



Universidad de Granada

TESIS DOCTORAL

**EFFECTOS DE UN ENTRENAMIENTO PROPIOCEPTIVO
Y DOS TRATAMIENTOS DE OSTEOPATÍA
SOBRE EL SISTEMA DE CONTROL POSTURAL
DE JUGADORES DE FUTBOL ADOLESCENTES:
ESTUDIO REALIZADO MEDIANTE
DETRENDED FLUCTUATION ANALYSIS (DFA)**

FRANCK MAZÉ

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

Junio 2017

DIRECTORES:

Dr. FRANCISCO JAVIER ROJAS RUIZ

Dra. MARÍA TERESA BLÁZQUEZ TEJADA

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales

Autor: Franck Bernard Maze

ISBN: 978-84-9163-408-9

URI: <http://hdl.handle.net/10481/47959>

Índice general

Agradecimientos	7
Resumen	9
INTRODUCCIÓN	11
0.1 Fútbol y sistema propioceptivo	12
0.2 Métodos para evaluar el sistema propioceptivo	13
0.3 Sistema propioceptivo y plataforma de estabilometría	13
0.4 El método DFA	14
0.5 Deporte y terapias manuales	16
0.6 Ejercicios propioceptivos	16
0.7 Aplicación conjunta de ejercicios propioceptivos y tratamientos de osteopatía	17
0.8 Objetivos	18
Capítulo 1. BASES FISIOLÓGICAS	21
1.1 El sistema de control postural	21
1.2 Base neurofisiológica	23
1.2.1 Los sistemas sensoriales	23
1.2.2 Las vías ascendentes o vías sensitivas	32
1.2.3 La integración central de las vías nerviosas	34
1.2.4 Las vías descendentes o motoras	41
1.3 Pivotes osteopáticos	42

Capítulo 2. MATERIAL Y MÉTODOS	45
2.1 Muestra	45
2.2 Diseño experimental: Protocolos de experimentación	45
2.2.1 Entrenamiento propioceptivo	45
2.2.2 Tratamiento según la técnica de los pivotes osteopáticos	47
2.2.3 Tratamiento según la técnica de normalización articular global (NAG)	47
2.3 Grupos	47
2.4 Material: La plataforma de estabilometría	48
2.5 Procedimientos: Protocolo seguido para realizar las medidas	50
2.6 Método de análisis	51
2.6.1 Origen y significado del método DFA	53
2.6.2 Protocolo de aplicación de DFA: escalas de tiempo T	56
2.6.3 Programación del algoritmo del método DFA	57
2.7 Cálculo del error asociado a los sensores de la plataforma	57
Capítulo 3. RESULTADOS	59
3.1 Tratamiento de los pivotes osteopáticos	60
3.2 Tratamiento de normalización articular general (NAG)	66
3.3 Disfunción de la actividad tónica postural (ATPO)	68
3.4 Entrenamiento propioceptivo	71
3.5 Fútbol: estudio conjunto de los grupos	79
3.6 Estudio estadístico del carácter multifractal de la oscilación postural	81

Capítulo 4. DISCUSIÓN	87
4.1 Comportamiento multifractal de la oscilación postural	87
4.2 Potencial del método DFA para objetivar cambios debidos a un entrenamiento propioceptivo y a dos tratamientos de osteopatía	88
4.3 Influencia de la información visual y de la presencia de una perturbación externa en la oscilación postural	90
4.4 Significado fisiológico de persistencia y antipersistencia	92
4.5 Variabilidad de los resultados del exponente α , obtenido mediante DFA	94
CONCLUSIONES	97
A. Ejercicios propioceptivos	101
B. Tratamiento de los pivotes osteopáticos	107
C. Técnica de normalización articular global (NAG)	113
D. Tests posturales para la objetivación de un problema de Actividad Tónica Postural (ATPO)	119
BIBLIOGRAFÍA	125

Agradecimientos:

Quiero agradecer a los entrenadores y preparadores físicos de los equipos de fútbol cadetes y juveniles que han participado en este proyecto de investigación. Gracias al entrenador de los equipos de fútbol juvenil de Santa Fe, José Gutierrez por facilitarme el acceso a los jugadores durante tres temporadas. También quiero agradecer al preparador físico de estos equipos, José Manuel Pérez por ayudarme a llevar a cabo el entrenamiento propioceptivo de los jugadores en el terreno de juego. Un agradecimiento especial al entrenador del equipo de cadetes de Granada, Raúl Ervilla por cambiar su entrenamiento para colaborar con este proyecto de investigación. Mi gratitud para el osteópata Adolfo Marco, que colaboró en la tarea de campo con los equipos de fútbol cadete y juvenil de Cuenca. Un agradecimiento a todos los jugadores de fútbol que han participado, así como a sus familias que les acompañaron en diversos procesos de este proyecto.

En segundo lugar quiero expresar mi agradecimiento a mis profesores. Al fisioterapeuta y osteópata deportivo Alain Ceccaldi quiero agradecerle por la transmisión del conocimiento que me ha permitido entender la postura y sus aplicaciones en el deporte. Un sentido agradecimiento al osteópata Michel Gauthier por ayudarme a entender conceptos relacionados con las terapias manuales en deportistas. Mi gratitud especial al Dr Jean-François Favre por compartir los detalles sobre el entrenamiento propioceptivo que creó y realizó en la selección nacional francesa de balonmano.

Y finalmente un agradecimiento especial a mis directores de tesis que permitieron el desarrollo de esta tesis que tiene un carácter multidisciplinar. Gracias al profesor Francisco Javier Rojas por aportar sus conocimientos sobre investigación en las Ciencias del Deporte, y a la Dra María Teresa Blázquez por ayudarme con los algoritmos matemáticos que permiten descubrir la armoniosa dinámica interna de los sistemas fisiológicos humanos. A ambos quiero agradecerles su flexibilidad para unir a esta investigación temas relacionados con las Ciencias de la Salud, campo del cual procedo. Su colaboración ha permitido llevar a cabo este proyecto de investigación que une Ciencias del Deporte, Ciencias Físicas y Ciencias de la Salud.

Resumen

Introducción:

La objetivación del efecto de un entrenamiento propioceptivo en deportistas es frecuentemente realizada de manera indirecta, mediante los cambios en la incidencia de lesiones. Existen otro tipos de metodología que buscan objetivar un efecto directo sobre la fisiología del cuerpo humano de este tipo de entrenamientos: entre ellas se encuentran las técnicas de análisis no lineal, que han aportado una nueva comprensión de cómo los sistemas fisiológicos mantienen los patrones de estabilidad. En este sentido, el presente trabajo ha buscado investigar el potencial del análisis no lineal para comprender la dinámica interna de la oscilación del cuerpo humano y estudiar si es afectada por diferentes intervenciones.

Objetivos:

El objetivo principal de esta tesis doctoral es dilucidar el potencial del método de análisis no lineal *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), para objetivar cambios producidos en el sistema de control postural (SCP), reflejados en el desplazamiento del centro de presión (CdP) de jugadores de fútbol adolescentes que han seguido diferentes protocolos de intervención: entrenamiento propioceptivo y/o tratamientos de osteopatía.

Como objetivos secundarios se estudió mediante DFA el efecto de una perturbación externa y de la ausencia de información visual sobre el SCP, así como las características de la dinámica no lineal del desplazamiento del CdP

Metodología:

En este trabajo de investigación han participado 121 jugadores de equipos de fútbol cadete y juvenil de Granada y Cuenca, que fueron divididos aleatoriamente en un grupo de control y en diferentes grupos que realizaron: un entrenamiento propioceptivo basado en la técnica de control de los pivotes (COP), y/o fueron tratados mediante las técnicas de normalización articular general (NAG) o de los pivotes osteopáticos. Se registró el desplazamiento del CdP de cada jugador mediante una plataforma de estabilometría, al principio y al final de una temporada de fútbol durante la cual se realizaron las citadas intervenciones. Los registros fueron realizado bajo diversas condiciones (estáticas y dinámicas, con y sin información visual) con una frecuencia de 80 Hz durante 102.4 s. Estos registros fueron analizados mediante DFA: análisis estadístico que ofrece un exponente de correlación α que aporta información sobre la dinámica interna no lineal del desplazamiento del CdP en diferentes escalas de tiempo. Se calculó dicho exponente en ocho escalas de tiempo.

Resultados:

La comparación entre los resultados del grupo de control y de cada uno de los grupos a los se les asignó uno o varios protocolos de intervención, mostró en todos los casos la existencia de un solape a nivel de 1σ en los valores del exponente de correlación α obtenidos mediante el método DFA. Por tanto, el método DFA no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas que permitieran objetivar cambios producidos en el SCP causados por las intervenciones experimentales previamente citadas.

Los resultados de este trabajo han mostrado con suficiente robustez estadística el carácter multifractal de la dinámica del desplazamiento del CdP. Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los valores del exponente de correlación α entre las escalas de tiempo menores de 0.7 s y las mayores de 5 s. en el movimiento lateral del CdP, y entre las menores de 0.2 s y las mayores de 5 s en el movimiento anteroposterior.

Este proyecto de investigación no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas entre las medidas realizadas con ojos abiertos y cerrados, ni entre las medidas realizadas en condiciones estáticas y las denominadas dinámicas, que incluían la presencia de un balancín bajo los pies de los jugadores que creaba una perturbación externa de su equilibrio.

Conclusiones:

La conclusión de este trabajo es que el método DFA no tiene el potencial de dilucidar el efecto sobre el SCP de las intervenciones realizadas en este proyecto, cuando se analizan establogramas registrados durante 100 s o menos, y frecuencias de 80 Hz o inferiores, aplicando el algoritmo de DFA sobre 40 intervalos de tiempo cuyos tamaños sigan una escala logarítmica, y a partir de los cuales se calcule el valor del exponente α en ocho escalas de tiempo.

También se concluye que la dinámica interna del desplazamiento del CdP, u oscilación postural, tiene un carácter multifractal que puede ser detectado mediante el método DFA. Por tanto, este resultado puede ayudar a otros autores a diseñar correctamente su protocolo de utilización del método DFA.

Perspectivas de futuro:

El carácter multifractal muestra la variedad y complejidad de posibles actuaciones del SCP, características estas que dificultan aislar el efecto de una intervención en particular. Para avanzar en este sentido sería necesario obtener valores del exponente α más precisos, que se obtendrían con señales de mayor tamaño, bien aumentando el tiempo de registro o la frecuencia de muestreo. Este registro de señales con un mayor número de puntos podría aportar una mayor definición de la trayectoria seguida por el CdP, y aumentar así la robustez estadística del método DFA.

Palabras clave: entrenamiento propioceptivo, tratamiento de osteopatía, fútbol, análisis DFA.

INTRODUCCIÓN

El sistema de control postural humano (SCP) 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 mantener el equilibrio sobre una pierna o alcanzar un objeto con precisión en deportes como el fútbol (Zhou 2013).

El SCP está compuesto por un conjunto de elementos sensoriales y motores integrados en el Sistema Nervioso Central (SNC) (Mergner 2002). Las informaciones provenientes de los sistemas vestibular, visual y propioceptivo son integradas y procesadas continuamente en el SCP; el resultado de este proceso es la elaboración de órdenes de ejecución, dirigidas principalmente hacia los músculos, cuyo objetivo es mantener el equilibrio o la estabilidad en el cuerpo humano (Latash 2002; Luyat 1997).

El correcto funcionamiento del SCP es esencial para el control del equilibrio requerido en la práctica deportiva. Jugar al fútbol, por ejemplo, involucra tareas motoras fundamentales que están influenciadas por la interacción de diversos sistemas fisiológicos (Weigelt 2000). La información propioceptiva, que llega desde diversas fuentes, es integrada y procesada por el SCP para controlar la creación de movimientos coordinados a través de numerosos músculos y articulaciones (Riemann 2002). Las habilidades del sistema propioceptivo mejoran a partir de la experiencia, por lo que se ha desarrollado entrenamientos especiales en este sentido (Mette 2015; Myer 2005; Wong 2012).

Un gran número de estudios han centrado su atención en el estudio del sistema propioceptivo (Decicco 2005; Hides 2012; Marek 2005). Algunos de ellos han sido orientados hacia el estudio de los efectos de ejercicios en la práctica de un deporte (Mehdizadeh 2016; Parrington 2015). Otros han investigado el efecto de las técnicas propioceptivas en la recuperación de las habilidades deportivas tras sufrir lesiones de tobillo o rodilla (Caplan 2009; Ingle 2009; Ree 2007; Wilk 2012).

El sistema propioceptivo es también un frecuente tópico en investigaciones relacionadas con el fútbol (Ben Moussa 2008; Molacek 2010). Mancera et al. (2013) han observado mejoras en los parámetros dinámicos posturales de futbolistas gracias a la realización de ejercicios de propiocepción. Desde hace años se ha constatado que realizarlos en pretemporada es esencial para la prevención de lesiones futuras (Nashner 1989). Arneodo y al. (1995) han evidenciado que un trabajo diario de diez minutos de ejercicios de propiocepción reduce las oscilaciones a nivel del tobillo.

0.1 Fútbol y sistema propioceptivo

El fútbol es un deporte de alta intensidad y contacto que combina múltiples factores de riesgo de lesión. El entrenamiento propioceptivo es uno de los medios mediante los cuales se intenta influir en la disminución de la incidencia de lesiones. (Adalid 2014; Crespo 2011). Caraffa et al., (1996) estudiaron los efectos de un entrenamiento propioceptivo en jugadores de fútbol. En su estudio participaron 600 jugadores, que fueron divididos aleatoriamente en un grupo de control y un grupo experimental que realizó un entrenamiento propioceptivo. Encontraron una incidencia de 1.15 en lesiones de ligamento cruzado anterior (LCA) en el grupo de control y de 0.15 en el grupo que siguió un entrenamiento propioceptivo.

El entrenamiento propioceptivo también ha encontrado su aplicación positiva en la recuperación de lesiones (Irrgang 1994; Wilk 2012). Mattacola & Dwyer (2002) recomiendan el entrenamiento propioceptivo en la fase intermedia de rehabilitación de una lesión. Mette et al., (2015) han presentado evidencias sobre la reducción de recidivas y periodos postquirúrgicos gracias a la intervención mediante métodos neuromusculares y propioceptivos para la prevención y tratamiento de la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) de la rodilla.

La práctica del fútbol requiere y desarrolla actividades motoras y de control postural. En este sentido, el entrenamiento propioceptivo también es orientado hacia el desarrollo de las habilidades con el balón que son precisas en este deporte. García et al. (2011), estudiaron los efectos de un programa de entrenamiento deportivo propioceptivo sobre las habilidades motrices de niños de 10 años pertenecientes a dos escuelas de formación deportiva de fútbol. Participaron 44 niños que fueron repartidos aleatoriamente entre un grupo de control y otro experimental. Se utilizó como técnica de evaluación, la observación y valoración directa de habilidades motrices siguiendo la batería de perfil psicomotor de Vitor Da Fonseca. La conclusión del estudio indicó que el programa de entrenamiento propioceptivo deportivo mejoró las habilidades motrices de los niños que habían realizado un entrenamiento propioceptivo, en comparación con los niños el grupo de control.

González et al. (2014), estudiaron los efectos de un entrenamiento propioceptivo sobre base estable y base inestable en 20 futbolistas que pertenecían a la plantilla del primer equipo de un club de Segunda División Española. La muestra se dividió en dos grupos aleatorios que siguieron uno de los dos tipos de entrenamientos propioceptivos previamente citados. Para estimar la estabilidad a nivel de las extremidades del tren inferior se utilizó el Star Excursion Balance Test (SEBT). Los resultados obtenidos mostraron que tras 5 semanas de entrenamiento propioceptivo se produjo una mejora en los valores registrados en el SEBT para ambos programas de entrenamiento propioceptivo.

Malliou et al. (2004), investigaron el efecto de un entrenamiento de equilibrio y propiocepción en las lesiones del miembro inferior. Su muestra estaba compuesta por 100 jóvenes futbolistas que fueron divididos en grupo de control y grupo experimental. Realizaron un test de equilibrio mediante el sistema de estabilidad Biodex antes y después

del periodo de intervención. Encontraron evidencias de la disminución de incidencias de lesiones y del aumento del equilibrio.

Por tanto, hemos visto que las investigaciones que involucran conjuntamente el entrenamiento propioceptivo y el deporte como el fútbol, han sido orientadas mayoritariamente hacia la prevención de lesiones. Y siguiendo esta línea de investigación en sentido inverso, se ha utilizado como método frecuente de evaluación del efecto del entrenamiento propioceptivo, el estudio de su relación con los cambios en la incidencia de lesiones deportivas. También existen otros métodos para evaluar cambios en el sistema propioceptivo.

0.2 Métodos para evaluar el sistema propioceptivo

Existe una variedad de métodos para evaluar los cambios en el equilibrio tras un entrenamiento propioceptivo: batería de perfil psicomotor de Vitor Da Fonseca (García, 2011), Star Excursion Balance Test (SEBT) (Gonzalez et al., 2014), test de equilibrio Biodex (Maillou et al. 2004).

El tema de la evaluación funcional propioceptiva de miembros inferiores en deportistas fue tratado por Tironi (2009). Este autor realiza una revisión bibliográfica en la que muestra en detalle los instrumentos de evaluación propioceptiva entre los que se encuentran: la prueba de Sensación de Posición Articular (Joint Position Sense JPS), la Reproducción Angular Activa (Active Angle Reproduction), Evaluación de la Kinestesia (Kinesthesia Testing), Sensación de Tensión (Sense of Tension) y el instrumento de evaluación propioceptiva en adultos (IEPA). El autor concluye que no existe consenso sobre cuál es el instrumento evaluativo de la función propioceptiva más fiable.

También es posible realizar medidas que evalúen los efectos de los programas propioceptivos mediante: tiempo de activación de la musculatura insertada en la extremidad a evaluar (Eils & Rosenbaum, 2001), angulación de la articulación mediante radio-goniometría 3D (Abboud 1999), la posición del centro de gravedad (Bernier & Perrin, 1998) y estudio de la dinámica interna del cambio de posición del centro de gravedad, u oscilación postural (Maze 2016; Maze 2017). La oscilación postural se registra mediante plataformas de estabilometría.

0.3 Sistema propioceptivo y plataforma de estabilometría

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 (Romero 2013). Esta tipo de plataforma permite registrar el desplazamiento del centro de presión (CdP) de un individuo situado sobre ella gracias a los sensores de presión que se encuentran en su interior (Satel 2002). El CdP es el punto de aplicación de la resultante vertical de las fuerzas que actúan sobre la superficie de apoyo. El registro del desplazamiento de CdP es conocido como estabilograma y puede ser descompuesto en dos señales unidireccionales cuyo análisis aporta información sobre el funcionamiento del SCP (Blázquez

2010), ya que el movimiento del CdP es un reflejo de todas las actuaciones del SCP y de la fuerza de gravedad.

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 (Gagey 1999; Hugon 1998; Monzani 1998; Prieto 1994; Romero 2013; Weber 2001). 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. El acercamiento clásico lineal es estático en el tiempo, como una foto, y no describe las características del SCP que son dinámicas.

Los nuevos tipos de acercamiento al estudio de los estabilogramas contemplan el examen de la dinámica no lineal interna de la trayectoria del CdP registrada en los estabilogramas (Turner 2000). El concepto de dinámica no lineal sugiere que la oscilación del cuerpo humano, que es un reflejo de la actuación del SCP, no es aleatoria sino que posee una compleja estructura desde el punto de vista matemático (Collins 1995; Van Emmerik 2016).

Los estudios basados en la dinámica no lineal, también conocida como geometría fractal, comenzaron a aplicarse a la trayectoria del CdP a partir de los años noventa, reproduciendo protocolos similares a los que estaban siendo aplicados a otras señales fisiológicas como los electrocardiogramas (Aghili 1995; Bezerianos 1995; Peng 1993; Peng 1995), y las secuencias de nucleótidos en el ADN (Allegrini 1998; Peng 1994; Voss 1992). Los trabajos sobre la trayectoria del CdP siguiendo esta línea de investigación más conocidos y citados pertenecen a Collins et al. (Collins 1993; Collins 1994; Collins 1995). Inspirados en el movimiento fraccional browniano de Mandelbrot (Mandelbrot 1968), analizan la varianza de los incrementos en la posición del CdP en función de diversas escalas de tiempo. Estos trabajos mostraron que la trayectoria del CdP tiene un carácter fractal, es decir, su comportamiento es idéntico en diferentes escalas de tiempo: sus características son similar independientemente del tamaño del intervalo de tiempo estudiado; lo que puede implicar un alto grado de desarrollo y complejidad del SCP.

Un método muy utilizado, perteneciente a este tipo de análisis, es el llamado *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA) y fue introducido por Peng et al. (Peng 1993; Peng 1995) como parte de sus investigaciones sobre el electrocardiograma. El análisis DFA ha sido empleado en muy diversas áreas de investigación como por ejemplo: los electroencefalogramas (Linkerkaer-Hansen 2001; Robinson 2002), los electrocardiogramas (Amaral 1998; Ashkenazy 2000; Ashkenazy 2001; Bunde 2000; Ivanov 1999; Kantelhardt 2003), el control oculomotor (Mergenthaler 2007), el control motor (Hausdorff 2001; Hu 2004) y la marcha (Dingwell 2010; Rhea 2014). DFA es un método que aún no ha sido utilizado para objetivar cambios asociados a un entrenamiento propioceptivo.

0.4 El método DFA

El método DFA es una apreciada herramienta en la investigación relativa al deporte (Barbado 2015; Bueno 2015; Casties 2006; Heffernan 2008; Jordan 2006). Vázquez et al. (2016) utilizaron DFA para probar la existencia de correlaciones de largo alcance (relaciones

entre pares de datos recogidos con amplias diferencias de tiempo) en las estrategias de control postural durante la realización de ejercicios. Weippert et al. (2015) utilizaron el método DFA para estudiar la dinámica no lineal de la frecuencia cardíaca durante la práctica de ejercicios físicos y respiratorios. Sus resultados muestran que la fractalidad del ritmo de los latidos del corazón no es afectada por un ligero ejercicio, pero sí por un cambio en la respiración. Mann et al. (2015) realizan un estudio en el que comparan dos grupos de corredores, uno con sujetos que habían sufrido lesiones previas y otro que no. El estudio de la dinámica no lineal del intervalo entre zancadas mediante el método DFA mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

La aplicación del método DFA a temas de investigación directamente relacionados con el fútbol no es muy frecuente, aunque han aparecido algunos artículos al respecto (Hardiman 2011; Jelinek 2014). Bruno, et al. (2011) utilizaron DFA para identificar diferentes patrones durante el entrenamiento de jóvenes deportistas: nadadores y jugadores de fútbol.

Otros temas investigados en relación con la aplicación del método DFA al análisis del desplazamiento del CdP guardan relación con la influencia de diversos factores como la edad (Thurner 02; Duarte 2008; Zhou 2013), la presencia de patologías (Roerdink 2005; Schniepp 2013) y la influencia de perturbaciones externas (Kiers 2012).

El método DFA ha sido aplicado al estudio de la trayectoria del CdP por numerosos investigadores. Su conclusión principal es que el comportamiento del SCP reflejado en la oscilación del cuerpo refleja una dinámica no lineal de mayor complejidad fractal que la de otros sistemas fisiológicos como el cardíaco (Ashkenazy 2001), debido a que no posee un único exponente de correlación que defina sus características, sino varios (Thurner 2000). La existencia de diferentes valores del exponente de correlación obtenidos al aplicar DFA a diferentes escalas de tiempo, indica que la dinámica interna del desplazamiento del CdP es multifractal (Duarte 2001).

Este carácter multifractal fue puesto en duda por Delignières et al. (2003), que defendían la posibilidad de este resultado fuera debido a un artefacto estadístico; y contestado por Blázquez et al. (2009), quienes mostraron evidencias sobre este carácter multifractal: basándose en los resultados del análisis mediante DFA de 400 estabilogramas, mostraron que la trayectoria del CdP presenta diferente comportamiento fractal en las pequeñas y las grandes escalas de tiempo. Otro trabajo sobre la influencia del tiempo de medida también mostró el carácter multifractal del desplazamiento del CdP (Blázquez 2012). En la literatura reciente encontramos trabajos de autores que aplican el método DFA considerando que el desplazamiento del CdP es fractal en lugar de multifractal (Amoud 2007; Caballero 2016; Coubard 2014; Quatman-Yates 2013).

Quatman-Yates et al. (2013) evaluaron la complejidad de los estabilogramas registrados a un grupo de jugadoras de fútbol juvenil mediante el método DFA y medidas clásicas como el cálculo de la longitud recorrida por el CdP, y concluyeron que estos métodos de análisis son fiables. Donker et al. (2007) estudiaron la influencia de la atención en el control postural en sujetos sanos. Cuantificaron, mediante análisis no lineales como DFA y Lyapunov, y lineales como el cálculo de la longitud recorrida por el CdP, el efecto de manipular el foco de atención de los sujetos y encontraron evidencias al respecto. Coubard et al. (2014) aplicaron el método DFA al estudio del efecto de un entrenamiento de danza y encontraron tendencias al cambio en los exponentes de correlación en función de la dirección del movimiento del CdP y de la

presencia o ausencia de información visual. Caballero et al. (2016) utilizaron DFA para demostrar la complejidad del desplazamiento del CdP e investigar hasta qué punto ciertas perturbaciones externas podían aumentar o disminuir la complejidad de la oscilación postural.

Hasta donde hemos podido saber, el método DFA aún no ha sido aplicado al análisis de las trayectorias del CdP de jugadores juveniles de futbol para estudiar el efecto del entrenamiento propioceptivo.

0.5 Deporte y terapias manuales

Los jugadores de futbol están constantemente expuestos a un alto riesgo lesional debido a los constantes esfuerzos de alta intensidad que realizan y las acciones de contacto entre ellos que se producen en las diferentes jugadas. Los futbolistas cuentan con la atención de equipos médicos que trabajan para prevenir y principalmente para tratar sus lesiones. Las terapias manuales, llevadas principalmente a cabo por fisioterapeutas y en algunos casos también por osteópatas y quiropractores, suelen ser un tratamiento frecuente (Brantingham 2012, Hoskins 2010, Van der Wees 2006).

Se han realizado investigaciones sobre terapias manuales relativas a técnicas de movilizaciones, manipulaciones y estiramientos manuales pasivos (Bronfort 2010). Hoeksma et al. (2004) encontraron evidencias del efecto positivo de la aplicación en las articulaciones de la cadera de terapias manuales y estiramientos pasivos. Otros autores estudiaron el efecto de la duración y la cantidad de las técnicas utilizadas y encontraron los valores a partir de los cuales los resultados se vuelven más limitados (Cibudka 1993, Mosler 2006). Respecto al estudio de las terapias manuales realizadas en las articulaciones de la rodilla, Ko et al. (2009), encontraron evidencias del efecto positivo de las técnicas de terapia manual y el estiramiento manual pasivo de corta duración sobre las cadenas musculares de la rodilla.

En otros casos las terapias manuales están orientadas no a la recuperación de una lesión durante la práctica deportiva, sino a la mejora general del aspecto biomecánico del futbolista. Los tratamientos de osteopatía se engloban dentro de este caso (Favre 1996; Favre 2000).

0.6 Ejercicios propioceptivos

Los ejercicios propioceptivos son grupos de ejercicios o movimientos angulares de pequeña amplitud. El cuerpo consigue realizar este tipo de movimientos mediante detección de las variaciones de presión, tensión y longitud de los diferentes tejidos articulares y musculares.

En condiciones normo-gravitatorias estos ejercicios involucran los músculos profundos para así mantener las posiciones de las articulaciones y los músculos superficiales para el

movimiento específico del cuerpo. Los ejercicios propioceptivos aumentan la tonicidad de las fibras musculares que aportan estabilidad del equilibrio.

Los ejercicios propioceptivos se pueden trabajar con brazo de palanca de los miembros superior e inferior de diferentes tamaños. Se trabaja el brazo de palanca de pequeño tamaño para mejorar la postura estática del futbolista, y el brazo de palanca de gran tamaño para solicitar tareas posturales asociadas a gestos deportivos más complejos.

Estos ejercicios involucran los tres grupos musculares: flexión-extensión, abducción-adducción y rotación izquierda-derecha. Finalmente los ejercicios propioceptivos permiten trabajar el aspecto cualitativo del movimiento.

Kynsburg et al. (2010) establecieron un entrenamiento propioceptivo a 10 jugadoras profesionales de balonmano, quienes lo realizaron durante 20 meses. Compararon sus resultados con los de un grupo de control formado por otras 10 jugadoras y encontraron que el entrenamiento mejoró la función de posicionamiento del tobillo de las atletas del grupo experimental.

Wong et al. (2012) estudiaron el efecto de un entrenamiento propioceptivo sobre el control motor. Sus resultados apoyan la eficacia de este entrenamiento en el aumento del aprendizaje motor. Otros autores han comparado diversos tipos de entrenamiento propioceptivo en el aprendizaje motor: Beets et al. (2012) han mostrado la superioridad de los ejercicios activos sobre los pasivos.

Ju et al. (2010) examinaron los efectos de movimientos pasivos repetitivos sobre la propiocepción de la rodilla. Sus resultados muestran una mejora del sentido de posicionamiento de la rodilla de los sujetos participantes. Estos investigadores concluyen que sus resultados pueden ser implementados en el entrenamiento propioceptivo de actividades deportivas.

0.7 Aplicación conjunta de ejercicios propioceptivos y tratamientos de osteopatía

En la selección nacional de balonmano francesa se aplicó conjuntamente un protocolo de ejercicios propioceptivos y tratamientos de osteopatía. Fue llevado a cabo por J. F. Favre y su equipo desde 1989 en los equipos nacionales franceses juveniles y a partir de 1992 en la selección nacional de balonmano francesa (Favre 1993; Favre 1996; Favre 2000). A partir del 2001 sus colaboradores continuaron aplicando el mismo protocolo que consistía en dos tratamientos de osteopatía: Normalización Articular General (NAG) y manipulación de los pivotes osteopáticos, y la técnica propioceptiva de control postural (COP). Este protocolo se explicara en detalle más adelante pues constituye el protocolo experimental de este trabajo.

El rendimiento deportivo de la selección nacional de balonmano francesa desde 1992 hasta 2017 es excelente: ha participado en siete Juegos Olímpicos, en los que ha obtenido dos medallas de oro, una de plata y otra de bronce, en trece campeonatos de mundo en los que ha obtenido seis medallas de oro, una de plata y tres de bronce, y en trece campeonatos europeo

con tres medallas de oro. Es un logro continuo transgeneracional en una disciplina colectiva, cuatro generaciones han participado y los logros al más alto nivel pueden estar relacionados con la técnica propioceptiva COP y las terapias manuales NAG y de pivotes osteopáticos.

0.8 Objetivos

En este trabajo de investigación han participado 121 jugadores de fútbol juvenil que fueron divididos en diferentes grupos que realizaron, o no, la técnica propioceptiva COP y fueran tratados, o no, mediante las técnicas NAG y de los pivotes osteopáticos. Las medidas de evaluación se realizaron mediante una plataforma de estabilometría y el método de análisis DFA.

El objetivo principal de este trabajo es dilucidar el potencial del método DFA para objetivar cambios producidos en el SCP por los diferentes protocolos de experimentación previamente citados a través de los resultados de su aplicación al análisis de la trayectoria del CdP de los jugadores participantes. Se han citado trabajos que han mostrado el efecto del entrenamiento propioceptivo, principalmente en relación con el cambio en la incidencia de lesiones; este trabajo tiene otra orientación: está dirigido hacia la búsqueda de cambios en el SCP debidos a actuaciones experimentales, a través del método DFA. Se enfoca en el hecho prioritario de comprobar la validez de DFA como método para evaluar el SCP del que forma parte el sistema propioceptivo.

Al tener a nuestra disposición un gran conjunto de medidas, 8 medidas de cada uno de los 121 jugadores participantes, un segundo objetivo es analizar las características de la trayectoria del CdP mediante el establecimiento de un protocolo de aplicación del método DFA a diferentes escalas temporales que permita determinar con gran robustez estadística si la dinámica interna de la oscilación del cuerpo humano tiene un carácter multifractal.

Finalmente existe un tercer bloque de pequeños objetivos relacionados con la investigación de la influencia de la información visual en el control postural, el comportamiento en las direcciones lateral y anteroposterior del desplazamiento del CdP, la presencia de disfunciones en el tono postural y la influencia de una perturbación externa del equilibrio.

Los principales objetivos planteados pueden ser investigados planteando las siguientes hipótesis:

→ El método DFA tiene el potencial de objetivar cambios en el SCP debidos al entrenamiento propioceptivo.

→ El método DFA tiene el potencial de objetivar cambios en el SCP debidos a los tratamientos de osteopatía.

→ La dinámica interna del desplazamiento del CdP, u oscilación postural, tiene un carácter multifractal que puede ser detectado mediante el método DFA.

El grupo de pequeños objetivos pueden ser investigados planteando las siguientes hipótesis:

→ La dinámica interna de la oscilación postural está influenciada por la presencia o ausencia de información visual.

→ La dinámica interna de la oscilación postural tiene diferentes características en sus componentes lateral y anteroposterior.

→ La presencia de disfunciones en el tono postural tiene un efecto en la dinámica interna de la oscilación postural.

→ La dinámica interna de la oscilación postural está influenciada por la presencia de perturbaciones externas del equilibrio.

En el capítulo 1 se presenta una descripción de la base fisiológica de los principales lazos de control postural que permiten al ser humano mantener el equilibrio. En el capítulo 2 se describe: el procedimiento experimental, el protocolo seguido en los registros de estabilometría y método matemático utilizado para el estudio de la dinámica del CdP. En el capítulo 3 se presentan los resultados. Esto nos conduce a discutir los resultados de los distintos protocolos de experimentación en el capítulo 4. Finalmente se presentan las conclusiones y las posibles líneas de trabajos futuros.

Capítulo 1

BASES FISIOLÓGICAS

La práctica deportiva tiene su base en las propiedades fisiológica del cuerpo: un gesto deportivo es posible si existe la base neurofisiológica que permite su ejecución. El conocimiento de estas bases fisiológicas que hacen posible alcanzar el gesto preciso en el deporte, permite alcanzar un cierto entendimiento del complejo y armonioso conjunto de lazos de control postural que posee el cuerpo humano. En este capítulo se presenta la descripción del sistema de control postural humano y sus bases neurofisiológicas, así como las zonas anatómicas que juegan un papel crucial en el mantenimiento del equilibrio postural.

1.1 El sistema de control postural

Para mantener el equilibrio nuestro cuerpo dispone de un complejo sistema de control postural (SCP), compuesto por diversos sistemas fisiológicos que recogen información sensorial (visual, vestibular, táctil o propioceptiva) y por determinados componentes del sistema nervioso central (SNC), que procesan esta información y elaboran órdenes de ejecución dirigidas principalmente hacia los músculos.

El SCP está organizado a partir del SNC y sus centros de integración y control se sitúan la corteza cerebral (Ioffe 1997; Pérennou 1999). Varios estudios realizados en pacientes con lesiones cerebrales han puesto de manifiesto la implicación de la cortical en los ajustes posturales y la noción de existencia de un esquema postural (Massion 1989 y 1992; Viallet 1991). Se ha demostrado que la estimulación magnética del córtex de un sujeto sano retarda no solo la ejecución del movimiento voluntario, sino también los ajustes posturales que asociados al área intervenida (Palmer 1994). Otros estudios han evidenciado el aumento del volumen del hipocampo en su parte posterior relacionada con el sistema visual en personas que ejecutan actividades que requieren de un buen equilibrio (Hüfner 2011), y la relación entre la región parieto-insular y la habilidad para el equilibrio dinámico (Miyai 1997).

Mantener una postura es un fenómeno activo y requiere una actividad motriz llamada postural que está bajo el control del sistema nervioso. El control de la postura constituye un ejemplo de coordinación de actividades múltiples que consiguen luchar contra los efectos de la gravedad, asegurar el equilibrio del cuerpo inmóvil, incluso ante la presencia de fuerzas externas, y coordinar el mantenimiento del equilibrio del cuerpo durante la ejecución de alguna tarea o movimiento.

La actividad muscular que mantiene la postura es casi permanente. Se habla de tono muscular. La actividad tónica de cada uno de los músculos relacionados con el esqueleto está sometida constantemente a ajustes en función de las condiciones internas y externas. Los centros nerviosos que controlan el tono muscular y los ajustes posturales están localizados en la médula espinal, en el tronco y en la corteza cerebrales, en el cerebelo y en el núcleo gris del cerebro. Las diferentes partes y el esquema de funcionamiento del SCP pueden ser comparados con los diseños creados por los ingenieros de instrumentación y control, según el siguiente esquema:

- La instrumentación de campo se encuentra repartida por todo el cuerpo humano. Se corresponde con los tres sistemas de captos sensores que dan la posición y la orientación del cuerpo en el espacio: sistema vestibular, visual y propioceptivo.

- La sala de control principal se encuentra en el interior del cráneo y las salas de control local en el interior de la columna vertebral. Estos centros se corresponden con determinados aspectos del sistema nervioso central y periférico.

- Las redes de comunicación recorren el interior de todo el cuerpo. Unen, por un lado la instrumentación de campo con los centros de control nervioso y, por otro, los diferentes centros de control entre sí. Las redes de comunicación se corresponden con las vías nerviosas ascendentes y descendentes.

El equilibrio postural creado gracias al SCP no implica la total inmovilidad del cuerpo, sino un continuo movimiento de adaptación: un continuo ajuste de la posición de las diferentes partes del cuerpo que se refleja en una oscilación del cuerpo humano alrededor de cada postura de equilibrio creada por el SCP (Zatsiorsky 1999). Incluso cuando nos parece que estamos quietos en bipedestación el cuerpo presenta una ligera oscilación alrededor de puntos de equilibrio (Harry 2005). Esta oscilación puede ser registrada mediante instrumental apropiado (Priplata 2002; Hu 2004) y recibe el nombre de desplazamiento del centro de presión del cuerpo (CdP) (Hugon 1998).

El control postural depende de la función coordinada del sistema visual (Berthoz 1975; Lee 1975; Bronstein 1997), vestibular (Lacour 1993) y propioceptivo (Roll 1988; Roll 1989; Gilhodes 1996). En el esquema corporal, cada aferencia sensorial aporta informaciones al SCP que son específicas a cada una de ellas (Pérennou 1999). Existen correlaciones entre el funcionamiento de los sistemas sensorimotrices laberíntico y oculomotor que ajustan los desplazamientos del CdP del hombre durante el ortoestatismo (Baron 1973; Nashner 1985; Roll 1995; Massion 1997; Bonnier 1999). Del mismo modo existe una relación entre los sistemas vestibular y propioceptivo que permite la regulación tónica postural (Baron 1978; Thai 2001). La propiocepción facilita la creación de un esquema postural (Roll 1988; Riemann 2002) y las aferencias sensoriales son seleccionadas y ponderadas en la corteza de nuestro cerebro en función del contexto (Horak 1996) y probablemente en función de los estilos perceptivos individuales (Isableu 1997; Lacour 1997) para facilitar la creación de posturas de equilibrio globales (Pérennou 2012).

A continuación se presentan las diferentes partes del SCP centrándonos en los diferentes sistemas sensoriales y sus niveles de integración a nivel del SNC, implicados en la regulación de la postura y el equilibrio.

1.2 Base neurofisiológica

En este apartado se describen los diferentes sistemas sensoriales que recogen la información. Seguidamente se habla de la transmisión de esas informaciones hacia el cerebro: vías ascendentes. Después, se trata la integración central implicada en esos mecanismos posturales y sus propiedades. Finalmente se presentan las vías descendentes de la información y sus actuadores: los músculos.

La información aquí presentada ha sido extraída de diversos libros de neurofisiología (Dupui 2002; Favre 2004; Fix 1996; Kandel 2003; Latash 2002; Purves 2016; Richard 1994).

1.2.1 Los sistemas sensoriales

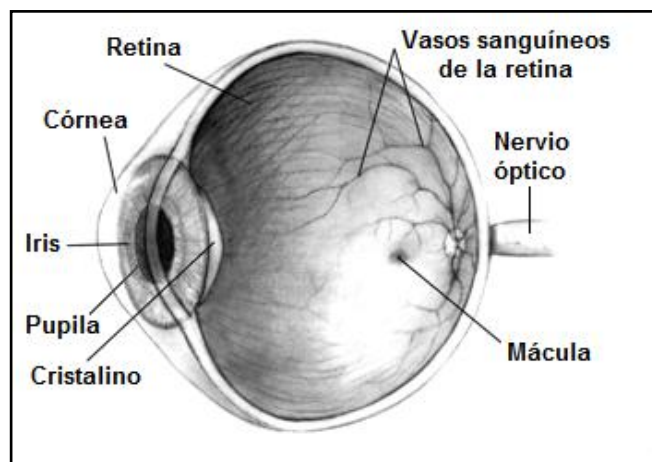
→ El sistema visual: los receptores de la retina

La sensibilidad visual es una de las modalidades sensoriales más desarrolladas en el ser humano y es realizada a través de la retina del ojo. La retina permite al sistema visual cumplir con su misión de focalizar las imágenes. La información es recogida por la fovea del ojo, viaja al córtex occipital y los núcleos basales e intercambia informaciones con el lóbulo frontal y parietal para, por ejemplo, colaborar en una orden que cree una respuesta muscular que afecte al posicionamiento de la columna vertebral.

El ojo, por su función exploradora, da permanentemente informaciones al organismo sobre su entorno, para ayudar al SCP a adoptar una configuración postural apropiada. Esta información colabora para poner en relación dos espacios: el espacio ocupado por el cuerpo y el espacio que lo rodea. Por un lado, el espacio del cuerpo se organiza a cada instante en configuraciones estáticas y dinámicas (Roll 1987) que implican la estabilización del segmento corporal a partir del cual se organiza el control del equilibrio y el control progresivo de los grados de libertad de las distintas articulaciones del cuerpo (Assaiante 1995). Por el otro lado, el espacio del lugar se refleja en la forma en la que adaptamos el eje de nuestro cuerpo a la verticalidad del lugar. Luyat (1998) insiste que 90% de los sujetos considerados como normales, aprecian la verticalidad con 3-6° a la derecha o a la izquierda de la verticalidad real.

Todo esto podría tener un efecto en los sujetos que dependen más de su campo visual porque tendrán entonces una inestabilidad postural más pronunciado que los sujetos independientes visualmente (Crémieux 1996, 1999a y 1999b). Con los ojos cerrados, unos sujetos adaptan su SCP perfectamente, y en otros aparecen estrategias de rigidez de la columna vertebral entre los hombros y la pelvis (Isableu 1996, 1997, 1998). Estos estudios indican también que nos adaptamos a la estimulación del sistema visual de dos maneras a nivel del miembro inferior:

utilizando una estrategia de rigidez a partir de la cadera que es poco eficaz a nivel postural o una estrategia de rigidez a partir del tobillo que es más eficaz. Un posible problema de la estrategia de rigidez a partir de la cadera se puede observar en el fútbol: los sujetos muy dependientes de la información visual pueden tener una desventaja en la utilización de su actividad postural.



1.1: Estructura del ojo.

