

Fiabilidad de una medida del control postural estático y dinámico de la extremidad inferior

Fort Vanmeerhaeghe, A.¹; Costa Tutusaus, L.²; Montañola Vidal, A.³; Romero Rodríguez, D.²

¹CEARE. Centre d'estudis d'alt rendiment esportiu. Consell Català de l'esport. Esplugues de Llobregat.

²Escola Universitària d'Infermeria, Fisioteràpia i Nutrició Blanquerna. Universitat Ramon Llull de Barcelona

³Facultat de Psicologia, Ciències de l'Educació i de l'Esport Blanquerna. Universitat Ramon Llull de Barcelona

Dirección de contacto

Azahara Fort Vanmeerhaeghe: azaharafort@hotmail.com

Fecha de recepción: 30 de marzo de 2008

Fecha de aceptación: 16 octubre de 2008

RESUMEN

Introducción: La valoración del control postural tiene especial interés en el mundo de la medicina y el deporte; pese a ello faltan medidas fiables para valorarlo tanto de forma estática como dinámica.

Objetivo: Evaluar la fiabilidad de la medición estabilométrica en el control postural de la extremidad inferior mediante una plataforma de sensores ópticos.

Diseño: Test de correlación entre dos medidas cuantitativas: coeficiente de correlación intra-clase.

Muestra: 20 sujetos, 10 mujeres y 10 hombres físicamente activos ($22,56 \pm 5,7$ años).

Procedimiento: Los sujetos realizaron tres test unipodales de dificultad progresiva: ojos abiertos (OA), ojos cerrados (OC) y salto (S); en dos sesiones separadas entre 24 y 48 horas. Se registró la amplitud máxima y la amplitud media de la desviación lateral y antero posterior del centro de presiones mediante una plataforma optométrica.

Resultados: La variable con mayor coeficiente de correlación intraclase fue la mejor amplitud media de las tres mediciones de cada sesión. En el caso del test OA y OC la correlación fue de buena a excelente (0.613-0.764) en todas las variables de la mejor amplitud media; en el caso del test de salto la correlación fue baja.

Conclusiones: Podemos sugerir la utilización de los test unipodales OA y OC como fiables para la distinción entre grupos de sujetos. Aunque nosotros no hemos obtenido un test de salto fiable, nuestros estudios futuros deberían seguir esta misma línea.

Palabras Clave: Control postural, equilibrio, fiabilidad, estabilometría.

INTRODUCCIÓN

El control postural implica el dominio de la posición del cuerpo en el espacio con los objetivos de orientación y estabilidad. La orientación postural se refiere a la habilidad de mantener una correcta relación entre los propios segmentos del cuerpo y entre estos con el entorno a la hora de realizar la tarea. La estabilidad postural o también llamada equilibrio se define como la capacidad para mantener el centro de masa corporal dentro de la base de sustentación (Ageberg E, 2003; Roberts D., 2003).

Desde el trabajo de Freeman y col. (1965) la valoración del control postural tiene especial interés en el mundo de la medicina y el deporte (Lephart 2000; Hewett y col. 2002; Wikstrom y col. 2005).

Generalmente la tarea más utilizada para valorar el control postural es el mantenimiento de la posición de equilibrio unipodal o bipodal, aunque también se asocia a la ejecución de otras acciones. De esta manera, la valoración de la capacidad para mantener el equilibrio se ha utilizado frecuentemente durante la posición estática (Friden y col. 1989; Tropp y Odenrick 1998; Matsusaka y col. 2001; Ageberg 2003) o después de perturbaciones de la superficie de apoyo o del propio cuerpo (Colby y col. 1999; Mansfield y col. 2007; Paterno y col. 2004; Pintsaar y col. 1996). El control postural se puede medir sin un equipamiento sofisticado (Olmsted y col. 2002; Rodríguez y col. 1998); aunque existen diferentes equipos con tal objetivo en el mercado (Ageberg y col. 1998; Birmingham 2000; Hansen y col. 2000; Ageberg 2003). La cuantificación del control postural con equipamiento suele obtenerse mediante sensores de superficie, los más comunes son los de las plataformas de fuerzas (Riemann y col. 2002).

