

## Diferencias en la estabilización del tronco sobre un asiento inestable entre piragüistas, judocas y sujetos físicamente activos

### Differences in trunk stabilization on an unstable seat between kayakers, judokas and physically active subjects

López Elvira, J.<sup>1</sup>, Barbado Murillo, D.<sup>1</sup>, Juan-Recio, C.<sup>1</sup>, García-Vaquero, M<sup>a</sup> P.<sup>1</sup>, López-Valenciano, A.<sup>1</sup>, López-Plaza, D.<sup>1</sup>, Montero Carretero, C.<sup>1</sup>, Vera-García, F<sup>o</sup> J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centro de Investigación del Deporte. Universidad Miguel Hernández de Elche, España

López Elvira, J., Barbado Murillo, D., Juan-Recio, C., García-Vaquero, M<sup>a</sup> P., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Montero Carretero, C. y Vera-García, F<sup>o</sup> J. (2013). Diferencias en la estabilización del tronco sobre un asiento inestable entre piragüistas, judocas y sujetos físicamente activos. *Kronos XII(2)*, 63-72.

Dirección de contacto: jose.lopeze@umh.es

José Luis López Elvira

Fecha de recepción: 26 de Diciembre 2012

Fecha de aceptación: 20 de Mayo de 2013

#### RESUMEN

Si bien el paradigma del asiento inestable ha sido utilizado con éxito para valorar la estabilidad del tronco en poblaciones patológicas, éste no ha sido utilizado para estudiar la influencia de la práctica deportiva sobre la estabilización activa del tronco (EAT). El objetivo del estudio fue analizar el efecto de la especialización deportiva sobre la EAT en judocas y piragüistas, ya que éstos practican deportes que exigen una alta implicación de los sistemas de estabilización raquídea. Seis judocas, seis piragüistas y seis sujetos físicamente activos realizaron una batería de test estáticos y dinámicos de estabilidad sedente. La EAT fue valorada mediante el análisis del desplazamiento del centro de presiones registrado con plataforma de fuerzas. Asimismo se midió la fuerza y resistencia muscular del tronco mediante dinamometría isocinética para analizar la relación de estas variables sobre la EAT. Los piragüistas mostraron un mayor rendimiento en las pruebas de estabilidad dinámica del tronco en sedestación, posiblemente debido a los esfuerzos que realizan habitualmente para mantener el equilibrio sobre la piragua. No se encontraron diferencias de fuerza o resistencia entre los grupos de deportistas, por lo que estas cualidades podrían no tener una influencia importante sobre el rendimiento en los test de estabilidad analizados.

**Palabras clave:** asiento inestable, control del tronco, especialización deportiva, centro de presiones.

**ABSTRACT**

Although the unstable seat paradigm has been used successfully to assess trunk stability in pathological populations, it has not been used to study the influence of sport practice on trunk stabilization (TS). The aim of this study was to analyze the effect of sport specialization on the TS in judokas and kayakers, as they practice sports that require complex spinal stabilization mechanisms. Six judokas, six kayakers and six physically active subjects performed a battery of static and dynamic tests to assess trunk stability while sitting. The TS was assessed by analyzing the center of pressure excursion with a force plate. In addition trunk muscle strength and endurance were measured by isokinetic dynamometry to analyze the relationship of these variables on TS. The kayakers performed better in trunk dynamic stability tests, possibly due to the fact that they are used to maintain balance on the kayak. No differences in strength or endurance were found between sports groups, so these variables may not play an important role on the performance in the stability tests analyzed.

**Key words:** unstable seat, trunk control, sport specialization, center of pressure.

Los autores agradecen la colaboración de los participantes en el estudio, el cual se llevó a cabo gracias a la ayuda económica recibida por la Escuela de Estudios Universitarios Real Madrid – Universidad Europea de Madrid (Ref.: UEM1.11X). Casto Juan Recio ha participado en este estudio gracias a una beca pre-doctoral concedida por la Generalitat Valenciana (Val i + d).

**INTRODUCCIÓN**

La estabilidad del tronco ha sido definida operacionalmente como *“la capacidad del cuerpo de controlar el tronco en respuesta a perturbaciones externas o internas tanto de carácter esperado como inesperado”* (van Dieën, Luger y Eb, 2012; Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg y Cholewicki, 2007). Un adecuado control de los movimientos del tronco es considerado un factor importante para la estabilidad postural y el equilibrio, ya que la parte superior del cuerpo constituye dos terceras partes de su peso total (McConville y Churchill, 1980). Debido a su gran masa y a su altura sobre el suelo, los movimientos descoordinados del tronco pueden incrementar el riesgo de perder el equilibrio y sufrir caídas (Burg, Wegen, Rietberg, Kwakkel y van Dieën, 2006). Además numerosos estudios han resaltado la importancia de la estabilización activa del tronco para la prevención de lesiones, tanto de la zona lumbar (Cholewicki, Silfies, Shah, Greene, Reeves, Alvi y Goldberg, 2005) como de las extremidades inferiores (Leetun, Lloyd Ireland, Wilson, Ballantyne y McClay Davis, 2004; Zazulak et al.,

2007). De igual forma, autores como Baker (1994) y Faccioni (1994) sugieren que una adecuada capacidad del sistema neuromuscular para estabilizar el tronco contribuye al rendimiento deportivo, dado que facilita la transmisión de las fuerzas generadas por el tren inferior hacia el tren superior y viceversa.