Análogamente la mirada es muy útil en el desarrollo de una actividad deportiva como el fútbol. Existen tres categorías de control del ojo: fijar el objetivo visual, fijar el objetivo en el tiempo y obtener un objetivo táctico en el partido. Antes de capturar el balón con el pie: lo capturamos con la mirada. La mirada permite el estudio por anticipación del balón en movimiento. Realizamos la estimación del tiempo en que llegaremos a estar en contacto con la pelota. El cerebro anticipa las propiedades dinámicas del balón en función de su velocidad y de su masa. Si nos equivocamos, el cerebro cambia de nuevo los parámetros del control del SCP para actualizar el modelo interno y mejorar el sistema de actuar sobre la pelota en una próxima ocasión (Berthoz 1997). Por tanto existen relaciones de dependencia recíproca entre el sistema visual y el sistema postural.

→ El sistema vestibular: los canales semicirculares y los otolitos

El sistema vestibular se encuentra situado en el oído interno. Su parte principal: el laberinto, es un órgano sensorial complejo que tiene un papel importante en la regulación del SCP. Está formado por los canales semicirculares y los otolitos.

Los canales semicirculares son tres y captan la aceleración angular de la cabeza, gracias a su posición: hay un canal superior, uno lateral y uno posterior, y a que células sensibles al desplazamiento.

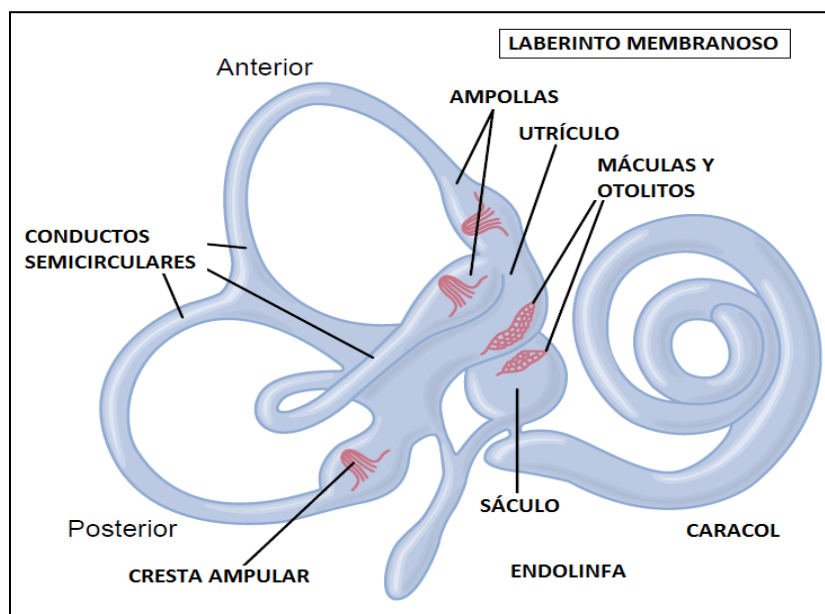


Figura 1.2: Estructura del laberinto.

Los otolitos tienen neuronas para las aceleraciones lentas y otras para las rápidas. Se dividen en utrículo y sáculo, y responden a la posición de la cabeza en función de la aceleración lineal y de la fuerza de la gravedad. El utrículo es un indicador de la verticalidad. El utrículo y sáculo generan influjos que adaptan de manera refleja la posición del tronco en relación a la cabeza en el espacio. Las informaciones de aceleración angular, lineal y gravitatorias se transmiten a los núcleos vestibulares, que están situado en el tronco cerebral.

Todas las informaciones vestibulares se dirigen hacia una zona situada entre el bulbo y la protuberancia del tronco cerebral: ocupan una parte importante del bulbo raquídeo.

La función esencial del sistema laberíntico es medir los movimientos de la cabeza en un sistema de referencia con gravedad y permitir la estabilización postural así como la estabilización de la mirada. Por tanto este sistema asegura el equilibrio y la postura, y coordina los movimientos de la cabeza y de los ojos.

Después de una operación de un vestíbulo, es posible que se presenten problemas posturales que afecten la estabilización y orientación de la cabeza y que como consecuencia de ello, el cuerpo se incline por adaptación de las actividades espinales tónicas y dinámicas (Lacour 1993). Algunos autores han observado en animales que la lesión del laberinto crea una inclinación de la cabeza con una deformación del eje vertebral tipo actitud escoliótica. A largo plazo, estos déficits se borran progresivamente y se ha identificado que la duración de la compensación varía en función de la especie. Los déficits del SCP recuperan en algunas horas en el pez rojo y el ratón, algunos días en el cobaya y 4-5 semanas en los mamíferos superiores (Schaefer 1974; Smit 1989). En el hombre, los déficits son menos pronunciados pero cuantificables. Conviene señalar que el estudio del control postural ortostático se puede medir gracias a una plataforma de estabilometría y pone en evidencia un aumento de las oscilaciones

del CdP (Lacour 1997). Además se observa igualmente un aumento del peso del lado de la lesión vestibular (Takemori 1985). Otro síntoma observado es una inclinación en el plano frontal, asociado a una rotación del lado de la lesión en el plano horizontal (Borel 2001). Hasta ahora hemos hablado de compensaciones del déficit del sistema laberíntico en el hombre a corto plazo ¿Que pasa al año de la lesión? Pues los científicos siguen observando después de un año unas adaptaciones del SCP como un aumento de las oscilaciones del CdP y sobretodo cuando la tarea postural se complica (Lacour 1993).

Las capacidades de equilibrio en dinámica que pueden verse afectadas por una operación del vestíbulo dependen de la naturaleza de la tarea a efectuar, de la disponibilidad de aferencias sensoriales no vestibulares y de la imprevisibilidad del estímulo. Allen y Pfaltz (1985) han demostrado que existe una asimetría de la respuesta del músculo tibialis anterior con una disminución del lado ipsilateral operado y un aumento del lado controlateral. Las capacidades de estabilización de la cabeza después de una lesión vestibular unilateral muestran un deterioro de calidad de movimiento durante la rotación pasiva en el plano horizontal y vertical (Pérennou 1998). Además unos problemas similares han sido descritos en condiciones naturales de expresión motora como la marcha, la carrera o el salto (Grossman 1988; Pozzo 1991). Los déficits posturales por debilidad vestibular son más fáciles de compensar en condiciones estáticas que en dinámica (Borel 1999).

Esto tiene implicaciones prácticas como el hecho de que para ser jugador de fútbol profesional es preciso tener un vestíbulo intacto que permita un trabajo correcto del SCP. Cuando se elimina la información visual y somatosensorial durante un salto por ejemplo: el sistema vestibular debe aportar precisión al SCP. En los jugadores de fútbol, el dominio espacial es constatable: en la aptitud espacial, en las estrategias posturales y en el gesto deportivo (Ohlmann 2001).

→ El sistema propioceptivo

A este sistema pertenecen los receptores de los músculos oculares, los receptores de los músculos de la columna vertebral y miembros, así como los receptores articulares del cuerpo.

Los captosres de propiocepción responden a modificaciones del propio organismo y miden los movimientos intracorporales. Los propioceptores traducen la información que proviene de la configuración relativa de los segmentos del cuerpo. Su información se complementa con la del sistema vestibular para realizar movimientos complejos en los que el SCP debe conocer los movimientos absolutos de la cabeza y del cuerpo en el espacio (Berthoz 1997).

A continuación se presentan los principales receptores que participan en el sistema propioceptivo.

Los receptores en los músculos extraoculares. Cada glóbulo ocular tiene 6 músculos para permitir una regulación perfecta de la posición de los glóbulos en la órbita y así evitar la diplopía. Así pues, los 6 músculos extraoculares están inervados por 3 nervios craneales:

- El nervio ocular común (III) inerva los músculos recto interno, recto superior, recto inferior y el oblicuo inferior.

- El nervio troclear (IV) inerva el músculo oblicuo superior.

- El nervio abducens (VI) inerva el músculo recto lateral.

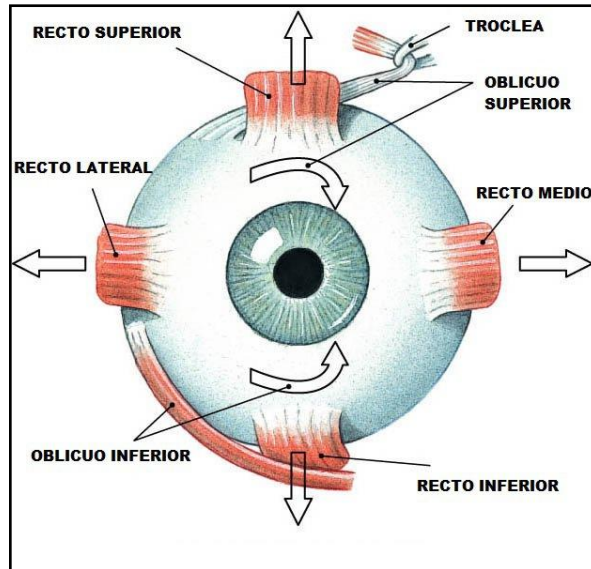


Figura 1.3: Músculos extraoculares.

Estos nervios tienen acoplada otra vía propioceptiva que da informaciones sobre el estado de tensión dentro de los músculos oculomotores. Esto significa que una parte de las aferencias propioceptivas pasan por el núcleo oculomotor correspondiente y otra parte pasa por la rama oftálmica del nervio trigémino; finalmente se reúnen con el núcleo mesencéfalo del nervio trigémino antes de relacionarse con el conjunto de las vías supraespinales.

En cierto sentido podemos decir que la oculomotricidad está al servicio de la visión y que el enfoque anatómico implica que la oculomotricidad posee una función específica de control y coordinación, de adaptación al ortostatismo. Por otra parte, los reflejos propio-oculomotores se establecen para informar a los núcleos sobre la posición de los glóbulos oculares en las órbitas, asegurando así la visión de una sola imagen a pesar de su función binocular. El objetivo de la función del sistema oculomotor es permitir la visión nítida, en relieve y en profundidad de los objetos.

Por último podemos decir que el uso de los músculos extraoculares permiten ir donde explora nuestra mirada. Así, se observa durante la marcha que la cabeza es estabilizada para que nuestra mirada se fije en el objetivo. Sin embargo, cualquier traumatismo en la cabeza puede crear un desequilibrio en los husos neuromusculares de los 6 músculos oculomotores y aumentar el desequilibrio del SCP creando el síndrome de deficiencia postural (Da Cunha 1987) o una disfunción de la actividad tónica postural ortostática (ATPO) de origen periférica en este caso (Baron 1952).

Mientras tanto, en la marcha, aparece un aumento de tonicidad de los músculos paravertebrales creando problemas de tendinitis, mala ejecución del gesto deportivo y un control postural visual excesivo de compensación con una ligera inclinación del eje bipupilar. Lo más probable es que el estiramiento de un músculo en un estado de tensión anormal cree una información propioceptiva anormal y perturbe el funcionamiento del SCP (Baron 1977; Vidal 2001).

En estos casos, el tratamiento consiste en usar prismas de potencia débil que solucionan de inmediato este tipo de problemas oculomotores.

Encontramos pocos trabajos de investigaciones que se hayan fijado en las relaciones que unen la regulación postural con la oculomotricidad y sobretodo con la participación extraocular a tal regulación (Ushio 1980; Roll 1999).

Los receptores articulares. Los receptores articulares están situados en las articulaciones, y más en particular en las cápsulas articulares. Están constituidos principalmente por los corpúsculos de Ruffini. Estos receptores permiten recoger dos categorías principales de información:

- Goniométricas (apertura de los ángulos articulares).
- De velocidad (velocidad de apertura de los ángulos articulares).

El movimiento de la articulación activa los receptores de Ruffini a partir de 12-30 m/s. Los receptores articulares están adaptados para transmitir toda la información que concierne a los diferentes segmentos del cuerpo. Además, esos receptores son muy activos en las posiciones extremas de movimientos articulares y menos en posiciones intermedias que son más fisiológicas.

En el fútbol se presentan situaciones posturales complicadas como una recepción después de un salto, una carrera y/o unos contactos con el adversario, que requieren del buen funcionamiento de estos receptores. Cualquier subluxación articular por mínima que sea, puede crear un aumento de sensibilidad de los receptores articulares y dar pie a su ajuste postural compensatorio.

Los receptores musculares. Están situados dentro del músculo; los receptores de los husos musculares están dispuestos paralelos a las fibras musculares. Cada huso neuromuscular contiene una parte central sensitiva que tiene dos tipos de fibras aferentes.

Las fibras primarias (Ia), que contienen fibras en saco y en cadena, son sensibles a la longitud del músculo y a la velocidad de estiramiento a partir de 72-120 m/s. Estas fibras poseen una funcionabilidad de tipo estático y dinámico. Y por otra parte están las fibras secundarias (II) que contienen fibras en cadena. Su funcionabilidad es de tipo estático y son sensibles a partir de 30-66 m/s.

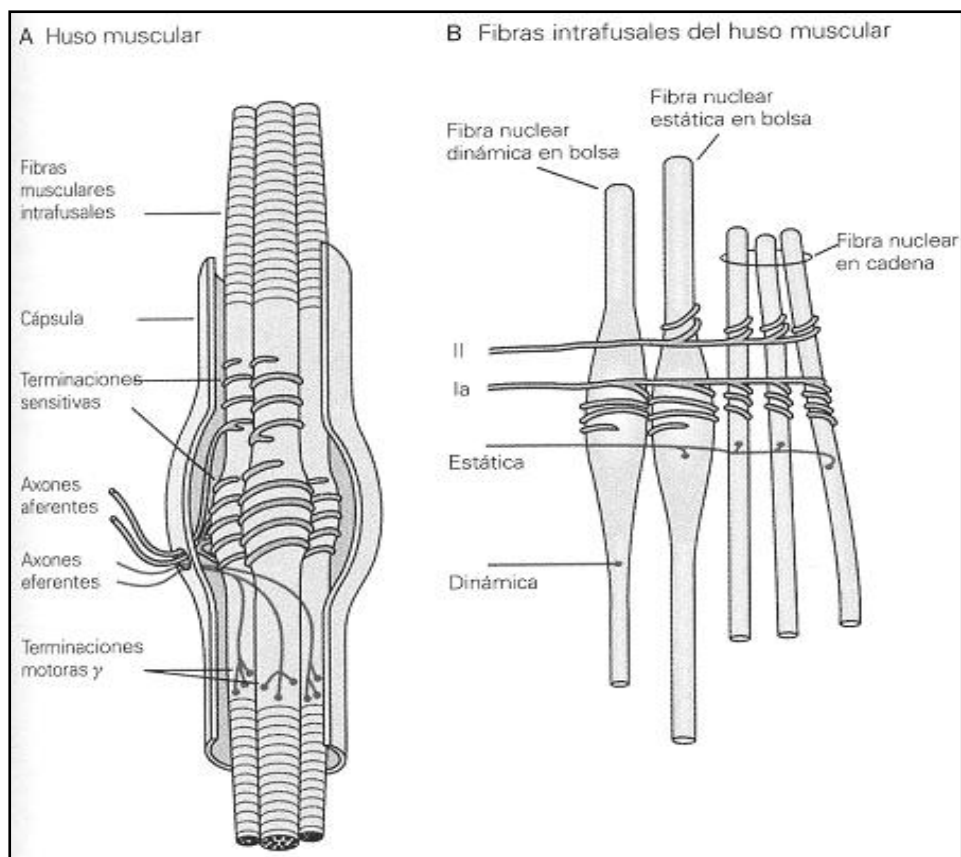


Figura 1.4: Estructura de los receptores musculares.

La característica de un neurona de un receptor de tipo estático es que inerva una fibra muscular lenta llamada tónica, es un receptor no adaptable, sensible a la variación de intensidad de la contracción muscular ante un estiramiento constante.

Una neurona de un receptor de tipo dinámico, inerva una fibra muscular rápida llamada fásica; es un receptor adaptable y sensible a la variación de la longitud de la fibra muscular además de reaccionar solo a la puesta en marcha o a la parada del estiramiento.

La inervación motora de los husos musculares está realizado con 2 motoneuronas, los motoneuronas Beta y los motoneuronas Alfa que a su vez son subdivididos en dos grupos:

- Las motoneuronas Alfa estáticas inervan fibras en cadena, fibras en saco o los 2 tipos a la vez. Su excitación aumenta la sensibilidad a los estímulos estáticos de los receptores primarios y secundarios y reduce la sensibilidad dinámica de los receptores primarios.
- Las motoneuronas Alfa dinámicas, inervan exclusivamente las fibras en saco I. Su activación aumenta la sensibilidad de las fibras primarias a los estímulos dinámicos.

En condiciones estáticas la diferencia de comportamiento entre las fibras I y II es insignificante, cada una tiene una relación similar entre la frecuencia de descarga y el estímulo aplicado al músculo. En condiciones dinámicas las terminaciones de tipo II tienen peores

respuestas (Sansom 1973). Pero quizás lo más interesante es que se suele encontrar dos veces más fibras estáticas que dinámicas.

Para ejecutar tareas posturales que necesitan contracciones tónicas no es necesario músculos potentes, sino músculos que puedan contraerse durante una larga duración de tiempo. El sistema nervioso dispone de músculos lentos, poco potentes y resistentes a la fatiga. Estos músculos posturales están localizados más cerca del eje del cuerpo: cerca del tronco, del cuello de la partes próximas de los miembros superiores e inferiores. Por otro lado, el sistema nervioso utiliza músculos potentes y rápidos para ejecutar movimientos precisos y de ejecución fina. Los músculos que participan principalmente en el movimiento están más cerca de las extremidades (manos y pies) y se cansan con más facilidad.

Para jugar al fútbol es necesario tener un equilibrio estable que resulte de la repartición refleja del tono de los diferentes músculos del cuerpo. Este equilibrio debe ser simétrico en relación con la gravedad, tanto en condiciones estáticas, como dinámica. Esta repartición tónica depende de un acuerdo de sensaciones entre las informaciones que vienen de los propioceptores de la visión, del sistema vestibular, de los músculos del tronco y de los miembros inferiores (Baron 1963). Si la repartición tónica es buena, el equilibrio del cuerpo es estable. Si el equilibrio es inestable, se establece gastos de energía suplementarios para que el SCP funcione provocando diferentes estados de fatiga.

Finalmente el sistema muscular suboccipital profundo tiene un papel especial. La posición de la cabeza sobre el raquis está controlada por la gestión de pequeños movimientos de adaptación por los músculos suboccipitales profundos.

Los receptores tendinosos. Están localizados a nivel del tendón en la extremidad de la fibra muscular. Están constituidos por los receptores de Golgi. Estos receptores son mecanoreceptores y están posicionados en serie, al contrario de los receptores de los husos musculares, situados en paralelo. Los receptores tendinosos son activados por el estiramiento pasivo de las fibras musculares y por la contracción de las fibras musculares. Los órganos tendinosos de Golgi funcionan a partir de 72-110 m/s y realizan frecuencias de descarga que varían en función de la posición de la articulación.

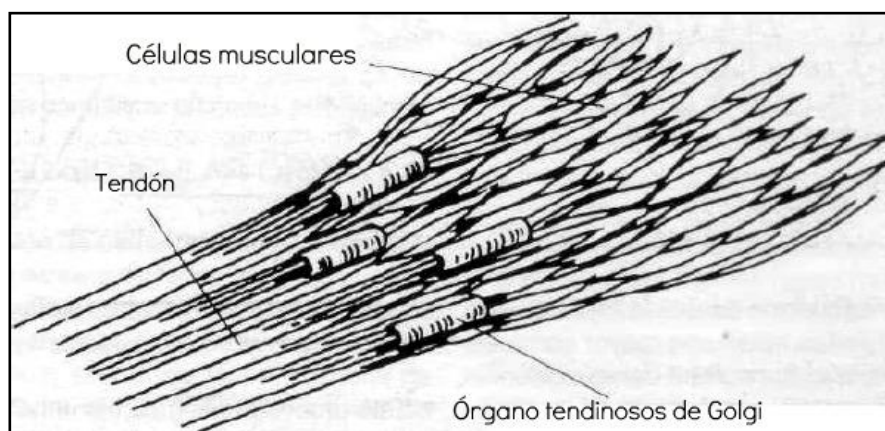


Figura 1.5: Receptores tendinosos.

Estos captore permiten estimar la fuerza de contracción del músculo. Los receptores tendinosos presentan una sensibilidad dinámica muy desarrollada, así protegen al músculo de tensiones demasiado fuertes y participan en la regulación de la tensión muscular

Los receptores cutáneos. Hay cuatro tipos de receptores cutáneos que están principalmente relacionados con el SCP.

Los receptores de Meissner que se estimulan por los desplazamientos mecánicos de la piel, que tienen lugar a una velocidad entre 54 y 60 m/s. Se sitúan entre la epidermis y el dermis. Su adaptación es rápida, son sensibles a los cambios rápidos de presión sobre una zona pequeña de la piel y también son sensibles a las vibraciones de baja frecuencia (20-40Hz). Estos receptores se activan si estamos tocando un objeto que tiembla mientras funciona.

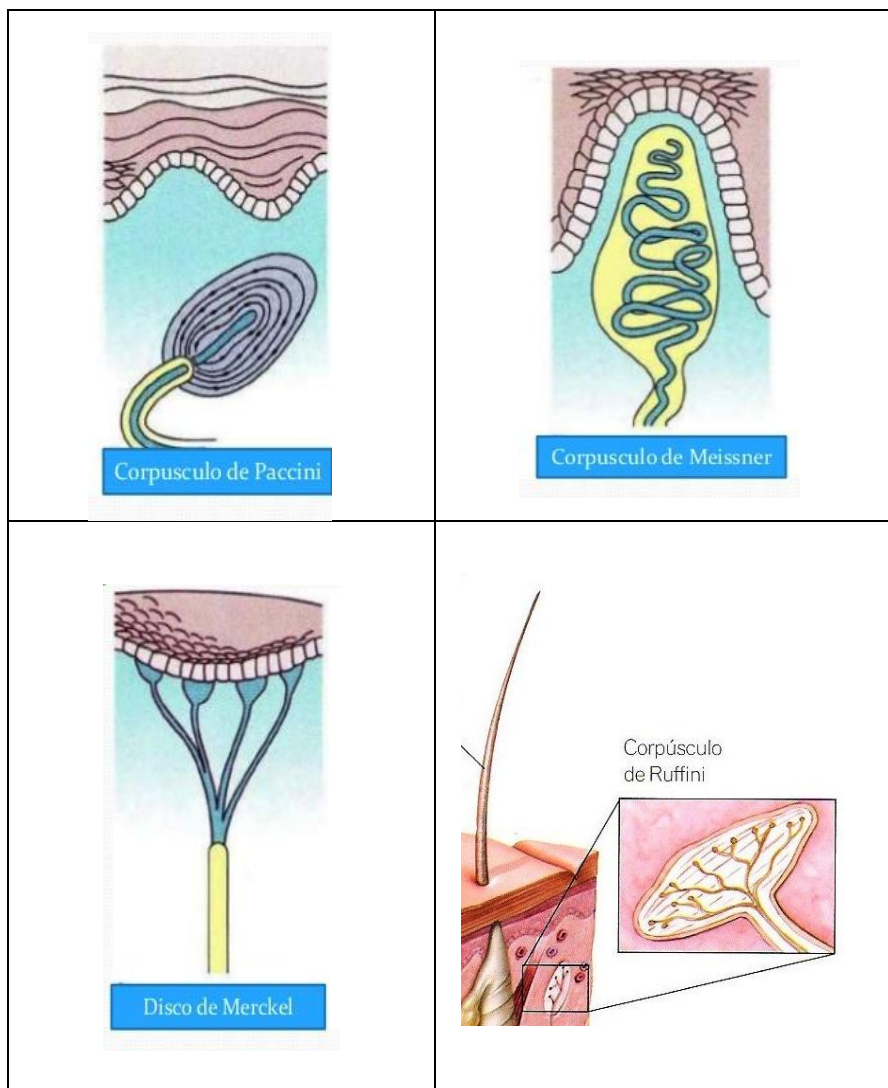


Figura 1.6: Receptores cutáneos.

Los corpúsculos de Merkel, que se sitúan también entre el dermis y el epidermis. Su velocidad de puesta en marcha se sitúa entre 40-70 m/s. Su adaptación es lenta y son sensibles al apretar la piel con una presión vertical. Su papel está estrechamente ligado a los corpúsculos de Ruffini que vamos a describir posteriormente porque señala con ellos la intensidad y la duración de una presión sobre la piel.

Los corpúsculos de Pacini actúan con velocidades entre 57 y 75 m/s, y su estímulo más eficaz es la vibración a 200 Hz. Están situados profundamente en el dermis y tienen un campo receptor más ancho que los 2 tipos de receptores previamente descritos. Su campo receptor no tiene limitaciones muy precisas y nos permite sentir la duración del contacto porque detecta el principio y el final de una presión mecánica.

Los corpúsculos de Ruffini, con un campo receptor más pequeño que los de Pacini. Situados menos profundamente en la dermis. Son receptores sensibles al estiramiento de la piel y según una dirección en preferencia. Por esta razón son buenos indicadores de presión y sus terminaciones nerviosas están activadas en una superficie amplia de la piel (más o menos 5cm). Por otra parte, los corpúsculos de Ruffini son receptores complementarios de los receptores articulares y participan en el sentido de posición de uno en relación con la gravedad. Su velocidad de puesta en funcionamiento es de 50-70 m/s.

La misión de los mecanorreceptores plantares consiste en detectar las deformaciones mecánicas del receptor o de las células adjuntas. Tienen un papel muy importante en el control del equilibrio. Los mecanorreceptores informan de las variaciones de presión con el suelo y regulan, por comparación con otros captadores, la apertura o el cierre de la articulación tibiotarsiana en un recorrido entre 1 y 4 grados (Baron 1971). Los mecanorreceptores cutáneos son capaces de codificar a la vez: el origen espacial, la intensidad y los cambios de la amplitud de las presiones que se ejerce sobre la piel (Kavounoudias 1998). Estos mecanorreceptores son estimulados en los ejercicios propioceptivos de la técnica postural COP realizada en este trabajo.

Actualmente sabemos que el sistema nervioso central integra permanentemente las informaciones táctiles provenientes de las diversas regiones plantares con el fin de organizar una respuesta compensatoria, ajustada en dirección y amplitud. Tales reglas de suma vectorial han sido descritas en la modalidad muscular (Gilhodes 1996; Roll 1995) y en la modalidad vestibular (Hlavacka 1995). Estas mismas leyes de integración tienen lugar en la modalidad táctil plantar y eso indica que existen reglas de integración de tipo suma vectorial, comunes al conjunto de modalidades sensoriales relacionadas con la regulación postural (Kavounoudias 1998).

Todos los receptores previamente descritos aportan información al sistema propioceptivo.

1.2.2 Las vías ascendentes o vías sensitivas

Las informaciones sensitivas parten de los captadores sensoriales y se desplazan a través de la médula hasta llegar a las estructuras cerebrales que constituyen la sala de control central. Las fibras sensoriales aferentes penetran en la médula por las raíces dorsales. Algunas se dividen en una rama ascendente y otra descendente que forman sinapsis con los segmentos vecinos de la médula.

A continuación se presentan las vías ascendentes de cada uno de los sistemas que participan en el SCP.

Vías ascendentes del sistema visual

Las células ganglionarias de la retina forman el nervio óptico que se proyecta en los núcleos pretectales del mesencéfalo de manera bilateral.

A su vez, el núcleo pretectal envía fibras directas y cruzadas al núcleo de Edinger-Westphal, que a continuación inerva el ganglión ciliar. Este ganglión contiene las neuronas oculomotoras que inervan las fibras musculares lisas dispuestas alrededor de la pupila y que forman el músculo constrictor de la pupila.

Vías ascendentes del sistema vestibular

Los receptores sensoriales vestibulares son en realidad mecanoreceptores y dirigen sus axones hacia el nervio vestibular. Las fibras del nervio vestibular penetran en el bulbo a la altura del núcleo vestibular lateral (o de Deiters) y se dividen en ramas ascendentes y descendentes, para terminar en el núcleo vestibular superior (o de Bechterew), en el núcleo vestibular medio (o de Schwalbe) y en el núcleo vestibular inferior.

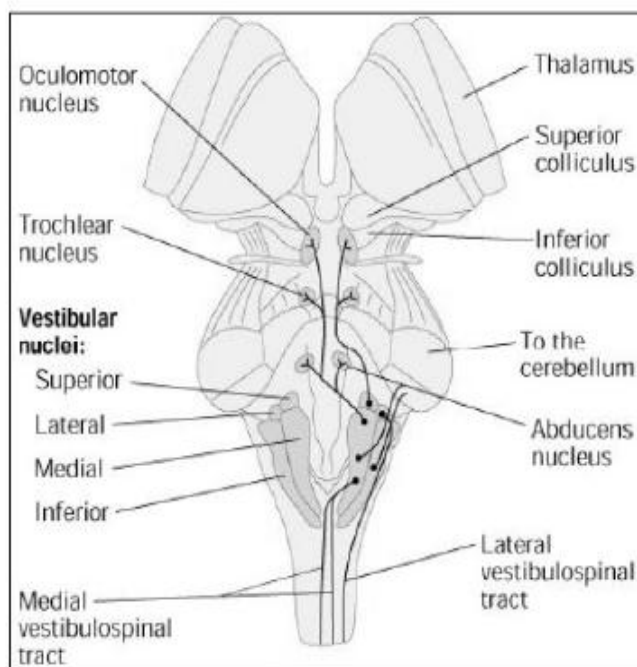


Figura 1.7: El sistema vestibular y sus núcleos vestibulares.

Vías ascendentes del sistema propioceptivo

La médula es un lugar de convergencia de las informaciones que vienen de los receptores musculares, de los receptores tendinosos y de los receptores táctiles. Las columnas dorsales de la médula transportan la información desde las neuronas sensitivas hasta el cerebro. Las vías dorsales se terminan en los núcleos cuneiformes (o Burdach) y grácil (o Goll) dentro del bulbo raquídeo. Las aferencias que vienen de los miembros inferiores pasan por el fascículo de Goll, y las aferencias que vienen de los miembros superiores pasan por el fascículo de Burdach y se terminan en su núcleo. A partir del bulbo raquídeo, las señales pasan por el núcleo ventroposterior lateral del tálamo a través del lemnisco medio.

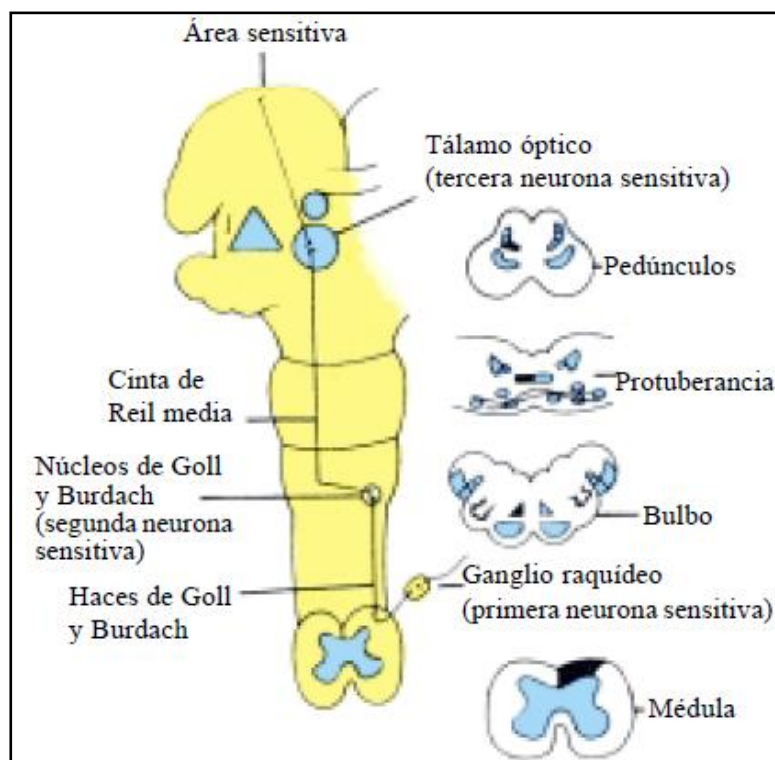


Figura 1.8: Las vías dorsales y los núcleos de Goll y Burdach.

1.2.3 La integración central de las vías nerviosas

La integración de todas las informaciones tiene lugar en la sala de control del SNC. Esta integración se realiza en el SNC gracias al córtex parietotemporal, al sistema límbico, al tronco cerebral y a la médula.

El córtex parietotemporal (P-T)

Se encarga de la orientación espacial de un sujeto, del sentido de la posición y de la velocidad del cuerpo en las aceleraciones lineales.

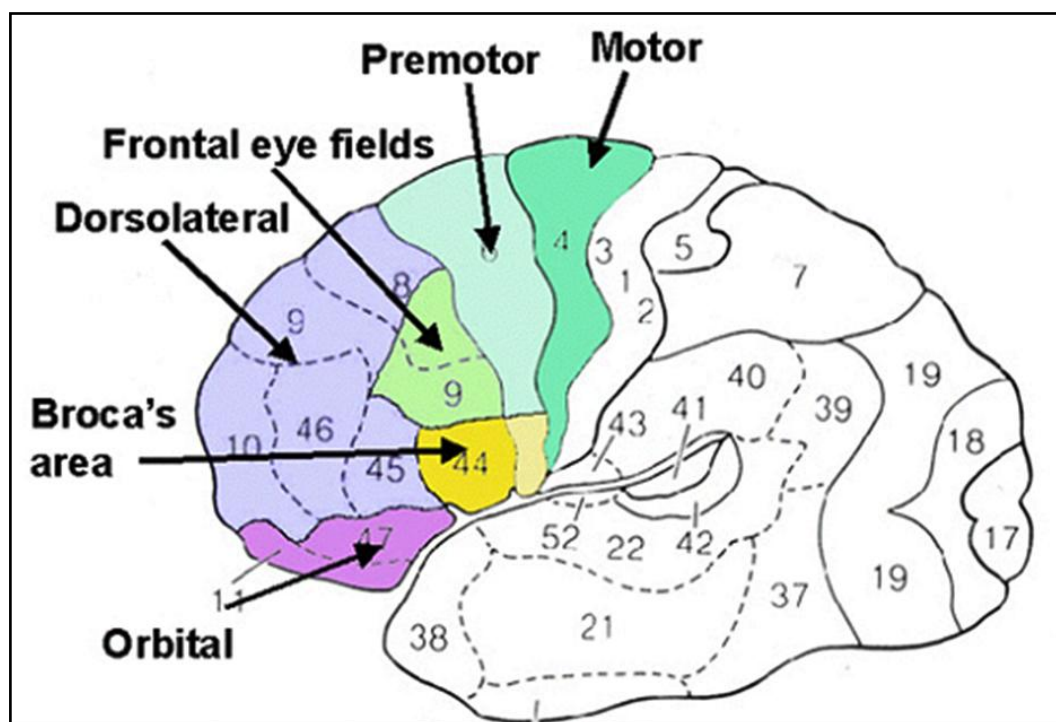


Figura 1.9: El córtex parietotemporal.

Sabemos que las áreas cerebrales más importantes en la producción y control del movimiento voluntario son la corteza motora primaria (área 4), la corteza premotora (áreas 6 y 8), la área motora suplementaria (área 6 medial) y las zonas próximas de la corteza sensitiva (área 1, 2, 3 y 5). La corteza premotora controla la musculatura proximal y la coordinación entre las extremidades, cuando el movimiento esta basado en información sensorial. En las tareas guiadas visualmente, participan muchas áreas corticales además de la motora primaria y premotora: pueden participar la corteza parietal superior, el área motora suplementaria y también el cerebelo.

Por ejemplo, la identificación del movimiento de una pelota se realiza a través de la corteza visual, y después la corteza prefrontal integra las informaciones visual, vestibular y propioceptiva a través de la corteza de asociación parietal. En el córtex parietal se encuentra neuronas sensibles a una expansión de imagen para evitar chocar contra el adversario en el fútbol por ejemplo (Lee 75). Si el movimiento se realiza a velocidad constante, el tiempo hasta el contacto con el adversario puede ser evaluado por la rapidez a la cual la imagen cambia de tamaño.

El córtex P-T permite también anticipar el movimiento de un balón en el aire. Como demostración de su teoría Berthoz propone un ejemplo simple de realizar: si observamos un

objeto en una habitación durante 20 segundos y después con un gran movimiento lateral miramos otro objeto en la misma habitación fijando la mirada sobre dicho objeto, obtendremos unos resultados diferentes en función de la repetición del movimiento. La primera vez, tendremos la impresión que la habitación se mueve un poco. Si repetimos ese movimiento varias veces, nuestra percepción de la habitación será totalmente estable. Esta anticipación por repetición nos lo permite el cortex P-T (Berthoz 1997).

Algunos autores han propuesto que el córtex P-T forma y mantiene las coordenadas espaciales para localizar un objeto y determinar su posición en el espacio (Andersen 1989; Sakata 1992). En el fútbol tenemos una aplicación práctica de estas cualidades: el jugador precisa situarse en el terreno y combinar sus informaciones visuales, vestibulares y propioceptivas para poder darle a la pelota con máxima precisión.

El sistema límbico

El sistema límbico es una red compleja de núcleos y sistemas de vías sin una delimitación anatómica estricta, que cumple funciones esencialmente integradoras. Las abundantes conexiones dentro del sistema límbico y hacia regiones encefálicas permiten un importante flujo de información. La red del sistema límbico está activa particularmente para la coordinación de diferentes funciones como el aprendizaje de tareas motoras en forma inconsciente y la modulación de la actividad vegetativa.

Algunos científicos han mostrado que el sistema límbico se expresa a través del hipocampo, pues éste se activa durante el aprendizaje de una tarea o en su memorización. Hübner ha encontrado que en personas que ejecutan actividades que requieren un buen equilibrio, el hipocampo participa, aumentando de volumen su parte posterior (más relacionada con el sistema visual) y disminuye de volumen su parte anterior que se relaciona con el sistema vestibular (Hübner 2011).

Los núcleos oculomotores

Los núcleos del nervio ocular común (III) están situados en el mesencéfalo rostral, cerca del pedúnculo cerebral. Están formados por tres grupos de células:

- Los núcleos laterales, que son somatomotores y aseguran la motricidad extrínseca.
- Los núcleos de Edinger-Westphal se sitúan por delante y arriba de los núcleos laterales y aseguran la motricidad ocular intrínseca.
- Los tres núcleos medios que se distribuyen de adelante hacia atrás: por el núcleo medio anterior para la motricidad intrínseca, por el núcleo de Perlia y por el núcleo medio posterior que inerva el músculo elevador del párpado.

El núcleo del nervio troclear (IV) está en la porción caudal del mesencéfalo, a nivel de los tubérculos cuadrígeminis externos.

El núcleo del nervio abducens (VI) se sitúa entre la unión entre el bulbo y la protuberancia, al lado de los núcleos vestibulares.

Los sistemas que controlan los movimientos oculares tienen mucho en común con los sistemas motores que gobiernan los movimientos de otras partes del cuerpo. Del mismo modo que la médula espinal aporta un circuito básico para la coordinación de las acciones de los músculos que rodean una articulación, la formación reticular de la protuberancia y del mesencéfalo aporta el circuito básico que media los movimientos de los ojos.

Los movimientos oculares, al igual que otros movimientos, también se encuentran bajo el control de los núcleos basales y del cerebelo. Este control asegura la iniciación correcta y la ejecución exitosa de estos comportamientos motores, que nos permiten actuar con eficiencia en el universo de las cosas que podemos ver.

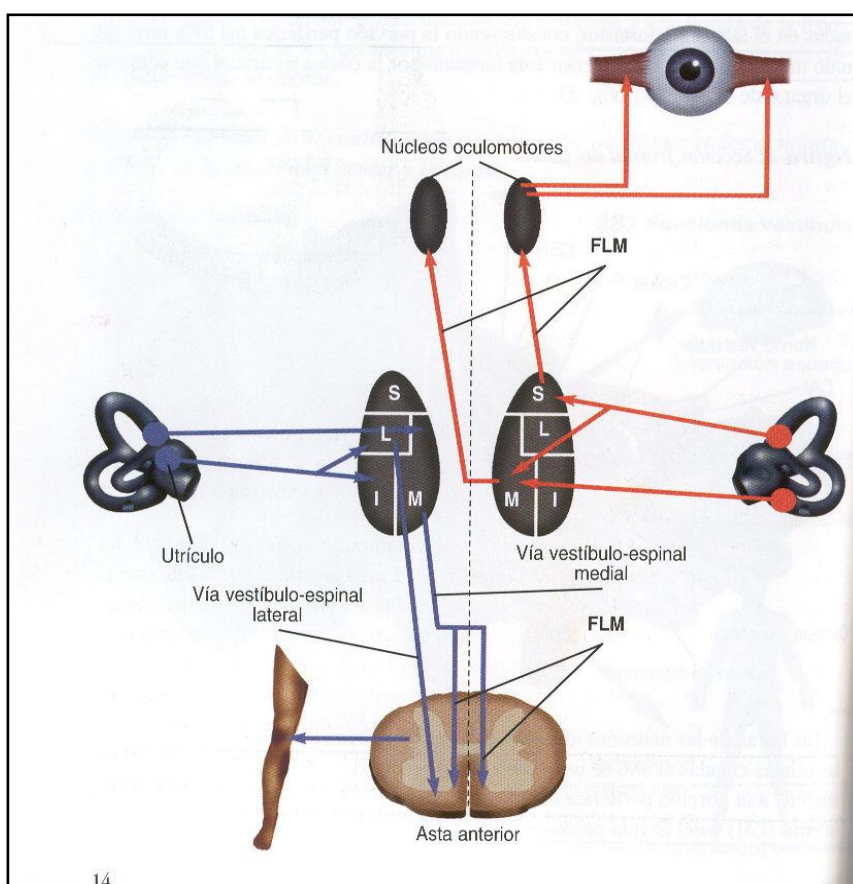


Figura 1.10: El complejo de los núcleos vestibulares.

Los núcleos vestibulares

Situados entre el bulbo y la protuberancia del tronco cerebral, los núcleos vestibulares reciben los mensajes sensoriales del vestíbulo (VIII par craneal). Al lado de esas fibras laberínticas, el complejo vestibular recibe igualmente informaciones de las fibras cerebelosas y

de las fibras espinales. Finalmente, unas vías vestibulares secundarias establecen conexiones con la médula espinal, la formación reticular, el cerebelo y los núcleos oculomotores.

Los núcleos vestibulares informan al SNC de la posición de la cabeza en el espacio y de la posición de la cabeza en relación con el tronco. Estas estructuras permiten la gestión de los movimientos de la cabeza y de los ojos durante el movimiento con el fin de estabilizar la mirada. Esta gestión se realiza mediante los reflejos oculovestibular (ROV) y vestibulocervical (RVC).

El ROV ayuda en la precisión de la coordinación que existe entre el aparato vestibular y los músculos del ojo. El ROV es un reflejo que permite a los ojos moverse con la misma velocidad pero en dirección opuesta a los movimientos rápidos de la cabeza y del cuerpo. Para tener la sensación de impresiones ópticas constantes es preciso que se produzca una compensación entre el movimiento de la cabeza y el de los glóbulos oculares. Como consecuencia, percibimos el entorno como un espacio estable aunque estemos realizando movimientos de cabeza.