La evaluación del control postural en una plataforma de fuerzas se llama estabilometría (Ageberg E 2003). La estabilometría es una técnica no invasiva y fiable desarrollada para valorar las perturbaciones del equilibrio. Registra cuantitativamente la desviación del centro de presiones (CP) del cuerpo con sensores de presión tanto en el eje vertical como horizontal (McGuine y col. 2000; Trojian y McKeag 2006). A menor área de desviación del CP mejor estabilidad postural (Leanderson y col. 1996).

Se han estudiado diversos test-retest de fiabilidad y han demostrado tener una correlación de moderada a excelente a la hora de medir la estabilidad corporal mediante una plataforma de fuerzas (Goldie y col. 1992; Hoffman y Koceja 1997; Colby y col. 1999; Birmingham 2000; Ageberg 2003; Naylor y Romani 2006).

Goldie y col. (1992) buscaron la concordancia entre las medidas de una plataforma de fuerzas (kistler 6) de un test de equilibrio unipodal con ojos abiertos y cerrados (24 sujetos sanos de edad 25.7 ± 6.5). En cada posición se compararon las tres fuerzas ortogonales de las señales de fuerza y los dos centros de presión horizontal y antero posterior durante 5 segundos en dos registros separados por un tiempo de 5 minutos. La fiabilidad retest fue más alta en las medidas de fuerza (0.44-0.85) en comparación con las medidas del CP (0.36-0.76) (Goldie y col. 1992).

Hoffman y col. (1997) investigaron la fiabilidad de un test de equilibrio dinámico y estático (15 segundos) en 10 sujetos (27.2 años) en tres días consecutivos midiendo el CP en una plataforma de fuerzas Kistler. La prueba dinámica consistió en mantener el apoyo bipodal durante una perturbación eléctrica del tibial anterior que resultaba en un desplazamiento posterior del centro de gravedad. Se midió el área, la longitud y la desviación estándar del balanceo del CP en el plano sagital y frontal. Obtuvieron una correlación de buena a excelente (0.71 a 0.98) en todos los parámetros medidos.

Colby y col. (1999) realizaron un test de fiabilidad (3 sesiones separadas) para medir la estabilidad dinámica mediante un salto unipodal y un salto unipodal desde un step de 19 cm (utiliza la distancia entre maleolo y trocánter mayor) durante 3 segundos. Se midió la desviación estándar y el tiempo de estabilización de la fuerza, así como la desviación del centro de presiones utilizando una plataforma de fuerzas Bertec. Todas las variables de medida obtuvieron un coeficiente de correlación intraclase superior a 0,8, excepto la desviación estándar de la fuerza lateral y antero posterior para el test de salto desde step, y el tiempo de estabilización y desviación estándar lateral y antero posterior del centro de presiones para el salto unipodal.

**Tabla I. Características de la muestra de estudio (n=20)
Media (Desviación estándar)**

	Peso (Kg)	Talla (cm)	IMC	Edad	Ejercicio físico (horas/semana)
Hombres	60 (8,2)	1,80 (0,1)	18,3 (3,6)	26,30 (5,9)	9,5 (4,2)
Mujeres	55,6(18,4)	1,66 (0,1)	20,1 (6,3)	24,30 (5,7)	12,40 (4,9)
Total	57,8(14,0)	1,73 (0,1)	19,4 (5,0)	22,56 (5,7)	10,95 (4,7)

Birmingham (2000) obtuvo una correlación de moderada a excelente (0.41 a 0.91) de la trayectoria del CP (plataforma de fuerzas AMTI modelo OR6-5) en diferentes test de equilibrio unipodal y salto máximo unipodal comparando los resultados obtenidos en dos días separados con una muestra de 30 hombres y mujeres. Los test evaluados fueron: 1/Equilibrio unipodal con ojos abiertos, 2/Equilibrio unipodal con ojos cerrados sobre una colchoneta, 3/Equilibrio unipodal con ojos cerrados, y 4/Aterrizaje sobre la plataforma después de un salto unipodal máximo.