Con objeto de evaluar el control postural y el equilibrio del cuerpo, es muy común la realización de análisis posturográficos mediante el estudio del desplazamiento del centro de presiones obtenido con plataforma de fuerzas (Adler, Bleck, Rinsky y Young, 1986; Byl y Sinnott, 1993). Sin embargo, solo recientemente se ha conseguido valorar el control postural y la estabilidad del tronco aislándolo de las extremidades inferiores mediante paradigmas como el del asiento inestable (Burg et al., 2006, Cholewicki, Polzhofer y Radebold, 2000; van Dieën, Koppes y Twisk, 2010 a, b; Lee y Granata, 2008; Lee, Granata y Madigan, 2008; Reeves, Everding, Cholewicki y Morrisette, 2006; Silfies, Cholewicki y Radebold, 2003).

Así, mediante dicho paradigma se han establecido relaciones entre déficits en el control postural y la estabilidad del tronco y enfermedades como el Parkinson (Burg et al., 2006), discapacidades funcionales como el síndrome del dolor lumbar (van Dieën et al., 2010a), o lesiones del miembro inferior (Zazulak et al., 2007). Sin embargo, a pesar de estas relaciones y de la importancia otorgada a la estabilidad del tronco en el rendimiento deportivo, no tenemos constancia de estudios que hayan utilizado el paradigma del asiento inestable para estudiar la influencia de la práctica de diferentes modalidades deportivas sobre la estabilidad activa del tronco.

Ante estas carencias de la literatura, se planteó un estudio con el que evaluar, mediante el paradigma del asiento inestable, la capacidad de estabilización activa del tronco.

Para ello se eligió una muestra de deportistas de dos modalidades que exigen una alta implicación del sistema motor para estabilizar el tronco ante fuerzas externas e internas de gran magnitud y/o frecuencia: los judocas conforman una población habituada a situaciones de inestabilidad con frecuentes perturbaciones externas, mientras que los piragüistas están entrenados en posiciones de inestabilidad sedente.

El objetivo de este estudio fue analizar la relación entre la estabilización activa del tronco y la especialización deportiva, usando como valores de referencia los obtenidos en un grupo de sujetos que realizaban actividades físico-deportivas de forma recreativa. Asimismo, se comparó la fuerza y la resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco entre los distintos grupos, ya que existe la creencia de que la capacidad de estabilización activa del tronco está influida por dichas cualidades.

Debido a la especificidad de las adaptaciones producidas por el entrenamiento deportivo, nuestras hipótesis fueron que los piragüistas mostrarían un mayor control de la estabilidad del tronco sobre el asiento inestable, mientras que los judocas al estar habituados a responder ante fuerzas perturbadoras de moderada-alta intensidad, rendirían mejor en el test de fuerza resistencia.

## MÉTODO

Un total de 18 varones sanos divididos en tres grupos participaron en el estudio.

Los grupos estuvieron formados por:

- 6 judocas (25.5 ± 7.9 años, 72.1 ± 4.5kg, 171.6 ± 1.9 cm),

- 6 piragüistas (27.5 ± 11.3 años, 74.6 ± 8.0 kg, 174.7 ± 7.0 cm)
- y 6 estudiantes universitarios físicamente activos (26.7 ± 4.2 años; 71.7 ± 6.6 kg; 177.1 ± 6.4 cm).

Los participantes rellenaron un cuestionario sobre sus antecedentes médicos y deportivos, para evaluar el estado de salud y la práctica habitual de actividad física. Los judocas y piragüistas tenían una experiencia de más de 4 años en competición y los estudiantes universitarios eran físicamente activos pero no practicantes de deporte federado.