El RVC se produce gracias las conexiones entre el complejo vestibular y los músculos del cuello. Este reflejo permite fijar la mirada en un objetivo, incluso durante movimientos de la cabeza. Fijar la mirada sobre un objetivo como una pelota de fútbol o un compañero para realizar un pase, depende de los movimientos oculovestibular y optocinéticos. Para evitar la aparición de manifestaciones vagales, el vestíbulo ayuda a realizar ajustes posturales: 2-3 milisegundos después de la iniciación del desplazamiento del cuerpo, este sistema puede informar a los centros de regulación del tronco cerebral acerca de los movimientos de rotación de la cabeza, de los cambios de postura en relación con la gravedad y de las aceleraciones lineales.

Existe un tercer reflejo: el reflejo vestibulospinal (RVE), que realiza ajustes posturales de la cabeza en relación con la gravedad. Estos tres reflejos: ROV, RVC y RVE son reflejos posturales muy rápidos, en parte debido a la cantidad de sinapsis interpuestas entre el órgano vestibular y las neuronas motoras relevantes.

La formación reticular

Se encuentra en la región media del tegmento del tronco del encéfalo, desde el bulbo hasta la parte rostral del mesencéfalo. Entre las fibras difusas que pasan a través del tegmento se encuentran pequeños grupos dispersos de neuronas que se conocen en conjunto como formación reticular.

La formación reticular recibe diversas aferencias sensitivas: desde las fibras espinoreticulares hasta las fibras secundarias del nervio trigémino y de los núcleos vestibulares. Otras fibras vienen de aferencias ópticas, del cerebelo, del núcleo rojo, del palidum y del córtex cerebral. La formación reticular tiene también conexiones eferentes hacia la medula espinal caudal por el fascículo retículoespinal, hacia el tálamo por el fascículo reticulotálamico, hacia el hipotálamo oral y hacia el septum.

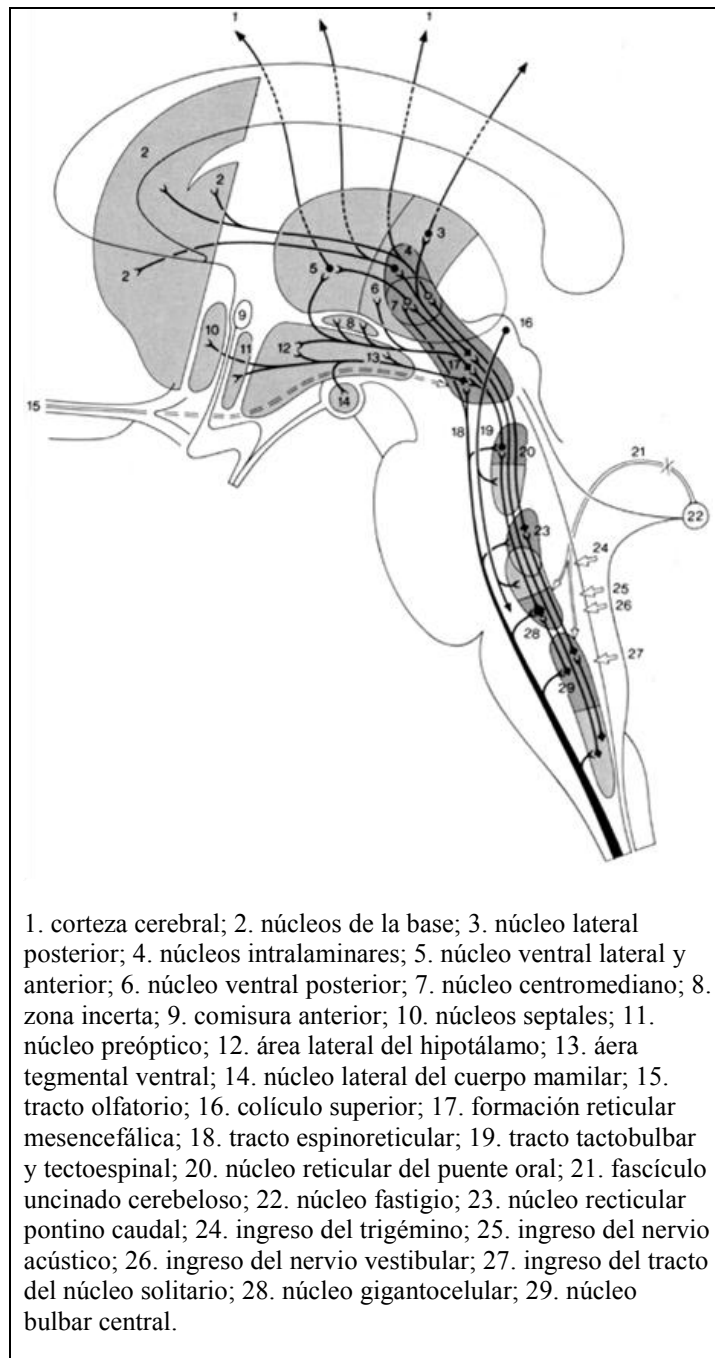


Figura 1.11: Las fibras ascendentes de la formación reticular.

Las neuronas de la formación reticular en la protuberancia caudal y en el bulbo raquídeo, cumplen una función premotora en el sentido de que integran las señales sensitivas de retroalimentación con comandos de ejecución desde las neuronas superiores y los núcleos cerebelosos profundos. Por otra parte, organizan las actividades eferentes de las neuronas motoras viscerales inferiores y ciertas neuronas motoras somáticas en el tronco del encéfalo y en la médula espinal (Purves 2016).

La motricidad espinal está influenciada por la formación reticular. La región media del bulbo comporta un centro inhibitor que, cuando se estimula, crea una bajada del tono muscular, una abolición de los reflejos y una ausencia de reacción a la estimulación del córtex motor; mientras que la formación reticular del puente y del mesencéfalo, ejerce una influencia estimuladora sobre la motricidad. Tanto los núcleos vestibulares como la formación reticular colaboran en el equilibrio postural ante perturbaciones ambientales. Por otro lado, las neuronas relevantes de la formación reticular inician ajustes anterógrados que estabiliza la postura durante los movimientos progresivos. Este mecanismo de anteroalimentación predice el trastorno resultante en la estabilidad corporal y genera una respuesta estabilizadora apropiada.

El cerebro no trata las informaciones sensitivas de manera independiente las unas de las otras. Cada vez que iniciamos una acción, el cerebro realiza una hipótesis sobre el estado postural durante el movimiento. Para llegar a ser un futbolista de élite es necesario desarrollar los movimientos interiormente, previsualizarlos. Es imprescindible predecir las etapas y el estado de los captos sensoriales, entrever las soluciones posibles de cada error, realizar apuestas posturales y tomar decisiones antes que el gesto deportivo se realice.

El cerebelo

El cerebelo es un órgano que juega un papel de verificación en el equilibrio postural. El cerebelo está formado por dos hemisferios separados por el vermis. Los pedúnculos del cerebelo superior unen el cerebelo al mesencéfalo. Los pedúnculos del cerebelo medio unen el cerebelo a la protuberancia. Y los pedúnculos inferiores unen el cerebelo al bulbo. Por el pedúnculo inferior llega al cerebelo las aferencias propioceptivas de la médula y las aferencias vestibulares de los núcleos del tronco cerebral.

Desde el punto filogenético se puede distinguir tres partes en el cerebelo: el arqueo, el páleo y el neocerebelo.

El arqueocerebelo recibe las aferencias vestibulares y regula la postura corporal en relación con la posición de la cabeza. El páleocerebelo recibe la mayor parte de las aferencias medulares.

El neocerebelo está constituido por la mayor parte de los hemisferios cerebelosos y su gran desarrollo en los primates se corresponde con el desarrollo de la corteza cerebral con la que establece buena parte de las conexiones aferentes y eferentes.

Las principales funciones del cerebelo son el control del tono muscular, del equilibrio durante la marcha y de la coordinación de los diferentes grupos musculares implicados en un movimiento. El cerebelo mejora la agudeza del movimiento mediante la comparación de las órdenes motoras descendentes con la información sobre la acción motora resultante. El cerebelo realiza estas correcciones actuando sobre el tronco cerebral y sobre las áreas motoras cerebrales que proyectan directamente a la médula espinal; también supervisando las informaciones de las señales sensoriales de retroalimentación que reciben desde la periferia.

La corteza cerebral elabora las acciones de control postural, que se modulan en el diencefalo, en el tronco cerebral y en el cerebelo, para finalmente ejecutarse a través de las vías nerviosas que llegan a los músculos (Pérennou 2012).

1.2.4 Las vías descendentes o motoras

En este apartado se presentan las vías descendentes en función del lugar anatómico donde se originan.

Desde las áreas cerebrales del control del movimiento voluntario

El conjunto de los axones de estas áreas motoras desciende por la corona radiada, se agrupa en la cápsula interna y en el pedúnculo cerebral, se dispersa luego relativamente en la base de la protuberancia, se reúne en la pirámide bulbar y finalmente forma los tractos corticoespinales directo y cruzado.

El fascículo corticoespinal se origina en la neocorteza y forma el trayecto más largo. Dos tercios de sus axones se originan en las áreas 4 y 6 del lóbulo frontal. A continuación estos grupos de axones atraviesan la cápsula interna sin hacer relevo en el telencéfalo o el tálamo (vía directa) para llegar a los pedúnculos cerebrales. Posteriormente continúan hacia el puente y se unen en la pirámide bulbar.

Las proyecciones directas desde los núcleos vestibulares hasta la médula espinal, aseguran una respuesta de retroalimentación compensadora rápida ante cualquier inestabilidad postural detectada por el laberíntico vestibular.

El fascículo se comunica en tractos espinales a través del cordón lateral y del cordón ventromedial. Las vías laterales están relacionadas con el movimiento de los músculos distales y están bajo control cortical directo (corticoespinal). Por último, las vías ventromediales de la médula espinal están implicadas en el control postural y en la locomoción.

La parte más importante de las fibras descendentes corticales no alcanza la médula y sus motoneuronas, sino que va haciendo sinapsis en los núcleos del tronco cerebral y de la sustancia reticular, para participar en la regulación de los sistemas descendentes reticuloespinales, vestibuloespinales y tectoespinales.

Desde el tronco cerebral

En el tronco cerebral se conocen varios sistemas descendentes, reguladores de los reflejos segmentarios espinales y por tanto, del tono muscular y del movimiento voluntario. Hay unos sistemas mesencefálicos (rubroespinal, tectoespinal, intersticioespinal) y otros bulbopontinos (vestibuloespinal, reticuloespinal y otros) que pueden actuar como excitadores o inhibidores de los reflejos espinales.

El núcleo vestibular lateral (o Deiters) contiene grandes células nerviosas al origen del fascículo vestibuloespinal lateral que acompañan todos los segmentos medulares ipsilaterales.

Las neuronas vestibuloespinales ejercen un efecto excitador sobre los extensores de las piernas y los flexores de los brazos del mismo lado de la excitación.

El núcleo vestibular inferior transmite informaciones hacia la médula por los fascículos vestibuloreticulares y hacia la formación reticulada por los fascículos vestibuloreticulares.

1.3 Pivotes osteopáticos

Los pivotes osteopáticos son conjuntos de zonas articulares o ligamentosas, específicas de la columna vertebral y del miembro inferior, que participan activamente en el equilibrio global del cuerpo. Los pivotes osteopáticos fueron descritos por primera vez por Ceccaldi y Favre (Ceccaldi 1986).

La superficie articular de los pivotes osteopáticos se encuentra en el plano horizontal o con una ligera inclinación respecto a este plano. Este posicionamiento permite la rotación en el eje vertical. La orientación de las diferentes superficies articulares permite adaptaciones eficaces en la lucha contra la gravedad y en la ejecución de los movimientos.

Existen un total de nueve pivotes osteopáticos, cuya descripción fisiológica se realizará a continuación:

Primer pivote: vértebra cervical 2 (C2)

C2, también llamado axis, es la segunda vértebra cervical, que se articula con el atlas y con la tercera vértebra cervical. Lo más característico del axis es su apófisis odontoides, que se articula con la faceta articular del arco anterior del atlas. Sirve de eje para los movimientos de rotación de la cabeza, y de ahí recibe su nombre (axis).

El pivote C2 soporta el peso de la cabeza, y es el guardián de la movilización del segmento occipito-cervical. Este pivote también guarda relación con la oculomotricidad, a través de los músculos suboccipitales.

Segundo pivote: vértebra cervical 5 (C5)

Las fuerzas de compresión que se producen durante los movimientos de la curva cervical de la columna vertebral tienen su mayor expresión a nivel de C5. Por esta razón, C5 tiene la mayor incidencia de degeneración por artrosis.

El equilibrio perfecto de la zona del pivote C5 raramente está presente en el ser humano debido al peso de la cabeza y el brazo de palanca que crea sobre este pivote durante los movimientos de flexión-extensión, inclinación y rotación de la cabeza. En los jugadores de fútbol es frecuente encontrar un desequilibrio muscular y articular en la zona del pivote C5 que conduce a un posicionamiento de la cabeza en flexión con inclinación lateral.

Tercer pivote: vértebra dorsal 4 (D4)

Este pivote involucra la zona: vértebras dorsales 3 y 4 (D3-D4), con la cuarta costilla (R4).

La forma anatómica del conjunto de esta zona formado por la cifosis dorsal y su unión con las costillas, dificulta los movimientos de flexión-extensión de esta zona. Por el contrario esta forma anatómica permite realizar con facilidad los movimientos de inclinación y rotación. De hecho, la rotación de la cabeza sobre el tronco fijo parte de este pivote. Por tanto la zona del pivote D4 suele tener asociada una cierta rigidez en únicamente en su movimiento anterior y posterior.

Por su ubicación, el pivote D4 guarda relación con la expansión de las costillas que se produce durante la inspiración, y por tanto su correcta fisiología permite una adecuada ventilación pulmonar.

La zona del pivote D4 (D3-D4-R4) forma parte de la cifosis dorsal alta, la cual permite proteger el corazón y su función de vaso-motricidad. Por tanto su correcta fisiología facilita la nutrición del cuerpo que aporta la circulación de la sangre.

Cuarto pivote: vértebra dorsal 9 (D9)

La novena vértebra dorsal (D9) posee una reducida superficie articular en las facetas inferiores que el permite realizar una rotación casi pura, es decir, la columna vertebral puede realizar a este nivel un giro que no incluye ni inclinación, ni flexión-extensión.

El pivote D9 tiene un papel importante en el equilibrio de fuerzas que se produce durante la marcha. Cuando caminamos se produce una contra-rotación de las cinturas escapular y pélvica cuyo punto neutro se encuentra en el pivote D9. Por tanto D9 equilibra la fuerza de la gravedad y las fuerzas ejercidas durante la marcha.

El movimiento descendente del diafragma durante la respiración completa tiene un punto de apoyo en el pivote D9. La correcta fisiología del pivote D9, en unión con el movimiento de las costillas bajas y el trabajo de mantenimiento tónico del abdomen, facilita la entrada de aire hasta la parte baja de los pulmones.

Quinto pivote: vértebra lumbar 3 (L3)

El pivote L3 es como una rótula mecánica de unión entre la pelvis y la columna vertebral supra-yacente.

La zona de contacto entre el pivote L3 y la siguiente vértebra lumbar (L4) tiene una superficie cuyo diseño anatómico no permite una amplia movilidad en rotación, ni en inclinación. Además la cuarta y la quinta vertebra lumbar (L4 y L5) tienen una fuerte unión con los iliacos a través de los ligamentos ilio-lumbares. Esta fuerte unión aporta estabilidad al conjunto pélvico. El pivote L3 es la zona principal de movimiento en este nivel de la columna vertebral, por debajo de él no hay posibilidad de movimiento de rotación, ni de inclinación.

Sexto pivote: complejo ilio-lumbo-sacro (ILS)

El pivote ILS es un pivote ligamentoso cuyo funcionamiento está en relación con el pivote L3. El pivote ILS une los iliacos a sacro y a las vértebras L4 y L5 gracias a los ligamentos ilio-sacos e ilio-lumbares. Durante el movimiento de la marcha, los ligamentos ilio-lumbares frenan el movimiento de flexión-extensión de la curva lumbar y protegen la charnela lumbo-sacra.

Séptimo pivote: los ligamentos cruzados de la rodilla

El pivote de la rodilla es un pivote ligamentoso, que se materializa en los ligamentos cruzados anterior y posterior, y permite la estabilidad de la rodilla durante la marcha: en particular en la fase de apoyo del pie en el suelo, los dos ligamentos, anterior y posterior, se cruzan para dar estabilidad a la rodilla.

Octavo pivote: los ligamentos astrágalo-calcáneos del pie (AC)

El pivote AC es un pivote ligamentoso e interoseo, que se sitúa en el seno del tarso entre los huesos calcáneo y astrágalo. Este pivote asegura la estabilidad de la parte posterior del pie durante la marcha.

El pivote AC actúa como un freno fisiológico del movimiento de contra-rotación del pie. Además permite transmitir las presiones del cuerpo hasta la parte posterior del pie, donde son distribuidas hasta el primer y quinto metas, de manera que exista una buena repartición de la presión en todo el pie.

El buen funcionamiento del pivote AC aporta estabilidad y tonicidad al pie, permitiendo que produzca una buena fase de propulsión a nivel del dedo gordo del pie durante la marcha o la carrera.

Noveno pivote: los ligamentos esterno-claviculares (EC)

Es un pivote ligamentoso que permite unir la caja torácica superior al esternón y a la clavícula. El pivote EC materializa el único punto de apoyo articular de la cintura escapular de los movimientos del hombro. Este pivote actúa también como un punto de apoyo entre el cuello y el tórax.

El pivote EC limita la amplitud del balanceo de los brazos durante la marcha o la carrera, porque la superficie articular es insuficiente para desarrollar este papel.

En los futbolistas es frecuente encontrar un predominio de fuerza o de volumen de un miembro superior sobre otro, por lo que es importante testar y tratar este pivote.

Capítulo 2

MATERIAL Y MÉTODOS

En este capítulo se presenta: los grupos de sujetos que participaron en el estudio, los protocolos de experimentación y registro de medidas seguidos en cada grupo y el método utilizado para el análisis de las medidas registradas.

2.1 Muestra

En este estudio participaron 121 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 16.0 ± 1.3 años, 65.1 ± 10 kg y 174.2 ± 7.7 cm, respectivamente. Los participantes fueron informados previamente de las características del estudio y, en presencia de sus padres, dieron su conformidad por escrito. Las medidas fueron realizadas cumpliendo con los principios éticos enunciados en la Declaración de Helsinki y por la Comisión de Ética de la Universidad de Granada para la experimentación humana. Los jugadores han sido clasificados, atendiendo al diseño experimental, en los grupos que se mencionan en el apartado correspondiente.

2.2 Diseño experimental: Protocolos de experimentación

Los jugadores de fútbol participantes siguieron uno, dos o ninguno de los siguientes protocolos de experimentación:

2.2.1 Entrenamiento propioceptivo

El entrenamiento propioceptivo elegido para este proyecto de investigación fue desarrollado por el Dr. J. F. Favre y su equipo, en la selección nacional francesa de balonmano, a partir del año 1992. La realización de este entrenamiento propioceptivo ha tenido una continuación hasta la actualidad. Este entrenamiento está basado en la teoría de los pivotes osteopáticos, descrita en el capítulo 1, y se nombrará como técnica COP (control de los pivotes osteopáticos).

En esta técnica de entrenamiento propioceptivo se estimulan diferentes estructuras: la planta de los pies, los ligamentos astrágalo-calcáneos, los ligamentos cruzados de la rodilla, los ligamentos ilio-lumbo-sacrales y la articulación de la tercera y cuarta lumbar, la articulación

dorsal entre la octava y la novena, la articulación dorsal entre la cuarta y la quinta, la articulación cervical entre la quinta y la sexta, las cervicales superiores y los ligamentos esterno-claviculares. Los ejercicios propioceptivos realizados incluyen movilizaciones de las citadas articulaciones en posiciones fisiológicas. Este entrenamiento propioceptivo según la técnica COP, aumenta la sensibilidad propioceptiva del sujeto, es decir, aumenta las informaciones que recibe de sus captos encargados de indicarle la posición de los diversos segmentos de su cuerpo.

La técnica COP empieza con el futbolista en pie, pies en apoyo total y juntos. Pasa de un apoyo bilateral en los talones a ponerse de puntillas y viceversa (seis veces). Realiza la misma técnica en apoyo unilateral a la derecha y después a la izquierda (seis veces en cada apoyo monopodal). Bascula los pies lateralmente y de forma activa y bilateral, en varo y en valgo de los talones (seis veces). Realiza después el mismo movimiento esta vez en apoyo monopodal (seis veces sobre el pie izquierdo y seis sobre el derecho).

Para trabajar los ligamentos cruzados de la rodilla el futbolista sigue en pie, con las manos sobre las rodillas en extensión y hace una ligera flexión de rodillas (tres veces), manteniendo los pies en apoyo máximo en el suelo. Realiza una flexión con una rotación externa de las dos rodillas (tres veces) y con una rotación interna de las dos rodillas (tres veces).

En segunda intención adelanta una rodilla en posición de marcha. Realiza una flexión con una rotación externa de la rodilla más anterior (tres veces) y con rotación interna (tres 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. Estabiliza esta posición tres segundos. Sigue en apoyo monopodal y realiza una extensión del miembro inferior motor y una elevación del brazo opuesto en máxima extensión y elevación, mantiene la posición durante un segundo. Se repiten los dos movimientos tres veces y se cambia de apoyo monopodal para realizar el mismo ejercicio con la otra pierna.

Las manos sobre los hombros, sin mover la cabeza de su posición inicial, mirada al frente. Realiza una rotación máxima hacia la izquierda del tronco sobre el eje vertical. Después realiza la rotación del tronco hacia la derecha. Repite esta rotación tres veces de cada lado en inspiración máxima.

El sujeto balancea armoniosa y asimétricamente los dos miembros superiores, hasta superar la horizontalidad. Se asocia a este balanceo una flexión de la cabeza y después una extensión. En la misma posición de partida el futbolista pone sus brazos en cruz, con un antebrazo en pronación con una rotación interna del brazo y el otro en supinación y una rotación externa, alterna seis veces la rotación interna y externa. Se asocia esta maniobra con una rotación ligera de la cabeza (tres veces de cada lado).

Una descripción detallada de este entrenamiento propioceptivo según la técnica COP se encuentra en el Anexo A.

Los jugadores realizaron el entrenamiento propioceptivo después del calentamiento y antes de los ejercicios específicos marcados por cada entrenador, o bien antes del partido. Las sesiones iniciales para el aprendizaje de los ejercicios propioceptivos fueron de media hora de duración; y una vez que este aprendizaje fue automatizado por los jugadores, la duración de este entrenamiento resultó ser de entre seis y siete minutos. Los jugadores que siguieron el protocolo de entrenamiento propioceptivo, lo hicieron a lo largo de un periodo continuo de seis meses.

2.2.2 Tratamiento según la técnica de los pivotes osteopáticos

Este tratamiento incluye la realización de maniobras y ajustes articulares para mejorar el equilibrio postural de los jugadores. La descripción detallada de los nueve pivotes osteopáticos y sus maniobras específicas se encuentra en el Anexo B.

Se realizaron un total de seis sesiones de tratamiento de los pivotes osteopáticos a lo largo de un periodo de seis meses, a cada uno de los sujetos que fueron asignados a este protocolo de experimentación.

2.2.3 Tratamiento según la técnica de normalización articular global NAG

Este tratamiento consiste en técnicas articulatorias que tienen un efecto equilibrador sobre el sistema nervioso ortosimpático y sobre la homeostasis circulatoria. Esta técnica consta de 20 maniobras que son realizadas siguiendo un orden específico. Su descripción detallada se encuentra en el Anexo C.

Se han realizado un total de seis sesiones de tratamiento según la técnica NAG, a lo largo de seis meses, a cada uno de los sujetos que han sido asignados a este protocolo de experimentación.

Los tratamientos y técnicas posturales incluidos en estos protocolos, han sido elegidos por ser utilizados en deporte a nivel de élite (Favre 2004).

2.3 Grupos

Previo a la asignación del protocolo de experimentación para cada sujeto se realizaron cuatro exámenes para determinar su diagnóstico postural. La descripción detallada de estos exámenes se encuentra en el Anexo D.

Los sujetos a los que se les detectó, mediante dichos exámenes, problemas de la actividad tónica postural (ATPO) entraron a formar parte del grupo denominado GAT.

El resto de los sujetos fueron repartidos aleatoriamente en seis grupos:

GRUPO DE CONTROL (G1): Sujetos que no siguieron ningún protocolo de experimentación.

GRUPO PIVOTES (G2): Los sujetos pertenecientes a este grupo recibieron tratamiento basado en la técnica de los pivotes osteopáticos, a lo largo de una temporada de fútbol.

GRUPO COP + PIVOTES (G3): Grupo de sujetos que a lo largo de una temporada realizaron un entrenamiento propioceptivo según la técnica COP, y además fueron tratados mediante la técnica de los pivotes osteopáticos.

GRUPO COP (G4): Grupo de sujetos que realizaron un entrenamiento propioceptivo COP a lo largo de la temporada.

GRUPO COP + NAG (G5): Grupo de sujetos que realizaron un entrenamiento propioceptivo COP a lo largo de una temporada y además fueron tratados mediante la técnica de normalización articular global NAG.

GRUPO NAG (G6): Grupo de sujetos que fueron tratados a lo largo de una temporada mediante la técnica NAG.

En la tabla 2.1 se muestran los detalles de los diferentes grupos.

GRUPO	PROTOCOLO	Nº DE SUJETOS	EDAD	PESO	ALTURA
G1	CONTROL	18	16.5 ± 1.0	68.6 ± 8.5	175.8 ± 8.7
G2	PIVOTES	18	15.8 ± 0.9	68.2 ± 10.9	175.7 ± 7.4
G3	COP + PIVOTES	14	15.8 ± 1.7	62.0 ± 10.4	173.0 ± 6.5
G4	COP	20	15.7 ± 1.4	62.3 ± 12.8	171.6 ± 9.0
G5	COP + NAG	13	17.0 ± 1.6	66.2 ± 9.2	177.2 ± 7.8
G6	NAG	22	15.7 ± 1.2	64.2 ± 7.1	174.1 ± 5.9
GAT	ATPO	16	16.1 ± 1.3	64.8 ± 13.5	174 ± 11.9

Tabla 2.1: Características de los diferentes grupos de sujetos y de sus protocolos de experimentación. Se dan desviaciones estándar para la edad, el peso y la altura.

Al comienzo del estudio se realizaron medidas a 153 jugadores, y de ellos, 32 no acudieron a realizar las medidas al final de la temporada. Esta es la razón por la cual el número de sujetos de cada grupo no es el mismo. Además el grupo GAT está compuesto por los futbolistas que presentaron problemas de actividad tónica postural (ATPO), y por tanto el número de sujetos de este grupo no fue por elección.

2.4 Material: La plataforma de estabilometría

En este trabajo hemos utilizado la plataforma de estabilometría modelo PF2002 fabricada por SATEL en Francia, que se muestra en la figura 1. La plataforma 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. 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.

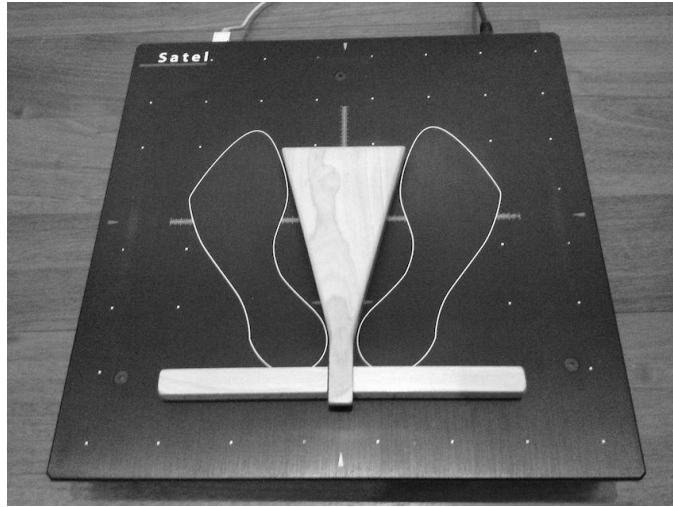


Figura 2.1: Plataforma de estabilometría SATEL.

La salida de estos sensores permite obtener la proyección del CdP del sujeto sobre el plano horizontal (xy). La figura 2 muestra un ejemplo de trayectoria de esta proyección del CdP; se denomina estabilograma a cada uno de los registros de la trayectoria del CdP realizado por la plataforma.

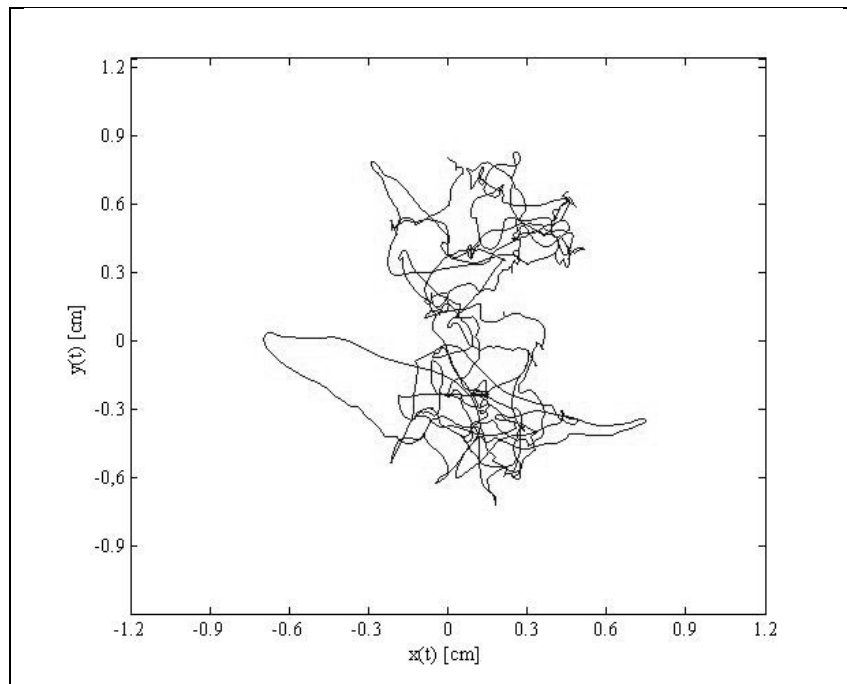


Figura 2.2: Ejemplo de trayectoria del CdP de un sujeto.

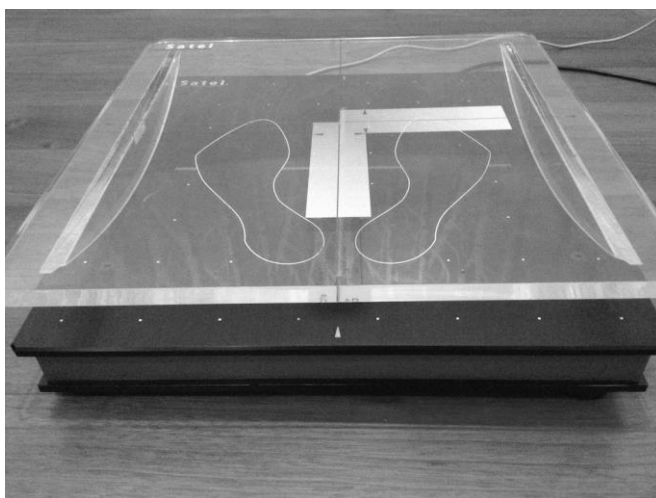


Figura 2.3: Balancín situado sobre la plataforma.

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).

2.5 Procedimientos: 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 sitúa 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 sujeto de 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. La figura 2.4 muestra un ejemplo del momento del registro de una medida.

Se registraron dos series de medidas en condiciones estáticas y dinámicas, una al principio y otra al final de una temporada de fútbol. Se denomina a la primera serie de medidas Fase A (FA), y a la segunda Fase B (FB).



Figura 2.4: Ejemplo de registro sobre la plataforma.

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), y 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. La elección tan específica del tiempo de registro se eligió para obtener un número de puntos registrados en base 2, (2^n), que facilitara el algoritmo del método de análisis.

2.6 Método de análisis

Para analizar la trayectorias del CdP registradas, se ha elegido un método estadístico que permite obtener información de la dinámica interna de la señal, es decir, aporta información sobre el comportamiento en el tiempo del desplazamiento del CdP del cuerpo humano, también llamado oscilación postural.

Este método elegido es DFA, del inglés *Detrended Fluctuation Análisis*. Se trata de un método de análisis escalar que aporta un parámetro cuantitativo, el exponente α , que representa las propiedades de correlación entre los puntos registrados de la señal en una determinada escala. En función de estas propiedades de correlación una serie temporal puede presentar

características de “persistencia” o “antipersistencia” en la escala estudiada. Los rangos de valores del exponente α , o exponente de correlación, que determinan estas características están indicados en la tabla 2.2.

$\alpha > 0.5$	Persistencia
$\alpha < 0.5$	Antipersistencia
$\alpha = 0.5$	Aleatorio o browniano

Tabla 2.2: Características de correlación en función el valor del exponente α

“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 hacia el alejamiento 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, que persista 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, que presente la característica de persistencia o de antipersistencia, indica la existencia de un comportamiento fractal. Si la señal tiene un comportamiento aleatorio, o movimiento es browniano ($\alpha = 0.5$), la señal no tiene una ordenación matemática que se corresponda con una geometría fractal. Si una señal tiene diferentes valores del exponente α en diferentes escalas de tiempo: 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 la que se observe.

En este trabajo la señal analizada está constituida por la serie temporal de las diferentes posiciones del CdP en el tiempo reflejadas en el estabilograma, descompuestas en sus componentes lateral $x(t)$ y anteroposterior $y(t)$. La figura 2.5 muestra un ejemplo de esta descomposición.

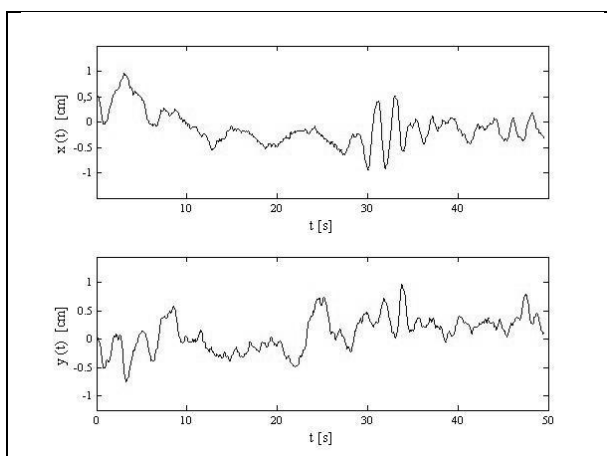


Figura 2.5: Ejemplo de la descomposición de la trayectoria del CdP de un sujeto en su componente lateral (eje x) y anteroposterior (eje y).

2.6.1 Origen y significado del método DFA

Presentaremos el origen de este método para ofrecer al lector una interpretación física sencilla del cálculo que realiza este método.

El método DFA forma parte de los análisis encaminados a encontrar proporciones y relaciones más allá de la sencilla geometría euclídea. Para ello realizan el estudio de las variables en diferentes escalas de tiempo. En el tema aquí analizado, una posible variable es la distancia entre dos posiciones del CdP. Realizar el estudio en diferentes escalas de tiempo quiere decir que se realiza un determinado cálculo de esta variable: por ejemplo la media de la distancia entre todos los pares de puntos que se encuentran separados un intervalo de tiempo T_1 . Y este mismo cálculo se realiza en diferentes intervalos de tiempo: T_2 , T_3 , ... es decir, se calcula y estudia esta variable en diferentes escalas de tiempo.

El primer intento de análisis de una variable en diferentes escalas fue realizado por Hurst (1880-1978), en un intento de descubrir una posible periodicidad en las descargas anuales del río Nilo. Su objetivo era calcular la capacidad de un embalse que aprovechara al máximo las crecidas del río, sin vaciarse ni desbordarse (Feder 1989). Encontró una proporción en la que aparecía un exponente de características similares al que calculamos con el método DFA y que indicaba que las descargas anuales del río Nilo no eran totalmente aleatorias, sino que seguían ciertas tendencias: persistían en un determinado comportamiento.

El método creado por Hurst recibe el nombre de RS, y su aplicación al análisis del desplazamiento del CdP del cuerpo humano ha mostrado un comportamiento no aleatorio del mismo (Duarte 2000).

El interés de este tipo de análisis radica en que pone de manifiesto un cierto orden, un cierto comportamiento siguiendo determinados patrones entre las diferentes escalas de tiempo. En una señal como la del desplazamiento del CdP (figura 2.2), donde nuestro ojo cree estar viendo una trayectoria totalmente aleatoria, este tipo de análisis muestra la existencia de un orden complejo en la dinámica interna de la señal.

Collins y De Luca (1993) alcanzaron notoriedad al aplicar una variante de este tipo de análisis al estudio del equilibrio humano. Se trata de una análisis más sencillo que DFA desde el punto de vista matemático, pero conceptualmente semejante. Lo presentaremos en detalle porque tiene una sencilla interpretación física: el cálculo en el que se basa este método es simplemente la distancia entre dos puntos de la trayectoria del CdP separados un cierto intervalo de tiempo.

El algoritmo de este método calcula la distancia media entre dos posiciones del CdP separadas un tiempo, T , para diferentes valores de T . Es decir, para un primer intervalo de tiempo, T_1 , calcula la distancia entre el primer punto, que es la posición ocupada por el CdP al inicio del registro, y el punto al que el CdP ha llegado trascurrido un tiempo T_1 . Se continúa realizando el mismo cálculo entre pares de puntos separados un intervalo de tiempo T_1 . A partir del conjunto de valores de la distancia entre pares de puntos separados T_1 , se calcula el valor medio de todos ellos y su varianza.

A continuación se elige un segundo intervalo de tiempo, T_2 , con $T_2 > T_1$, y de nuevo se calcula el valor medio de la distancia entre pares de posiciones del CdP separadas un intervalo de tiempo de tamaño T_2 . Este cálculo se sigue repitiendo para un cierto número de valores del intervalo T .

En un desplazamiento aleatorio, o movimiento browniano, el aumento de la distancia media entre pares de puntos es proporcional al aumento del tamaño del intervalo de tiempo, T . Lo mismo ocurre con su varianza.

Si a medida que T aumenta el valor de la longitud recorrida aumenta más de lo que aumentaría en un movimiento aleatorio o browniano, se dice que es un movimiento persistente. Existe algún factor o factores que crean una tendencia particular en el movimiento, es decir, no es totalmente aleatorio. Si las distancias entre dos posiciones del CdP aumentan con el tiempo más rápidamente que en un movimiento aleatorio, indica que el CdP se aleja de su posición de equilibrio más rápidamente de lo que lo haría un movimiento aleatorio. Collins y De Luca (1993) encontraron este tipo de movimiento persistente en intervalos de tiempo inferiores a 1 s. El factor causante de esta persistencia puede ser la propia inestabilidad de la posición ortostática del ser humano. Si todos los mecanismos de control no actúan en intervalos de tiempo inferiores a 1 s, nuestro cuerpo se aleja de la posición de equilibrio más rápidamente de lo que lo haría un movimiento aleatorio browniano.

Para evitar que el cuerpo pierda el equilibrio es preciso que en intervalos de tiempo mayores de 1 s, el sistema de control postural ponga en marcha mecanismos de control que creen un comportamiento antipersistente, es decir, que no persista en alejarse de la posición de equilibrio, sino que se alternen momentos en los que se aleje y otros en los que se vuelva a acercar, para evitar así que el alejamiento prolongado del punto de equilibrio propicie una caída. A nivel matemático esto se corresponde con una situación en la que la distancia entre dos posiciones del CdP aumenta menos que en el caso de un movimiento aleatorio browniano a medida que aumenta el intervalo de tiempo. En intervalos de tiempo superiores a 1 s, Collins y De Luca (1993) encontraron comportamiento antipersistente, y asociaron este comportamiento a la presencia de mecanismos de control postural que permiten al CdP acercarse a su posición de equilibrio.

El método DFA fue introducido en 1994 por Peng et al. (1994) siguiendo la línea creada por Collins y DeLuca. El algoritmo de DFA permite introducir variantes con el fin de eliminar tendencias de diferente orden creadas por condiciones ambientales o externas. Para cada valor del intervalo T , se calcula una función, $F(T)$, que en palabras sencillas podríamos decir que es similar a la varianza de la longitud recorrida por el CdP entre dos puntos separados un intervalo T . Si hay presente un comportamiento escalar, es decir, si hay una relación entre los valores encontrados para cada valor de T , entonces:

$$F(T) \sim T^\alpha$$

Donde α es el exponente de correlación cuyo valor indica si se trata de un movimiento persistente ($\alpha > 0.5$), antipersistente ($\alpha < 0.5$), o browniano ($\alpha = 0.5$).

Se trata de una relación exponencial, es decir no lineal, lo que indica que este método arroja información sobre la dinámica no lineal de la señal analizada. Por tanto, hablaremos de

examinar el efecto de los protocolos de experimentación en la dinámica interna no lineal de la oscilación del cuerpo humano o trayectoria del CdP.

Este tipo de métodos son llamados de invariancia bajo cambio de escala, pues aunque se cambie la escala, es decir el valor de T , el exponente que se encuentra es siempre el mismo. En el sentido inverso diremos que una señal es invariante bajo cambio de escala si cumple una relación del tipo $F T \sim T^\alpha$. Esto implica un comportamiento de similares características, que también es denominado fractal. Este tipo de comportamiento pone de manifiesto la presencia de un gran orden interno en la dinámica de la señal.

Este orden interno puede ser aún mayor si la señal presenta un rango de intervalos de tiempo en los que se pone de manifiesto un comportamiento persistente y otro rango en el que el comportamiento es antipersistente. Esto implica la existencia de más de un valor del exponente α , y en este caso se dice que la señal es multifractal. Dentro de la dinámica interna de la señal hay un grado más de orden o de elección que permite aumentar las posibilidades de la dinámica interna de la señal. Previamente indicamos que Collins y Deluca encontraron este tipo de comportamiento en la oscilación del cuerpo humano. En espacios de tiempo T inferiores a 1 s, el sistema de control postural no pone en juego todos sus mecanismos, y se conforma con realizar un movimiento persistente, y a partir de $T > 1$ s decide cambiar la dinámica, pasa a movimiento antipersistente, para asegurar que el cuerpo humano no pierda el equilibrio. Por lo que nos encontramos ante una señal, la trayectoria del CdP, que presenta una rica dinámica interna que es interesante seguir investigando.