Ageberg y col. (2003) realizaron otro test-retest con un apoyo unipodal de 25 segundos de duración con 42 sujetos sanos utilizando una plataforma de fuerzas estándar y midiendo diferentes parámetros del CP: desviación estándar de la amplitud, velocidad media de movimientos, y número de movimientos que excedían los 5-10 mm de la media del CP. El índice de correlación intraclase resultó ser excelente (0.79 a 0.95) en todas las variables excepto en la amplitud del plano sagital.

Naylor y col. (2006) obtuvieron una correlación de moderada a excelente comparando la distancia, el índice de impacto, el tiempo de contacto y la fuerza de impulso (registrada mediante una plataforma de fuerzas Neurocom Balance Master) durante la realización de tres test dinámicos en tres días diferentes con 15 mujeres físicamente activas.

El objetivo principal de este estudio es dar fiabilidad a tres test de estabilidad postural (ojos abiertos, ojos cerrados y salto), los cuales ya han sido estudiados con otros tipos de plataformas de fuerzas, pero que aún no han sido evaluados en una plataforma optométrica como la que disponemos en nuestro centro de trabajo. Más específicamente, nuestro objetivo es calcular la variable de medida más fiable para medir la desviación del CP en una plataforma optométrica de forma estática y dinámica.

METODOLOGIA

Sujetos

La muestra consiste en 20 voluntarios sanos físicamente activos ($22,56 \pm 5,7$) (Tabla 1). Los criterios de inclusión fueron individuos sanos de edad comprendida entre 18-35 años, físicamente activos, que realizaban ejercicio físico tres o más sesiones por semana durante un mínimo 60 minutos y en días alternos. Los criterios de exclusión fueron cualquier lesión deportiva (aguda o crónica) o enfermedad al inicio del estudio. Se dispuso del consentimiento informado de cada uno de los participantes en el estudio y fue aprobado por el comité de ética de la Facultad de Psicología, Ciencias de la Educación y del Deporte Blanquerna, Universidad Ramón Llull.

PROCEDIMIENTO

La estabilometría se hizo mediante una plataforma optométrica.

Se siguieron las directrices del protocolo de estabilometría hechas por Birmingham (2000) y Colby y col. (1999).

El test de estabilometría se efectuó en dos ocasiones separadas 24-48 horas en las mismas condiciones, es decir a la misma hora, lugar y habiendo ejecutado la misma sesión de entrenamiento previo (Tabla 2). En cada una de las dos ocasiones se midió la desviación del CP en el plano sagital (desviación anteroposterior, eje y) y en el plano frontal (desviación lateral, eje x) (Fig. 1). Se midieron las siguientes posiciones (Fig. 2): 1/Equilibrio unipodal con ojos abiertos (OA), 2/Equilibrio unipodal con ojos cerrados (OC), 3/Salto unipodal de la mitad de la distancia de la extremidad inferior del sujeto (S) (de trocánter mayor a maléolo externo). En cada una de estas posiciones los datos del CP fueron recogidos tres veces consecutivas, alternando pierna derecha e izquierda. El primer y segundo test duraron 10 segundos y el tercero, 3 segundos. Para familiarizar a los sujetos con el procedimiento se realizó una prueba de uno a tres días antes de la primera sesión de toma de datos. Antes de realizar el test todos los sujetos realizaron el siguiente calentamiento: Carrera continua 7 minutos a 7/9 km/h y estiramientos en tensión activa (Esnault, 1996) durante 3 minutos. Seguidamente ejecutaron las pruebas del estudio (3 veces cada test). Entre los test 1, 2 y 3 hubo un descanso de 60 segundos.