Los criterios de exclusión en todos los grupos fueron:

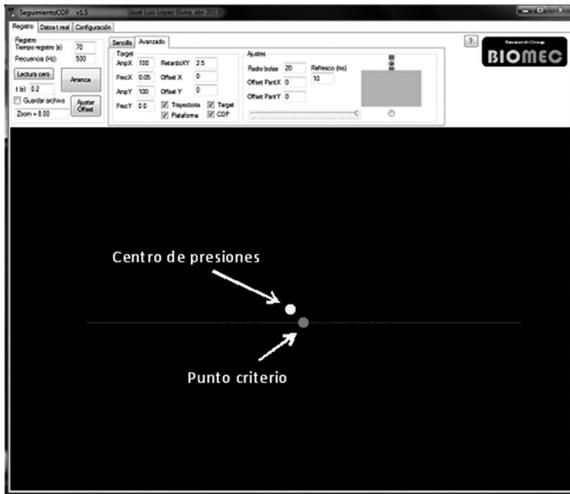
- tener antecedentes de alteraciones cardiorrespiratorias, musculoesqueléticas o de cualquier otro tipo que contraindiquen la práctica de ejercicio físico;
- la existencia de algún tipo de alteración raquídea o dolor lumbar durante el estudio o en los 12 meses anteriores al mismo;
- haber sido sometido a cirugía abdominal o lumbar.

Los participantes fueron informados de los riesgos del estudio y firmaron un consentimiento informado antes de la investigación (Declaración de Helsinki de 1975 y 2000). El Comité de Ética de la Universidad dio su aprobación para la realización del estudio.

### *Instrumentos*

Para medir la estabilidad del tronco se utilizó el paradigma del asiento inestable (Cholewicki, Polzhofer y Radebold, 2000). Para la ejecución de las distintas tareas de estabilidad sedente, se utilizó un asiento plano con reposapiés regulable en altura para fijar la posición de las extremidades inferiores (asiento estable) y otro idéntico pero con una hemiesfera de resina (10 cm de altura por 35 cm de diámetro) unida a la parte inferior del mismo, creando una superficie inestable con tres grados de libertad de rotación (asiento inestable) (Fig. 2). Dependiendo de la tarea a realizar, uno de los dos asientos era situado sobre una plataforma de fuerzas Kistler 9286AA (Kistler Instruments, Suiza) que registró el desplazamiento del centro de presiones y las fuerzas ejercidas durante el test de estabilidad sedente. Para poder llevar a cabo las distintas tareas de estabilidad sedente, se utilizó un software desarrollado por nuestro grupo de investigación, que proporcionaba feedback visual en tiempo real a los participantes, permitiendo la visualización simultánea del centro de presiones en 2 dimensiones (coordenadas X e Y) obtenido directamente de la plataforma, y un punto criterio que los participantes utilizaron como referencia para mantenerse en equilibrio estático, o para desplazar el cen-

tro de presiones a lo largo de diferentes trayectorias en las tareas dinámicas (Fig. 1), según el test planteado. La pantalla de este software fue proyectada delante del sujeto a una distancia de 2 m.



**Figura 1.** Pantalla proyectada del software que se creó para la realización de las distintas tareas de la prueba de estabilidad sedente

Los datos de la plataforma fueron registrados con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Se eligió esta frecuencia para que el movimiento del puntero del feedback se mostrara más fluido, a pesar de que para el análisis posterior se submuestreara a 20 Hz.

Por otra parte, con el objeto de medir la resistencia y la fuerza de los músculos del tronco se utilizó el dinamómetro isocinético BIODEX SYSTEM 4 PRO (Enraf Nonius-Ibérica S.A.). Este dinamómetro posee un módulo de tronco (DUAL POSITION BACK EX/FLEX AT de Enraf Nonius-Ibérica S.A.) que permite la medición de momentos de flexión y extensión lumbar.

### Instrumentos

Antes de la realización de los test, los participantes realizaron un calentamiento que consistió en la realización de los siguientes ejercicios tumbados sobre una camilla: en decúbito supino, 2 series de 15 repeticiones de flexo-extensiones de la parte superior del tronco hasta despegar las escápulas (encorvamientos o “crunches”); en decúbito prono, apoyado el tronco hasta la cadera y abrazados a la camilla, 2 series de 10 repeticiones de movimientos de flexo-extensión de caderas hasta la horizontal con las rodillas extendidas. El tiempo de recuperación entre series fue de 30 s.

Para el test de estabilidad sedente, los participantes fueron instruidos para sentarse en ambos asientos (estable o inestable) con una postura cómoda

para ellos y con los brazos cruzados sobre el tronco y las manos apoyadas sobre los hombros. Además, se fijó con cintas la pelvis y cada una de las piernas (a la altura de los tobillos) a la prolongación del asiento.

De esta manera, se limitó la movilidad articular de las extremidades para que las reequilibraciones fueran efectuadas exclusivamente por la musculatura del raquis. El reposapiés se ajustó para que las piernas se apoyasen en él y los tobillos, rodillas y cadera formaran un ángulo de 90°. Una barandilla de seguridad fue colocada delante del asiento inestable para proporcionar seguridad en caso de que los participantes perdieran el equilibrio (Fig. 2).