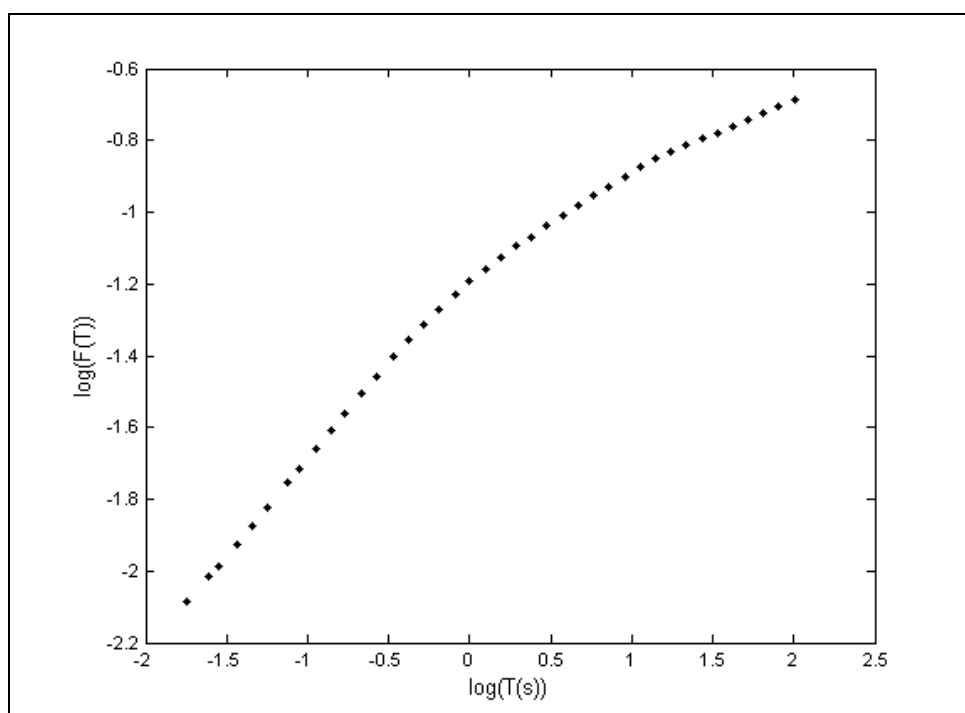


Figura 2.6: Ejemplo de DFA aplicado a la trayectoria del CdP

La figura 2.6 muestra un ejemplo de la aplicación del análisis DFA a los puntos registrados de la trayectoria del CdP. Como se trata de una relación exponencial ($F T \sim T^\alpha$), para calcular el exponente α , se representa esta relación en escala logarítmica. Así la figura 2.6 representa:

$$\log(F T) \sim \alpha \log(T)$$

Y para calcular el exponente α , es suficiente con calcular la pendiente. En esta figura apreciamos que los puntos trazan una curva por tanto hay más de una pendiente, lo que equivale a decir que hay más de un exponente α . Esto indica un alto grado de complejidad dentro de la dinámica de la señal y que como previamente se dijo, se denomina multifractalidad.

2.6.2 Protocolo de aplicación de DFA: escalas de tiempo T

Dentro de nuestro protocolo de aplicación del método DFA hemos elegido las escalas de tiempo para las que se calcula DFA. Esta elección se ha realizado de manera que los puntos calculados sigan una escala logarítmica para que sean equidistantes en el momento de calcular cada una de las pendientes de las curvas similares a la mostrada como ejemplo en la figura 2.6. También se ha tenido en cuenta para esta elección los límites mínimo y máximo de las escalas que pueden ser estudiadas en función del tamaño de la señal registrada. Hu et al. (2001) mostraron que estos límites son: $4 < n < N/10$. Donde n es el número de puntos de la escala temporal analizada y N el número de puntos de la señal analizada. Las zonas para las cuales presentamos los resultados, tanto en las pequeñas como en las grandes escalas, quedan dentro de estos límites y su definición puede encontrarse en la tabla 2.2.

Escala temporal (T)	Rango de T		Valor central de T
	Puntos	Tiempo (s)	Tiempo (s)
T1	14 - 21	0.17 – 0.26	0.21
T2	23 - 34	0.29 – 0.42	0.35
T3	37 - 55	0.46 – 0.69	0.56
T4	60 - 88	0.75 – 1.10	0.91
T5	97 - 142	1.21 – 1.77	1.46
T6	156 - 229	1.95 – 2.86	2.36
T7	252 - 368	3.15 – 4.60	3.80
T8	405 - 593	5.06 – 7.41	6.12

Tabla 2.3: Definición de las zonas o escalas temporales para las que se ha calculado el exponente de correlación α .

Para determinar las correspondientes pendientes en cada una de estas zonas se tomaron cinco puntos equidistantes en escala logarítmica y el valor del exponente en cada una de ellas se obtuvo ajustando una recta a esos cinco puntos y calculando la pendiente de la misma. Por ejemplo para la escala T3, se calculó DFA para intervalos de 37, 41, 45, 50 y 55 puntos, que son equidistantes en escala logarítmica, y corresponden a intervalos de tiempo entre 0.46 s (37/80) y 0.69 s (55/80), pues las medidas fueron registradas con una frecuencia de 80 Hz, por lo que 80 puntos equivalen a 1 s. Así, siguiendo este ejemplo, en la tabla 2.2 nos referimos a esta escala temporal, T3, indicando su rango de puntos (37-55), de tiempo (0.46 -0.69) y su tamaño central: 0.56 s.

Para una descripción matemática detallada del algoritmo del método DFA se puede consultar (Blázquez 2009)

DFA es un análisis estadístico, por tanto, la robustez de los resultados de este método depende del tamaño de la señal analizada, es decir, del número de puntos del que está compuesta.

2.6.3 Programación del algoritmo del método DFA

La programación se realizó mediante MATLAB (Mathworks, Natick MA) a partir del programa de DFA que nos envió directamente el Dr. Peng, creador de este análisis (1995) y que ya ha sido utilizado en trabajos previos (Blázquez 2009, 2010 y 2012).

2.7 Cálculo del error asociado a los sensores de la plataforma

Las especificaciones de la plataforma indican un error de los sensores del 0.017 % (Satel 2002). Este error relativo equivale a una elongación máxima de la posición del CdP de 0.3 mm tanto en la coordenada x como la y . Hemos comprobado que estos errores producen incertidumbres en los resultados finales que están muy por debajo de las variaciones estadísticas observadas entre los resultados de medidas de un mismo grupo de sujetos. Por tanto, en este trabajo no tendremos en cuenta el error asociado a los sensores al ser mucho menor que las variaciones estadísticas producidas entre sujetos participantes.

Capítulo 3

RESULTADOS

En este trabajo se ha aplicado el método de análisis DFA, presentado en el capítulo 2, a las medidas experimentales del desplazamiento del CdP, u oscilación postural, de los jugadores de fútbol juvenil, cuyo protocolo ha sido descrito en el capítulo 2. Parte de los resultados aquí mostrados han sido publicados (Maze 2016; Maze 2017).

En este capítulo presentamos los resultados ordenados en función del protocolo de experimentación investigado. La tabla 3.1 muestra un recordatorio de los protocolos de experimentación asignados a cada grupo y presenta también la unión de los grupos con y sin entrenamiento propioceptivo.

G1	G2	G3	G4	G5	G6
CONTROL	PIVOTES	COP + PIVOTES	COP	COP + NAG	NAG

GAT	GP	GnP
CON PROBLEMAS DE ATPO	PROPIOCEPCIÓN (COP) G3 + G4 + G5	NO PROPIOCEPCIÓN (no COP) G1 + G2 + G6

Tabla 3.1: Recordatorio de los protocolos de experimentación asignados a cada grupo

Dentro de cada protocolo de experimentación se analizan las ocho medidas realizadas a cada jugador. El protocolo de las diferentes medidas fue presentado en el capítulo 2; para favorecer la consulta puntual sobre este tema, en la tabla 3.2 presentamos un recordatorio de los cuatro protocolos o códigos de medida. Cada una de estas cuatro medidas se realizaron al principio y al final de una temporada de fútbol. Se hará referencia a las cuatro primeras como FA y a las cuatro últimas como FB.

Condiciones de medida:	Código 10 (C10)	Código 20 (C20)	Código 30 (C30)	Código 31 (C31)
Con balancín	NO	SI	SI	SI
Grado de libertad para el movimiento del balancín		Lateral (eje x)	Anteroposterior (eje y)	Anteroposterior (eje y)
Ojos	Abiertos	Abiertos	Abiertos	Cerrados

Tabla 3.2: Recordatorio de los códigos de medidas de cada sujeto.

3.1 Tratamiento de los pivotes osteopáticos

En este apartado compararemos los resultados de los sujetos del grupo de control, G1, con los del grupo G2, que recibieron tratamiento mediante la técnica osteopática denominada pivotes.

En primer lugar se presentan los resultados del exponente de correlación α en los diferentes códigos de medida, obtenidos aplicando DFA a la trayectoria del CdP. La figura 3.1 muestra estos resultados para la componente lateral de las medidas realizadas en condiciones estáticas, denominadas código 10 (C10). Recordemos que las trayectorias del CdP se han dividido en su componente lateral (eje x) y anteroposterior (eje y), para obtener señales de una dimensión que pudieran ser analizadas mediante DFA. Los resultados de esta figura corresponden al estudio del movimiento lateral del CdP.

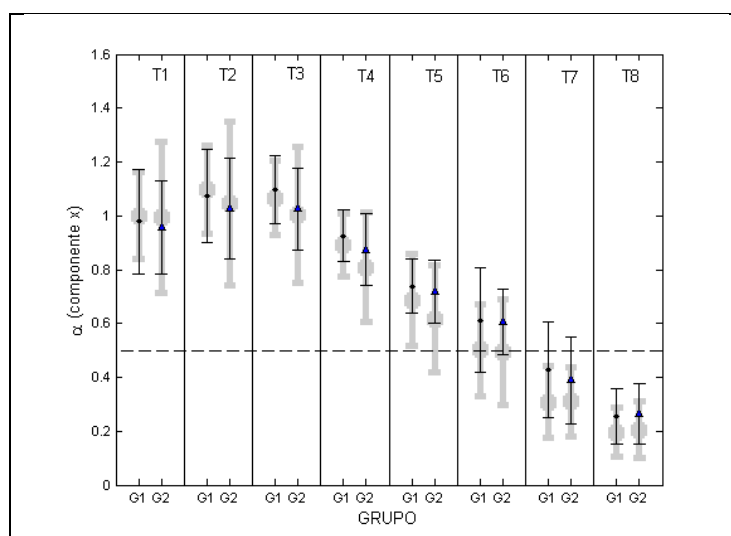


Figura 3.1: CÓDIGO 10. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones estáticas. Se muestran los valores medios del exponente de correlación correspondientes al movimiento lateral del CdP para los

grupos G1 y G2. El trazo fino corresponde a los resultados en FA y el grueso en FB. Se muestra el valor medio y la desviación a nivel de 1σ .

En la figura 3.1 observamos que el exponente de correlación α muestra diferentes valores en cada una de las escalas de tiempo calculadas ($T1 - T8$), que fueron presentadas en el capítulo 2, en la tabla 2.2. Estos resultados indican una evolución en las características de correlación del movimiento del CdP: desde movimiento persistente en los intervalos de tiempo cortos, hasta antipersistente en los tiempos largos. Por tanto, estos resultados confirman que la serie temporal de la trayectoria del CdP es multifractal.

Los valores medios del grupo de control (G1) y del grupo que recibió tratamiento según la técnica de osteopatía denominada Pivotes (G2) presentan una gran similitud, especialmente en escalas de tiempo largas ($T5$, $T7$ y $T8$). Tanto al principio (FA) como la final (FB) de la temporada, el rango de variación de los resultados para los diferentes grupos, representados en la figura a nivel de una vez la desviación estándar (1σ), presentan un gran solape y es evidente que no existen diferencias estadísticamente significativas. La similitud en los resultados en FA indica que las características de partida de los jugadores de ambos grupos es similar, por lo que los resultados en FB indican que no existen evidencias del efecto del tratamiento de los pivotes osteopáticos sobre el equilibrio postural.

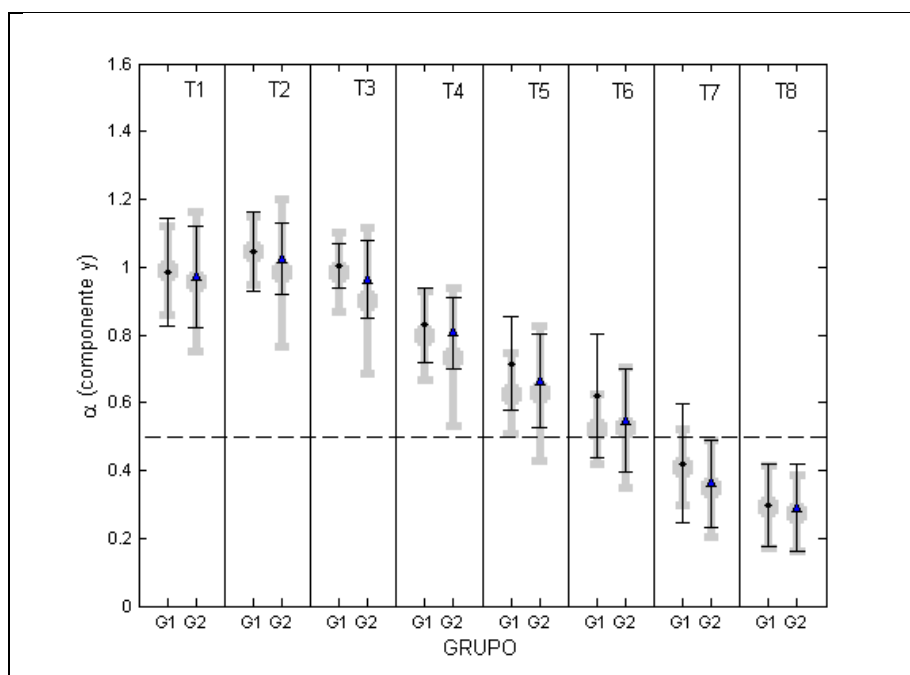


Figura 3.2: CÓDIGO 10. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones estáticas (C10). Resultados similares a la figura 3.1, esta vez correspondientes al movimiento anteroposterior del CdP.

La figura 3.2 muestra los resultados del exponente de correlación α obtenidos al analizar la componente anteroposterior de las medidas realizadas en estático. El solapamiento entre ambos grupos es grande, por lo que claramente tampoco existen diferencias estadísticamente significativas en el movimiento anteroposterior (componente y) del CdP. Al observar la figura 3.2 llama la atención la gran similitud entre los resultados de ambos grupos encontrados para intervalos de tiempo de alrededor de 6 s ($T8$) y en gran medida también en $T1$ (0.2 s), tanto al principio como al final de la temporada. Por tanto, los resultados indican que tampoco la componente y del desplazamiento del CdP refleja un posible efecto del tratamiento realizado

para mejorar la movilidad de los pivotes de la columna vertebral y zonas articulares de los jugadores del grupo G2.

La siguiente serie de medidas que analizada corresponde a los códigos de medida realizados en condiciones dinámicas. En este caso los sujetos debían mantener el equilibrio sobre un balancín situado sobre la plataforma de medida. Este balancín actuaba a modo de perturbación externa sobre el equilibrio del sujeto, por lo que podemos decir que se trata de un estudio del comportamiento del SCP en condiciones dinámicas.

La figura 3.3 muestra los resultados del exponente de correlación α obtenidos a partir de las medidas realizadas en condiciones dinámicas con movimiento lateral del balancín, es decir, código 20. En esta figura observamos una tendencia a la aparición del comportamiento antipersistente en intervalos de tiempo más largos en el movimiento lateral que en el anteroposterior. Recordemos que el límite entre persistencia y antipersistencia se encuentra en el valor $\alpha = 0.5$, que está indicado mediante una línea discontinua en las diferentes figuras.

En $T5$ (1.5 s), el movimiento es todavía persistente en la componente x , mientras que los resultados del exponente α en la componente y indican que una parte de los sujetos presentan comportamiento antipersistente en el movimiento de su CdP en esta escala de tiempo. En $T6$ (2.4 s) el movimiento sigue siendo persistente en algunos de los sujetos a lo largo de la componente x , mientras que en la componente y es mayoritariamente antipersistente. Recordemos que en el código 20, el grado de libertad del balancín es a lo largo del eje x , es decir, el balancín genera una perturbación lateral en el sujeto. Este movimiento lateral del balancín se une al movimiento lateral del sujeto y podría ser la causa de esta mayor persistencia a lo largo de la componente x .

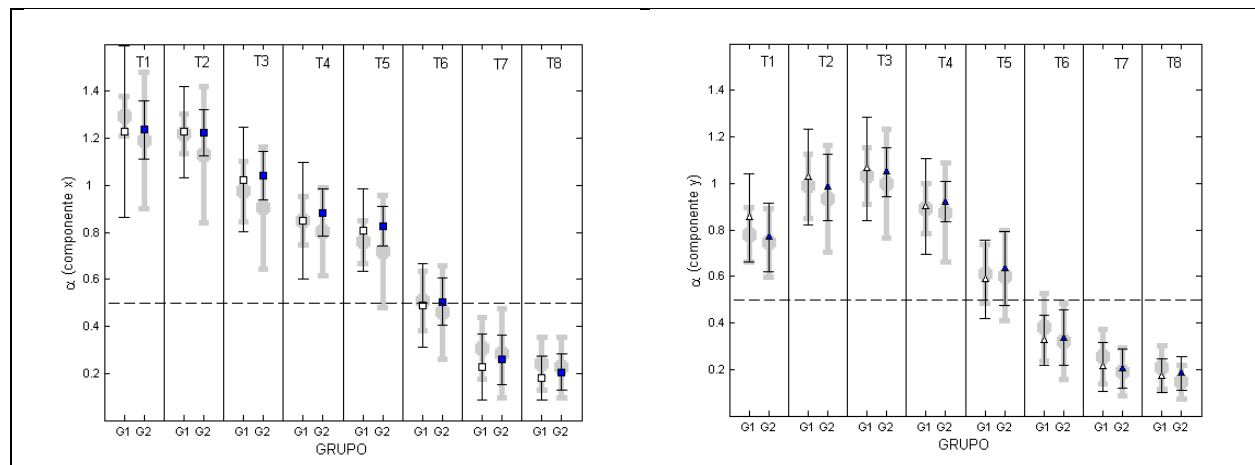


Figura 3.3: CÓDIGO 20. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones dinámicas tipo C20. En el panel izquierdo se muestran los valores medios del exponente de correlación correspondientes al movimiento lateral del CdP y en el panel izquierdo los correspondientes al movimiento anteroposterior, para los grupos G1 y G2. El trazo fino corresponde a los resultados en FA y el grueso en FB. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

En la figura 3.3 también observamos diferente comportamiento en la curva que expresa el carácter multifractal del movimiento del CdP, entre la componente x y la componente y . En la componente x la curva es siempre descendente, mientras que en la componente y , comienza ascendiendo y a partir de $T3$ desciende. Tanto esta observación como la expresada en el párrafo

anterior, tienen un carácter de tendencia; no se trata de diferencias estadísticamente significativas porque existe un cierto solape entre los resultados comparados.

Respecto a la comparación entre G1 y G2, observamos gran similitud entre sus valores medios, tanto en FA como en FB, y un amplio margen de solape a nivel de 1σ . Únicamente se encuentran variaciones en los tamaños de los márgenes de variación entre las medidas de los diferentes sujetos en $T3$ y $T4$. Por tanto en la respuesta del SCP ante una perturbación externa como es el movimiento del balancín, tampoco se reflejan cambios en el desplazamiento del CdP que podrían ser relacionados con el tratamiento aquí estudiado.

La última serie de medidas que analizaremos en este apartado son las realizadas situando el balancín sobre la plataforma medida con libertad sobre movimiento anteroposterior, que produce una perturbación del equilibrio del sujeto que se sitúa sobre él. En este caso se realizaron medidas en las que los sujetos mantenían el equilibrio con, y sin información visual. El código de este tipo de medidas dinámicas es C30 y C31 respectivamente. En la figura 3.4 se han representado resultados de ambos códigos para facilitar la comparación entre las medidas realizadas con ojos abiertos y con ojos cerrados. En este caso únicamente se presentan los resultados del exponente de correlación α obtenidos en el análisis de la componente x del movimiento del CdP, porque los de la componente y no ofrecen nueva información.

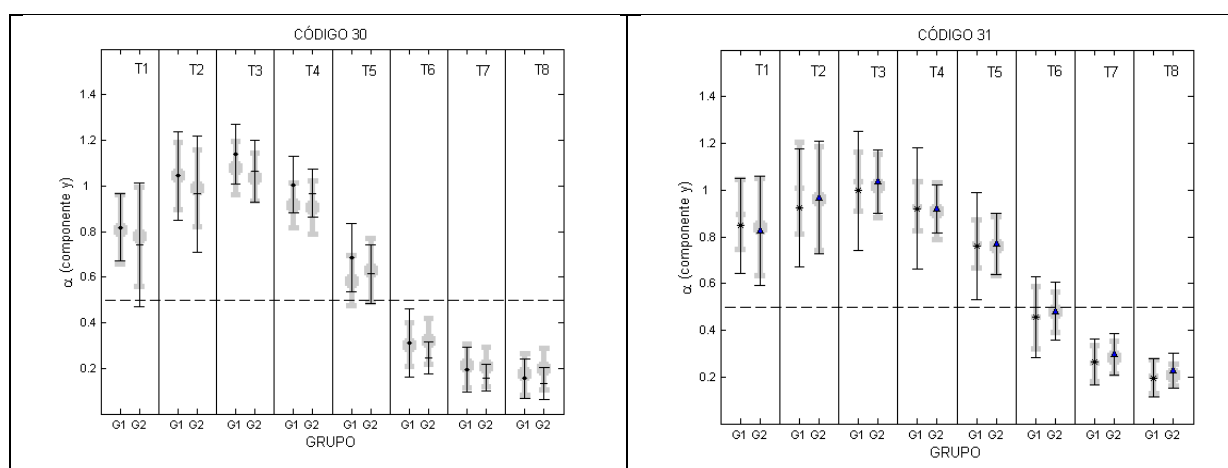


Figura 3.4: CÓDIGOS 30 Y 31. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones dinámicas tipo C30, panel de la izquierda, y C31, panel de la derecha. En ambos paneles los resultados corresponden al movimiento anteroposterior para los grupos G1 y G2. El trazo fino corresponde a los resultados en FA y el grueso en FB. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

En la figura 3.4 observamos un menor descenso en los valores del exponente de correlación en las medidas realizadas con ojos cerrados con respecto a las realizadas con ojos abiertos, en torno a los intervalos en los que se produce la transición entre movimiento persistente y antipersistente ($T5$ y $T6$). Podemos hablar de 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.

En $T1$ los resultados indican la presencia de movimiento antipersistente en estos cortos intervalos de tiempo en varios sujetos de G2. Es posible que se trate de resultados espurios del

método DFA, bien causados por falta de robustez estadística o por el efecto del movimiento del balancín.

Se sigue observando ascenso y descenso en los valores del exponente α en la componente y en la zona de comportamiento persistente. En este caso el balancín tiene su movimiento a lo largo de la componente y , por lo que el argumento presentado anteriormente que relacionaba el movimiento del balancín con este comportamiento en la zona persistente queda anulado a la vista de estos resultados. Y por tanto, este es un comportamiento particular del equilibrio anteroposterior que lo diferencia del lateral.

A continuación hemos cuantificado el cambio en el exponente de correlación α entre el final y el principio de la temporada $\Delta\alpha = \alpha(FB) - \alpha(FA)$. La figura 3.5 muestra estos valores acompañados de una incertidumbre de 1σ .

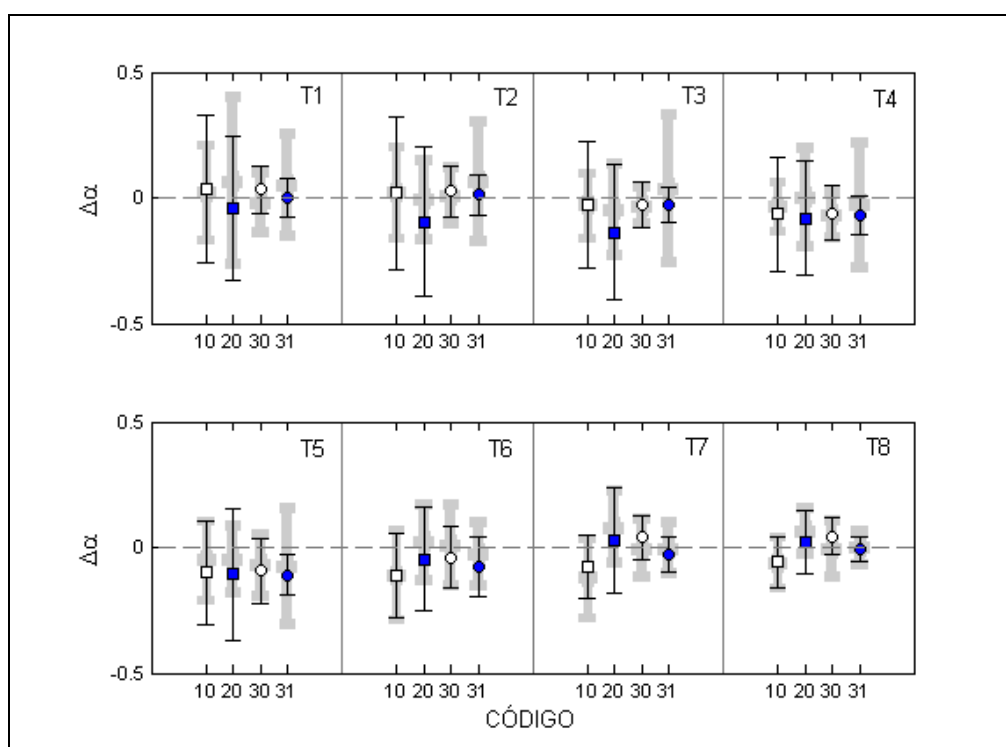


Figura 3.5: Cambio del exponente de correlación entre el principio y el final de una temporada de fútbol $\Delta\alpha = \alpha(FB) - \alpha(FA)$ en los diferentes códigos de medida. Los resultados corresponden a la componente x . Las medidas de grupo G1 están representadas con trazo grueso y las de G2, con trazo fino. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

Observamos en todos los casos valores medios próximos a cero, con una tendencia hacia la disminución del exponente α en el final de la temporada de fútbol, principalmente en las escala $T5$ y $T6$ que es el tamaño de escala temporal en el que se produce la transición entre persistencia y antipersistencia. Señalamos la presencia de desviaciones estándar de gran tamaño: esto indica que se han producido cambios en los valores del exponente α en una parte de los jugadores. Finalmente como este cambio no ha seguido una tendencia en particular se ha generado un valor medio del cambio próximo a cero. Los resultados no muestran diferencias estadísticamente significativas en las características fractales del movimiento del CdP entre el principio y el final de la temporada, ni diferencias entre los grupos G1 y G2.

Los resultados del cálculo del tiempo en el que se produce la transición entre movimiento persistente y antipersistente, denominado tiempo de transición (Tt), aparecen en la tabla 3.3.

Para realizar este cálculo se obtuvo el exponente α para 40 intervalos de tiempo T , separados proporcionalmente en escala logarítmica entre 0,2 y 7,2 s. Estos 40 valores del exponente α calculados para cada una de las medidas, permitió obtener con precisión la escala de tiempo (Tt) en la que aparecía por primera vez un valor del exponente menor de 0.5 ($\alpha < 0.5$). Los resultados aparecen expresados para conjuntos de medidas de similares características.

	C10	C20	C30	C31
<i>Tt</i> G1 FA <i>x</i>	2.55 ± 0.9	1.92 ± 0.59	2.01 ± 0.66	1.91 ± 0.98
<i>Tt</i> G1 FB <i>x</i>	2.12 ± 0.85	2.36 ± 0.9	2.09 ± 0.66	1.70 ± 0.32
<i>Tt</i> G2 FA <i>x</i>	2.45 ± 0.88	1.96 ± 0.41	1.88 ± 0.45	1.80 ± 0.39
<i>Tt</i> G2 FB <i>x</i>	2.36 ± 1.11	2.36 ± 1.25	2.07 ± 0.61	1.78 ± 0.36
<i>Tt</i> G1 FA <i>y</i>	2.85 ± 1.29	1.43 ± 0.37	1.64 ± 0.31	2.17 ± 0.93
<i>Tt</i> G1 FB <i>y</i>	2.30 ± 1.17	1.74 ± 0.73	1.44 ± 0.24	2.00 ± 0.35
<i>Tt</i> G2 FA <i>y</i>	2.60 ± 1.07	1.59 ± 0.37	1.35 ± 0.35	1.94 ± 0.63
<i>Tt</i> G2 FB <i>y</i>	2.50 ± 1.23	1.70 ± 1.09	1.52 ± 0.28	1.86 ± 0.56

Tabla 3.3: Valores medios de los tiempos de transición entre persistencia y anti-persistencia (Tt) en los cuatro códigos de medida. Se muestran los resultados para los dos grupos, las dos fases y las dos componentes de movimiento. Las incertidumbres corresponden a 1σ .

Estos resultados confirman la tendencia hacia la aparición más temprana del movimiento antipersistente cuando el cuerpo se encuentra sometido a una perturbación dinámica. Esta tendencia está más marcada en el movimiento anteroposterior, por ejemplo: el valor medio de Tt pasa de 2.85 a 1.43 s entre los códigos 10 y 20 para G1 en FA. El amplio margen de variación de los resultados ($\sigma = 1.29$ y 0.37 respectivamente) muestra que hay un cierto número de valores en común entre las medidas estáticas y las dinámicas. Por tanto, el solape entre los resultados entre medidas estáticas 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 observamos que el Tt 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 se puede hablar de diferencias estadísticamente significativas porque existe solape a nivel de 1σ .

El análisis estadístico de los exponentes de correlación de todas las medidas realizadas a los sujetos que recibieron el tratamiento de los pivotes osteopáticos, muestra que no existen

diferencias estadísticamente significativas con respecto a los exponentes de correlación análogos de los sujetos del grupo de control. Es decir, los resultados de G1 y G2 solapan, por lo que concluimos que, o bien el método DFA no dilucida el efecto del tratamiento estudiado o bien que dicho tratamiento no tiene un efecto sobre el SCP que quede reflejado en la trayectoria del CdP.

3.2 Tratamiento de normalización articular general (NAG)

En este apartado presentamos la comparación de los resultados del grupo de control, G1, con los del grupo de sujetos G6, que recibieron tratamiento según la técnica osteopática de movilización articular general denominada NAG.

En primer lugar presentamos los resultados del exponente de correlación α para las medidas realizadas en condiciones estáticas. La figura 3.6 muestra estos resultados para las dos componentes del movimiento (x e y). En esta figura observamos 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.

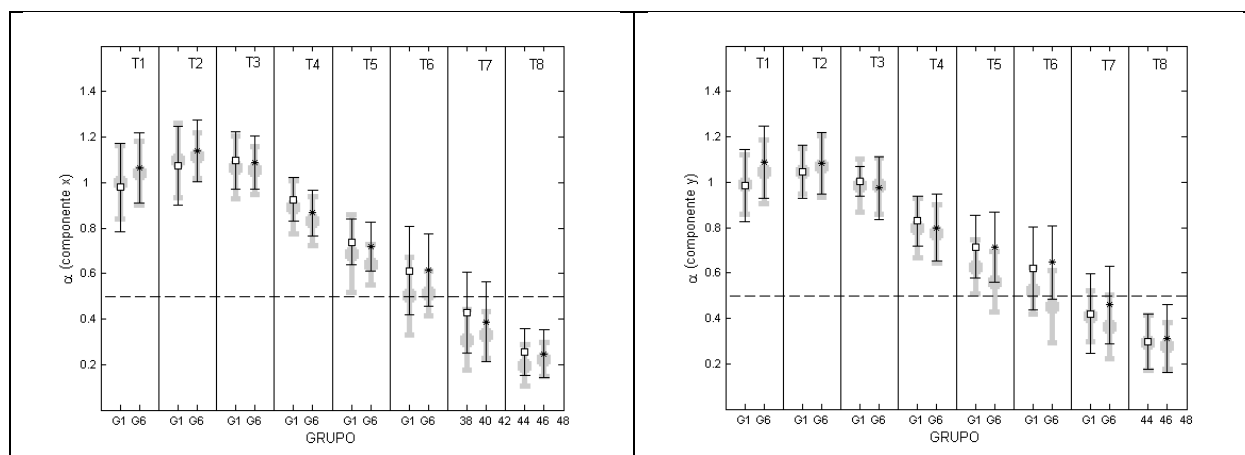


Figura 3.6: CÓDIGO 10. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones estáticas para la componente lateral del CdP, panel de la izquierda, y anteroposterior, panel de la derecha. El trazo fino corresponde a los resultados en FA y el grueso en FB. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

Los valores medios de los dos grupos estudiados (G1 y G6), representados en la figura 3.6 mediante un cuadrado y un asterisco respectivamente, 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.

En condiciones dinámicas se encontraron comportamientos del exponente de correlación α similares al apartado anterior, por lo que directamente estudiaremos el cambio entre el principio y el final de la temporada $\Delta\alpha = \alpha_{FB} - \alpha_{FA}$ para cada uno de los códigos de medida. En la figura 3.7 se han presentado los resultados de $\Delta\alpha$ para todos los códigos de medida.

El código que presenta cambios en el valor medio del exponente α entre el final y el principio de la temporada de fútbol es C10, que corresponde a las medidas realizadas en

condiciones estáticas. El cambio se encuentra en $T5$ y en $T6$, que son los tamaños de escalas donde se produce la transición entre persistencia y antipersistencia. Señalar también que la disminución del valor del exponente α es mayor en G6 que en G1; además en $T6$ todo el rango de variación del exponente α tiene valores distintos de cero.

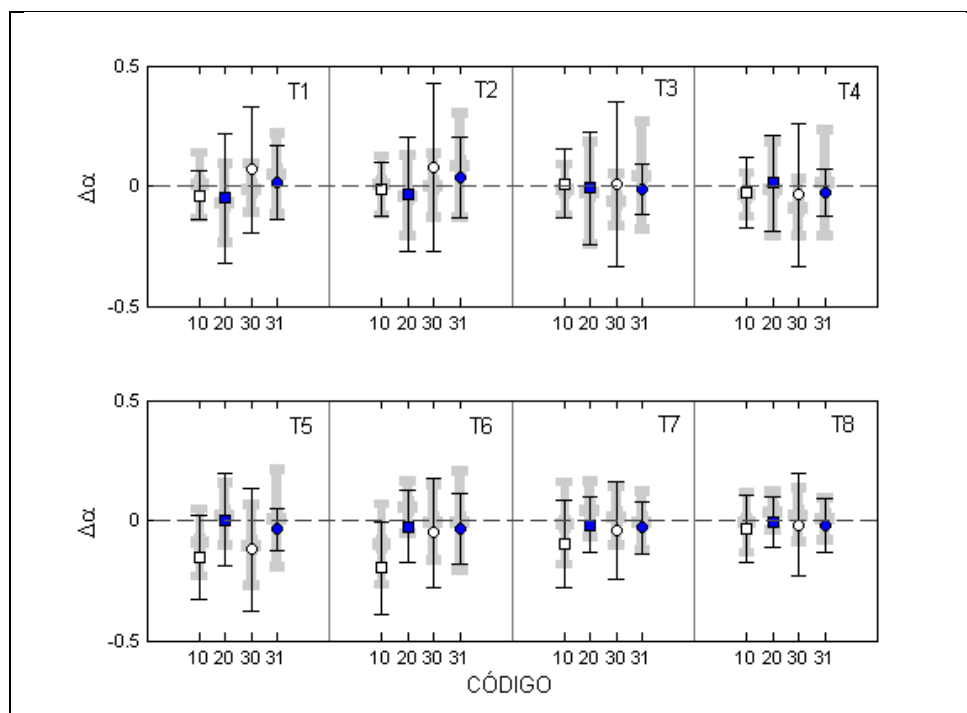


Figura 3.7: Cambio del exponente del correlación entre el principio y el final de una temporada de fútbol $\Delta\alpha = \alpha_{FB} - \alpha_{FA}$ en los diferentes códigos de medida. Los resultados corresponden a la componente x de las medidas de los grupos G1, representadas con trazo grueso y G6, con trazo fino. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

Al igual que en el apartado anterior, observamos que en todos los casos G1 y G6 comparten datos a nivel de 1σ . Los rangos de variación entre el final y el principio de la temporada son mayores en G6, especialmente en código 30. Por ejemplo, en $T3$ el rango de valores de $\Delta\alpha$ encontrado es tres veces mayor en G6 que en G1, aunque observamos que no existe una tendencia concreta ni hacia el aumento ni hacia la disminución del exponente α en ninguno de los dos grupos. Lo más importante es que hay solape entre los resultados de ambos grupos, por lo que no se puede hablar de diferencias estadísticamente significativas. Por tanto, la figura 3.7 no muestra evidencias concluyentes sobre la influencia del tratamiento NAG sobre los jugadores.

Por último compararemos los valores del tiempo de transición (Tt) que han sido calculados realizando la misma metodología explicada en el anterior apartado. La figura 3.8 muestra los resultados de Tt al principio y al final de la temporada de futbol. En esta figura observamos que en ningún caso podemos hablar de diferencias estadísticamente significativas porque existe solape a nivel de 1σ .

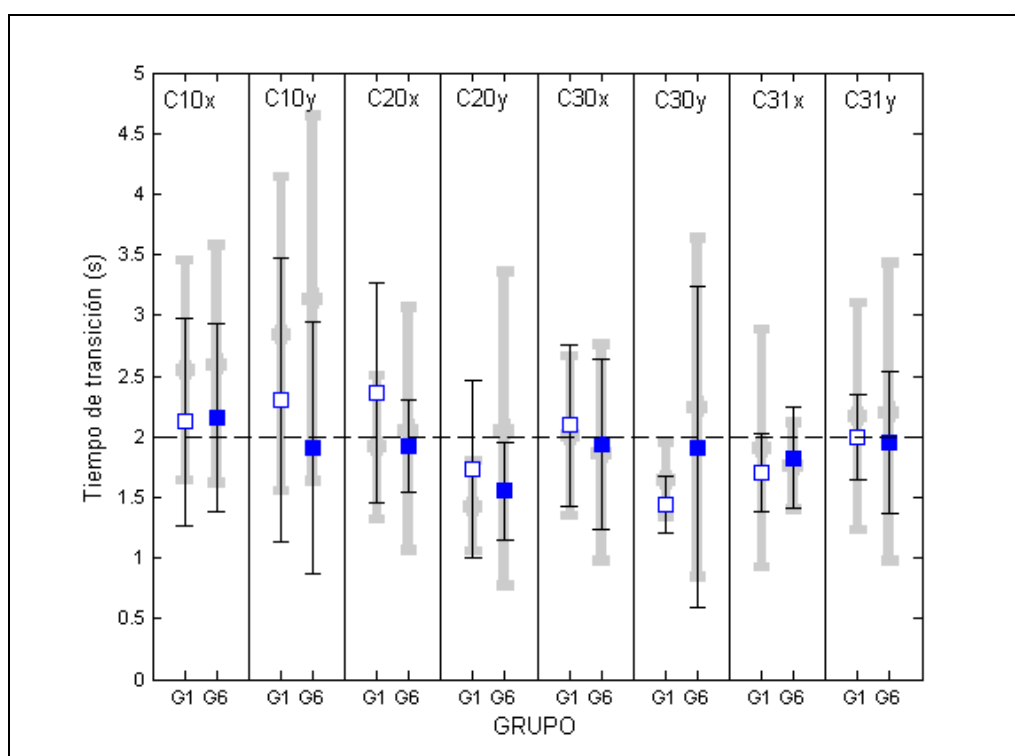


Figura 3.8: Valores del tiempo de transición (Tt) entre persistencia y antipersistencia en los grupos G1 y G6. El trazo fino corresponde a los resultados en FB y el grueso en FA. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

Hay algunos detalles hacia los que podemos dirigir la atención. El primero es el tamaño de σ : los resultados muestran la amplia variedad de posibles comportamientos del SCP en los diferentes sujetos aunque las condiciones de medidas sean similares. Estos amplios márgenes de variación dificultan la detección de la influencia de factores externos, y por tanto sólo es posible hablar de tendencias. Una de estas tendencias es hacia la disminución del Tt al final de la temporada de fútbol en las medidas realizadas en condiciones estáticas. Por otro lado, las medidas realizadas en condiciones dinámicas muestran valores del Tt ligeramente menores que los encontrados en condiciones estáticas. Una última tendencia que podemos apreciar es hacia el aumento de la persistencia en ausencia de información visual. Los amplios valores de σ convierten en insignificantes cada una de estas tendencias.

La comparación entre el grupo de control, G1, y el grupo que siguió el protocolo denominado NAG, G6, ha mostrado resultados comunes en ambos grupos por lo que el estudio de la dinámica interna del CdP mediante el método DFA no dilucida el efecto de la movilización articular NAG.

3.3 Disfunción de la actividad tónica postural (ATPO)

En este apartado estudiamos si un comportamiento disfuncional en el SCP puede ser detectado mediante el método DFA aplicado al análisis de la trayectoria del CdP. El grupo denominado GAT, reúne a todos los jugadores que mostraron problemas de actividad tónica postural (ATPO) en los exámenes para el diagnóstico del equilibrio postural realizados al inicio

de una temporada y que aparecen descritos en detalle en el Anexo D. Estos jugadores siguieron el mismo protocolo de medidas que el resto de los jugadores, por lo que de nuevo la comparación se realizará frente al grupo de control G1.

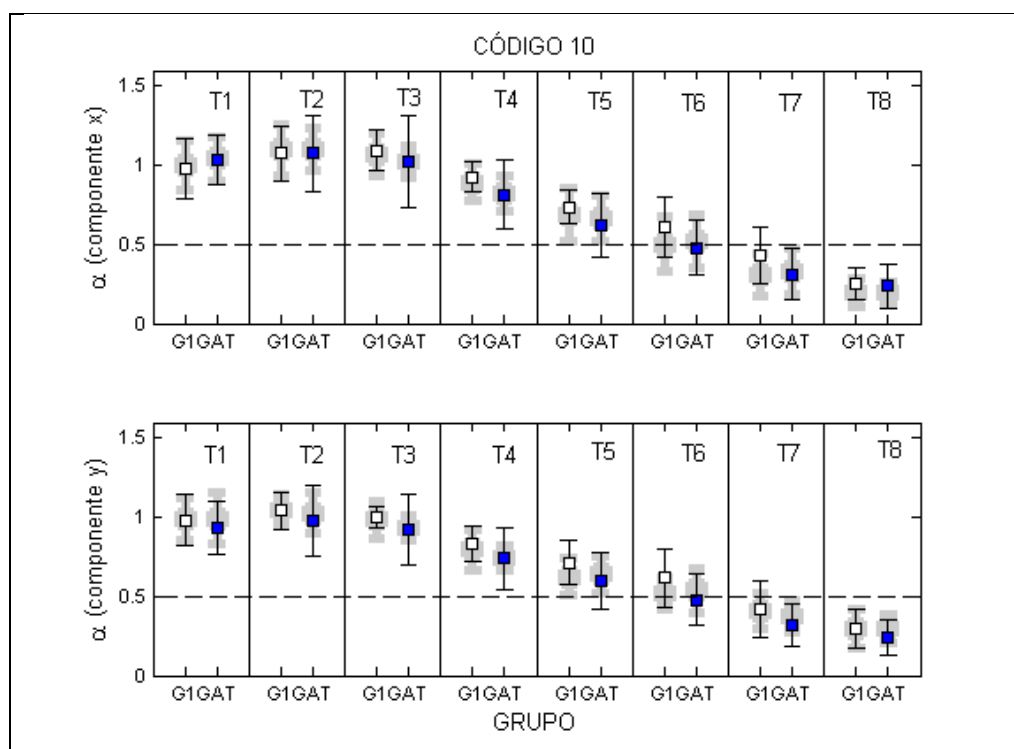


Figura 3.9: CÓDIGO 10. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones estáticas para la componente lateral del CdP, panel superior, y anteroposterior, panel inferior. El trazo fino corresponde a los resultados en FA y el grueso en FB. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

La figura 3.9 muestra los resultados del exponente de correlación α para las medidas realizadas en condiciones estáticas en ambas componentes del movimiento. En esta figura apreciamos una disminución en los valores de σ en GAT al final de la temporada: especialmente en T3 y en T4. Es el efecto contrario al encontrado en G6. En todos los casos existe solapamiento entre los resultados encontrados en ambos grupos.

La figura 3.10 muestra los resultados del exponente de correlación α para las medidas realizadas en condiciones dinámicas en ambas componentes del movimiento. En esta figura se aprecia el cambio en la forma de la curva en cada componente del movimiento. Recordemos que el apartado 3.1 habíamos planteado que el ascenso en los valores del exponente α al comienzo de la curva podría estar causado por el movimiento del balancín, sin embargo viendo en conjunto todos los resultados observamos que no es la dirección del movimiento del balancín lo que marca este comportamiento, sino que el ascenso y posterior descenso del exponente α en la zona persistente es un comportamiento que únicamente aparece en la componente y, es decir en el desplazamiento anteroposterior del CdP.

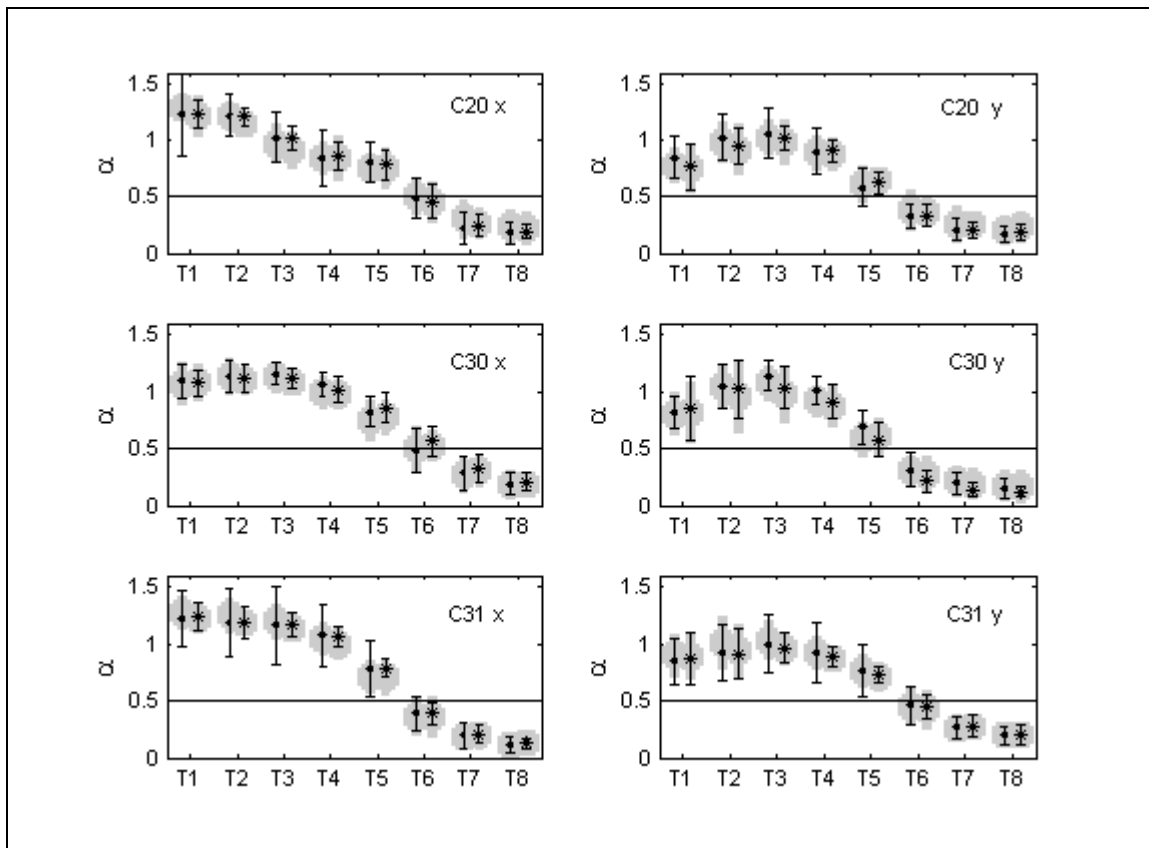


Figura 3.10: CÓDIGOS 20, 30 y 31. Resultados de la aplicación de DFA a las medidas realizadas en condiciones dinámicas para la componente lateral del CdP, paneles situados a la izquierda, y anteroposterior, a la derecha. Los resultados de G1 están representado mediante un círculo y los del grupo GAT con un asterisco. El trazo fino corresponde a los resultados en FA y el grueso en FB. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

El estudio del desplazamiento del CdP producido cuando los sujetos guardan el equilibrio sobre un balancín tampoco muestra diferencias estadísticamente significativas entre los sujetos con y sin problemas de actividad tónica postural.

Finalmente vamos a comparar el cambio en el tiempo de transición (Tt) entre el final y el principio de la temporada para ambos grupos. La figura 3.11 muestra este cambio $\Delta Tt = Tt_{FB} - Tt_{FA}$ para todos los códigos de medida. En condiciones estáticas encontramos una tendencia al aumento de Tt en el grupo de sujetos con problemas de ATPO, que es justo lo contrario de lo encontrado en el resto de los grupos analizados hasta el momento (G1, G2 y G6). La mayor diferencia entre el valor medio del Tt entre G1 y GAT se encuentra en las medidas realizadas en condiciones estáticas (C10). El menor solape entre los resultados de ambos grupos se produce en la componente y de las medidas en condiciones dinámicas código 30. De nuevo únicamente se trata de tendencias, pues al existir solape en todos los casos no hay diferencias estadísticamente significativas.

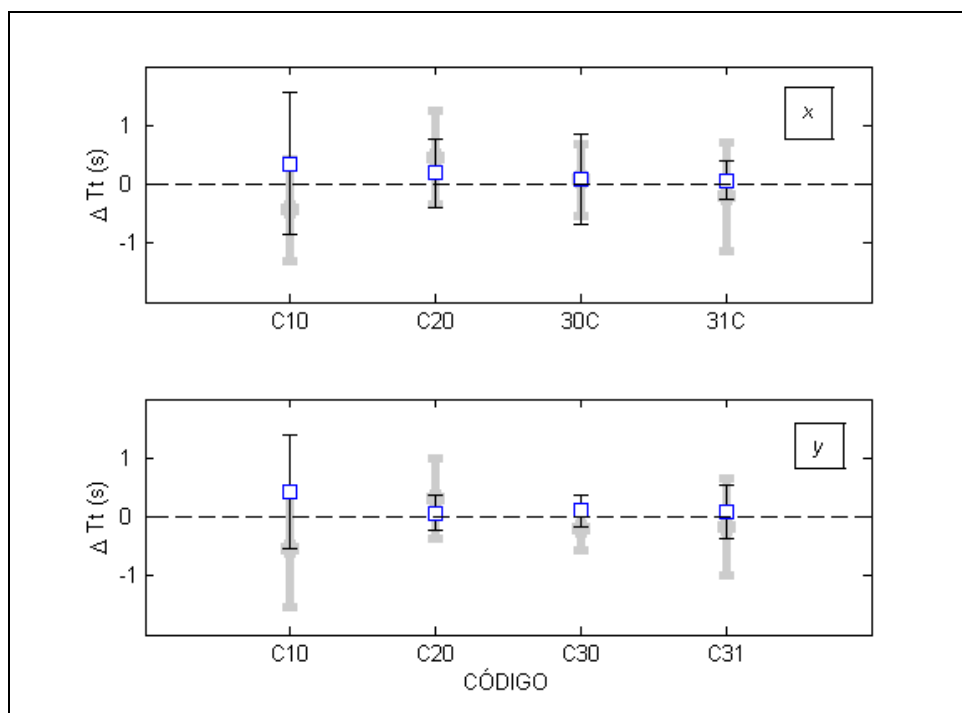


Figura 3.11: Valores medios de los cambios entre FB y FA del tiempo de transición (T_t) entre persistencia y anti-persistencia en los cuatro códigos de medida. El trazo grueso corresponde a G1 y el fino a GAT. Las incertidumbres corresponden a 1σ .

Las variaciones en el comportamiento multifractal del movimiento del CdP, o bien la falta de robustez estadística en el método DFA para este tamaño de señales, impiden evidenciar diferencias en la dinámica interna del equilibrio en los sujetos con problemas de actividad tónica postural.

3.4 Entrenamiento propioceptivo

El estudio de la influencia del entrenamiento de la propiocepción (descrito en el capítulo 2 y en más detalle en el Anexo A), en la dinámica no lineal de la oscilación del cuerpo humano realizado en este trabajo presenta tres novedades con respecto a los estudios de los apartados anteriores.

La primera novedad es el cálculo de la longitud de la trayectoria del CdP, variable clásica o lineal utilizada en multitud de estudios de estabilogramas. Aunque los estudios de este trabajo se centran en la dinámica no lineal, hemos incluido un cálculo lineal en este apartado para dilucidar si aporta algún tipo de información.

La segunda novedad es la reducción a dos del número de escalas de tiempo estudiadas, y a uno el código de medida para el cual se presentan los resultados: únicamente se presentan los valores en una escala con comportamiento persistente ($T1$), y otra con antipersistente ($T8$), y para las medidas realizadas en condiciones estáticas (C10). Hemos comprobado que presentar más escalas y códigos de medida no aporta nuevos resultados.

La tercera novedad es el tamaño de los grupos comparados: por una parte se ha unido en el grupo GP a todos los jugadores que realizaron entrenamiento de propiocepción, y en el grupo GnP a todos los que no. Los sujetos que presentaban problemas de ATPO han sido excluidos de este estudio. Las características de estos grupos se encuentran en la tabla 3.1.

Comenzaremos examinando si existe un efecto en la dinámica interna del desplazamiento de CdP en el exponente de correlación α entre el final y el principio de una temporada de fútbol $\Delta\alpha = \alpha_{FB} - \alpha_{FA}$ y en la longitud recorrida por el CdP $\Delta L = L_{FB} - L_{FA}$.

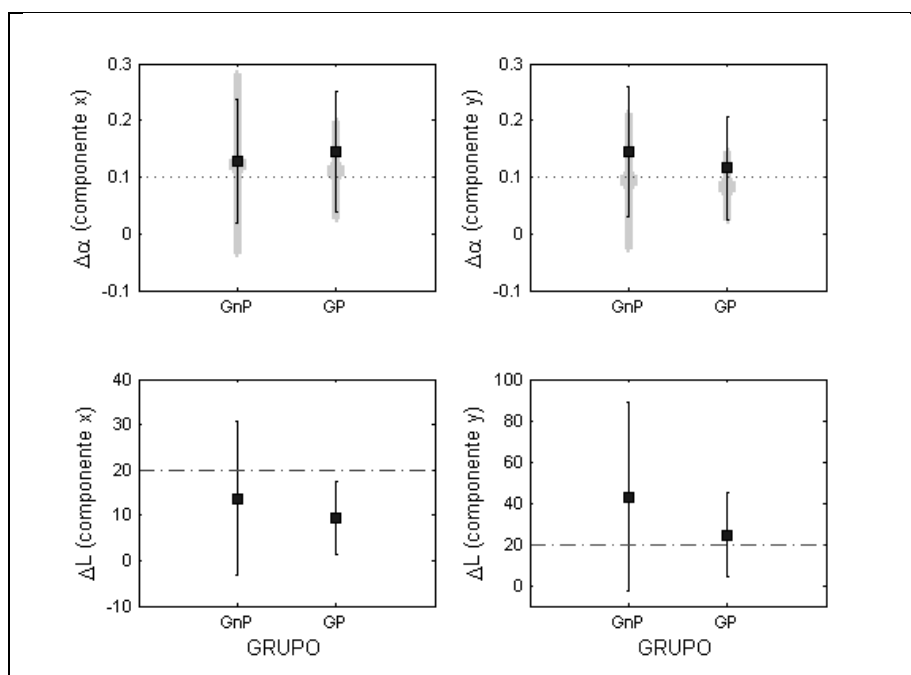


Figura 3.12: Cambio del exponente de correlación α y de la longitud (L) entre FB y FA. En los dos paneles superiores los resultados para T1 están representados mediante una línea gruesa, y con una fina para T8. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

Los paneles superiores de la figura 3.12 muestran los valores medios y la desviación estándar del cambio en el exponente α , para el grupo que realizó ejercicios propioceptivos (GP) y para el que no (GnP), en las componentes mediolateral (x) y anteroposterior (y) de la trayectoria del CdP. Los paneles inferiores muestran los valores medios y la desviación estándar del cambio en la longitud, también para los grupo GP y GnP. Por un lado observamos que existe un cierto cambio en ambas variables entre el final y el principio de la temporada $\Delta\alpha \neq 0$; $\Delta L \neq 0$ y por otro, que este cambio es muy similar entre GP y GnP. Por tanto, los resultados no detectan diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

En segundo lugar, teniendo en cuenta el amplio tamaño de la muestra, se realizaron cálculos orientados a dilucidar si existe una influencia del tamaño de la muestra y de la señal estudiada en los resultados del método DFA.

Para estudiar la posible influencia del tamaño de la señal, o duración de la media, estas fueron divididas en dos mitades. Nos referiremos a la primera mitad de puntos de la señal como $H1$ y a la segunda como $H2$. Recordemos que las medidas totales tenían una duración de 102.4

s, y la frecuencia de registro era de 80 Hz. Por tanto cada señal registrada contiene 8192 puntos, y las $H1$ y $H2$, contienen 4096 puntos cada una.

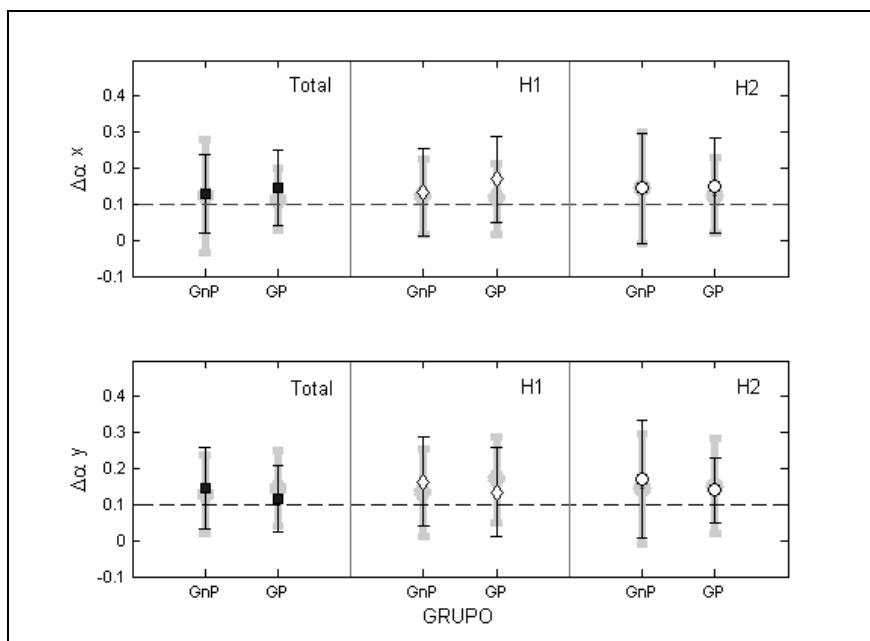


Figura 3.13: Cambio del exponente α entre FA y FB, calculado para las señales completas (Total) y para la primera y segunda mitad ($H1$ y $H2$). Los resultados para $T1$ están marcados con una línea gruesa y con una línea fina para $T8$. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

Los resultados que aparecen en la figura 3.13 muestran gran similitud en los valores del cambio en el exponente α de las señales completas y de las correspondientes a la primera y segunda mitad. Observamos que existe solape entre los resultados de medidas de diferente tamaño, lo que indica que no hay diferencia estadísticamente significativa. Se aprecia un cierto indicio de influencia en los márgenes de incertidumbre del tamaño de la señal: en la componente y las desviaciones estándar son mayores en las medidas cortas. Se trata de una tendencia que apunta hacia la influencia del número de puntos analizados en el resultado del método DFA.

Para estudiar la posible influencia del tamaño de la muestra se compararon los resultados de grupos de distinto tamaño. Por un lado: los grupos GnP (58 sujetos), G1 (18 sujetos) y G2 (18 sujetos) formados por jugadores que no habían realizado ejercicios propioceptivos; y por otro: GP (47 sujetos), G4 (20 sujetos) y G5 (13 sujetos) grupos que habían realizado entrenamiento de propioceptivo. La figura 3.14 muestra los resultados del cambio en el exponente α entre el final y el principio de la temporada. Observamos que los resultados son muy similares entre todos los grupos, escalas de tiempo y componentes del movimiento. Existen solape a nivel de 1σ en todas las comparaciones, por tanto no hay diferencias estadísticamente significativas entre el estudio de grupos de entre 13 y 58 sujetos.

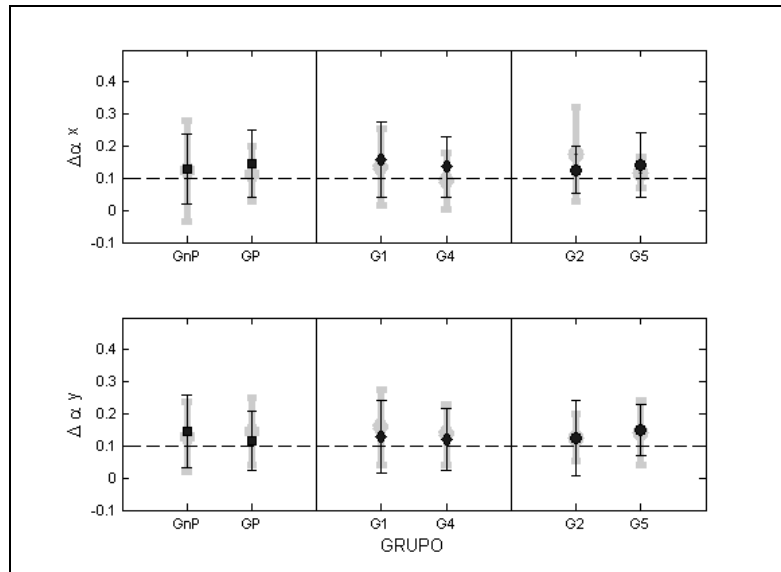


Figura 3.14: Cambio del exponente α entre FA y FB, calculado para grupos de diferente tamaño. Los resultados para T1 están marcados con una línea gruesa y con una línea fina para T8. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

El siguiente paso para examinar las características de las variables calculadas se ha realizado mediante el análisis de sus funciones de distribución. La figura 3.15 muestra mediante histogramas la distribución de los valores de la variable longitud (L) obtenidos para los sujetos del grupo GP.

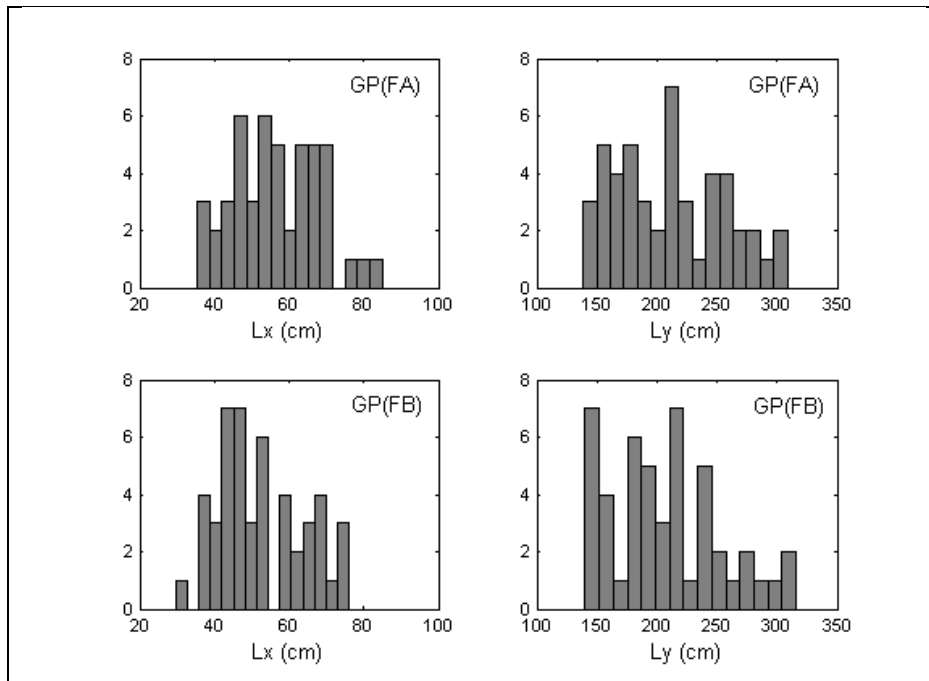


Figura 3.15: Distribución de los valores de la longitud L de las trayectorias del CdP, divididas en componentes x e y , correspondientes a los sujetos del grupo GP en las fases FA y FB

El perfil de estos histogramas muestra que no existe un buen ajuste a una función de distribución gaussiana normalizada. Para realizar un análisis estadístico inferencial de la

variable L basado en la aproximación de distribución de puntos a una función gaussiana normalizada, como es el caso de la t de Student, vemos que sería necesario un mayor número de medidas registradas o un mayor número de sujetos participantes, que permitiera que la distribución se acercara a una gaussiana normalizada tal y como indica el teorema central del límite.

Las distribuciones de la longitud recorrida por CdP que aparecen en la figura 3.15, muestran que el desplazamiento en la componente y es aproximadamente tres veces mayor que en la componente x , es decir, el cuerpo humano tiene una mayor oscilación anteroposterior que mediolateral en su continua búsqueda del equilibrio en posición ortostática.

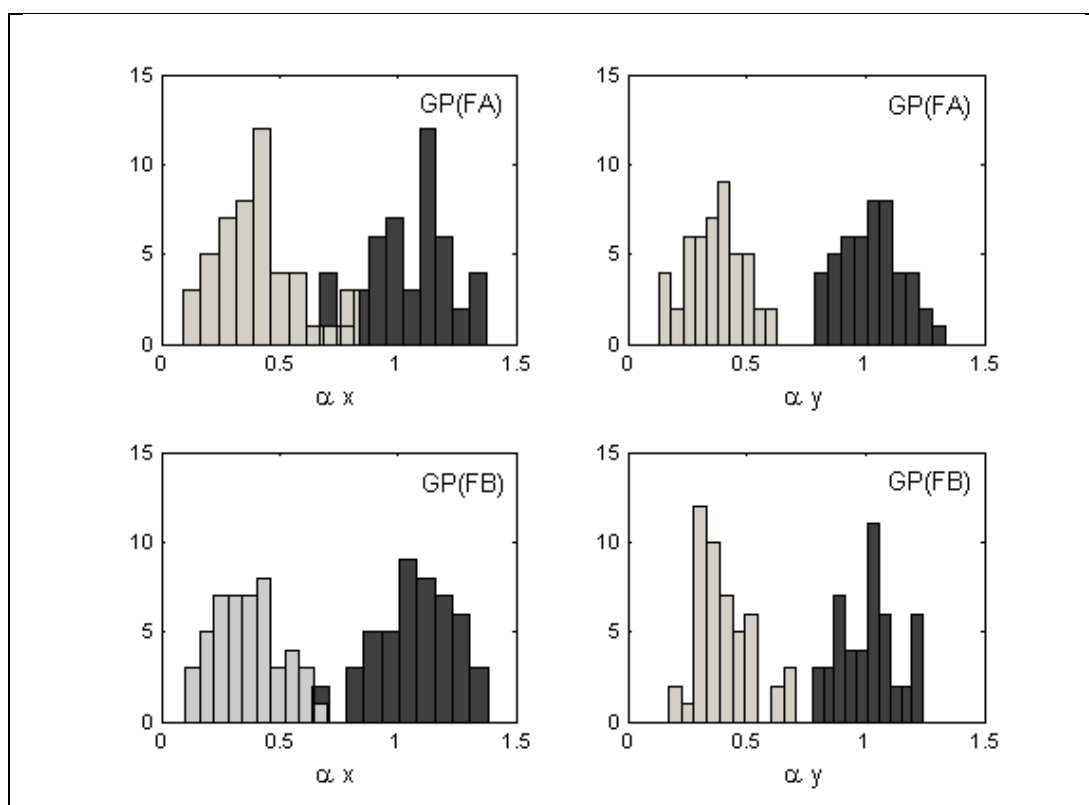


Figura 3.16: Distribución de los valores del exponente α obtenidos para las trayectorias del CdP correspondientes a los sujetos del grupo GP en las fases FA y FB, en las escalas T1, dibujadas en color oscuro, y T8, color claro.

La figura 3.16 muestra los histogramas de los exponentes α en T1 y T8, dibujados con color oscuro y claro respectivamente. La aproximación a una función gaussiana normalizada es mejor que en el caso de la variable lineal L , pero todavía en este caso si aplicamos el análisis de la t de Student los resultados no ofrecerían suficiente robustez estadística.

Las distribuciones de los valores de los exponentes α en las dos escalas de tiempo analizadas no presentan solape en la componente y , lo que indica una diferencia estadísticamente significativa en el comportamiento dinámico de ambas escalas. En la componente x existe un pequeño solape. Por un lado, los histogramas muestran la diferencia en los valores del exponente α en T1 y T8, y por otro muestran que la dinámica en ambas componentes del movimiento presenta diferencias. Los valores del exponente α en T1 son siempre mayores de 0.5 ($\alpha > 0.5$), lo que indica que la oscilación del cuerpo humano presenta una dinámica con

comportamiento persistente en escalas de tiempo de 0.3 s. Los valores del exponente α en $T8$ son mayoritariamente más pequeños que 0.5 ($\alpha < 0.5$) lo que indica la presencia de comportamiento antipersistente.

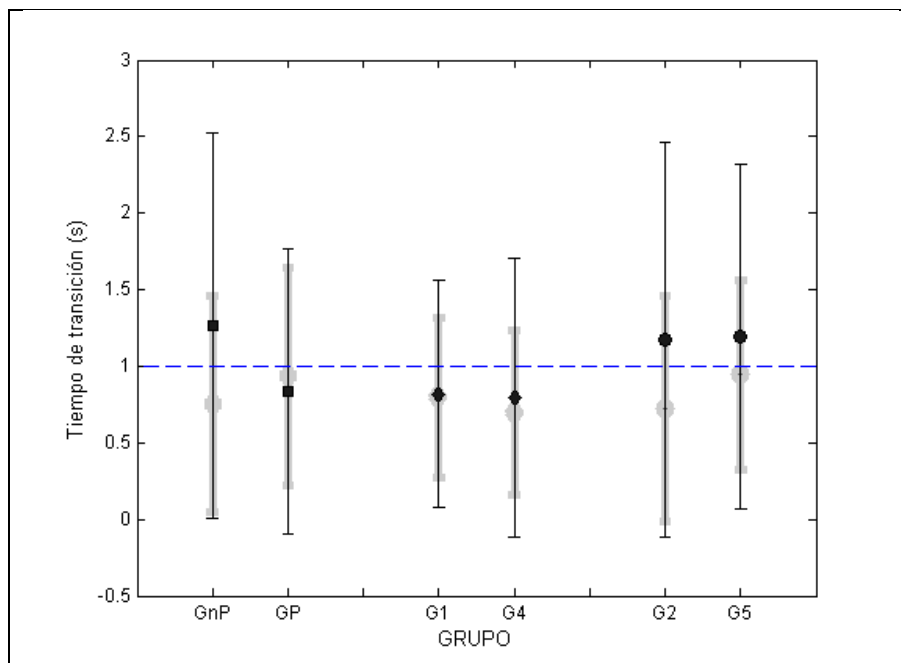


Figura 3.17: Tiempo de transición calculado para grupos de diferente tamaño. Los resultados para la componente x se han dibujado con una línea gruesa, y los de la componente y con la línea fina. Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

La figura 3.17 muestra los valores del tiempo de transición (Tt), es decir el intervalo de tiempo en segundos en el que la dinámica de la oscilación del cuerpo pasa de comportamiento persistente a antipersistente. No hay diferencias estadísticamente significativas entre los resultados obtenidos para los grupos de sujetos con y sin entrenamiento propioceptivo.

El punto que merece un comentario es el tamaño de los márgenes de la desviación estándar, que muestra el gran rango de diferentes posibilidades de utilización de las estrategias de control del equilibrio que posee el cuerpo humano. Es decir: los resultados muestran que ante una misma condición de medida, el SCP de cada sujeto elige diferentes opciones en su comportamiento, diferentes grados de persistencia o antipersistencia. Este amplio margen de posibles comportamiento puede ocultar la detección de cambios en la dinámica interna del desplazamiento del CdP debidos a intervenciones externas. Expresado este punto en relación a DFA diríamos que las variables obtenidas a partir del método DFA tienen un cierto margen de variación por cuestiones de funcionamiento de la dinámica interna del SCP, y que esta variación puede dificultar o disminuir el potencial de este método para objetivar los efectos del entrenamiento propioceptivo en el control postural.

Tras estos cálculos, llega el momento en el que es preciso cuantificar la variación del exponente α que se produce entre dos medidas realizadas antes y después de la realización de un protocolo de experimentación, y compararla con la variación que se produce entre dos medidas realizadas bajo similares condiciones. Para ello estudiaremos la magnitud de los cambios que se producen en las variables longitud (L) y el exponente α en dos casos: al

principio y final de la temporada ($FB \leftrightarrow FA$), y en la primera y segunda parte de cada medida ($H1 \leftrightarrow H2$). Hasta el momento hemos visto que no hay cambios significativos en el valor medio de ambas variables teniendo en cuenta un margen de variación de 1σ . Ahora lo que nos planteamos es comparar el valor medio del cambio en las variables, (ΔL y $\Delta \alpha$), frente al valor medio de dichas variables (L y α), es decir: calcular $\Delta L / L$ y $\Delta \alpha / \alpha$, en los dos casos descritos.

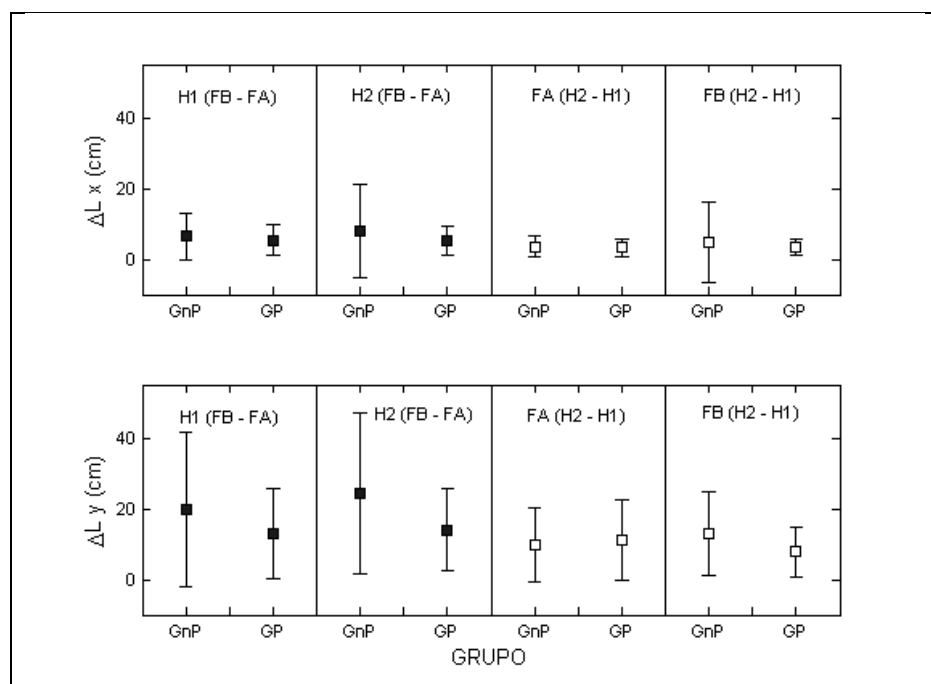


Figura 3.18: Cambios en la longitud (ΔL). En el lado izquierdo se muestran los cambios entre FB y FA para las medidas H1 y H2. En el lado derecho se muestran los cambios entre H1 y H2 para las medidas realizadas en FB y FA.

En la figura 3.18 se muestran los cambios en la longitud (ΔL) en los casos previamente descritos. Estos cambios son ligeramente superiores en ($FB \leftrightarrow FA$), especialmente en la componente y, debido a los mayores desplazamientos en la dirección anteroposterior, que fueron señalados anteriormente. La atención debe dirigirse al hecho de que no solo se encuentra un cambio en la longitud recorrida entre la medida realizada al principio y al final de la temporada, sino que también se encuentra entre la primera y la segunda parte de la medida. Es decir, bajo condiciones de medida exactamente iguales el valor de la variable es en cierta medida diferente.

Encontrar un cambio en el valor de una variable medida al principio y al final de una temporada de fútbol parece natural, mientras que encontrar un cambio a lo largo de una misma medida, es decir, bajo iguales condiciones de medida, puede resultar sorprendente si no tenemos en cuenta que se trata del estudio de un proceso viviente. Encontrar un cambio entre dos medidas realizadas una a continuación de la otra manifiesta la presencia de una compleja dinámica viviente funcionando fuera del control del investigador. El cambio entre H1 y H2 mostrado en la figura 3.18 indica que la dinámica del control postural varía en el tiempo aunque las condiciones externas sean similares.

<i>L</i>	GnP		GP	
	<i>H1 ↔ H2</i>	<i>FB ↔ FA</i>	<i>H1 ↔ H2</i>	<i>FB ↔ FA</i>
<i>x</i>	14,5%	23,4%	12,2%	17,2%
<i>y</i>	9,2%	29,7%	9,1%	11,8%

Tabla 3.4: Resultados para $\Delta L / L * 100$

Las tablas 3.4 y 3.5 muestran la cuantificación del cambio que se produce en las variables debido a la variación en los procesos internos de equilibrio ($H1 \leftrightarrow H2$), y los que pueden ser atribuidos a condiciones externas ($FB \leftrightarrow FA$). Los resultados están expresado en términos de la proporción entre el valor medio del cambio variable, y el valor medio de la variable misma:

$\Delta L / L * 100$ y $\Delta \alpha / \alpha * 100$. Señalamos que no se trata del cálculo de un coeficiente de variación, sino de una proporción entre dos valores medios.

α	GnP		GP	
	<i>H1 ↔ H2</i>	<i>FB ↔ FA</i>	<i>H1 ↔ H2</i>	<i>FB ↔ FA</i>
<i>x</i> (T1)	8,9%	11,4%	8,3%	10,7%
<i>x</i> (T8)	30,8%	35,6%	26,7%	37,7%
<i>y</i> (T1)	8,3%	8,93%	7,3%	8,29%
<i>y</i> (T8)	30,9%	36,9%	25,3%	29,8%

Tabla 3.5: Resultados para $\Delta \alpha / \alpha * 100$

En la tabla 3.5 observamos que existe una gran similitud entre el cambio en ($H1 \leftrightarrow H2$) y en ($FB \leftrightarrow FA$) del exponente de la correlación α . También observamos que existe un corto margen de diferencia entre los resultados de los grupos con y sin entrenamiento propioceptivo (GP y GnP). Los valores de la tabla 3.4, pertenecientes a la variable longitud presentan una menor similitud, especialmente en la longitud lateral recorrida, lo que indica que el exponente α tiene una mayor sensibilidad a la dinámica interna de la señal que el valor de la longitud recorrida por el CdP. Resultado que concuerdan con la naturaleza matemática de ambos: recordemos que la longitud es una variable clásica lineal, mientras que el exponente α informa acerca de la dinámica interna no lineal del desplazamiento del CdP.

Los resultados de la tabla 3.5 muestran que existe una variación en la dinámica interna de la señal en el tiempo bajo similares condiciones de medida, que tiene una magnitud similar a la encontrada bajo diferentes condiciones de medida, y que por tanto, puede enmascarar variaciones debidas a intervenciones externas.

Señalar también que los valores encontrados en la escala de tiempo larga (T8) son tres veces mayores que los encontrados en la corta (T1). Este resultado puede ser atribuido a una falta de

robustez estadística del método DFA en este tamaño de señales, y por tanto sería preciso realizar medidas con mayor frecuencia de muestreo o mayor duración para estudiar si en este caso no se produce esta diferencia. O bien este resultado puede estar indicando una mayor complejidad de los mecanismos de control del equilibrio que producen el comportamiento antipersistente en esta escala de tiempo. Esta complejidad estaría reflejada en un mayor conjunto de posibilidades de actuación que produciría variaciones en el exponente α a lo largo del registro de una misma medida en la zona de comportamiento antipersistente.

3.5 Fútbol: estudio conjunto de los grupos

En último lugar estudiaremos el conjunto total de las medidas. Los apartados anteriores han mostrado que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos comparados, por tanto es posible unir el conjunto de medidas. Este estudio se ha llevado a cabo uniendo las medidas de los grupos desde G1 hasta G6:

$$G_{total} = G1 + G2 + G3 + G4 + G5 + G6 = 105 \text{ sujetos}$$

Se ha excluido el grupo GAT formado por los sujetos que presentaban problemas de ATPO. De esta manera estudiamos si hay cambios en la dinámica interna del CdP de los jugadores entre el principio y el final de una temporada de fútbol.

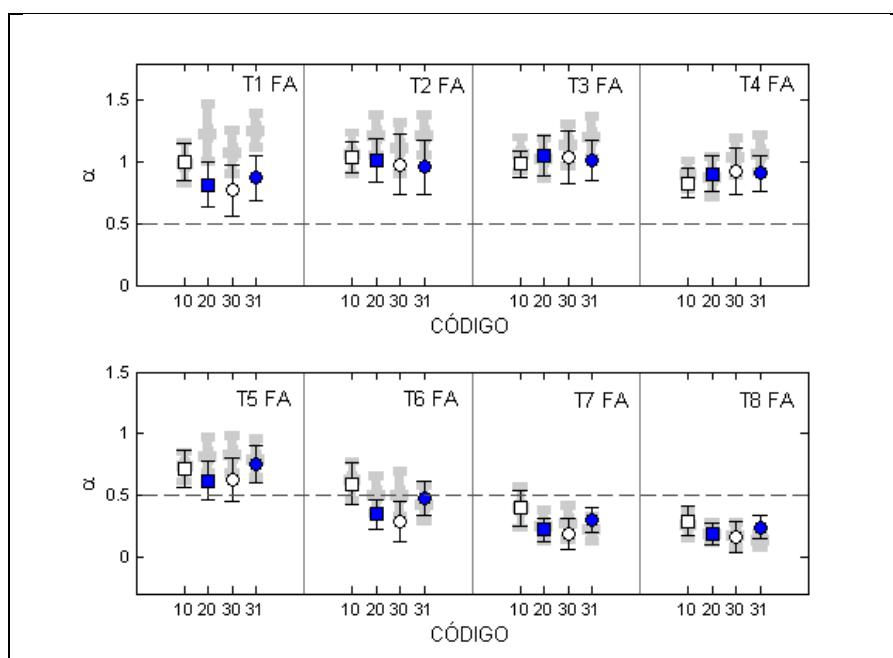


Figura 3.19: Resultados de la aplicación de DFA al conjunto total de medidas de G_{total} realizadas en la fase A y en los diferentes códigos de medida. El trazo grueso corresponde a los resultados en la componente x y el trazo fino a la componente y . Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

En la figura 3.19 se han representado los valores medios del exponente α de esta unión de grupos, G_{total} , al principio de la temporada, FA, para todos los códigos de medida. Por segunda vez encontramos un caso que no presenta solape: se trata de la comparación entre las componentes del movimiento x e y , en la escala de tiempo $T1$ en el código C31. Por tanto el método DFA está objetivando diferencias en la dinámica interna del CdP entre el movimiento lateral y posterior, y el comportamiento en los intervalos de tiempos cortos y largos ($T1$ y $T8$) mostrado en el apartado anterior, pero no está objetivando diferencias que puedan asociarse al efecto de tratamientos de osteopatía, ni a un entrenamientos propioceptivos, ni a la presencia de una perturbación como es el balancín.

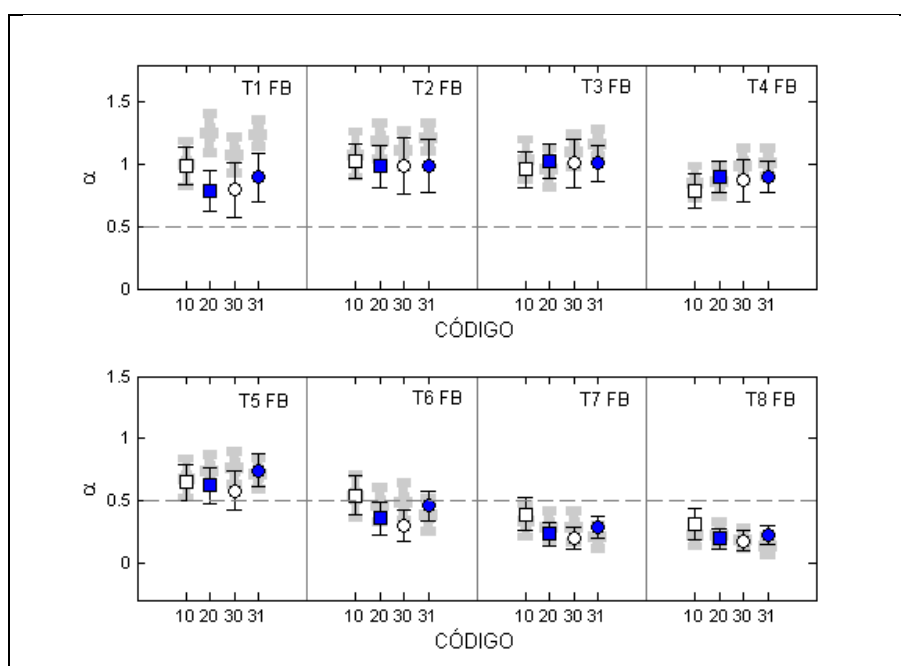


Figura 3.20: Resultados de la aplicación de DFA al conjunto total de medidas realizadas en la fase B y en los diferentes códigos de medida. El trazo grueso corresponde a los resultados en la componente x y el trazo fino a la componente y . Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

En la figura 3.20 se han representado los valores medios del exponente α de G_{total} , en este caso al final de la temporada, FB, para todos los códigos de medida. En esta figura aparece un nuevo caso en el que no existe solapamiento entre las componentes x e y , esta vez correspondiente al código C20, también en la escala $T1$. En la figura 3.19 observamos que en FA este solapamiento entre las componentes del movimiento x e y en el código C20 era mínimo. En la figura 3.20 también encontramos un solapamiento mínimo en la escala $T1$ y el código C31. Por tanto, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el movimiento lateral y anteroposterior del movimiento del CdP en escalas de tiempo de 0.2 s, en condiciones dinámicas C20 y C31.

A continuación se calculó si existían cambios en el exponente α entre el final y el principio de una temporada de fútbol. La figura 3.21 muestra este cambio ($\Delta\alpha = \alpha_{FB} - \alpha_{FA}$) para todos los códigos de medida. Observamos que el valor medio de $\Delta\alpha$ es cero o muy próximo a cero en todos los casos. Los márgenes de variación a nivel de 1σ muestran que se han producido cambios en los jugadores a nivel individual y el valor medio próximo a cero muestra que en conjunto estos cambios no tienen una tendencia en un sentido en particular. De nuevo

nos encontramos ante una comparación entre medidas realizadas antes y después de un protocolo de experimentación que no ofrecen diferencias estadísticamente significativas. Desde un punto de vista fisiológico el grupo de futbolistas juveniles estudiado ha experimentado cambios en su SNC y su SCP debido a estar en etapa de crecimiento y realizar una actividad deportiva. El resultados de los exponentes de correlación α calculados mediante la aplicación de DFA según el protocolo de este trabajo a medidas de 8192 puntos no ofrece la posibilidad de discernir el efecto de la práctica continuada del fútbol a lo largo de una temporada en jóvenes deportistas.