**Figura 2.** Participante realizando una de las tareas sobre el asiento inestable

Los participantes realizaron diversas tareas con una duración de 70 s por tarea, que consistieron en:

- Tareas de estabilidad estática estable: el participante debía mantener una posición lo más estática posible, sentado directamente sobre la plataforma de fuerzas, primero sin feedback y luego con el feedback visual de su centro de presiones respecto a un punto criterio fijo.
- Tareas de estabilidad estática inestable: el participante debía mantener una posición lo más estática posible, sentado sobre el asiento inestable, sin feedback alguno y con después con el feedback visual de su centro de presiones respecto a un punto criterio fijo.

- Tareas de estabilidad dinámica estable: el participante sentado sobre el asiento estable, debía seguir distintas trayectorias: en el eje antero-posterior; eje medio-lateral y una trayectoria circular, intentando hacer coincidir su centro de presiones con el punto criterio, mediante el feedback visual proporcionado por el software.
- Tareas de estabilidad dinámica inestable: el participante sentado sobre el asiento inestable debía seguir distintas trayectorias: en el eje antero-posterior; eje medio-lateral y una trayectoria circular, haciendo coincidir su centro de presiones con el punto criterio mediante el feedback visual proporcionado por el software.

Cada tarea fue repetida dos veces y se analizó la segunda. Las tareas fueron contrabalanceadas para reducir el efecto de aprendizaje o fatiga. Ninguno de ellos había realizado previamente un test de estas características, lo que favorecía que su nivel de familiarización inicial con el test fuera el mismo.

Posteriormente, los participantes realizaron el test de fuerza-resistencia en el dinamómetro isocinético.

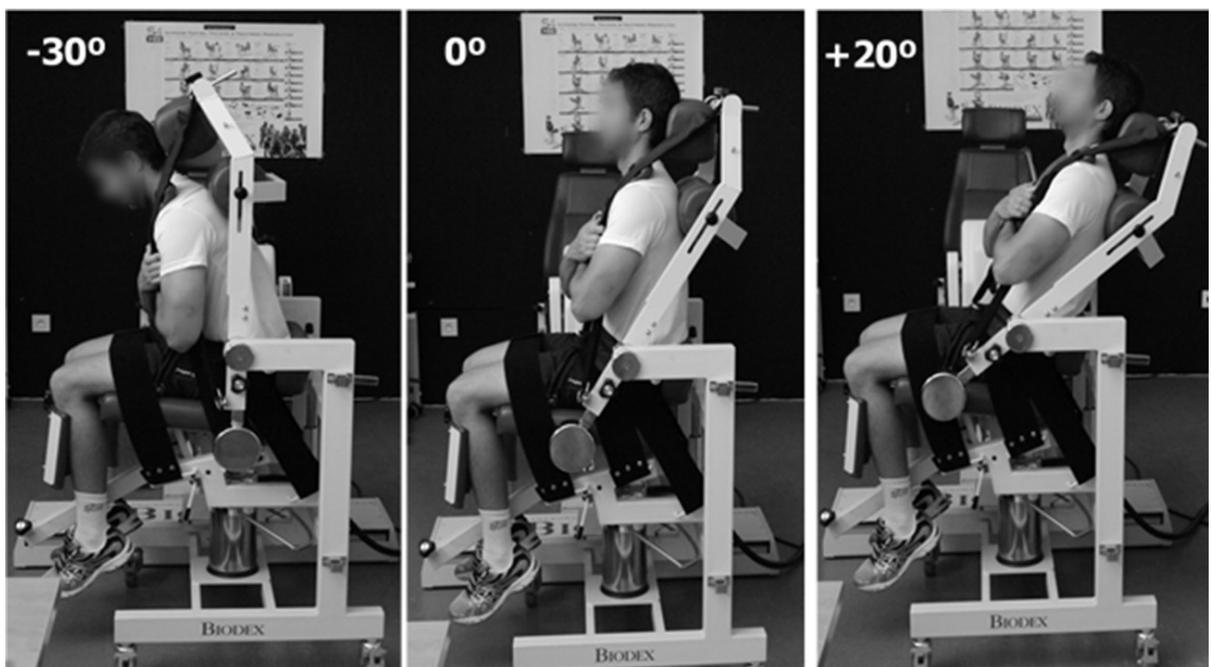
Con el fin de aislar el movimiento del tronco en torno a la región lumbar y reducir al máximo el movimiento de la cadera, se tomaron las siguientes precauciones:

- 1) Cada participante se colocó en la silla del dinamómetro en posición vertical formando un ángulo de 90° entre el tronco y el asiento.

- 2) El eje de rotación de la máquina se alineó lateralmente con las crestas ilíacas anterosuperiores (Grabiner, Jeziorowski y Divekar, 1990). Este punto se consideró la posición de referencia anatómica de 0°.
- 3) El dinamómetro se ajustó al participante, que fue fijado a la silla del dinamómetro. En primer lugar se ajustaron tres almohadillas a la altura de la cabeza, la región lumbar y la parte superior de la espalda. Se utilizaron dos correas cruzadas sobre el pecho del participante para mantener la posición neutral.
- 4) Con el fin de estabilizar la parte inferior del cuerpo, las rodillas se colocaron flexionadas con un ángulo de 90° y se fijaron mediante una almohadilla situada debajo de ellas y una correa situada sobre los muslos.
- 5) Por último, dos correas fijaron la pelvis, para reducir al mínimo la participación de la articulación de la cadera durante la prueba (Fig. 3).