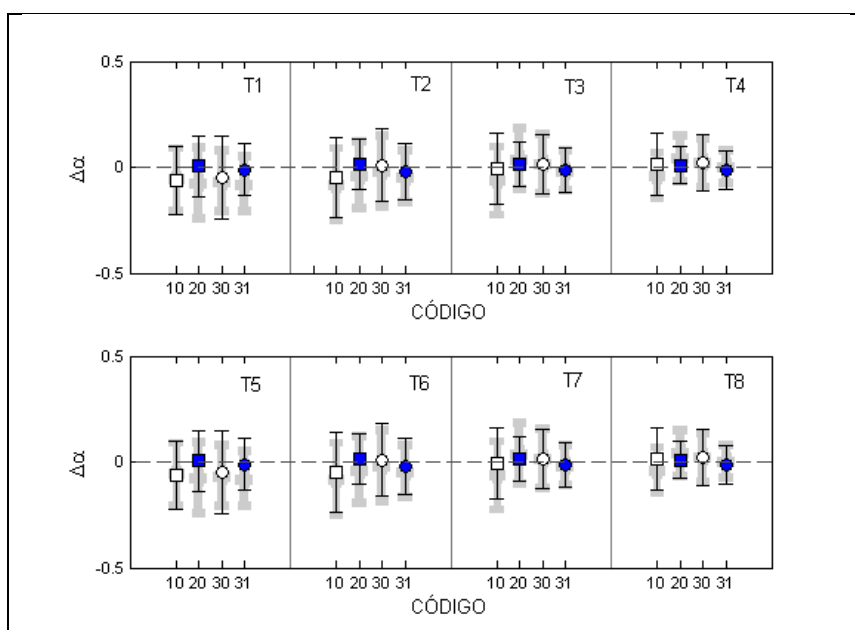


Figura 3.21: Cambio del exponente del correlación entre el principio y el final de una temporada de fútbol $\Delta\alpha = \alpha_{FB} - \alpha_{FA}$ en los diferentes códigos de medida, del conjunto total de medida. El trazo grueso corresponde a los resultados en la componente x y el trazo fino a la componente y . Se muestra el valor medio y la desviación estándar a nivel de 1σ .

3.6 Estudio estadístico del carácter multifractal de la oscilación postural

El último paso es estudiar las características multifractales de la oscilación postural o trayectoria del CdP. El hecho de no haber encontrado diferencias entre las medidas realizadas antes y después de una temporada de fútbol permite unir el total de estas 210 medidas (FA + FB) para realizar un estudio con mayor robustez estadística del comportamiento multifractal del exponente α .

El mayor número de medidas puede dar lugar a una distribución de un número suficiente de datos que tenga la posibilidad de presentar un buen ajuste a una distribución gaussiana normalizada, y que por tanto aporte valores de la probabilidad p fiables.

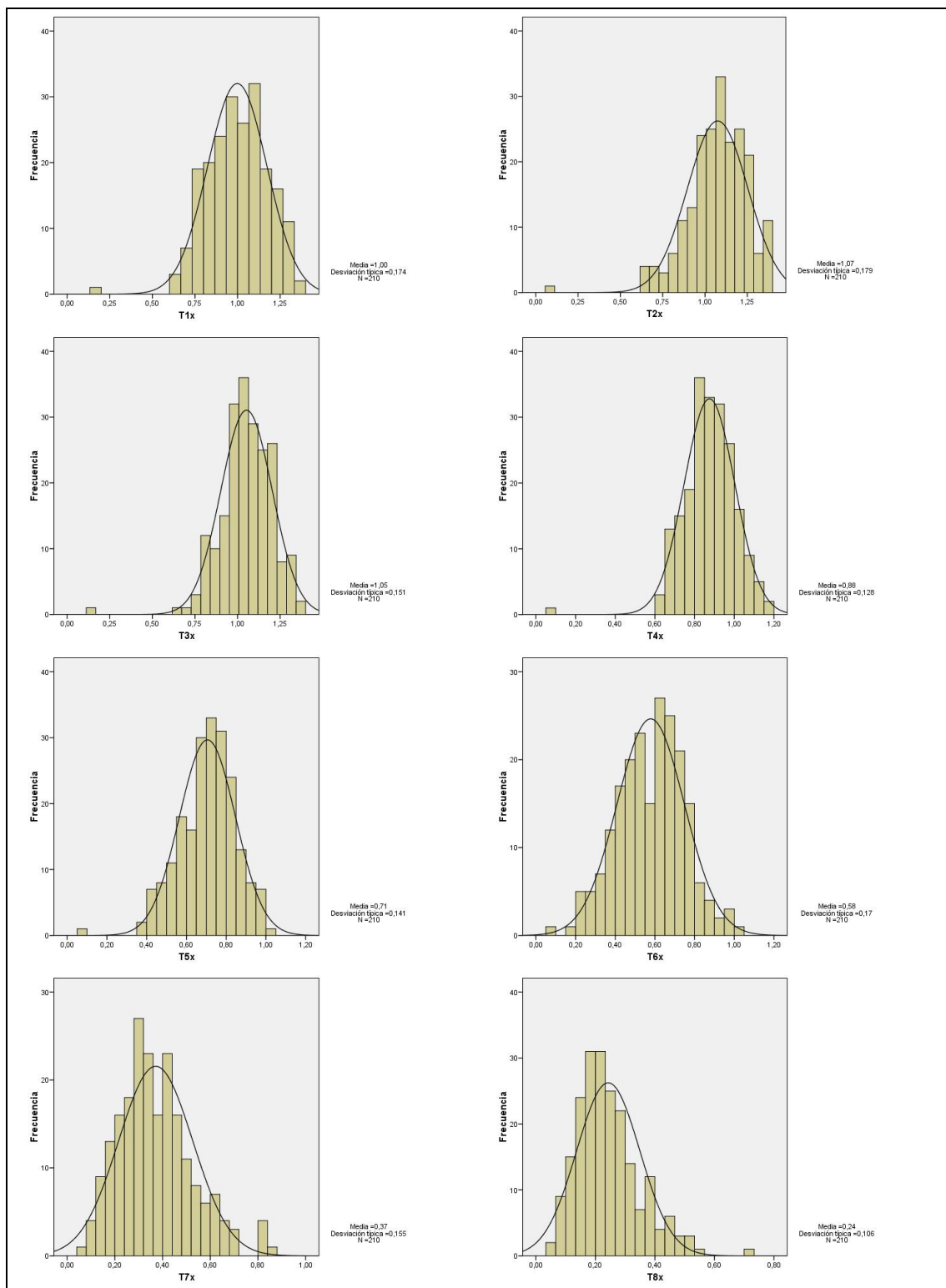


Figura 3.22: Distribución de los valores del exponente α obtenido para cada una de las 210 medidas realizadas a los jugadores sin ATPO en condiciones estáticas. Estos resultados corresponden a la componente x del desplazamiento del Cd

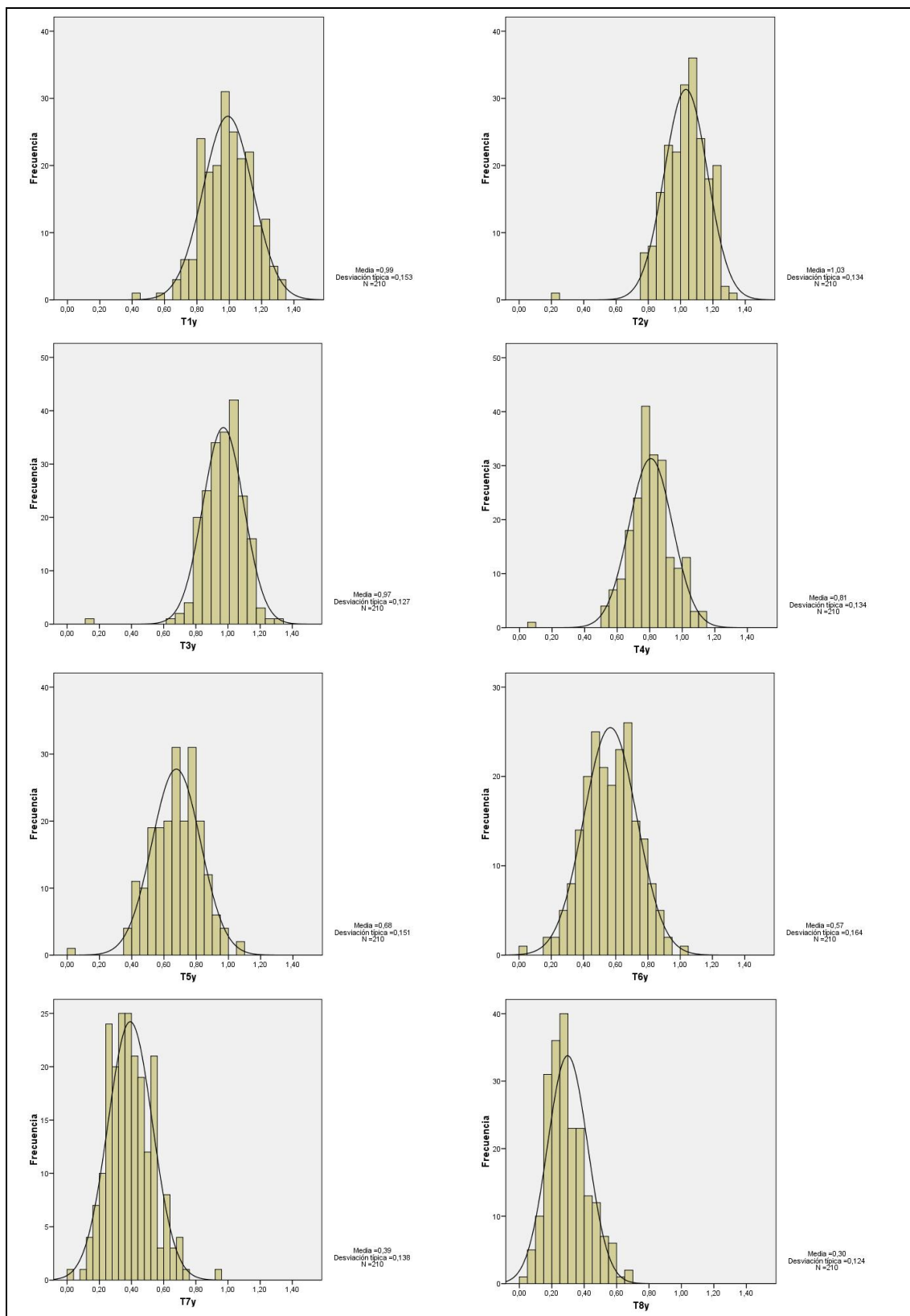


Figura 3.23: Distribución de los valores del exponente α obtenido para cada una de las 210 medidas realizadas a los jugadores sin ATPO en condiciones estáticas. Estos resultados corresponden a la componente y del desplazamiento del CdP.

La figura 3.22 presenta con formato de histogramas la distribución de la variable α obtenida para la componente x de todas las medidas de todos los sujetos. Cada uno de los histogramas de esta figura corresponde a los resultados obtenidos en cada una de las escalas de tiempo ($T1 - T8$). En esta figura también se muestra la función gaussiana normalizada que más se aproxima a la distribución de datos de la variable. Puede observarse que existe un buen ajuste de los datos a una función gaussiana normalizada, por lo tanto es posible realizar la aproximación entre ambas que es el cálculo matemático que se encuentra en el algoritmo de la t de Student. Es decir, la aplicación de la t de Student a unos datos que presentan esta forma de distribución ofrecerá resultados con robustez estadística y por tanto fiables.

La figura 3.23 presenta datos análogos a la figura 3.22 referidos esta vez al la componente y del desplazamiento del CdP. Los comentarios al respecto son análogos a los del párrafo anterior.

Los resultados de las probabilidades obtenidas mediante la t de Student aparecen en la tabla 3.6 Se han realizado comparaciones entre las escalas de tiempo T en las que no se produce el cambio de transición entre persistencia y antipersistencia.

Eje	$T1 \leftrightarrow T8$	$T2 \leftrightarrow T8$	$T3 \leftrightarrow T8$	$T1 \leftrightarrow T7$	$T2 \leftrightarrow T7$	$T3 \leftrightarrow T7$
p en x	0.0	0.0	0.0	0.08	0.23	0.33
p en y	0.03	0.53	0.73	0.14	0.40	0.07

Tabla 3.6 Valores de p obtenidos aplicando la t de Student a cada uno de los pares de conjuntos de valores del exponente α obtenidos en los diferentes tamaños de escalas de tiempo T en las que no se produce transición en el comportamiento.

En la figuras 3.22 y 3.23 puede apreciarse el desplazamiento hacia la izquierda de la distribución de datos de la variable a medida que el tamaño de la escala estudiada aumenta. En $T1$ los datos indican un valor medio para el exponente de correlación $\alpha = 1$, lo que indica un comportamiento persistente y van desplazándose hacia valores más pequeños hasta llegar a las zonas en las que $\alpha < 0.5$ lo que indica antipersistencia. El cálculo de la probabilidad de encontrar un valor en los pares de distribuciones indicados, muestra valores $p < 0.05$ para los pares $T1 \leftrightarrow T8$, $T2 \leftrightarrow T8$ y $T3 \leftrightarrow T8$, en la componente lateral (x) del desplazamiento, y únicamente entre los pares de escalas temporadas extremos ($T1 \leftrightarrow T8$) para la componente anteroposterior (y) del desplazamiento del CdP. Por tanto, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas, basadas en el cálculo de la probabilidad mediante la t de Student, entre los exponentes de correlación α de diferentes escalas temporales, que confirman con suficiente robustez estadística que el desplazamiento del CdP tiene una dinámica interna multifractal.

El carácter multifractal condiciona la correcta aplicación del método DFA al registro de la señal del desplazamiento del CdP. El cálculo del exponente de correlación α no puede ser realizado a la vez para todos tamaños de intervalos de tiempo, o número de puntos que permite

el método DFA, sino que ha de ser calculado para diferentes tamaños intervalos de tiempo, que es análogo a decir, para diferentes rangos de escalas temporales, o para intervalos de diferente números de puntos. Este hecho implica que es preciso registrar un mayor número de puntos en la señal del desplazamiento del CdP o estabilograma que en el caso de que se tratase de una señal fractal para llegar a un mismo nivel de robustez estadística: en la aplicación de DFA a una señal multifractal no se utilizan todas las combinaciones de puntos a la vez, sino que para cada cálculo del exponente de correlación α en una cierta escala de tiempo, se utilizan sólo determinados intervalos de puntos. Por tanto los amplios márgenes de incertidumbre (σ) del exponente de correlación α encontrados en este trabajo, pueden indicar que el tamaño de las señales registradas no es suficiente para obtener resultados estadísticamente robustos con el método DFA.

Capítulo 4

DISCUSIÓN

Este estudio está orientado a dilucidar el potencial del método DFA para objetivar efectos sobre la dinámica interna no lineal de la oscilación de equilibrio postural de diversas intervenciones: entrenamiento propioceptivo (técnica COP), tratamientos osteopáticos, (pivotes y NAG) y perturbaciones externas (balancín y privación de información visual). Diversos autores indican que aunque tradicionalmente los análisis biomecánicos del movimiento humano estaban basados en matemática lineal, ahora prevalecen los análisis no lineales porque se sabe que la dinámica del movimiento humano es predominantemente no lineal (Zhou 2013, Van Emmerik 2016). Estas técnicas de análisis no lineal han aportando una nueva comprensión de cómo los sistemas fisiológicos mantienen los patrones de estabilidad. Lo hacen realizando transiciones entre un estado y otro, mediante procesos que están gobernados por correlaciones de largo alcance, o fractales. En este sentido, el presente trabajo ha buscado investigar el potencial del análisis no lineal para comprender la dinámica interna de la oscilación del cuerpo humano y estudiar si es afectada por diferentes intervenciones.

4.1 Comportamiento multifractal de la oscilación postural

Los resultados de este trabajo han mostrado que el desplazamiento del CdP, u oscilación postural, presenta diferente grado de persistencia o antipersistencia en función de la escala temporal analizada y que por tanto tiene una dinámica interna multifractal. Para los intervalos de tiempo (T) inferiores a 1 s los sujetos estudiados presentan comportamiento persistente en la oscilación que realiza su cuerpo alrededor de su punto de equilibrio, y en los superiores a 4 s el comportamiento presentado es antipersistente. En la franja de escalas de tiempo entre 1 y 4 s los sujetos presentaban una transición entre estos dos tipos de comportamiento. Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los valores del exponente de correlación α entre las escalas de tiempo menores de 0.7 s y las mayores de 5 s. en el movimiento lateral del CdP, y entre las menores de 0.2 s y las mayores de 5 s en el movimiento anteroposterior. Por tanto, el desplazamiento del CdP presenta diferentes valores del exponente de correlación α y para definir la dinámica no lineal del desplazamiento del CdP mediante el método DFA, es preciso aplicar este método en diferentes rangos de escalas temporales o intervalos de tiempo T .

Hemos encontrado trabajos de autores que han estudiado el desplazamiento del CdP aplicando DFA a un único rango de escalas temporales. No han tenido en cuenta, o desconocían, que existen trabajos que muestran que la dinámica interna del control postural es multifractal (Collins 1994; Duarte 2001; Blázquez 2009) y han aplicado DFA como si la dinámica interna del desplazamiento del CdP fuera fractal. Algunos de estos estudios son recientes, como el de Caballero et al. (2016); estos autores aplican DFA para obtener un único exponente de correlación α cuyo cálculo se extiende a todos los intervalos de tiempo analizables. El trabajo de Donker et al. (2007) es otro ejemplo de estudio del desplazamiento del CdP en el que únicamente se presenta un valor del exponente α . En este caso, los autores cometen el error de no especificar el intervalo de escalas temporales para el que ha sido calculado este exponente. Duarte et al. (2008) también realizan un estudio del desplazamiento del CdP calculando un único exponente de correlación α para todo el rango de intervalos de tiempo analizables; este es un caso particular pues Duarte había realizado previamente trabajos que mostraban el carácter multifractal del desplazamiento del CdP (Duarte 2001).

Un aspecto para señalar en las investigaciones realizadas por autores que calculan un único valor del exponente de correlación alfa para toda la señal, es el tamaño que presenta la desviación estándar asociada al resultado de los exponentes de correlación α de las diferentes medidas. Coubard et al. (2014) aplican DFA considerando que la señal es fractal, y la desviación estándar asociada al resultado del único exponente α que calculan, presenta valores inferiores a 0.01 ($\sigma < 0.01$) en cada uno de los grupos de medidas. Quatman-Yates et al. (2013), también calculan un único valor del exponente α y obtienen desviaciones estándar en los resultados de cada conjunto de medidas entre 0.06 y 0.09 ($0.06 < \sigma < 0.09$). En el presente trabajo hemos encontrado valores de la desviación estándar de un rango superior: $0.05 < \sigma < 0.3$.

Cuando se calcula un único valor del exponente α , todos los intervalos de diferentes tamaños, es decir, todas las posibles combinaciones de intervalos de puntos, entran en el algoritmo de cálculo del método DFA, y al ser en esencia un cálculo estadístico aumenta su robustez. Este punto señala que para estudiar una señal multifractal es preciso aumentar el número de puntos registrados con respecto a un estudio similar de una señal fractal, para tener la suficiente robustez estadística en el momento de estudiar limitados tamaños de intervalos de puntos y encontrar resultados con menores tamaños de desviación estándar.

Los estudios de Roerdink et al. (2005) y también es un ejemplo de aplicación del método DFA al establograma como si esta señal tuviera un carácter fractal, en lugar de multifractal. Por tanto, aunque entre los objetivos de este trabajo no figuraba el estudio de la correcta aplicación del método DFA a la señal del desplazamiento del CdP, los resultados aquí obtenidos han corroborado el carácter multifractal del establograma y evidenciado los errores de utilización de este método por parte de diversos autores.

4.2 Potencial del método DFA para objetivar cambios debidos a un entrenamiento propioceptivo y a dos tratamientos de osteopatía

Existen tres razonamientos que pueden ser discutidos a partir de los resultados mostrados en el capítulo anterior, que indican que el análisis de los establogramas mediante el método DFA

no muestra diferencias estadísticamente significativas en las comparaciones realizadas entre los grupos que siguieron diversos protocolos y el grupo de control.

El primero es que el método DFA no es capaz de objetivar el efecto de estos protocolos. El segundo que el método DFA sí tenga el potencial de objetivar el efecto de intervenciones sobre el SCP pero que precise de señales con un mayor número de puntos para tener suficiente robustez estadística y obtener valores del exponente de correlación α más precisos y con desviaciones estándar más pequeñas dentro de un mismo conjunto de medidas. El tercer razonamiento es que ni el tratamiento de pivotes, ni el tratamiento articular NAG, ni los ejercicios propioceptivos, ni la disfunción en la actividad tónica postural tienen un efecto en la dinámica interna no lineal del desplazamiento del CdP, la cual es un reflejo de la actuación del SCP, y que por tanto, se podría decir que no tienen un efecto sobre el sistema de control postural de los jugadores.

Diversos autores han investigado el desplazamiento del CdP utilizando protocolos que presentan una cierta similitud con los de este trabajo. Un estudio basado en la aplicación del método DFA al desplazamiento del CdP que podríamos comparar con nuestra investigación sobre la influencia en el control postural de ejercicios propioceptivos, es el de Coubard et al. (2014). Estos autores comparan las medidas en condiciones estáticas ojos abiertos y ojos cerrados de dos grupos de 38 sujetos, antes y después de un periodo en el que un grupo practica danza y otro no. Los autores encuentran diferencias estadísticamente significativas entre los resultados del exponente α calculado para cada grupo. Este estudio es uno de los ejemplos previamente presentados con respecto a la aplicación de DFA considerando que la señal es fractal, en lugar de multifractal. Coubard et al. calculan un único valor del exponente α que abarca todo el rango de intervalos de tiempo, o de número de puntos, que puede ser estudiado mediante DFA. Los valores medios de cada uno de los grupos de medida son similares y la peculiaridad se encuentra en los pequeños valores de las desviaciones estándar asociadas. Por ejemplo, en condiciones ojos cerrados, el valor del exponente α de las medidas realizadas antes del periodo de danza es $\alpha = 0.961 \pm 0.008$ y después es $\alpha = 1.00 \pm 0.010$. Este valor de la desviación estándar asociada al exponente α es un orden inferior al encontrado en nuestro trabajo. Esta diferencia en σ puede ser debida al tema de robustez estadística del que hablamos previamente en este apartado. Al observar los resultados de las medidas realizadas con ojos abiertos, descubrimos que en este caso el grupo que presenta diferencias estadísticamente significativas es el grupo de control, por que consideramos que contrariamente a lo que escriben Coubard et al. no queda demostrado el efecto de la danza en la dinámica interna del desplazamiento del CdP.

En relación con nuestro estudio de la dinámica interna no lineal de la oscilación de los jugadores que presentaban problemas de actividad tónica postural, hemos encontrado dos aplicaciones del método DFA al estudio de sujetos con algún tipo de disfunción o patología. Schniepp et al. (2013) analizan las trayectorias del CdP de sujetos que presentan vértigo postural fóbico, es decir, desequilibrio postural subjetivo. Encuentran diferencias estadísticamente significativas en el valor del exponente α del movimiento lateral de las medidas realizadas con ojos abiertos entre un grupo de 20 sujetos que presentan vértigo postural fóbico ($\alpha = 1.31 \pm 0.08$) frente a un grupo de control de 20 sujetos sanos ($\alpha = 1.05 \pm 0.19$), aunque hay un ligero solape a nivel de 1σ y comparte los valores $1.23 < \alpha < 1.24$. En el caso de las medidas realizadas con ojos cerrados indican haber encontrado un valor de $p = 0.007$, pero existe una gran solape entre ambas (0.99 ± 0.20 vs. 1.13 ± 0.09), por lo

que se trata de un resultado espurio del cálculo de la probabilidad por falta de robustez estadística. Estos autores concluyen que el análisis de la dinámica no lineal de la oscilación del cuerpo tiene el potencial de realizar mediciones objetivas para el diagnóstico del vértigo, pero además de tratarse de un estudio que compara variables en sólo 20 medidas que dan lugar a valores de p espurios, no tienen en cuenta que el desplazamiento del CdP es multifractal.

Roerdink et al. (2005) estudian la dinámica no lineal de las trayectorias del CdP de pacientes en recuperación tras un derrame cerebral. Participan en el estudio 32 pacientes con estas características y 22 sujetos sanos. Calculan un único valor del exponente α , para un intervalo de tiempo entre 0.26 y 8.66 s, es decir, en la franja en la que en nuestro trabajo hemos calculado ocho exponentes, uno para cada escala de tiempo ($T1 - T8$), ellos han calculado un único exponente α . Al contrario que Schniepp et al., señalan que las diferencias más marcadas entre los sujetos de ambos grupos se encuentran en el movimiento anteroposterior. Presentan gráficas en las que se puede apreciar que en el movimiento anteroposterior no hay solape entre sujetos sanos y enfermos y en el lateral sí. El único punto que debilita este estudio es que han calculado un único valor del exponente α que abarca todo el intervalo de tiempo analizable.

El hecho de la que dinámica de la oscilación de CdP sea multifractal dificulta que su análisis mediante métodos como DFA, consiga dilucidar entre comportamientos funcionales y disfuncionales del control postural. Como hemos citado, Schniepp et al. consideran que se trata de una herramienta con potencial para el diagnóstico de disfunciones posturales, pero han considerado el establograma como una señal fractal. Este aumento de complejidad que supone pasar de fractal a multifractal implica que es preciso disponer de un mayor número de puntos registrados para analizar la señal, pues sólo determinadas combinaciones de ellos son útiles para calcular el exponente α de un rango concreto de escalas temporales. Las señales fisiológicas fractales, como es el caso del ritmo cardiaco, sí han permitido de manera sencilla discernir los valores del exponente α que indican un comportamiento funcional del corazón, de uno disfuncional o patológico (Ashkenazy 2001).

Respecto a los protocolos de nuestro estudio que implican la intervención mediante técnicas de osteopatía para mejorar el aspecto biomecánico de los jugadores no se han encontrado estudios que utilicen el método DFA para dilucidar el efecto de estas técnicas.

La parte final de este estudio está dedicada a comparar los resultados del grupo que reúne a todos los jugadores de fútbol participantes, a excepción de los que presentaban problemas de ATPO, entre el final y el principio de la temporada. En este sentido hemos encontrado un trabajo de Quatman-Yates et al. (2013) en el que participan 19 jugadoras de fútbol sanas entre 14 y 18 años. En su caso, y contrario al nuestro, la primera medida la realizan al final de la temporada y la segunda al principio. Sus resultados, al igual que los nuestros, no presentan diferencias estadísticamente significativas entre el principio y el final de una temporada de fútbol.

4.3 Influencia de la información visual y de la presencia de una perturbación externa en la oscilación postural

Un tercer bloque de estudio concierne a las características propias del desplazamiento del CdP en función del protocolo de medida y forma de análisis. Se trata del estudio de las

diferencias entre los resultados de las medidas realizadas con ojos abiertos y con ojos cerrados, de las realizadas en condiciones estáticas y dinámicas (es decir con sin presencia de un balancín), y del análisis lateral y anteroposterior de la oscilación del cuerpo.

Este proyecto de investigación no ha mostrado diferencias significativas entre las medidas realizadas con ojos abiertos y con ojos cerrados. Los resultados han mostrado tendencias opuestas en cada componente del movimiento (x e y), en la relación entre el tiempo de transición (Tt), y la ausencia de información visual

Caballero et al. (2016) han realizado protocolos de medida similares a los realizados en el presente estudio. Compararon las medidas realizadas en estático, es decir con el sujeto sobre una superficie estable, con las realizadas en dinámico: sujeto sobre un balancín. También compararon medidas realizadas con y sin información visual. Estos autores muestran en una tabla los valores medios del exponente α acompañados de su correspondiente desviación estándar para cada uno de los protocolos de medida. En dicha tabla se puede observar que existe solape a nivel de 1σ entre los diferentes protocolos. Sin embargo, en su texto expresan que han calculado valores de la probabilidad p que indican que existen diferencias estadísticamente significativas en algunas comparaciones. Estos resultados carecen de robustez estadística debido a que se dispone de conjuntos de únicamente 13 resultados para cada variable. El algoritmo matemático que calcula el valor de p realiza aproximaciones que pueden tener buen ajuste únicamente en el caso de gran número de datos (teorema central del límite), en caso contrario pueden ofrecer resultados espurios. Esto no ocurre en el cálculo de la media y la desviación estándar, y el estudio del solape entre este margen de variación de dos conjuntos de datos, pues este cálculo no incluye ninguna aproximación, y por tanto su resultado es siempre acorde con la realidad. Así, en el caso del estudio de Caballero et al., es más fiable el estudio del solape, que indica que no hay diferencia estadísticamente significativa, que el cálculo de la probabilidad p , cuyo resultado indica lo contrario.

Donker et al. (2007) realizan una medida con ojos abiertos y otra con ojos cerrados en condiciones estáticas a un total de 30 sujetos. Estos autores no tienen en cuenta que la señal es multifractal y calculan un único valor del exponente α que abarca todo el rango de tamaños de intervalos analizables. En la tabla de resultados presentan los valores medios de exponente $\alpha = 1.39$ para ojos abiertos y $\alpha = 1.35$ para ojos cerrados, sin acompañar este dato de su correspondiente desviación estándar, lo cual es un grave error pues el valor de la media no aporta la suficiente descripción del conjunto de valores. Los valores de estas dos medias están relativamente próximos ($\alpha = 1.39$ y $\alpha = 1.35$), sin embargo los autores señalan que el cálculo del valor de probabilidad p indica diferencias estadísticamente significativas. Se trata de un cálculo de probabilidad a partir de 30 medidas, y cabe la posibilidad de que sea un resultado espurio. Por otro lado, al no aportar el valor de la desviación estándar no es posible saber si hay solape entre las medidas realizadas con y sin información visual.

Blázquez et al. (2010) calculan el exponente α en dos escalas de tiempo: una perteneciente a la zona persistente, 0.2 s, y otra a la antipersistente, 5 s, en dos grupos de medidas: unas realizadas con ojos abiertos y en otras realizadas con ojos cerrados. Sus resultados muestran que no existen diferencias entre ambos grupos y concluyen que DFA no es capaz de dilucidar el papel jugado por la información visual en el control postural.

En su estudio con jugadoras juveniles de fútbol Quatman-Yates et al. (2013) no encuentran diferencias entre las medidas realizadas con ojos abiertos y cerrados. Coubard et al. (2014) encuentran valores muy próximos en las medidas realizadas con ojos abiertos y cerrados, y aunque los valores de σ son pequeños comparando a partir de los datos que presenta en su tabla vemos que existe solape en todos los casos. Si se comparan simplemente los valores medios para observar si existe alguna tendencia en función de la presencia o ausencia de información visual, se observa que la tendencia es contraria entre ambos grupos, luego tampoco hay una tendencia hacia mayores o menores valores del exponente α en función de la presencia o ausencia de información visual.

Stambolieva (2011) estudia las propiedades fractales de la oscilación postural calculando un exponente de correlación β mediante espectro de potencias de significado similar al exponente α , y encuentran un resultado para ojos abiertos de $\beta = 0.71 \pm 0.25$ y para ojos cerrados de $\beta = 0.75 \pm 0.3$. Por tanto, Stambolieva encuentra solape entre ambos resultados, e indica que no hay diferencias en las características de la oscilación postural con o sin información visual.

Respecto al análisis de las componentes x e y del movimiento, en el presente trabajo hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el movimiento lateral y el anteroposterior en la zona de comportamiento persistente correspondiente a la escala $T1 = 0.2$ s. Los resultados presentados por otros autores también muestran diferente comportamiento del SCP en cada una de las direcciones del movimiento.

Coubard et al. (2014) encuentran menores valores del exponente α en el movimiento anteroposterior del CdP con respecto al lateral. Como dijimos previamente se trata de un estudio donde se ha calculado un único valor del exponente α para todas las escalas, y esto ha tenido como consecuencia la obtención de pequeños valores de la desviación estándar. Por tanto, estrictamente no se puede considerar que demuestren esta diferencia entre el movimiento lateral y anteroposterior, pero sus datos apuntan en ese sentido.

Roerkink et al. (2005) encuentran que no existe solape entre los resultados obtenidos para el movimiento anteroposterior y el lateral, y al igual que el trabajo de Coubard et al. y el nuestro, los exponentes de correlación α son inferiores en el movimiento lateral. Por el contrario, Blázquez et al. (2010) en su estudio del exponente de correlación en la zona persistente y la antipersistente, encuentran que existe solape entre los resultados de ambas direcciones del movimiento. Respecto a los valores medios encuentran que son mayores en movimiento lateral que en el anteroposterior en la zona persistente, mientras que en la antipersistente ocurre lo contrario. Por tanto, hay trabajos que muestran diferencias estadísticas entre el comportamiento del movimiento lateral y el anterior del CdP, y otros no, por lo que sería necesario analizar un mayor número de medidas y a ser posible medidas de mayor tamaño.

4.4 Significado fisiológico de persistencia y antipersistencia

El carácter multifractal del desplazamiento del CdP tiene un significado fisiológico relacionado con la gestión del equilibrio por parte de nuestro cuerpo. La dinámica persistente que tiene lugar en pequeñas escalas de tiempo, intervalos de menos de 1 s, indica ausencia de lazos de control que regulen la posición global del cuerpo para acercarse a la posición de equilibrio. En estos cortos espacios de tiempo el cuerpo persiste en alejarse de la posición de

equilibrio. Cuando el cuerpo detecta que existe riesgo de caída pone en funcionamiento lazos de control cuyo reflejo en la trayectoria del CdP está indicado por la aparición de una dinámica antipersistente a partir de intervalos de tiempo de 2 s.

Blázquez et al. (2010) plantean una hipótesis respecto a los mecanismos fisiológicos implicados en cada una de estas dinámicas: en la zona de comportamiento persistente los mecanismos que participan en el control postural son lazos de control local, como los reflejos periféricos, controlados desde los núcleos neuronales locales situados en el interior de la columna vertebral, tales como el reflejo miotático. Indican que estos mecanismos ayudan a mantener el tono postural y que su naturaleza persistente indica que no son capaces por sí mismos de mantener el equilibrio global del cuerpo humano. Finalmente señalan que la dinámica antipersistente podría estar creada por lazos de control central, con base en el sistema nervioso central superior donde integran la información visual, vestibular y somatosensorial, para general órdenes de ejecución cuya actuación consigue crear continuas posiciones globales de equilibrio en el cuerpo humano.

Zatsiorsky y Duarte (1999) han presentado un análisis basado en el estudio de la oscilación del cuerpo humano en las altas y las bajas frecuencias. Este análisis es análogo al estudio en las pequeñas y grandes escalas de tiempo, y pone de manifiesto que por una parte, el cuerpo, cada cierto tiempo, realiza cambios en la posición global para crear una nueva posición de equilibrio y por otra, realiza pequeños ajustes que se reflejan en una oscilación alrededor de estos puntos de equilibrio. Los ajustes globales tienen lugar en las bajas frecuencias, es decir en los grandes intervalos de tiempo, y las oscilaciones alrededor de estos puntos de equilibrio del cuerpo se producen en las altas frecuencias, es decir en pequeños intervalos de tiempo. Estos resultados muestran con claridad lo que sucede a nivel fisiológico y coinciden con los resultados del estudio de la trayectoria del CdP mediante análisis DFA. El comportamiento antipersistente que aparece en las grandes escalas de tiempo, y por tanto bajas frecuencias, es el resultado de la integración de información provenientes de diferentes receptores del cuerpo dentro del SCP para crear órdenes de actuación que logren situar al cuerpo humano en continuas posiciones de equilibrio. Cada vez que se llega a una nueva posición de equilibrio, mecanismos de regulación locales y menos complejos intentan mantenerla; su acción se ve reflejada en las oscilaciones detectadas por Duarte y Zatsiorsky en las altas frecuencias, y por el comportamiento persistente detectado por el análisis DFA en las pequeñas escalas de tiempo.

En la línea de Zatsiorsky y Duarte, Caballero et al. (Caballero 2016) aplican dos filtros a las señales registradas en la plataforma de estabilometría: uno de altas frecuencias y otro de bajas. Al eliminar un tipo de frecuencias, cada uno de estos conjuntos de estas señales filtradas producen un valor diferente del exponente α : cuando se eliminan las bajas frecuencias el movimiento resulta persistente, y cuando se eliminan las altas es antipersistente. Resultado que es el esperado, pues la persistencia se produce en las escalas de tiempo cortas, que equivalen a las altas frecuencias, y la antipersistencia en el caso contrario.

Un tema interesante es la valoración de la calidad del funcionamiento del SCP en función de los valores del exponente de correlación α encontrado en las diferentes escalas. Schniepp et al. (2013) encuentran valores del exponente α menores en los sujetos que presentan vértigo fóbico con respecto a los sanos; estas diferencias son estadísticamente significativas, aunque debilitadas por el hecho de que no considera que la trayectoria del CdP es multifractal. Coubarde et al. (2014) presentan los valores del exponente α antes y después del periodo en el que un

grupo realiza ejercicios de danza y otro no: en ellos se observa que los valores medios de exponente aumentan en el grupo que ha practicado danza y en el otro no. Se trata de un ligero aumento inferior al valor de la desviación estándar, por lo que no se trata de diferencias estadísticamente significativas. Coubard et al. asocian el aumento de los valores de α en el grupo que practica la danza a un aumento o mejora del equilibrio postural. En el presente estudio se han encontrado valores superiores del exponente α en el movimiento lateral con respecto al anterior, lo que según este razonamiento estaría indicando una mayor facilidad del cuerpo humano para mantener el equilibrio anteroposterior que el lateral

4.5 Variabilidad de los resultados del exponente α , obtenido mediante DFA

Un último aspecto digno de ser señalado es la variabilidad en los resultados del exponente α . Hemos encontrado variaciones entre los resultados del exponente α cuando se analizaba la medida completa, y cuando se analizaba la primera o la segunda parte de la misma. Se podría decir que el amplio rango de posibles actuaciones de los lazos control del SCP, regulados por una compleja dinámica multifractal, se manifiesta en la variabilidad de los resultados del exponente de correlación α .

Los cálculos realizados han mostrado que dos registros del desplazamiento del CdP de un sujeto bajo similares condiciones de medida muestran diferentes valores del exponente α : recordemos que cuando dividíamos la señal registrada de 102.4 s en dos de 51.2 s los valores del exponente α calculados en cada una de estas señales mostraron valores diferentes. Para cuantificar esta variabilidad hemos calculado su porcentaje de variación con respecto a su valor medio: se ha calculado la proporción entre el valor medio del cambio del exponente de correlación entre la medida realizada al final y al principio de la temporada y el valor medio del exponente α de dichas medidas. También se realizó este cálculo con el valor medio del cambio en el exponente α entre la primera y segunda mitad de una misma medida.

Esta cuantificación de la variabilidad del exponente α ha mostrado porcentajes similares en el cambio que se produce entre el final y el principio de la temporada, y el que se produce entre la primera y la segunda parte de la señal. Por ejemplo: para el grupo GnP la variación el exponente α del movimiento anteroposterior es del 8.93 % entre el final y el principio de la temporada y del 8.3 % entre la primera y la segunda parte de cada una de sus medidas. También ha mostrado que estos cambios son tres veces superiores en la zona antipersistente que en la persistente. Siguiendo con el mismo ejemplo: cambio del 8.3 % en la zona persistente y del 30.9 % en la zona antipersistente.

Otros autores también han señalado que la variabilidad es mayor en las escalas tiempo grandes frente a las pequeñas. Blázquez et al. (Blázquez 2010) encuentran valores de la desviación estándar: $0.13 < \sigma < 0.15$, en escalas de 0.2 s y $0.30 < \sigma < 0.36$, en escalas de 5 s, en función de si hay información visual o no, y en función de la dirección del movimiento.

Como adelantábamos al principio de la discusión sobre este tema: el hecho de que el exponente α presente variabilidad puede señalar la presencia de complejos mecanismos de control del equilibrio, con una amplia gama de lazos de control postural funcionando en diferentes escalas de tiempo, o frecuencias. Esta riqueza en su funcionamiento se refleja en el hecho de que ante similares condiciones de medida el valor de una variable relacionada con su

dinámica no lineal interna, como es caso el exponente α , no sea siempre el mismo. Por otro lado, si estamos ante un sistema con una dinámica no lineal multifractal esto implica que cuanto mayor sea la frecuencia de registro de datos, más información obtendremos de la señal. Caballero et al. (Caballero 2016) redujeron el número de datos registrados con una frecuencia de 1000 Hz al equivalente de datos que hubieran registrado con una frecuencia de 20 Hz, en su caso en lugar de analizar los 60.000 puntos registrados en cada medida, analizaron 1200. Estos autores consideran que no se pierde información al realizar esta reducción. Esto sería cierto si la dinámica de la señal fuera lineal, pero en el caso de una señal que presenta dinámica fractal o multifractal, el registro de 60.000 puntos realizados durante 60 s, aporta más información que el de 1200 puntos registrados durante ese mismo tiempo.

Pongamos un ejemplo: si queremos conocer la longitud de una piscina con borde recto y lineal, es suficiente con hacer una única medida desde una esquina a otra, en cada uno de los lados. Sin embargo, si queremos conocer la longitud de la costa bretona el resultado va a depender del número de medidas de este tipo que realicemos: si utilizamos un medidor que cada vez nos permita medir 1 metro, obtenemos una distancia mayor de la costa bretona que si lo hacemos con un medidor que registre 1 km en línea recta cada. Esta línea de costa es fractal (Mandelbrot 1997), y el valor de su longitud aumenta al disminuir el tamaño de la escala métrica utilizada. De la misma manera el valor de la longitud recorrida por el CdP aumenta a medida que se aumenta la frecuencia de registro de los puntos por los que pasa el CdP. Gagey et al. (Gagey 1999) calcularon la longitud de la trayectoria del CdP utilizando diferentes frecuencias de muestreo, es decir, diferentes escalas de medida, y encontraron que dicha longitud aumentaba con la frecuencia de muestreo: la trayectoria crecía un 16, 20, 30 y 40 % al pasar la frecuencia de 5 a 10, de 10 a 20, de 20 a 40, y de 40 a 80 Hz respectivamente. Estas características son propias de los objetos con naturaleza fractal.

Calcular el exponente α es un proceso matemáticamente más laborioso que el cálculo de la longitud, pero el razonamiento que explica que aumentar el número de puntos registrados aumenta la información sobre la dinámica interna del CdP, es similar al presentado acerca de la longitud de la costa bretona y de la longitud recorrida por el CdP. Por tanto, un mayor número de puntos registrados aumenta la información sobre la dinámica interna del desplazamiento del CdP y conduce a una mayor precisión en el cálculo del exponente α .

Esta mayor precisión en el cálculo del exponente α conduciría a una menor variabilidad en los resultados y una disminución en los valores de la desviación estándar de cada grupo de medidas. Blázquez et al. (Blázquez 2012) realizaron un estudio de la influencia del tamaño de la señal en los resultados ofrecidos por el método DFA. Su estudio comprendía 27 medidas realizadas a distintos sujetos, cada una de 409.6 s de duración, con una frecuencia de registro de 40 Hz, que fueron comparadas con otras realizadas durante 51,2 s a igual frecuencia. Estas medidas tenían 2^{14} y 2^{12} puntos respectivamente, las medidas de nuestro trabajo tienen 2^{13} puntos. Encontraron solape entre los resultados del exponente de correlación α de los grupos de señales de distinto tamaño, y desviaciones estándar ligeramente inferiores en el grupo de medidas largas. En la zona persistente encontraron $\sigma = 0.03$ en las medidas largas, y $\sigma = 0.04$ en las medidas cortas, y en la antipersistente $\sigma = 0.18$ y $\sigma = 0.22$ respectivamente. Por tanto, este trabajo presenta indicios de la influencia del número de puntos analizados en el tamaño resultante de la desviación estándar.

Los trabajos citados en este apartado presentan medidas registradas con frecuencia inferiores a los 100 Hz, excepto el caso de Caballero et al. Como dijimos previamente utilizaron una frecuencia de registro de 1000 Hz, pero luego redujeron los puntos al equivalente de un medida realiza a 20 Hz. Existen estudios de la dinámica del desplazamiento del CdP mediante DFA con medidas registradas con frecuencias superiores a 100 Hz, pero son relativas a otros temas de investigación. Zhou et al. (2013) investigan el tema de la influencia de la edad con medidas registradas con una frecuencia de 1000 Hz.

Las nuevas plataformas de estabilometría presentan la posibilidad de realizar registros con frecuencias de 1000 Hz y superiores, y este aumento en el número de datos registrados puede dar la robustez estadística que precisa el método DFA en el caso de señales multifractales, para objetivas cambios debidos a intervenciones experimentales como las aquí estudiadas.

CONCLUSIONES

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

El principal objetivo de este trabajo tiene relación con los efectos sobre el sistema de control postural de jugadores de fútbol adolescentes, de un entrenamiento propioceptivo y de dos tratamientos de osteopatía. Para dilucidar este efecto se ha utilizado el análisis del desplazamientos del CdP, u oscilación postural, mediante el método DFA.

→ Primera y segunda hipótesis de estudio: El método DFA tiene el potencial de objetivar cambios en el SCP debidos al entrenamiento propioceptivo y análogamente debidos a los tratamientos de osteopatía. Estas dos hipótesis pueden ser tratadas conjuntamente al haber sido encontrados resultados similares en ambas intervenciones.

La comparación entre los resultados del grupo de control y de cada uno de los grupos a los se les asignó uno o varios de los protocolos de experimentación, mostró en todos los casos la existencia de un solape a nivel de 1σ en los valores del exponente de correlación α obtenidos mediante el método DFA. Por tanto, el método DFA no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de los diferentes grupos, y la hipótesis no ha sido demostrada.

El tamaño de las desviaciones estándar asociadas al exponente de correlación α ha mostrado una gran variabilidad entre los resultados de los diferentes jugadores. Este gran tamaño de la desviación estándar ha creado solape entre los resultados de todos los grupos comparados y por tanto ausencia de diferencias estadísticamente significativas; y puede estar asociado bien a la propia variabilidad del comportamiento del SCP o a la falta de robustez del método DFA debido al tamaño de la señal analizada. Ambos puntos han sido estudiados analizando medidas de diferente tamaño creadas a partir de las iniciales: los resultados han mostrado que el exponente de correlación α presenta diferentes valores bajo iguales condiciones de medida, lo que indica variabilidad en el comportamiento del SCP, y que el tamaño de la desviación estándar disminuye cuando aumenta el tamaño de la señal estudiada, lo que indica dependencia del resultado del método DFA con el tamaño de la señal. Por tanto el aumento del tamaño de la señal registrada aumentaría la robustez estadística de los resultados de DFA y caracterizaría con mayor precisión la dinámica interna del SCP.

→ Tercera hipótesis de estudio: La dinámica interna del desplazamiento del CdP, u oscilación postural, tiene un carácter multifractal que puede ser detectado mediante el método DFA.

Los resultados de este trabajo han mostrado con suficiente robustez estadística el carácter multifractal de la dinámica del desplazamiento del CdP. Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los valores del exponente de correlación α obtenidos en ciertos intervalos de tiempos analizado ($T1 \leftrightarrow T8$, $T2 \leftrightarrow T8$ y $T3 \leftrightarrow T8$). Por tanto, la tercera hipótesis de estudio ha quedado demostrada.

Este carácter multifractal ya había sido señalada por otros autores (Collins 1994; Duarte 2001; Blázquez 2009), pero hasta donde se ha podido saber, ésta es al primera vez que se presenta un cálculo robusto de la probabilidad que muestre que existe una diferencia estadísticamente significativa entre los valores del exponente α en las pequeñas y las grandes escalas de tiempo.

Numerosos autores no han tenido en cuenta este carácter multifractal del desplazamiento del CdP (Roerdink 2006; Donker 2007; Quatman-Yates 2013; Coubard 2014; Caballero 2016) y han aplicado DFA a los estabilogramas para calcular un único exponente de correlación α para todas las escalas de tiempo. Por tanto, este resultado puede ayudar a otros autores a diseñar correctamente su protocolo de utilización del método DFA.

Una de las consecuencias de la complejidad dinámica que implica este carácter multifractal, son los amplios márgenes de variación del exponente de correlación α encontrados en los diferentes jugadores, y que quedan reflejados en los valores calculados de la desviación estándar. Como indicamos previamente el tamaño de la desviación estándar guarda relación con el número de puntos, o tamaño, de la señal analizada. Cuando DFA es aplicado a todos los intervalos de los intervalos de tiempo T a la vez, es decir cuando se calcula un único exponente de correlación α para todos los T , el número de combinaciones que forman parte del cálculo estadístico es mayor que en el caso en el que el exponente α se calcule para un rango acotado de valores de T . Por tanto una señal multifractal requiere un registro de puntos superior que una fractal para llegar a valores de la desviación estándar similares entre ambas.

El carácter multifractal también muestra la variedad y complejidad de posibles actuaciones del SCP, características estas que dificultan aislar el efecto de una intervención en particular. Para avanzar este sentido sería necesario obtener valores del exponente α más precisos, que se obtendrían con señales de mayor tamaño, bien aumentando el tiempo de registro o la frecuencia de muestreo. Este registro de señales con un mayor número de puntos podrían aportar una mayor definición de la trayectoria seguida por el CdP y aumentar así la robustez estadística del método DFA. Lo que llevaría a obtener valores del exponente α más precisos y con menores valores de la desviación estándar asociada.

→ Aquí llegamos al grupo de pequeños objetivos, cuya primera hipótesis de trabajo fue planteada como: La dinámica interna de la oscilación postural está influenciada por la presencia o ausencia de información visual.

Este proyecto de investigación no ha mostrado diferencias significativas entre las medidas realizadas con ojos abiertos y con ojos cerrados. Por tanto los resultados no apoyan la hipótesis planteada.

→ La siguiente hipótesis de este grupo es: La dinámica interna de la oscilación postural tiene diferentes características en sus componentes lateral y anteroposterior.

En el estudio general de las características del CdP, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el movimiento lateral y anteroposterior del CdP en las pequeñas escalas (0.2 s), y en el comportamiento dinámico no lineal entre escalas menores de 0.7 s y las mayores de 5 s. Por tanto esta hipótesis ha quedado probada.

A partir de aquí es posible realizar una interpretación fisiológica. En este estudio se han encontrado valores superiores del exponente α en el movimiento lateral con respecto al anteroposterior, y por tanto tiempos de transición hacia el movimiento antipersistente más altos. Si el tiempo de transición aumenta, significa que el cuerpo no necesita poner en marcha complejos lazos de control postural para seguir manteniendo el equilibrio, hasta tiempos más largos. Según este planteamiento, los resultados estarían indicando una mayor facilidad del cuerpo humano para mantener el equilibrio lateral que el anteroposterior.

→ A continuación llegamos a la tercera hipótesis del grupo de pequeños objetivos: La presencia de disfunciones en el tono postural tiene un efecto en la dinámica interna de la oscilación postural.

La comparación entre el grupo de control y el grupo de sujetos que presentaban problemas de actividad tónica postural no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas, por lo que no se han encontrado evidencias que sostengan esta hipótesis.

→ Y por último llegamos a la hipótesis: La dinámica interna de la oscilación postural está influenciada por la presencia de perturbaciones externas del equilibrio.

El estudio del desplazamiento del CdP producido cuando el jugador guarda el equilibrio sobre un balancín, tampoco muestra diferencias estadísticamente significativas con respecto a las medidas realizadas en condiciones estáticas.

Este resultado puede tener dos significados. El primero sería que el SCP mantiene las mismas características en su dinámica interna, es decir los mismos patrones multifractales, cuando el cuerpo permanece en posición ortoestática sobre una superficie horizontal fija, que cuando se encuentra sobre una superficie inestable como es un balancín. El segundo posible significado es que el método DFA no es capaz de aportar valores suficientemente precisos de las características (persistencia, antipersistencia) de la oscilación postural cuando se realiza un protocolo de registro y análisis como el llevado a cabo en este proyecto.

La presencia de un balancín entre la superficie de la plataforma y los pies de los jugadores puede considerarse una perturbación lo suficientemente importante como para que se produzcan cambios en la actuación del SCP, por lo que el estudio de este caso puede inclinar la balanza hacia la consideración de la falta de robustez estadística del método DFA en señales de 2^{13} puntos, analizadas en los intervalos de tiempo T descritos en este trabajo, es decir, que el protocolo de aplicación de DFA, y el tamaño de las señales registradas en trabajo no alcanzan la precisión necesaria para dilucidar el efecto, que es razonable suponer que tiene, la presencia del balancín.

La conclusión final de este trabajo es que el método DFA no tiene el potencial de dilucidar el efecto sobre el SCP de las intervenciones realizadas en este proyecto, cuando se analizan

estabilogramas registrados durante 100 s o menos, y frecuencias de 80 Hz o inferiores, aplicando el algoritmo de DFA sobre 40 intervalos de tiempo cuyos tamaños sigan una escala logarítmica, y a partir de los cuales se calcule el valor del exponente α en 8 escalas de tiempo.

Perspectivas de futuro. Como perspectivas de futuro en esta línea de investigación señalamos el estudio del desplazamiento de CdP mediante estabilogramas registrados con frecuencias superiores a 1000 Hz durante al menos 100 s. Para este proyecto tuvimos acceso a una plataforma de estabilometría creada en 2002, y actualmente ya existen plataformas capaces de registrar 1000 posiciones del CdP por segundo o más. El aumento del número de posiciones del CdP registradas aumentará la robustez estadística del método DFA y permitirá saber si conociendo con más detalle la trayectoria del desplazamiento del CdP, este tipo de análisis sobre su dinámica interna puede permitir objetivar el efecto sobre el sistema de control postural de diferentes protocolos de experimentación. También aconsejamos aplicar el algoritmo DFA a un mínimo de 400 escalas de intervalos de tiempo T que sigan una escala logarítmica, a partir de las cuales se calculen un mínimo de 8 exponentes de correlación α .

La interpretación fisiológica del carácter multifractal de la oscilación postural puede llevar a establecer dos nuevas hipótesis, que pueden ser estudiadas en un futuro.

La primera: que la dinámica interna multifractal del SCP consigue una eficaz gestión energética de los mecanismos de control postural del cuerpo humano. La existencia de diferentes valores del exponente α en función de la escala de tiempo, indica selección en los lazos de control postural que son activados: en cortos espacios de tiempo, en los que no hay riesgo de pérdida de equilibrio, no se activan los lazos de control postural globales, únicamente los locales, lo que implica un ahorro en el consumo energético del cuerpo. A partir de espacios de tiempo de 1 s, y en función de las necesidades de la tarea postural, el SCP va poniendo en juego lazos de control globales que crean un comportamiento antipersistente en la oscilación del CdP. Por tanto, es razonable investigar la hipótesis de que este comportamiento multifractal, diferente en función de la escala de tiempo, consigue que el cuerpo economice la energía dedicada al mantenimiento del control postural.

La segunda hipótesis plantea una relación entre los valores del tiempo de transición entre comportamiento persistente y antipersistente, y la calidad del comportamiento del SCP. Esta hipótesis podría ser más específica indicando que una persona con más habilidad en el control postural presentaría tiempos de transición más altos.

La unión de ambas hipótesis llevaría a considerar que personas con un SCP más débil realizarían un mayor gasto energético para mantener el equilibrio y presentarían tiempo de transición más bajos.

Anexo A

Ejercicios propioceptivos

Los ejercicios propioceptivos que realizaron los jugadores de futbol del grupo experimental al inicio de cada entrenamiento y cada partido a lo largo de una temporada están basados en los movimientos asociados a los pivotes osteopáticos.

Los pivotes osteopáticos son conjuntos de zonas articulares o ligamentosas, específicas de la columna vertebral y del miembro inferior, que participan activamente en el equilibrio global del cuerpo. Cuando estamos en posición ortostática no estamos totalmente inmóviles, sino que nuestro cuerpo presenta una oscilación de entre 1° y 4 ° alrededor de un punto de equilibrio. Este punto de equilibrio depende de la postura global del cuerpo. A su vez, este punto de equilibrio se va desplazando en el tiempo, pues continuamente nuestro cuerpo hace adaptaciones en la postura global. Los pivotes osteopáticos participan activamente en este posicionamiento global del cuerpo.

Los pivotes osteopáticos fueron descritos por primera vez por Ceccaldi y Favre (Ceccaldi 1986). Estos autores desarrollaron un conjunto de test para evaluar la funcionalidad de los pivotes osteopáticos. Estos test consisten en el estudio de la biomecánica del movimiento, en ellos se pide al sujeto que realice movimientos específicos que permiten diagnosticar el estado de cada pivote. A partir de estos movimientos específicos asociados a cada pivote osteopático Ceccaldi y Favre desarrollaron un conjunto de movimientos que permiten alcanzar el control de los pivotes osteopáticos, denominado técnica de control de los pivotes (COP).

La técnica COP aumenta la sensibilidad propioceptiva del sujeto, es decir, aumenta las informaciones que recibe de sus captos encargados de indicarle la posición de los diversos segmentos de su cuerpo. Como resultado, el futbolista en este caso, alcanza un mayor control sobre el movimiento de las zonas claves (pivotes osteopáticos) para el equilibrio del cuerpo.

El entrenamiento propioceptivo basado en la técnica COP fue implantado a partir del año 1992 en la selección nacional francesa de balonmano, y continúa vigente en la actualidad (Favre 1993; Favre 1996; Favre 2000). Esta técnica potencia al máximo los movimientos realizados en posición vertical para privilegiar la reacción fisiológica antigravitatoria.

La aplicación de la técnica COP al mundo del fútbol se realiza por primera vez en este trabajo de investigación. El fútbol al igual que el balonmano requiere una precisión estricta del gesto deportivo. La realización de la serie de movimientos de la técnica COP después del calentamiento y antes de cada entrenamiento o partido facilita obtener una eficacia en el movimiento.

Los ejercicios de la técnica COP están agrupados en 9 conjuntos de movimientos, correspondientes cada uno de ellos a uno de los 9 pivotes osteopáticos del cuerpo. Esta es su descripción:

El pivote ligamentoso del pie: los ligamentos astrágalo-calcáneos.

Su rol funcional es obtenido con una buena utilización mecánica de los 2 ejes funcionales del pie, el eje tibiotarsiano y el eje de Henke.

El eje tibiotarsiano bimalleolar está orientado hacia abajo y atrás. La técnica COP empieza el sujeto de pie, pies en apoyo y juntos. Pasamos de un apoyo bilateral en los talones a ponerse de puntillas y vice et versa (6 veces). Realizamos la misma técnica en apoyo unilateral a la derecha y después a la izquierda (6 veces en cada apoyo monopodal).

El eje de Henke modificado, está orientado desde atrás hacia delante, desde fuera hacia dentro y de abajo hacia arriba. Empieza desde la parte posteroexterno de la cara posterior del calcáneo y se termina a nivel del primer metatarso en su parte 1/3 posterior. La técnica COP empieza en la misma posición de pie, pies en apoyo y juntos. Basculamos los pies lateralmente y de forma activa y bilateral, en varo y en valgo de los talones (6 veces). Realizamos después lo mismo en apoyo unilateral a la derecha y a la izquierda (6 veces en cada apoyo monopodal).

El pivote ligamentoso de la rodilla: ligamentos cruzados.

La rodilla posee una función de transmisión de presión entre la cadera y el pie. Utilizamos ejercicios lentos, con una acción privilegiada de freno del movimiento del cuádriceps.

El futbolista está de pie, con las manos sobre las rodillas en extensión y hacemos una ligera flexión de rodillas (3 veces), los pies en apoyo máximo en el suelo. Realizamos una flexión con una rotación externa de las 2 rodillas (3 veces) y con una rotación interna de las 2 rodillas (3 veces).

En segunda intención ponemos una rodilla adelante en posición de marcha. Realizamos una flexión con una rotación externa de la rodilla más anterior (3 veces) y con rotación interna (3

veces). Cambiamos de rodilla y repetimos el mismo ejercicio.

El pivote ligamentoso iliolumbosacro y el pivote articular de la tercera lumbar (L3).

La pelvis es un conjunto estructural formado por dos iliacos, un sacro y las dos últimas lumbares (L4L5). Existe unas relaciones ligamentosas muy estrechas que unen las dos últimas vértebras lumbares a los iliacos. Ceccaldi y Favre describen estos dos pivotes como el “vrillage lumbar” (es una compresión con torsión de la pelvis sobre un eje vertical antigravitatorio).

La técnica se ejecuta en posición de pie, los pies juntos. Lanzamos el miembro inferior con la rodilla flexionada a 90° y con una aducción máxima posible de la rodilla hacia la otra pierna. Asociamos a este movimiento una rotación opuesta de la cintura escapular, para conservar una postura estática equilibrada. Estabilizamos esta posición 3 segundos. Seguimos en apoyo monopodal y pedimos 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. Es importante controlar las diferencias de amplitud de rotaciones pélvicas para que sean lo más parecidas en los 2 lados. El ombligo del sujeto no debe moverse durante los ejercicios.

El pivote articular de la novena dorsal (D9).

Es el pivote de la marcha humana y también es uno de los apoyos de la respiración abdominal.

Posición de partida del ejercicio: de pie, sin mover las caderas. Las manos sobre los hombros, sin mover la cabeza de su posición inicial, mirada al frente. Pedimos una rotación máxima del tronco sobre el eje vertical. Después de una rotación izquierda del tronco, hacemos la rotación del tronco a la derecha. Realizamos estos ejercicios 3 veces de cada lado en inspiración máxima.

En un segundo ejercicio pedimos andar utilizando:

- Una longitud del paso igual a la derecha como a la izquierda.
- Una buena rotación durante la disociación de las cinturas escapular y pélvica.
- Un balance armonioso y de igual amplitud de los miembros superiores.

El pivote articular de la cuarta dorsal (D4).

En realidad es más justo considerar la unidad funcional vertebral D3D4R4 (La articulación

entre la tercera y la cuarta vértebra dorsal con su costilla R4 correspondiente).

Este pivote permite la rotación de la columna cervical sobre un tronco fijo. Para esta maniobra pedimos al sujeto una movilización céfalo-cervical activa en rotación derecha e izquierda, sin movimiento parásito de flexión o de inclinación del cuello (3 veces de cada lado). A la rotación de la cabeza asociamos una rotación de los ojos en el sentido horario, en un sentido y en otro. Los movimientos de rotación de la cabeza no deben generar dolores para su buena aplicación.

El pivote articular de la quinta cervical (C5).

Este pivote controla la inclinación lateral de la cabeza. Las adaptaciones permanentes de la columna cervical utilizan mucho este pivote. Los movimientos de este pivote se realizan con suavidad.

Pedimos al sujeto una inclinación lateral máxima de la cabeza. A continuación una flexión de la cabeza espirando, seguida de una extensión ligera de la cabeza inspirando. Se repite este movimiento 3 veces. Este movimiento se realiza de cada lado. La secuencia se realiza sin forzar la inclinación y la flexión/extensión.

El pivote articular de la segunda cervical (C2).

El pivote vertebral de C2 garantiza el movimiento dissociado de la cabeza y del cuello.

Para este movimiento se utilizan las extremidades del dedo anular de cada mano. Las situamos detrás de la rama vertical de la mandíbula, en contacto con la espina estiloides occipital. Se abre y se cierra la boca varias veces seguidas. A cada apertura se empuja ligeramente con el dedo anular. Esta técnica se realiza en 9 posiciones de la cabeza:

- Cabeza en máxima flexión.
- Cabeza en máxima extensión.
- Cabeza en inclinación a la derecha.
- Cabeza en inclinación a la izquierda.
- Cabeza en flexión con una inclinación derecha.
- Cabeza en extensión con una inclinación izquierda.
- Cabeza en flexión con una inclinación izquierda.
- Cabeza en extensión con una inclinación a la derecha.

- La última maniobra se realiza con la cabeza en posición neutra.

Realizar esta técnica en las 9 posiciones descritas permite regular la tonicidad de los músculos pterigoideos laterales y situar la articulación occipitocervical (Occ-C1) en una buena posición.

El pivote ligamentoso de la esterno-clavicular (EC).

El pivote EC permite unir el hombro al esternón. Ayuda al miembro superior a tener un movimiento armonioso durante la marcha.

La técnica se realiza de pie con los pies juntos. Se realiza un balanceo armonioso, asimétrico y máximo de los dos miembros superiores (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 el futbolista pone sus brazos en cruz y realiza una rotación interna de un brazo y externa del otro (3 veces de cada lado). Se asocia esta maniobra con una rotación ligera de la cabeza a los dos lados (3 veces de cada lado).

Anexo B

Tratamiento de los pivotes osteopáticos

Los pivotes osteopáticos se encargan de posicionar un grupo de vertebras con respecto a otro grupo superior o inferior. Por ejemplo: el pivote de la vértebra novena dorsal (D9) se encarga de posicionar el grupo vertebral entre la cuarta y la novena dorsal (de D4 a D9) sobre el grupo vertebral que va de la decima dorsal hasta la segunda lumbar (de D10 a L2). Por un lado, si uno de los pivotes osteopáticos no realiza correctamente su función esto conduce a un posicionamiento de un grupo de vertebras que hace aumentar las oscilaciones del centro de presión (CdP), lo cual dificulta el trabajo del SCP. Esta situación lleva a un mayor gasto de energía en nuestro cuerpo para mantener el equilibrio. También puede ser un motivo para la aparición de esquemas de contracturas musculares, procesos de inflamación, tendinitis y agujetas de compensación. Por el otro lado, el correcto funcionamiento de los pivotes osteopáticos favorece la eficaz actuación del SCP.

Los 9 pivotes osteopáticos están divididos en pivotes articulares y pivotes ligamentosos:

- Pivote ligamentoso del pie.
- Pivote ligamentoso de la rodilla.
- Pivote ligamentoso iliolumbosacro.
- Pivote articular de la tercera vértebra lumbar.
- Pivote articular de la novena vértebra dorsal.
- Pivote articular de la cuarta vértebra dorsal.
- Pivote articular de la quinta vértebra cervical.
- Pivote articular de la segunda vértebra cervical.
- Pivote ligamentoso de la articulación esterno-clavicular.

El tratamiento realizado para mejorar el funcionamiento de cada pivote osteopático es el

siguiente:

Ajuste selectivo sobre el pivote ligamentoso del pie:

El sujeto se sitúa en posición decúbito dorsal. Se realizan 3 maniobras específicas para la articulación astrágalo-calcánea.

- La movilización helicoidal de la articulación de Chopart: el terapeuta realiza un movimiento del antepie sobre la parte posterior del pie dibujando una forma de ocho en el aire. El gran eje de este ocho virtual es perpendicular a la orientación de las superficies articulares de la zona posterior de la articulación de Chopart. La movilización realiza un bucle supero-externo y después un bucle ínfero-interno. El terapeuta recrea así la función del antepie sobre la parte posterior del pie del futbolista cuando anda. Esta maniobra se realiza para cada pie.

- El ajuste selectivo sobre la articulación antero-interna astrágalo-calcánea: se trata de un movimiento con tracción sobre el calcáneo asociado a un impacto directo localizado sobre la parte antero-interno de la cabeza del astrágalo. La maniobra se repite 6 veces.

- El ajuste selectivo sobre la articulación postero-externa astrágalo-calcánea: se trata de un movimiento con tracción sobre el calcáneo asociado a un impacto directo localizado debajo de la maléola externa a nivel de la articulación astrágalo-calcánea posterior. La maniobra se repite 6 veces.

Movilización selectiva sobre el pivote ligamentoso de la rodilla:

El sujeto se sitúa en posición decúbito dorsal. Se movilizan los dos compartimentos de la rodilla en la misma secuencia gestual.

- Para el compartimento interno del pivote de la rodilla derecha, el terapeuta se posiciona a la derecha del futbolista. Realiza una flexión máxima de la pierna sobre el abdomen y de la tibia sobre el muslo. Se asocia una rotación externa de la pierna a una abducción de la pierna sobre el muslo para abrir el compartimento interno. En un segundo tiempo, se pone la pierna en semiflexión (60°) y después se realiza una extensión progresiva hasta llegar a la extensión completa con un apoyo en la cara anterior de la rodilla y una puesta en tensión en rotación interna del pie sobre la pierna. Se repite esta maniobra 6 veces.

- Para el compartimento externo del pivote de la rodilla izquierdo, el terapeuta se queda a la derecha del futbolista. Se realiza la misma maniobra pero en la pierna izquierda. Se repite el mismo gesto 6 veces.

- Después nos ponemos al lado izquierdo del sujeto para hacer el compartimento interno de la rodilla izquierda y el compartimento externo de la rodilla derecha.

Movilización selectiva sobre el pivote ligamentoso iliolumbosacro y el pivote articular de la tercera lumbar:

Con esta movilización se corrige el *vrillage* lumbar mediante una normalización de los grupos musculares tónicos de esta zona. En esta técnica el futbolista hace un trabajo activo.

- El sujeto se sitúa en decúbito lateral derecho. El miembro inferior derecho está estirado y el miembro inferior izquierdo doblado a 90° y apoyado sobre la camilla. Se pide al futbolista que intente dirigir su hombro izquierdo hacia la camilla en 3 espiraciones, mientras se le ayuda con una mano a rotar un poco más.

- El sujeto se pone después boca arriba, con la mano derecha fijada a la camilla. Se pide una rotación de la pelvis hacia la izquierda, de manera que el peso esté sobre el glúteo izquierdo. La pierna izquierda se queda estirada y la derecha se dobla a 90°. Se pide al futbolista que levante la rodilla hacia el techo de la habitación contra la resistencia de nuestra mano. Durante las espiraciones sucesivas ayudamos a la torsión de la pelvis con un apoyo firme sobre la rodilla derecha.

Ajuste selectivo sobre el pivote articular de la novena vértebra dorsal:

El sujeto se posiciona en decúbito dorsal. Se pide al futbolista que coja su cabeza con las dos manos cruzadas detrás de su nuca, sus codos en aducción moderada. Se pone un contra apoyo con nuestra mano en la zona de la novena dorsal (D9) y creamos una flexión de la parte alta de las dorsales. Durante la espiración del sujeto, imprimimos una compresión vertical rápida para ajustar la zona.

Ajuste selectivo sobre el pivote articular de la cuarta vértebra dorsal:

En este pivote se realizan dos técnicas que se complementan.

- En la primera técnica de ajuste, el sujeto se sitúa en posición decúbito plano con la cabeza girada hacia la derecha, para obtener la máxima apertura en la convexidad dorso-cervical. Realizamos un impulso vertical sobre la articulación que se encuentra entre la tercera y la cuarta vértebra dorsal (D3-D4) a la izquierda.

- En la segunda técnica el sujeto se posiciona en decúbito dorsal. El futbolista coge su cabeza entre sus manos cruzadas para poner de nuevo el segmento dorsal en flexión. El terapeuta como en la maniobra anterior se apoya sobre los codos del sujeto para realizar un ajuste durante la espiración del futbolista.

Estas dos maniobras sucesivas facilitan el posicionamiento funcional de la cabeza en posición vertical.

Ajuste selectivo sobre el pivote articular de la quinta vértebra cervical:

El futbolista se sienta sobre la camilla de tratamiento. El terapeuta se sitúa por delante y lateralmente a 45°. Se pide al futbolista que realice una inclinación lateral de su cabeza, mientras una mano del terapeuta está sobre la apófisis transversa de la quinta vértebra cervical (C5). La otra mano apoyada en la cara lateral de la cabeza, del otro lado de la inclinación. La oreja del sujeto está apoyada en la palma del terapeuta. El movimiento es un ajuste específico asociado a una ligera acentuación de la inclinación cefálica, con una inclinación lateral de C5 inducida por la mano que está en la apófisis transversa de C5. A continuación se realiza el mismo ajuste con inclinación lateral de la cabeza del otro lado.

Ajuste selectivo sobre el pivote articular de la segunda vértebra cervical:

El ajuste del pivote de la segunda vértebra cervical (C2) guarda relación con un trabajo propioceptivo de los músculos suboccipitales en relación con la oculomotricidad.

El sujeto se sienta sobre la camilla. A continuación el terapeuta sitúa pasivamente la cabeza del futbolista según diferentes planos ortogonales del espacio:

- Plano frontal: cabeza en flexión y en extensión.
- Plano sagital: cabeza en inclinación derecha e izquierda.
- Plano horizontal: cabeza en rotación derecha e izquierda.

Se realizan estos posicionamientos 6 veces de cada lado. A cada vuelta a la posición normal, el terapeuta realiza un ligero impulso pasivo para corregir el pivote C2. Este impulso se realiza con el diente de C2 en posición vertical, para conservar una verticalidad de la cabeza con respecto a la lordosis fisiológica de la columna cervical.

Movilización selectiva sobre el pivote ligamentoso de la articulación esterno-clavicular:

Esta maniobra consiste en una técnica miotensiva que moviliza el conjunto articular de la cintura escapular. Mediante contracciones musculares activas y isométricas del paciente, se obtiene una liberación del opérculo cervico-escapular.

- El sujeto está sentado sin apoyo podal. El terapeuta pasa su brazo por debajo del hombro derecho del futbolista y mantiene firmemente la porción lateral externa derecha de su cabeza con un apoyo auricular de la palma de la mano. Con la mano izquierda coge la muñeca derecha del futbolista. A continuación realiza un empuje sobre la cabeza del futbolista mientras le pide que ofrezca resistencia a este movimiento.

- El sujeto sigue sentado sobre la camilla y el terapeuta también mantiene su posición. Pide

al futbolista que realice una tracción de su muñeca derecha hacia fuera, y mientras, el terapeuta ofrece resistencia a este movimiento.

- Partiendo de la misma posición, se realizan conjuntamente los dos movimientos previamente descritos.

- Partiendo de la misma posición, en esta ocasión es el futbolista quien de forma activa empuja su cabeza hacia la derecha mientras el terapeuta ofrece resistencia.

A continuación se realizan estas cuatro movilizaciones del lado contrario.

Estas movilizaciones producen una liberación de la zona cervico-dorsal.

Anexo C

Técnica de normalización articular global (NAG)

NAG es una técnica articular que tiene como fin normalizar cada sector de la columna vertebral. La técnica NAG consigue recuperar una homeostasia correcta del cuerpo después de un esfuerzo deportivo. Los orígenes de esta técnica se encuentran en los inicios de la Osteopatía, de los osteópatas Littlejohn y Werham, y su desarrollo y definición corrió a cargo de los osteópatas e investigadores Ceccaldi y Favre (Favre 2004).

En el presente proyecto de investigación esta técnica ha sido aplicada a un grupo de futbolistas juveniles y cadetes en 6 ocasiones a lo largo de una temporada, siguiendo un orden preciso para alcanzar su máxima eficacia. La descripción y el orden de las maniobras es el siguiente:

Presión torácica alta en posición decúbito dorsal.

El sujeto se tumba sobre la camilla y el terapeuta, de pie, se sitúa a la cabeza del sujeto. Apoya sus eminencias tenarias sobre las zonas subclaviculares y pone sus pulgares en contacto con las articulaciones esternocostales altas del futbolista. El terapeuta mantiene sus codos estirados y transfiere su peso cuando el futbolista espira, y relaja durante el tiempo inspiratorio.

Acción ortosimpática desde la segunda vértebra lumbar hasta la segunda vértebra dorsal (L2-D2)

El sujeto se sitúa en posición decúbito prono. El terapeuta se sitúa a su izquierda y pide al paciente que gire su cabeza hacia él. El terapeuta pone su eminencia tenaria derecha sobre los ángulos costales situados por fuera de las masas musculares espinales a nivel dorso-lumbar del futbolista y realiza un desplazamiento de su peso hacia el centro de la columna vertebral durante la espiración del sujeto. A continuación, repite esta presión a nivel dorsal-medio y

finalmente a nivel dorsal-superior. En todas las ocasiones la maniobra se realiza acompañada con el ritmo respiratorio del sujeto: presionando en espiración y relajando el apoyo en inspiración.

El terapeuta intercambia la posición de sus manos, poniendo ahora su eminencia tenaria izquierda sobre las masas musculares espinales y recorre los mismos puntos, esta vez en sentido inverso, aplicando cada vez su peso.

El terapeuta realiza la tercera fase, que se corresponde con una repetición de la primera serie de presiones. Es decir, vuelve a intercambiar la posición de sus manos y el sentido es de abajo hacia arriba de la columna vertebral.

Hemipelvis derecha en decúbito.

El sujeto en posición decúbito dorsal. El terapeuta se sienta en la camilla de tratamiento y coge con la mano derecha el muslo del jugador y lo desplaza creando una flexión total de la rodilla derecha. A continuación imprime una rotación al miembro inferior derecho del sujeto, con punto de rotación en la cadera derecha. El desplazamiento del muslo describe un círculo amplio en el espacio en el sentido anti horario, para ir en contra del *vrillage* fisiológico de la pelvis. A este gesto une la participación de la mano izquierda, que se sitúa primero a nivel de la sacro-iliaca derecha para controlar el movimiento en esta zona, y después a nivel de las apófisis transversas de las vértebras lumbares derechas, para tener información también de esta zona.

Hemiescapular derecho en decúbito.

El sujeto en posición decúbito dorsal. El terapeuta se sitúa a la derecha del sujeto y toma el miembro superior derecho haciendo una extensión del codo con su mano derecha. Su mano izquierda controla el hombro derecho del futbolista. A continuación sitúa el miembro superior derecho a 45° con respecto al cuerpo y comienza un movimiento alterno de tracción y de empuje axial. Repite esta maniobra situando el miembro superior derecho a 90°, y finalmente 135°.

Hemiescapular izquierdo en decúbito.

Esta maniobra es similar a la anterior, realizada esta vez sobre el miembro superior izquierdo.

Hemipelvis izquierda en decúbito.

Se realiza la misma maniobra descrita para la pelvis a la derecha, invirtiendo esta vez los parámetros izquierdo y derecho. La maniobra del muslo izquierdo también se invierte: se hace en el sentido horario.

Recrear la lordosis cervical en decúbito.

Con esta maniobra se restablece la lordosis fisiológica del sujeto.

El futbolista se sitúa en decúbito dorsal. El terapeuta se sitúa a la cabeza del sujeto. Con sus dedos medio y anular de cada mano, coge las cervicales medias inferiores del futbolista y se prepara para realizar un movimiento en 4 fases:

- Tracción hacia arriba hasta despegar la cabeza del sujeto del plano de la camilla.
 - Sin apoyo occipital en la camilla, realiza una tracción de la cabeza hasta obtener una tensión importante en la zona cervical que no provoque dolor al sujeto.
 - Continuando sin apoyo occipital en la camilla, relaja la tracción de la cabeza.
 - Finalmente deja reposar la cabeza del futbolista en la camilla.
- Repite este movimiento en 4 fases, un total de 3 veces.

Acción específica sobre la región occipito-cervical (Occ-C1-C2) en decúbito.

El sujeto está en posición decúbito dorsal y el terapeuta a su cabeza. El terapeuta apoya sus dos antebrazos en la camilla, los codos en aducción y su cabeza en máxima flexión. Coge apoyo con las yemas de los dedos medio y anular de las dos manos sobre la parte occipital de la nuca del futbolista, entre las inserciones de los músculos esternocleidomastoideos; y realiza un movimiento de flexión, firme y suave a la vez, de las falanges, estirando así la región occipito-cervical del futbolista.

Control del pivote esterno-clavicular (EC) en decúbito.

El sujeto está en posición decúbito dorsal y el terapeuta se sitúa a su derecha, a la altura de su cintura escapular. Recoge el miembro superior derecho del futbolista y lo estira. Realiza una elevación vertical del brazo, asociando un control palpatorio con su mano derecha sobre las diferentes articulaciones esterno-costales altas y esterno-claviculares.

En la segunda fase el terapeuta se sitúa la izquierda del sujeto, y realiza la misma movilización esta vez sobre el miembro superior izquierdo.

***Rolling Technic* a la izquierda en procúbito.**

El sujeto está en posición procúbito con su cabeza girada a la derecha. El terapeuta se sitúa a su izquierda, perpendicular a su pelvis. Fija con la mano izquierda la articulación coxofemoral del lado izquierdo. Sitúa la mano derecha sobre la parte interna de la rodilla izquierda, la flexiona a 90° y realiza una rotación externa de la cadera, hasta que el movimiento levante el complejo de los glúteos del lado opuesto.

El terapeuta mantiene la rotación externa de la cadera con la mano derecha, mientras con la mano izquierda realiza una serie de impulsos de empuje a diferentes niveles de la charnela dorso-lumbar.

Esta maniobra movilizadora relaja la zona dorso-lumbar, la hemipelvis izquierda y la articulación de la cadera izquierda.

***Four Joints Technic* a la izquierda en procúbito.**

Esta técnica moviliza cuatro articulaciones: subastragalina, tibiotarsiana, rodilla y coxofemoral.

El sujeto está en posición procúbito con su cabeza girada hacia la derecha. El terapeuta se sitúa a la izquierda del sujeto. Coge con su mano derecha el pie izquierdo del futbolista a nivel del mediotarso, y controla con un apoyo proximal del pulgar el cuboideo. Realiza un movimiento helicoidal del pie sobre sus ejes funcionales, que provoca un apoyo rotatorio tangente del plato tibial sobre los cóndilos femorales y una rotación asociado del fémur sobre la articulación coxofemoral correspondiente.

Hemitorax izquierdo en procúbito.

El sujeto está en posición procúbito con la cabeza girada hacia la izquierda. El terapeuta coge el brazo izquierdo del futbolista por debajo del hombro dejando colgar el codo a 90°. Su mano izquierda reposa sobre el hombro izquierdo del futbolista. El movimiento consiste en una rotación del hombro, y en una palpación con la mano derecha mediante apoyos sucesivos sobre las apófisis transversas opuestas de las vertebrae cervicales bajas y dorsales, así como las articulaciones costovertebrales correspondientes. Los movimientos de ambas manos están coordinados, de forma que los apoyos y el movimiento del brazo se realizan en armonía funcional.

***Rolling Technic* a la derecha en procúbito.**

Esta maniobra es similar a la técnica *Rolling Technic* previamente descrita, esta vez realizada en la zona dorso-lumbar derecha.

***Four Joints Technic* a la derecha en procúbito.**

Esta maniobra es similar a la técnica *Four Joints Technic* previamente descrita, esta vez realizada en la zona pierna derecha.

Hemitorax derecho en procúbito.

Esta maniobra es similar a la movilización del hemitorax izquierdo previamente descrita, esta vez realizada en el hombro derecho.

Báscula del sacro en procúbito.

La maniobra consiste en movilizar el sacro.

El sujeto se posiciona en procúbito y el terapeuta se sitúa del mismo lado que su mano movilizadora. Con la mano elegida tomamos contacto con la punta del sacro del sujeto entre la eminencia tenaria y la hipotenaria. El terapeuta apoya su peso sobre la zona de contacto, realizando un balanceo para así pivotar el sacro sobre uno de sus ejes transversales. El relajamiento se opera cuando el terapeuta quita el peso.

Gran maniobra en decúbito.

El sujeto se posiciona en decúbito supino y el terapeuta se posiciona a sus pies. Coge la articulación tibiotarsiana con una toma bimanual. Utiliza el miembro inferior en extensión para imprimir un movimiento de empuje y tracción, según el eje longitudinal del cuerpo del sujeto.

Este movimiento transmite desde el pie hasta la región occipital una fuerza de compresión y de tracción que permite al terapeuta evaluar el estado estructural del futbolista.

Gran maniobra en procúbito.

El sujeto se posiciona en decúbito prono y el terapeuta se posiciona a sus pies. En esta posición sitúa la cabeza del sujeto del lado opuesto a la pierna que va a movilizar. Ejerce la misma fuerza de empuje/tracción para descomprimir la columna vertebral.

Maniobras sentadas.

El sujeto está sentado con los brazos cruzados atrapando sus hombros con las manos. El terapeuta se sitúa detrás del futbolista y le abraza. El futbolista permanece pasivo y el terapeuta realiza una maniobra que consiste en crear una flexión global del cuerpo del futbolista, seguida de una extensión máxima. Esta maniobra se realiza sin movimientos bruscos, buscando la descompresión global de la columna vertebral del futbolista.

Anexo D

Test posturales para la objetivación de un problema de Actividad Tónica Postural (ATPO)

En este Anexo se presenta la descripción de los cuatro test que se han realizado para establecer el diagnóstico postural de los futbolistas. Estos test han de realizarse sin que existan perturbaciones sonoras, ni lumínicas. Los cuatro test han sido elegidos por su simplicidad y su fácil ejecución. Este Anexo finaliza mostrando cómo se realiza la objetivación de problemas de ATPO utilizando estos test.

Test de convergencia de Baron.

Es un examen de convergencia visual de las fibras lentas de los músculos que posicionan los globos oculares.

El sujeto se sitúa de pie, con los pies descalzos, y coloca sus pies separados 30° en la parte distal y los talones próximos entre sí, tal y como muestra la figura D.1.

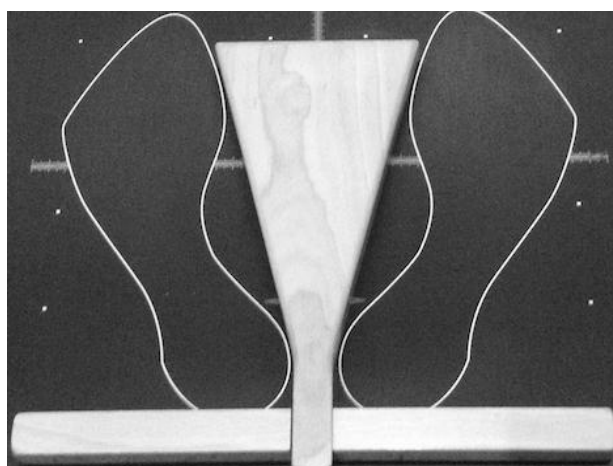


Figura D.1: Posición de los pies para el test de convergencia de Baron

El terapeuta se sitúa de frente al sujeto y le pide mire la punta del lápiz que va a acercarse hacia él. El terapeuta coloca la punta del lápiz a 30 cm frente a los ojos del sujeto y lo aproxima

lentamente hasta acercarlo a 10 cm de sus ojos.