El rango de movimiento del tronco fue prefijado a 50°, desde los 30° de flexión a los 20° de extensión del tronco respecto a la posición de referencia anatómica (Fig. 3).

Según las aportaciones de Grabiner, Jeziorowski y Divekar (1990), un rango de movimiento mayor de aproximadamente 50° no representa una prueba de la función lumbar, sino más bien una prueba de tronco y movimiento de la cadera.



**Figura 3. Participante realizando esfuerzos máximos de flexo-extensión del tronco en el dinamómetro isocinético BIODEX SYSTEM 4**

Los participantes realizaron 4 series de 15 repeticiones consecutivas, con 60 s de descanso entre series. Cada una de las repeticiones consistió en un movimiento de extensión seguido de otro de flexión mediante contracción concéntrica máxima de la musculatura del tronco.

La prueba se inició a partir de la posición de flexión y se realizó con una velocidad angular de 120°/s. Esta velocidad angular fue elegida porque se considera la más segura para pruebas de flexión y extensión de la columna (Watkins y Harrys, 1983).

Los participantes fueron instruidos para mantener las manos y los brazos cruzados sobre el pecho durante las prueba y recibieron un fuerte estímulo verbal. El mismo protocolo se empleó para los tres grupos de participantes.

### Análisis de los datos

A partir de las fuerzas de reacción registradas por la plataforma, se calculó la posición del centro de presiones en el eje anteroposterior y medio lateral. Los datos registrados a 1000 Hz se submuestrearon a 20 Hz para su análisis.

A partir de dicha posición, se calcularon medidas lineales empleadas frecuentemente en biomecánica para valorar la estabilidad postural, como el error radial medio (ERM) y la velocidad media (VM) del centro de presiones (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett y Myklebust, 1996; Reeves, Everding, Cholewicki y Morrisette, 2006). Los primeros 10 s se descartaron para evitar los efectos de la no estacionariedad debidos a la puesta en marcha de la prueba (van Dieën et al., 2010a).

En la prueba de fuerza-resistencia de la musculatura del tronco se analizaron las siguientes variables: máximo momento de fuerza; trabajo máximo, entendido como la mejor repetición en cuanto a trabajo desarrollado; la ratio fatiga final de extensores y flexores, definida como el cociente entre la media de las 3 últimas repeticiones de la última serie y el trabajo máximo; la ratio del momento de fuerza y la ratio del trabajo entre flexores y extensores.

### Análisis estadístico

Se calcularon los estadísticos descriptivos para cada una de las variables, incluyendo las medias y desviaciones estándar. Se realizó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Cuando las variables mostraron una distribución normal, se realizó el ANOVA de un factor. En el caso de encontrar diferencias se realizó una comparación por pares con el test post hoc de Bonferroni. En las variables que no mostraron una distribución normal se realizó la prueba no paramétrica de

Kruskall-Wallis. El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa PASW statistics (version 18.0 for Windows 7; SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

## RESULTADOS

Los estadísticos descriptivos de cada una de las variables de la prueba de estabilidad sedente se muestran en la tabla 1. En general, los piragüistas han mostrado mejores resultados que los otros dos grupos. Sin embargo, la comparación por pares únicamente mostró diferencias significativas en las tareas de equilibrio dinámico inestable en las trayectorias en

**Tabla 1. Diferencias en el error radial medio y la velocidad media del desplazamiento del centro de presiones en la batería de test de estabilidad entre los sujetos físicamente activos (FA), judocas y piragüistas.**