El test es normal si los ojos convergen a la vez, tal y como muestra la fotografía del panel superior figura D.2. El test da positivo si un ojo converge con retraso o no converge, tal y como muestra la fotografía del panel inferior de la figura D.2



Figura D.2: Resultados del test de convergencia de Baron.

El test de convergencia de Baron tiene un interés clínico, porque permite evidenciar la variabilidad de la repartición del tono muscular en casos de problemas de ATPO.

Test de desviación de los índices modificado

Este test permite evaluar la coordinación de las informaciones transmitidas por: el sistema laberíntico, el sistema oculomotor y los sistemas musculares tónicos abductores/aductores de los miembros superiores.

El sujeto se sitúa de pie, con los pies descalzos, y coloca sus pies separados 30° en la parte distal y los talones próximos entre sí, tal y como muestra la figura D.1. Pedimos al jugador que eleve los brazos hacia delante hasta la horizontal y que dirija su mirada hacia una referencia visual vertical durante 30 s. A continuación le pedimos que cierre los ojos y observamos su oscilación postural. Tenemos en cuenta que cuando se cierra los ojos existe una oscilación anteroposterior, y después se observa una lateropulsión del cuerpo. Estos son movimientos de recuperación normales del cuerpo para no caerse tras perder la información visual.

Los resultados que se pueden encontrar a continuación son de dos tipos:

- El sujeto no mueve los dedos de la posición inicial y el eje bipupilar se queda horizontal al suelo. En este caso el resultado del test indica normalidad. Se muestra un ejemplo en el panel

izquierdo de la figura D.3.

- El eje bipupilar se inclina a un lado, o uno brazo aumenta su tono más que el otro produciendo que ambos brazos no estén al mismo nivel. En este caso el test da positivo. Se muestra un ejemplo en el panel derecho de la figura D.3.

Por último señalar que no se trata del test de Romberg, con el que en ocasiones se confunde.

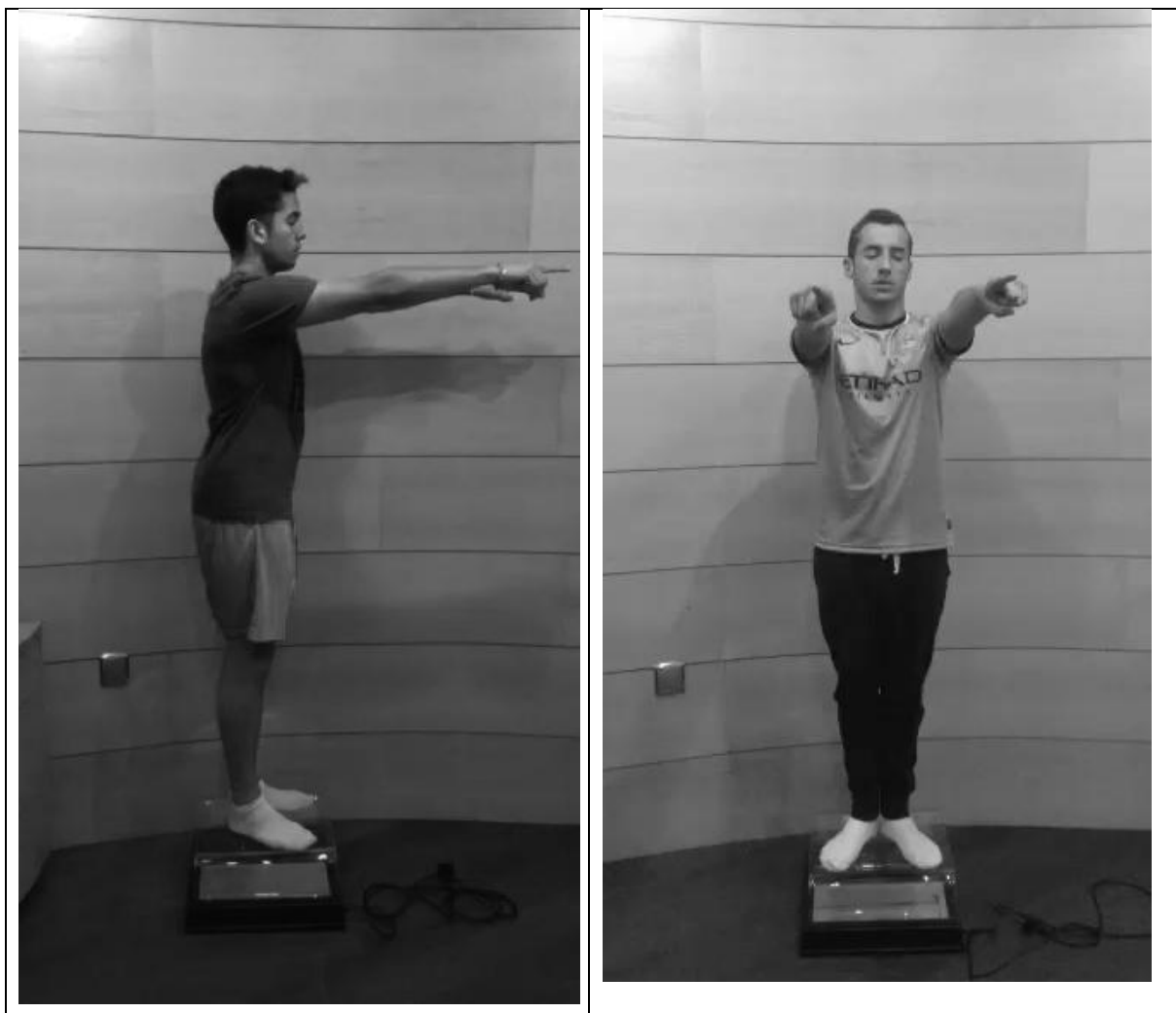


Figura D.3: Resultados del test de desviación de los índices modificado.

Test de Fukuda

Este test pone en evidencia las derivas laterales cuando se realiza con los ojos cerrados un movimiento dirigido hacia el frente.

Para este test se marcan en el suelo referencias angulares de 30° alrededor del sujeto. El sujeto

realiza el test con los pies descalzos. Se le pide que mire al frente y eleve de manera alterna cada rodilla, como si caminara pero sin avanzar, llevando un ritmo según el cual transcurra algo menos de un segundo entre el movimiento de una pierna y la otra. A continuación le pedimos que cierre los ojos mientras continúa realizando este movimiento. Observamos su movimiento durante 30 s.

El test se repite pidiendo al jugador que rote la cabeza hacia un lado. Y luego se vuelve a repetir con su cabeza rotada hacia el otro lado. Estas posiciones corresponden a los dibujos marcados como 1 y 3 en la figura D.4. De esta manera es posible observar la influencia del reflejo nucal. En los test realizados con rotación de la cabeza, un sujeto normal aumenta el tono de los miembros superiores y compensar con un cambio en el tono de los miembros inferiores.

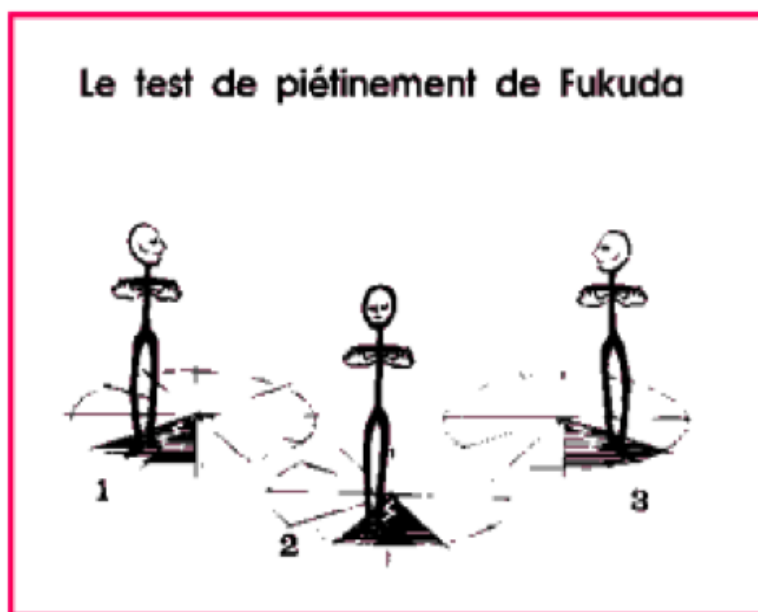


Figura D.4: Ilustración del posicionamiento para el test de Fukuda.

El resultado del test se evalúa de la siguiente manera:

- El test indica que el funcionamiento de la actividad tónica postural es normal si al final de cada movimiento realizado durante 30 s el jugador ha girado su cuerpo entre 0° y 30° .
- El test da positivo cuando la rotación del futbolista está entre 30° y 90° .

Test de marcha

Este test pone en evidencia las derivas laterales de los miembros inferiores al caminar hacia delante y hacia atrás con los ojos cerrados, y evalúa de manera dinámica la tonicidad de los miembros inferiores en relación con el tronco.

El sujeto se sitúa de pie, con los pies descalzos, y coloca sus pies separados 30° en la parte distal y los talones próximos entre sí, tal y como muestra la figura D.1. Pedimos al jugador que eleve los brazos hacia delante hasta la horizontal y que dirija su mirada hacia una referencia visual vertical durante 30 s. A continuación le pedimos que cierre los ojos y de dos pasos al frente y después vuelva sobre sus pasos hasta la posición inicial, después le pedimos que repita esta secuencia

cuatro veces más.

Las informaciones que provienen de los captosres cutáneo-plantares transmiten las presiones del suelo. Las informaciones que provienen de los propioceptores de Ruffini situados en los ligamentos de las articulaciones tibioperoneo astragalinas, de la rodilla, de la cadera y de las articulaciones iliolumbosacras, dan los valores angulares entre los segmentos corporales. Las informaciones que provienen de los propioceptores de los sistemas musculares de los miembros inferiores transmiten sus tensiones. La correcta integración de estas informaciones consigue que seamos capaces de caminar en línea recta hacia delante y hacia atrás con los ojos cerrados.

El desplazamiento angular con respecto a la línea de marcha fijada, define los resultados del test:

- El test indica que la actividad tónica postural es normal cuando el jugador ha girado su cuerpo entre 0° y 30° durante la realización de los movimientos del test.
- El test da positivo cuando el futbolista ha girado su cuerpo entre 30° y 90° con respecto a la dirección inicial del movimiento al finalizar el test.

Objetivación de un problema de ATPO



Figura D.5: Problema de convergencia

Un mínimo de tres resultados positivos indica un problema de ATPO. Por tanto, si al realizar los test de convergencia de Baron y de desviación de los índices modificados, el sujeto ofrece resultados normales no es preciso seguir realizando el resto de los test.

En la figura D.5 se aprecia que el jugador converge el ojo izquierdo con retraso. Si el resultado es positivo en otros dos test quedaría objetivado su problema de ATPO.

Los problemas de ATPO implican un mayor consumo de energía por parte del cuerpo para mantener el equilibrio postural. En este estudio los jugadores que presentaron problemas de ATPO fueron reunidos en un mismo grupo para comparar sus resultados con los del grupo de control.

BIBLIOGRAFÍA

- Abboud, R. J., Agarwal, S. K., Rendall, G. C., & Rowley, D. I. (1999). A direct method for quantitative measurement of ankle proprioception. *The foot*, 9(1), 27-30.
- Adalid, J.J. (2014). Propuesta de incorporación de tareas preventivas basadas en métodos propioceptivos en fútbol. *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 26, 163-167.
- Aghili, A.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.
- Allegrini, P., Buiatti, M., Grigolini, B.J., West, B.J. (1998). Fractional Brownian motion as a nonstationary process: an alternative paradigm for DNA sequences. *Physical Review E* 57(4), 4558-4567.
- Allum, J.H., Pfaltz, C.R. (1985). Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral-vestibular deficits. *Experimental Brain Research*, 58(1), 82-94.
- Amaral, L.A.N., Golberger, A.L., Ivanov, P.C., Stanley, H.E. (1998). Scale-independent measures and pathologic cardiac dynamics. *Physical Review Letter*, 81, 2388-2391.
- Amoud, H., Abadi, M., Hewson, D.J., Michel-Pellegrino, V., Doussot, M., Duchêne, J. (2007). Fractal time series analysis of postural stability in elderly and control subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1):12 doi:10.1186/1743-0003-4-12.
- Andersen, R.A. (1989). Visual and oculomotor functions of the posterior parietal cortex. *Annual Review of Neuroscience*, 12, 377-403.
- Arneodo, A., Bacry, E., Graves, P.V., Musy, J.F. (1995). Characterizing long-range correlations in DNA sequences from wavelet analysis. *Cartas Physical Review*, 74(16), 3293-3296.
- Ashkenazy, Y., Ivanov, P.C., Havlin, S., Peng, C.K., Yamamoto, Y., Goldberger, A.L., Stanley, H.E. (2000). Decomposition of heartbeat time series: scaling analysis of the sign sequence. *IEEE Computers Cardiology 2000*, 139-142.

- Ashkenazy, Y., Ivanov, P.C., Havlin, S., Peng, C.K., Goldberger, A.L., Stanley, H.E. (2001). Magnitude and sign correlations in heartbeat fluctuations. *Physical Review Letters*, 86(9), 1900-1903.
- Assaiante, C. (1995). Stratégies d'équilibre: Maturation et adaptation au cours de l'enfance. *Michel Lacour éditions Sauramps, Montpellier*, 79-90.
- 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.
- Baron, J.B., & Fowler, J.R. (1951). Prismatic lenses for vertigo and some experimental background for the role of the extrinsic ocular muscles in disequilibrium. *American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*, 56(6), 916-926.
- Baron, J. B. (1963). Présentation d'un appareil pour mettre en évidence les déplacements du centre de gravité du corps dans le polygone de sustentation. *Paris: Archives des Maladies Professionnelles* 25, 41-49.
- Baron, J. B., Molinie, J, Vrillac, A. (1971). Physiologie de la posture et ses applications en Médecine Sportive. *Médecine du sport* 1, 27-43.
- Baron, J.B., Bessinetou, J.C., Bizzo, G., Noto, R., Tenavian, G., Pacifici, M. (1973). Corrélations entre le fonctionnement des systèmes sensorimoteurs labyrinthique et oculomoteur ajustant les déplacements du CdG de l'homme dans l'orthostatisme. *Agressologie*, 14, 79-86.
- Baron, J.B., Gagey, P.M., Asselin, B., Ushio, N. (1977). Les asymétries de la posture sont-elles aléatoires? *Revue Médical du Travail*, 189-195.
- Baron, J.B., Bizzo, G., Takeya, T., Bessineton, J.C. (1978). Relation entre les systèmes labyrinthiques et propriocepteurs rentrant dans la régulation tonique posturale. *Agressologie*, 19, 17-18.
- Beets, I. A., Macé, M., Meesen, R. L., Cuypers, K., Levin, O., & Swinnen, S. P. (2012). Active versus passive training of a complex bimanual task: is prescriptive proprioceptive information sufficient for inducing motor learning?. *PLoS One*, 7(5), e37687.
- 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.
- Bernier, J.N., & Perrin, D.H. (1998). Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 27(4), 264-275.

- Berthoz, A., Pavard, B., Young, L.R. (1975). Perception of linear horizontal self-motion induced by peripheral vision (linear vection). Basic characteristics and visual vestibular interactions. *Experimental Brain Research*, 23(5), 471-489.
- Berthoz, A. (1997). *Le sens du mouvement*. Paris : Odile Jacobs Sciences.
- 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.
- Blázquez, M.T. (2011). Caracterización estabilométrica del sistema de control postural humano. Tesis Doctoral del Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada.
- Blázquez, M.T., Anguiano, M., Arias de Saavedra, F., Lallena, A.M., Carpena, P. (2012). On the length of stabilograms: A study performed with detrended fluctuation analysis, *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 391(20), 4933-4942.
- Bonnier, L.R., & Marucchi, C. (1999). Système tonique postural et occlusion dentaire. *Michel Lacour: Posture et Equilibre, éditions Sauramps Médical*, 147-154.
- Borel, L. (1999). Troubles posturaux et lésions vestibulaires. *IIème Congrès de l'A.R.E.P.O, Troubles de la Posture*. Montpellier.
- Borel, L. (2001). Restauration de l'orientation et de la stabilisation de la tête et du corps après atteinte vestibulaire. Dysfonctionnements du système vestibulaire: compensation et rééducation. *éditions Solal, Marseille*, 27-47.
- Brantingham, J. W., Bonnefin, D., Perle, S. M., Cassa, T. K., Globe, G., Pribicevic, M., ... & Korporaal, C. (2012). Manipulative therapy for lower extremity conditions: update of a literature review. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 35(2), 127-166.
- Bronfort, G., Haas, M., Evans, R., Leininger, B., Triano, J. (2010). Effectiveness of manual therapies: the UK evidence report. *Chiropractic & Manual Therapies*, 18(1), 3-36.
- Bronstein, A.M., & Duckwell D. (1997). Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Experimental Brain Research*, 113(2), 243-248.

- Bruno, P.M., Pereira, F.D., Fernandes, R., de Mendonça, 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*, 6082-6085.
- Bunde, A., Havlin, S., Kantelhardt, J.W., Penzel, T., Peter, J.H., Voigt, K.. (2000). Correlated and uncorrelated regions in heart-rate fluctuations during sleep. *Physical Review Letter*, 17, 3736-3739.
- 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* 6, 1611-1622.
- Caplan, N., Rogers, R., Pan, M.K., Hayes, P.R. (2009). The effect of proprioceptive neuromuscular facilitation and static stretch training on running mechanics. *Journal Strength Conditioning Research* 23(4), 1175-1180.
- Caraffa, A., Cerulli, G., Projetti, M., Aisa, G., Rizzo, A. (1996). Prevention of anterior cruciate injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy*, 4(1), 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), 780-785.
- Ceccaldi, A., & Favre, J. (1986). *Les pivots osteopathiques*. Paris: Masson.
- Cibulka, M. T., & Delitto, A. (1993). A comparison of two different methods to treat hip pain in runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(4), 172-176.
- Collins, J.J., & De Luca, C.J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95(2), 308-318.
- Collins, J.J., & De Luca, C.J. (1994). Random walking during quiet standing. *Physical Review Letter* 73(5), 764-767.
- Collins, J.J., & De Luca, C.J. (1995). Upright, correlated random walks: a statistical-biomechanics approach to the human postural control system. *Chaos: An Interdisciplinary of Nonlinear Science*, 5(1), 57-63.
- Coubard, O.A., Ferrufino, L., Nonaka, T., Zelada, O., Bril, B., Dietrich, G. (2014). One month of contemporary dance modulates fractal posture in aging. *Frontiers in Aging Neurosciences* 6, 17.

- Crémieux, J., Isableu, B., Mesure, S., Ohlmann, T. (1996). Y a-t-il entre la performance posturale et le degré de dépendance perceptive à l'égard du champ visual? *Posture et Environnement, éditions Sauramps, Montpellier*, 141-152.
- Crémieux, J., Isableu, B., Baumberger, B., Luyat, M., Ohlmann, T., Flückiger, M. (1999a). Difficulté de la tâche posturale, dépendance à l'égard du champ visuel et déclenchement de cinétose. *Michel Lacour éditions Sauramps, Montpellier*, 67-76.
- Crémieux, J. (1999b). Contribution au contrôle postural du système visuel. *IIème Congrès de l'A.R.E.P.O: Troubles de la Posture. Montpellier*, 15-16.
- Crespo, B. (2011). Comparación de diferentes temporadas de fútbol femenino con y sin protocolo de prevención de lesiones. *AGON International Journal of Sport Sciences*, 1(1), 18-28.
- Da Cunha, H.M. (1987). Le syndrome de déficience posturale (SDP). *Agressologie* 28, 941-943.
- Decicco, P.V., & Fisher, M.M. (2005). The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on shoulder range of motion in overhand athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 45(2), 183-187.
- 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.
- Donker, S.F., Roerdink, A.M., Greven, A.J., Beek, P.J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1-11.
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V.M. (2000). On the fractal properties of natural human standing. *Neuroscience Letters*, 283(3), 173-176.
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V.M. (2001). Long-range correlations in human standing. *Physics Letters A*, 283(1), 124-128.
- Duarte, M., & Sternad, A.D. (2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, 191(3), 265-276.
- Dupui, Ph. (2002). Problèmes sensori-moteurs en microgravité. D.I.U. inter-universitaire de Posturologie Clinique. Toulouse.

- Eils, E., & Rosenbaum, D. (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(12), 1991-1998.
- Favre, J.F. (1988). Participation de l'activité tonique posturale à la genèse de certaines attitudes scoliotiques. Application à la compréhension de certaines contre performances gestuelles du sportif et à leur éventuelle correction. Thèse Sciences STAPS, Paris X Nanterre.
- Favre, J.F. (1993). Les étirements: Approches du handball. *Editions de la Fédération Française de Handball (F.F.H.B.)*, 13, 30-35.
- Favre, J.F. (1996). Critères morphostatiques et prévention en Handball. *Revue Sport et Médecine Actualités (Spécial Handball)*, 47.
- Favre, J.F. (2000). Prévention des cervico-scapulalgies dans le cadre du handball de compétition. *Le spécialiste de Médecine du Sport*, 30, 10-30.
- Favre, J.F. & Ceccaldi, A. (2004) L'homme debout, au repos et en déplacement. (fascicules I et II) Parution A.R.A.C.S. Paris.
- Feder, J. (1989). *Fractals*. Plenum Press, New York.
- Fix, J. D. (1996). *Neuro Anatomie*. De Boeck & Larcier S.A, Paris, Bruxelles.
- Gagey, P., Baudin, B., Bizzo, G., Scheibel, A., Weber, B. (1999). Augmenter la cadence d'échantillonnage en stabilométrie. *Sauramps Médical, Montpellier, Posture et Equilibre*, 22-23.
- García, K.B., Quintero, C.A., Rosas, G.M. (2011). Efectos de un programa de entrenamiento deportivo propioceptivo sobre las habilidades motrices en niños de 10 años pertenecientes a dos escuelas de formación deportiva de fútbol de la ciudad de Manizales. *Revista Movimiento Científico*, 5(1), 41-50.
- Gilhodes, J.C., Kavounoudias, A., Roll, R., Roll, J.P. (1996). Orientation et régulation de la posture chez l'homme: deux fonctions de la proprioception musculaire? *Pied, Equilibre et Posture. Frison-Roche éditions*, 1-13.
- Gonzalez, J.A., Romero, S., Campos, M.A., Toscano, F.J., Otero, F.M. (2014). Comparación de un entrenamiento propioceptivo sobre base estable y base inestable. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 16(64), 617-631.
- Grossman, G.E., Leigh, R.J., Abel, L.A., Lanska, D.J., Thurston, S.E. (1988). Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Experimental Brain research*, 70(3), 470-476.

- Hardiman, S.J., Richmond, P., Hutzler, S. (2011). Long-range correlations in an online betting exchange for a football tournament. *New Journal of Physics* 12(10), 105001.
- Harry, J., Niemi, J., Priplata, A., Collins, J.J. (2005). Balancing act. *IEEE Spectrum* 42(4), 36-41.
- 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: Statistical mechanics and its applications*, 302(1), 138-147.
- Heffernan, K.S., Sosnoff, J.J., Fahs, C.A., Shinsako, K.K., Jae, S.Y., Fernhall, B. (2008). Fractal scaling properties of heart rate dynamics following resistance exercise training. *Journal of Applied Physiology*, 105(1), 109-113.
- Helsinki. (2000). Declaration of 1964 as revised in 2000. Helsinki: www.wma.net/e/policy/b3.htm.
- 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. *Medecine and Science in Sports and Exercise*, 44(6), 1141-1149.
- Hlavacka, F., Krizkova, M., Horak, F.B. (1995). Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neuroscience Letter*, 189(1), 9-12.
- Hoeksma, H. L., Dekker, J., Runday, H. K., Heering, A., Van Der Lubbe, N., Vel, C., Van Den Ende, C. H. (2004). Comparison of manual therapy and exercise therapy in osteoarthritis of the hip: a randomized clinical trial. *Arthritis Care & Research*, 51(5), 722-729.
- Horak, F., Mac Pherson, J. (1996). Postural orientation and equilibrium. *Comprehensive Physiology*, 12, 255-292.
- Hoskins, W., & Pollard, H. (2010). The effect of a sports chiropractic manual therapy intervention on the prevention of back pain, hamstring and lower limb injuries in semi-elite Australian Rules footballers: a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 11(1), 64.
- Hu, K., Ivanov, P.C., Chen, Z., Capena, P., Stanley, H.E. (2001). Effect of trends on detrended fluctuation analysis. *Physical Review E*, 64(1), 011114.
- 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 : Statistical Mechanics and its Applications*, 337(1), 307-318.

- Hüfner, K., Benetti, C., Hamilton, D.A., Stephan, T., Flanagin, V.L., Linn, J., Laberdda, K., Markowitsh, H., Glasauer, S., Jahn, K., Strupp, M., Brandt, T. (2011). Structural and functional plasticity of the hippocampal formation in professional dancers and slackliners. *Hippocampus* 21 (8), 855-865.
- Hugon, M. (1998). Posture et équilibre. Du centre de pression au centre de gravité en stabilographie statique. *Editions Sauramps Médical. Montpellier*, 89-106.
- Ingle, A., & Nandu, N. (2009). The effectiveness of strength and proprioceptive training following anterior cruciate ligament injury with or without reconstruction: A systematic review. (Doctoral dissertation, MGH Institute of Health Professions), 1463543.
- Ioffe, M. (1997). On the function of the motor cortex in reorganization of postural coordination. *Journal of higher nervous Activity* 47, 86-92.
- Irrgang, J. J., Whitney, S. L., Cox, E. D. (1994). Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. *Journal of Sport Rehabilitation*, 3(1), 68-83.
- Isableu, B., Amblard, B., Ohlmann, T., Crémieux, J. (1996). La dépendance perceptive à l'égard des informations visuelles d'orientation est-elle prédictive du control visuel de la posture? *Posture et Environnement: éditions Sauramps, Montpellier*, 111-123.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Crémieux, J., Amblard, B. (1997). Selection of spatial frame of reference and postural control variability. *Experimental Brain Research* 114(3), 584-589.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Crémieux, J., Amblard, B. (1998). How dynamic visual field dependence interacts with visual contribution to postural control. *Human Movement Science* 17(3), 367-391.
- Ivanov, P.C., Amaral, L.A., Goldberger, A.L., Havlin, S., Rosenblum, M.G., Struzik, Z.R., Stanley, H.E. (1999). Multifractality in human heartbeat dynamics. *Nature*, 399(6735), 461-465.
- Jelinek, H.F., Kelarev, A., Robinson, D.J., Stranieri, A., Cornforth, D.J. (2014). Using meta-regression data mining to improve predictions of performance based on heart rate dynamics for Australian football. *Applied Soft Computing*, 14(A), 81-87.
- Jordan, K., Challis, J.H., Newell, K.M. (2006). Long range correlations in the stride interval of running. *Gait & Posture*, 24(1), 120-125.
- Ju, Y. Y., Wang, C. W., & Cheng, H. Y. K. (2010). Effects of active fatiguing movement versus passive repetitive movement on knee proprioception. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 708-712.

- Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessell, T.M. (2003). Neurociencia y conducta, éditions Prentice Hall, 441-450.
- Kantelhardt, JW, Havlin, S, Ivanov, PC. (2003). Modeling transient correlations in heartbeat dynamics during sleep. *Europhysics Letters*, 62(2), 147-153.
- Kavounoudias, A., Roll, R., Roll, J.P., Gilhodes, J.C. (1998). Sensibilité tactile plantaire et contrôle postural. *Michel Lacour éditions Sauramps, Montpellier*, 25-39.
- Keirs, H., Van Dieën, Brumagne, S., Vanhees, L. (2015). Postural sway and integration of proprioceptive signals in subjects with LBP. *Human Movement Science*, 39, 109–120.
- Ko, T., Lee, S., & Lee, D. (2009). Manual therapy and exercise for OA knee: effects on muscle strength, proprioception, and functional performance. *Journal of Physical Therapy Science*, 21(4), 293-299.
- Krauzlis, R.J. (2005), The control of voluntary eye movements: New Perspectives. *The Neuroscientist*, 11(2), 124-137.
- Kynsburg, A., Pánics, G., Halasi, T. (2010). Long-term neuromuscular training and ankle joint position sense. *Acta Physiologica Hungarica*, 97(2), 183-191.
- Lacour, M., & Borel, L. (1993). Vestibular control of posture and gait. *Archives Italiennes de Biologie*, 131, 81-104.
- Lacour, M., Barthélémy, J., Borel, L., Magnan, J., Xeni, C., Chays, A., Ouaknine, M. (1997). Sensory strategies in human posture control before and after unilateral vestibular neurectomy. *Experimental Brain Research*, 115, 300-310.
- Laskowski, E. R., Newcomer-Aney, K., Smith, J. (1997). Refining rehabilitation with proprioception training: expediting return to play. *The physician and sportsmedicine*, 25(10), 89-102.
- Latash M.L. (2002). Bases Neurophysiologiques du Mouvement. Bruxelles, De Boeck.
- Lee D.N., & Lishman J.R. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal Human Movement Studies*, 1, 87-95.
- Linkenkaer-Hansen, K., Nikouline, V.V., Palva, J.M., Ilmoniemi, R.J. (2001). Long-range temporal correlations and scaling behaviour in human brain oscillations. *Journal of Neuroscience*, 21(4), 1370-1377.
- Luyat, M. (1997). Verticale subjective versus verticale posturale: une note sur l'étude de la perception de la verticale. *L'année psychologique*, 97(3), 433-447.
- Luyat, M., Poquin, D., Isableu, B., Ohlmann, T., Crémieux, J. (1998). Existe-t-il des processus

communs impliqués dans l'estimation de la verticalité et dans le contrôle de la posture? *Michel Lacour éditions Sauramps, Montpellier*, 55-72.

Malliou, P., Gioftsidou, A., Pafis, G., Beneka, A., Godolias, G. (2004). Proprioceptive training (balance exercises) reduces lower extremity injuries in Young soccer players. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 17(3-4), 101-104.

Mancera, E., Hernández, E., Hernández, F., Prieto, L., Quiroga, L. (2013). Efecto de un programa de entrenamiento físico basado en la secuencia de desarrollo sobre el balance postural en futbolistas. *Revista de la Facultad de medicina*, 61(4), 339-347.

Mandelbrot, B.B. (1968), Van Ness J.W. Fractional brownian motions, fractional noises and applications. *SIAM Review*, 10(4), 422-437.

Mandelbrot, B.B. (1997). *La geometría fractal de la Naturaleza*. Tusquets, Barcelona 1997.

Mann, R., Malisoux, L., Nührenbörger, C., Urhausen, A., Meijer, K., Theisen, D. (2015). Association of previous injury and speed with running style and stride-to-stride fluctuations. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(6).

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.

Massion, J., Viallet, F., Massarino, R., Khalil, R. (1989). La région de l'aire motrice supplémentaire est impliquée dans la coordination entre posture et mouvement chez l'homme. *Comptes rendus de l'Académie des Sciences. Série 3, Sciences de la vie*, 308(15), 417-423.

Massion, J. (1992). Movement, Posture and Equilibrium: Interaction and Coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(19), 35-56.

Massion, J. (1997). *Cerveau et Motricité. Fonctions sensori-motrices*. Presses Universitaires de France.

Mattacola, G.C., & Dwyer, M.K. (2002). Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 413-429.

Maze, F. B. (2002). *Traitement articulaire et musculaire : Effets sur la posture de sujets sains*. Trabajo de investigación tutelada del programa del Máster D.I.U. de Posturologie Clinique, Universités de Marseille, Toulouse, Paris, Rennes.

Maze, F. B., García C. (2009). *La adaptación al estado de bipedestación: evaluación del*

sistema de control postural humano en poblaciones de diferentes edades. Trabajo de investigación tutelada, programa de Máster del departamento de Antropología Física y Forense de la Facultad de Medicina. Universidad de Granada.

- Maze, F. B., Gálvez, R. (2010). Análisis fractal de las trayectorias del centro de presión de sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar. Trabajo de investigación tutelada, programa de Máster del departamento de Neurociencias y Dolor, Facultad de Medicina. Universidad de Granada.
- Maze, F. B., Blázquez, M. T., Rojas, F. J. (2016). Exploring body sway to disclose changes in postural control strategy associated with proprioceptive training. *European Journal of Human Movement*, 37, 1-20.
- Maze, F.B., Blázquez, M. T., Rojas, F. J. (2017). Efectos del entrenamiento propioceptivo sobre el sistema de control postural en jugadores de fútbol adolescentes: estudio realizado mediante Detrended Fluctuation Analysis (DFA). *Sport TK*. Aceptado para su publicación.
- 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), 190-198.
- Mergenthaler, K., Engbert, R. (2007). Modeling the control of fixational eye movements with neurophysiological delays. *Physical Review Letters* 98(13), 138104.
- Mergner, T., Maurer, C., Peterka, R.J. (2002). A multisensory posture control model of human upright stance. *Progress in Brain Research*, 142, 189-201.
- Mesure, S., Crémieux, J., Amblard, B. (1995). Les stratégies et performances posturales sensorimotrices: effet de l'entraînement. *Annales de Kinésithérapie*, 22(4), éditions Masson.
- Mette, K.Z., Lars, L.A, Mikkil, B., Grethe, M., Jerper, B., Hanne, B.L. et al. (2015). Effects of evidence-based prevention training on neuromuscular and biomechanical risk factors for ACL injury in adolescent female athletes: A randomised controlled trial. *Brain Journal Sports and Medecine* 1, 1-7.
- Miyai I., Mauricio R.L.R., Reding M.J. (1997). Parietal-insular stroked are associated with impaired standing balance as assessed by computerized dynamic posturography. *Journal of Neurologic Rehabilitation*, 11(19), 35-40.
- 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 Strenghth & Conditioning Research* 24(3), 711-6.

- Monzani, D., Bergamini, G., Luppi, M.P., Guidetti, G. (1998). La recherche stabilométrique dans les rapports entre dysphonie et posture. *Posture et équilibre. Montpellier, éditions Sauramps Médical.*
- Mosler, A. B., Blanch, P. D., & Hiskins, B. C. (2006). The effect of manual therapy on hip joint range of motion, pain and eggbeater kick performance in water polo players. *Physical Therapy in Sport*, 7(3), 128-136.
- Myer G.D., Ford K.R., Kevin R., Palumbo O.P., Hewett T.E. (2005). Neuromuscular training improves and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research* 19 (1), 51-60.
- Nashner L.M., Cordo P.J. (1981). Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Experimental Brain Research*, 43(3), 395-405.
- Nashner L.M., Mc Collum G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-167.
- Nashner L.M., Shupert C.L., Horak F.B., Black F.O. (1989). Organization of posture controls: an analysis of sensory and mechanical constraints. *Progress in Brain research*, 80, 411-423.
- Ohlmann T., Luyat M. (2001). La posture référencée et la posture source références. *Michel Lacour éditions Solal, Marseille*, 15-37.
- Palmer E. , Cafarelli E., Ashby. (1994). The processing of human ballistic movements explored by stimulation over the cortex. *The Journal of Physiology*, 481(2), 509-520.
- 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., Mietus, J., Hausdorff, J.M., Havlin, S., Stanley, H.E., Goldberger, A.L. (1993). Long-range anticorrelations and non-Gaussian behaviour of the heart. *Physical Review Letters*, 70(9), 1343-1346.
- Peng, C.K., Buldyrev, S.V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H.E., Goldberger, A.L. (1994). Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, 49(2), 1685-1689.

- 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: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 5(1), 82-87.
- Pérennou, D., Amblard, B., Leblond, C., Pélissier, J. (1998). Biased postural vertical in human with hemispheric lesions. *Neuroscience Letters*, 252(2), 75-78.
- Pérennou, D., Pélissier, J. (1999). Le contrôle cortical de la posture. *II congrès de l'AREPO, Montpellier, 1-4*.
- Pérennou, D. (2012). Physiologie et physiopathologie du contrôle postural. *La lettre de Médecine Physique et de Réadaptation*, 28, 120-132.
- Powers, M. E., Buckley, B. D., Kaminski, T. W., Hubbard, T. J., Ortiz, C. (2004). Six weeks of strength and proprioception training does not affect muscle fatigue and static balance in functional ankle instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 13(3), 201-227.
- Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L., Vitte, E. (1991). Head stabilization during various locomotor tasks in Humans. II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Experimental Brain Research*, 85(1), 208-217.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Myklebust, B.M. (1994) Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: A review. *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, 1(1), 26-34.
- Priplata, A., Niemi, J., Salen, M., Harry J., Lipsitz, L.A., Collins, J.J. (2002). Noise-enhanced human balance control. *Physical Review Letter*, 89(23), 238101.
- Purves, D., Augustine, G.J., Fitzpatrick, D., Hall, W.C., Lamantia, A.S., Mc Namara, J.O., Mooney, R.D., Platt, M.L., Simon, S.A., White, L.E. (2016). *Neuroscience*. 5 éditions E Sinauer Associates Inc, 390-398.
- 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), 741-748.
- Ree, S.S., Murphy, A.J., Watsford, M.L., Mc-Lachlan, K.A., Coutts, A.J. (2007). Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching of stiffness and force producing characteristics of the ankle in active women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 572-577.
- Rhea, C.K., Wittstein, M.W. (2014). Characteristics of stride behavior during treadmill walking and stationary stepping. *Journal of Applied Biomechanics* 30(4), 534-541.

- Richard D., Orsal D. (1994). Neurophysiologie: Organisation et fonctionnement du système nerveux, 161-206.
- Riemann, B.L., Lephart, S.M. (2002). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training* 37(1), 71-79.
- Robinson, H.P.V., Harsch, A. (2002). Stages of spike time variability during neuronal responses to transient inputs. *Physical Review E*, 66(6), 061902.
- Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S.F., Geurts, A.C.H., Beek, P.J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, 174(2), 256–269.
- Roll, J.P., Roll, R. (1987). La proprioception extra-oculaire comme élément de référence posturale et de lecture spatiale des données rétiennes. *Agressologie* 28(9), 905-912.
- Roll, J.P., Roll, R. (1988). From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control. *Posture ang Gait. Elsevier, Amsterdam*, 155-164.
- Roll, J.P., Vedrel, J.P., Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental Brain Research*, 76(1), 213-222.
- Roll, J.P., Gilhodes, J.C. (1995). Proprioceptive sensory codes mediating y movement trajectory perception: human hand vibration-induced drawing ilusion. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 73(2), 295-304.
- Roll, J.P., Roll, R. (1999). Contribution de la proprioception extra-oculaire au contrôle postural. *IIème Congrès de l’A.R.E.P.O: Troubles de la Posture. Montpellier*, 5-7.
- Romero, N., Martínez, E.J., Lomas, R., Hita, F., Osuna, M.C., Martínez, 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.
- Sakata, H., Kusunoki, M. (1992). Organization of space perception: neural representation of three-dimensional space in the posterior parietal cortex. *Current Opinion in Neurobiology*, (2), 170-174.
- Sansom, W. (1973). *Physiologie Appliquée à la Médecine*, Flammarion, Paris, 12ème éditions, 668-669.
- Satel (2002). *Manuel d'utilisation des logiciels d'évaluation des activités posturocinétiques*. Blagnac, SATEL.

- Schaefer, K.P., Meyer, D.L. (1974). Compensation of vestibular lesions. *Psychophysics, Applied Aspects and General Interpretations, Springer Berlin Heidelberg*, 6(2), 463-490.
- 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*, 4, 115.
- Smith, P.F., Curthoys, I.S. (1989). Mechanisms of recovery following unilateral labyrinthectomy: a review. *Brain Research reviews*, 14(2), 155-180.
- Stambolieva, K. (2011). Fractal properties of postural sway during quiet stance with changed visual and proprioceptive inputs. *The Journal of Physiological Sciences*, 61(2), 123-130.
- Takemori, S., Ida, M., Umezu, H. (1985). Vestibular training after sudden loss of vestibular fonctions. *Otorhino-Laryngology*, 47(2), 76-83.
- Thai Van, H., Séverac, A., Deguine, O., Tardy-Gervet, M.F. (2001). Quel contrôle sensoriel pour l'équilibre statique? Dysfonctionnements du système vestibulaire: compensation et rééducation. *In éditions Solal, Marseille*, 103-111.
- Turner, S., Mittermaier., C., Hanel, R., Ehrenberger, K. (2000). Scaling-violation phenomena and fractability in the human posture control system. *Physical Review E*, 62(83), 4018-4024.
- Turner, S.C.M., Ehrenberger, K. (2002). Change of complexity patterns in human posture during aging. *Audiology and Neurotology*, 7(4), 240-248.
- Tironi, J. C. (2009). Evaluación funcional propioceptiva de miembros inferiores en deportistas. *Rosario, República Argentina: Universidad Abierta Interamericana*.
- Ushio, N., Hinoki, M., Nakanishi, K., Baron, J.B. (1980). Rôle des propriocepteurs des muscles oculaires dans le maintien de l'équilibre avec référence notamment au réflexe cervical. *Agressologie* 21(E), 143-152.
- Van der Wees, P. J., Lenssen, A. F., Hendriks, E. J., Stomp, D. J., Dekker, J., & de Bie, R. A. (2006). Effectiveness of exercise therapy and manual mobilisation in acute ankle sprain and functional instability: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*, 52(1), 27-37.
- Van Emmerik, R. E., Ducharme, S. W., Amado, A. C., & Hamill, J. (2016). Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 3-13.

- Vázquez, P., Hristovski, R., Balagué, N. (2016). The Path to Exhaustion: Time-Variability Properties of Coordinative Variables during Continuous Exercise. *Frontiers in physiology* 7, <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2016.00037>.
- Viallet, F., Massion, J., Massarino, R., Khalil, R. (1991). Coordination between posture and movement in a bimanual load lifting task: putative role of a mesial region including the supplementary motor area. *Experimental Brain Research*, 88(3), 674-684.
- Vidal, P.P. (2001) Les déficits dans le contrôle du regard et leur compensation après une lésion vestibulaire unilatérale. Dysfonctionnements du système vestibulaire: compensation et rééducation. In *éditions Solal, Marseille*, 49-74.
- Voss, R.F. (1992). Evolution of long-range fractal correlations and 1/f noise in DNA base sequences. *Physical Review Letter*, 68(25), 3805-3808.
- Weber, B., Villeneuve-Parpay, S., Nouhet, B., Villeneuve, P. (2000) Différences de réponses stabilométriques à l'interposition de deux mousses. In *Posture et équilibre, Marseille, Solal éditions*, 121-131.
- Weigelt, C., Williams, A.M., Wingrove, T., Scott, M.A. (2000). Transfer and motor skill learning in association football. *Ergonomics* 43(10), 1698-1707.
- 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.
- Wilk, K. E., Macrina, L. C., Cain, E. L., Dugas, J. R., & Andrews, J. R. (2012). Recent advances in the rehabilitation of anterior cruciate ligament injuries. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 42(3), 153-171.
- Wong, J. D., Kistemaker, D. A., Chin, A., & Gribble, P. L. (2012). Can proprioceptive training improve motor learning? *Journal of neurophysiology*, 108(12), 3313-3321.
- Zatsiorsky, V.M. Duarte, M., (1999). Instant equilibrium point and its migration in standing task: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control*, 3(1), 28-38.
- 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.