Variable	Tareas	FA (n=6)	Judocas (n=6)	Piragüistas (n=6)
ERM (mm)	1. EESF	0.91 ± 0.26	0.85 ± 0.30	1.06 ± 0.38
	2. EECF*	0.70 ± 0.21	0.67 ± 0.18	0.87 ± 0.30
	3. EISF	5.09 ± 1.78	6.06 ± 2.12	4.09 ± 2.64
	4. EICF	4.47 ± 1.07	4.47 ± 1.38	4.19 ± 1.51
	5. DEML	2.08 ± 0.44	2.07 ± 0.38	1.76 ± 0.49
	6. DEAP	2.23 ± 1.19	2.08 ± 0.51	1.75 ± 0.44
	7. DECI	2.73 ± 0.46	2.99 ± 0.56	2.32 ± 0.63
	8. DIML	6.81 ± 3.32	6.52 ± 1.99	5.10 ± 1.14
	9. DIAP	6.60 ± 1.45	6.14 ± 0.89	5.26 ± 1.10 <sup>A</sup>
	10. DIC1	7.94 ± 2.85	7.30 ± 1.40	5.89 ± 0.94 <sup>A</sup>
VM (mm/s)	1. EESF*	5.14 ± 0.85	4.56 ± 1.53	5.20 ± 1.63
	2. EECF*	5.46 ± 1.04	4.47 ± 0.50	5.67 ± 1.07
	3. EISF	12.11 ± 4.56	10.76 ± 2.60	8.93 ± 2.81
	4. EICF	14.80 ± 3.40	11.51 ± 3.67	11.51 ± 3.33
	5. DEML	9.44 ± 1.43	8.16 ± 2.35	8.91 ± 1.96
	6. DEAP	9.84 ± 2.58	8.53 ± 0.89	8.22 ± 2.47
	7. DECI	11.71 ± 1.77	10.72 ± 1.71	11.08 ± 3.62
	8. DIML	17.48 ± 5.08	18.39 ± 6.53	14.64 ± 3.46
	9. DIAP	18.86 ± 3.72	16.40 ± 3.41	14.42 ± 2.83 <sup>A</sup>
	10. DIC1	22.30 ± 5.08	20.34 ± 3.07	17.00 ± 4.18 <sup>A</sup>

A = Diferencias significativas respecto al grupo de sujetos físicamente activos.

B = Diferencias significativas respecto al grupo judocas.

\* = Variables que no mostraron una distribución normal, analizadas con la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis.

ERM: error radial medio; VM: velocidad media.

EESF: Estabilidad estática estable sin feedback; EECF: Estabilidad estática estable con feedback; EISF: Estabilidad estática inestable sin feedback; EICF: Estabilidad estática inestable con feedback; DEML: Estabilidad dinámica estable en el eje medio-lateral; DEAP: Estabilidad dinámica estable en el eje antero-posterior; DECI: Estabilidad dinámica estable combinada; DIML: Estabilidad dinámica inestable en el eje medio-lateral; DIAP: Estabilidad dinámica inestable en el eje antero-posterior; DIC1: Estabilidad dinámica inestable circular.

**Tabla 2. Diferencias en el momento máximo de fuerza (MMF), trabajo máximo (TM), el ratio de fatiga final (RFF) de extensores y flexores así como el ratio de momento de fuerza ( $RM_{Ext/Fle}$ ) y ratio ( $RW_{Ext/Fle}$ ) de trabajo entre flexores y extensores obtenidos en un test isocinético de extensión y flexión concéntrica de tronco a 120°/s entre los sujetos físicamente activos (FA), judocas y piragüistas.**

Variable	Grupo Muscular	FA (n=6)	Judocas (n=6)	Piragüistas (n=6)
MMF (N·m)	Ext	351.08 ± 62.56	431.25 ± 66.20 <sup>A</sup>	444.28 ± 75.72 <sup>A</sup>
	Fle*	228.41 ± 21.45	232.58 ± 12.26	233.90 ± 31.75
TM (J)	Ext	184.10 ± 44.58	219.96 ± 35.61	225.17 ± 28.13
	Fle*	94.01 ± 14.51	110.29 ± 9.06 <sup>A</sup>	110.47 ± 13.99 <sup>A</sup>
RFF (%)	Ext	71.76 ± 9.77	72.98 ± 9.12	73.22 ± 4.22
	Fle	51.54 ± 10.54	62.04 ± 7.09 <sup>A</sup>	67.52 ± 5.19 <sup>A</sup>
RMExt/Fle (%)		66.90 ± 11.32	55.13 ± 10.13	54.31 ± 13.88
RTEExt/Fle (%)		53.73 ± 14.76	51.71 ± 12.41	49.72 ± 9.19

A = Diferencias significativas respecto al grupo de sujetos físicamente activos.

B = Diferencias significativas respecto al grupo judocas.

\* = Variables que no mostraron una distribución normal, analizadas con la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis.

MMF: momento máximo de fuerza; TM: trabajo máximo; RFF: ratio de fatiga final;  $RM_{Ext/Fle}$ : ratio momento de fuerza;  $RT_{Ext/Fle}$ : ratio de trabajo

el eje anteroposterior (ERM:  $F=3.894$ ,  $p=0.043$ ; VM:  $F=3.705$ ,  $p=0.049$ ) y circular (ERM:  $F=4.420$ ,  $p=0.031$ ; VM:  $F=4.640$ ,  $p=0.027$ ) en la comparación de piragüistas y sujetos físicamente activos.

Los estadísticos descriptivos de cada una de las variables de la prueba de fuerza-resistencia de la musculatura del tronco se muestran en la tabla 2. La comparación por pares mostró diferencias significativas en el momento máximo de fuerza en extensión a favor de los grupos de piragüistas y judocas frente al grupo de sujetos físicamente activos ( $F=4.843$ ,  $p=0.025$ ). Así mismo, también se encontraron diferencias significativas a favor de los grupos de piragüistas y judocas respecto al grupo de sujetos físicamente activos en el trabajo máximo ( $F=4.132$ ,  $p=0.038$ ) y en la ratio de fatiga final en flexión ( $F=3.997$ ,  $p=0.042$ ).

## DISCUSIÓN

El paradigma del asiento inestable ha permitido evaluar la estabilidad del tronco aisándolo de las extremidades inferiores (Burg et al., 2006; Cholewicki, et al., 2000, van Dieën et al., 2010a, b; Lee y Granata, 2008, Lee et al. 2008; Reeves et al., 2006; Silfies et al., 2003). Aunque esta metodología ha sido utilizada con éxito para caracterizar diferentes poblaciones con patologías y lesiones diversas (Burg et al., 2006; van Dieën et al., 2010a, Zazulak et al., 2007), no ha sido utilizada previamente para estudiar el efecto de la práctica del judo y del piragüismo sobre la estabilización activa del tronco, cualidad determinante para el éxito en deportes que someten al tronco a fuerzas de gran magnitud y/o frecuencia.

Tal como hemos hipotetizado, en comparación con los judocas y los sujetos físicamente activos, los piragüistas mostraron un menor error y una menor velocidad del desplazamiento de su centro presiones respecto al *punto criterio*. Sin embargo únicamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las tareas dinámicas donde había que desplazar el centro de presiones siguiendo la trayectoria del *punto criterio* en el eje anteroposterior o circular. Estos resultados parecen reflejar la adaptación específica de los piragüistas a la realización de movimientos en sedestación sobre una estructura móvil o inestable, que posiblemente somete al tronco a desequilibrios constantes y facilita el desarrollo de la estabilidad dinámica del raquis y la pelvis. Sin embargo, los judocas no han mostrado valores superiores respecto a los sujetos físicamente activos en ninguno de estos test. La especialización de este grupo de deportistas no parece orientada a mejorar el rendimiento en tareas de control postural fino, al menos respecto a una muestra de sujetos no especialistas pero sí físicamente activos. Por tanto las exigencias de rendimiento en el deporte influyen en la capacidad para estabilizar el tronco (Baker, 1994), si bien estos resultados deben ser tomados con cautelas debido al bajo número de deportistas que han participado en este estudio.

Una de las aportaciones importantes de este trabajo es el desarrollo de una batería de test de estabilidad en situaciones estáticas y dinámicas de diferentes niveles de dificultad. Si sólo se hubieran utilizado los test estáticos para valorar la estabilidad, como se suele realizar en la mayoría de estudios biomecánicos (Burg et al., 2006; van Dieën et al., 2010a), no se hu-

bieran encontrado diferencias entre las muestras, ya que todos los grupos mostraron un alto control del tronco en las tareas propuestas.

Estudios previos realizados con poblaciones patológicas sí han encontrado diferencias respecto a los controles en test estáticos (Burg et al., 2006; van Dieën et al., 2010a), si bien, teniendo en cuenta los resultados de nuestro estudio, es necesario realizar test de inestabilidad de mayor complejidad (por ejemplo utilizando hemiesferas de mayor o menor estabilidad) para poder discriminar entre muestras altamente especializadas, como las analizadas en este trabajo.

En relación con la fuerza y la resistencia muscular, tanto el grupo de piragüistas como el de judocas han mostrado un mejor rendimiento que los sujetos físicamente activos, revelando adaptaciones similares. En concreto han mostrado una mayor capacidad de generar momento de fuerza máximo en la musculatura extensora de tronco y de desarrollar más trabajo en la musculatura flexora, así como una mayor resistencia, es decir, un menor descenso en el trabajo desarrollado por la musculatura flexora debido a la fatiga. Sin embargo no se ha cumplido nuestra hipótesis que indicaba que los judocas rendirían mejor en estas pruebas que los piragüistas.

El test utilizado para medir la fuerza y resistencia de la musculatura del tronco parece ser adecuado para encontrar diferencias respecto a sujetos físicamente activos no especialistas, pero no parece ser suficientemente sensible para encontrar diferencias entre modalidades deportivas concretas. Esto pone de manifiesto la necesidad de utilizar además test que valoren la estabilidad del tronco.

Estudios futuros deben establecer protocolos que permitan analizar la estabilidad del tronco desde una perspectiva todavía más global o multidimensional, por ejemplo combinando la realización de test como los que hemos planteado con otra de las metodologías más utilizada en biomecánica para el estudio de

la estabilidad del tronco, es decir, la aplicación controlada y súbita de perturbaciones en diferentes direcciones y sentidos (Brown, Vera-García y McGill, 2006; Vera-García, Brown, Gray y McGill, 2006; Vera-García, Elvira, Brown y McGill, 2007). Posiblemente, esta visión más global permitirá una mejor caracterización de diferentes poblaciones tanto de deportistas como de personas con déficits de estabilidad raquídea relacionados con el envejecimiento o la patología.

Estos resultados nos indican que, si bien el entrenamiento en estas dos modalidades deportivas mejora la fuerza y la resistencia de la musculatura del tronco, el mayor rendimiento en tareas de estabilidad sedente mostrado por los piragüistas frente a los judocas no parece estar totalmente relacionado con las características condicionales de los deportistas analizados. Estudios futuros con una mayor muestra deberán determinar en qué medida las características de fuerza y resistencia modifican el grado de control del tronco en tareas de estabilidad sedente.

## CONCLUSIONES

Aunque los resultados de este estudio deben analizarse con cautela debido al tamaño de la muestra, este trabajo es el primero de carácter científico que ha comparado la estabilidad estática y dinámica del tronco entre deportistas de diferentes modalidades deportivas. Tras el análisis de los resultados podemos concluir que los piragüistas mostraron un mayor rendimiento en las pruebas de estabilidad dinámica del tronco en sedestación, posiblemente debido a los esfuerzos que realizan habitualmente para mantener el equilibrio sobre la piragua. Por otro lado, no se encontraron diferencias entre los grupos de deportistas en los test dinamométricos de fuerza y resistencia, por lo que estas cualidades podrían no tener una influencia importante sobre el rendimiento en los test de estabilidad analizados.

## REFERENCIAS

- Adler, N., Bleck, E.E., Rinsky, L.A. & Young, W. (1986). Balance reactions and eye-hand coordination in idiopathic scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, 4, 102-107.
- Baker, D. (1994). Comparison of lower abdominal strength and lumbo-pelvic stabilization capabilities between rugby league players participating in the national versus state and city based leagues. *Strength and Conditioning Coach*, 7(6), 1-7.
- Brown, S.H.M., Vera-Garcia, F.J. & McGill, S.M. (2006). Effects of abdominal muscle coactivation on the externally pre-loaded trunk: variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine*, 31(13), E387-93.
- Burg, J.C.E., Wegen, E.E.H., Rietberg, M.B., Kwakkel, G. & van Dieën, J.H. (2006). Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 12, 492-8.
- Byl, N.N., & Sinnott, P.L. (1991). Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine*, 16, 325-330.
- Cholewicki, J., Polzhofer, G.K. & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, 33, 1733-1737.
- Cholewicki, J., Silfies, S.P., Shah, R.A., Green, H.S., Reeves, N.P., Alvi, K. & Goldberg, B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 30, 2614-2620.
- van Dieën, J.H., Luger, T. & Eb, J.V. (2012). Effects of fatigue of trunk stability in elite gymnast. *Eur J Appl Physiol*, 112, 1307-1313.
- van Dieën, J.H., Koppes L.L.J. & Twisk, J. (2010a). Low-back pain history and postural sway in unstable sitting. *Spine*, 35, 812-817.
- van Dieën, J.H., Koppes, L.L.J. & Twisk, J.W.R. (2010b). Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & Posture*, 31, 42-46.
- Faccioni, A. (1994). The role of mid-torso in maximizing sprint performance. *Strength and Conditioning Coach*, 2(2), 6-10.
- Grabiner, M.D., Jeziorowski, J.J. & Divekar, A.D. (1990). Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *J Orthop Sports Phys Ther*, 11(12), 590-598.
- Lee, H., & Granata, K.P. (2008). Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clinical biomechanics (Bristol Avon)*, 23, 735-742.
- Lee, H., Granata, K.P. & Madigan, M.L. (2008). Effects of trunk exertion force and direction on postural control of the trunk during unstable sitting. *Clinical Biomechanics (Bristol Avon)*, 23, 505-509.
- Leetun, D.T., Lloyd Ireland, M., Wilson, J.D., Ballantyne, B.T. & McClay Davis, I. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 36, 926-934.
- McConville, J.T. & Churchill, T.D. (1980). *Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia*. Ohio: Air Force Aerospace Medical Research Laboratory.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G. & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*, 43(9), 956-966.

- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J. & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694-700.
- Silfies, S.P., Cholewicki J. & Radebold, A. (2003). The effects of visual input on postural control of the lumbar spine in unstable sitting. *Human Movement Science*, 22, 237-252.
- Vera-Garcia, F.J., Brown, S.H.M., Gray, J.R. & McGill, S.M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics*, 21, 443-455.
- Vera-Garcia, F.J., Elvira, J.L.L., Brown, S.H.M. & McGill, S.M. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 556-567.
- Watkins, M.P. & Harris, B.A. (1983). Evaluation of isokinetic muscle performance. *Clin Sports Med*, 2, 37-53.
- Zazulak, B.T., Hewett, T.E., Reeves, N.P., Goldberg, B. & Cholewicki, J. (2007) Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk—a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med*, 35, 1123-1130