Tabla 2. Medida de la amplitud máxima y la amplitud media de la desviación del centro de presiones en los ejes lateral y antero posterior

Test	Sesión 1		24-48 horas	Sesión 2	
	Nº	Pie		Nº	Pie
Test unipodal ojos abiertos (10s)	1	D	24-48 horas	1	D
		I			I
	2	D		2	D
I		I			
3	D	3		D	
	I			I	
Test unipodal ojos cerrados (10s)	1	D	24-48 horas	1	D
		I			I
	2	D		2	D
I		I			
3	D	3		D	
	I			I	
Test salto unipodal (3s)	1	D	24-48 horas	1	D
		I			I
	2	D		2	D
I		I			
3	D	3		D	
	I			I	

D=Derecha, I=izquierda; N°=número de registros

La posición de partida en los test 1 y 2 comenzó con el sujeto en pie con apoyo del pie a medir en el centro de la plataforma (marcado con un punto) y una pequeña flexión de rodilla (15°). Cuando el sujeto estaba preparado fue instruido para empezar la flexión de la rodilla contraria al apoyo a 90°, a la señal del voluntario se iniciaba la toma de datos.

Durante el test 1 y 3, donde los sujetos estaban con los ojos abiertos, miraron a una cartulina negra DIN A4 situada a la pared a un metro de la plataforma. Con el test sin visión, los sujetos siguieron el mismo proceso hasta cerrar los ojos.

Durante los tres test se les indicó que debían permanecer lo más quietos posible, con los brazos a lo largo del cuerpo.

Si alguno de los sujetos no podía acabar el test sin perder el equilibrio, se volvía a repetir.

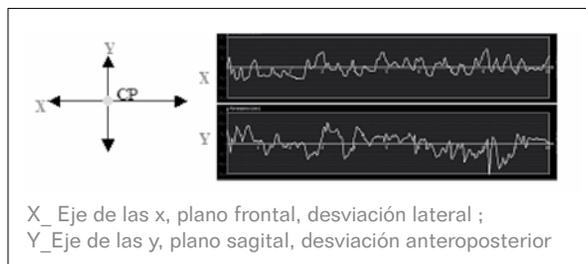


Figura 1. Desviación del centro de presiones en el eje lateral y anteroposterior



Figura 2. Pruebas de equilibrio unipodal

EQUIPAMIENTO

Plataforma optométrica para la valoración de las presiones plantares (Podocomputer/CbsScanGraf) con un sistema computarizado de análisis del pie, apoyos plantares y biomecánica de la marcha. Este modelo de plataforma se comercializa desde el año 2006 por Computational Bio-Systems SL., empresa especializada en sistemas de diagnóstico biomédica.

Tiene una superficie de medida de 370x450 mm con una densidad de 60 sensores por centímetro cuadrado, una frecuencia de captura entre 1-25 fotogramas por segundo y funciona con el sistema windows XP.

ANÁLISIS DE DATOS

Se midió la amplitud de la desviación del CP, tres veces cada test y en dos sesiones separadas 24-48 horas. En cada toma de datos se analizaron las siguientes variables, tanto en el plano frontal como sagital y en las dos piernas:

- Amplitud máxima de la desviación del CP: Tanto la mejor como la media de las tres tomas de datos de cada test y de cada sesión.
- Media de las amplitudes de la desviación del CP: Tanto la mejor como la media de las tres tomas de datos de cada test y de cada sesión.

Los datos recogidos fueron analizados estadísticamente con el sistema SPSS 15.0. Se realizó un test de concordancia entre dos respuestas cuantitativas: coeficiente de correlación intraclase (CCI) para poder valorar la variable de medida más fiable. Los valores obtenidos de CCI oscilan entre 0 (ausencia de concordancia) y 1 (concordancia absoluta). En la tabla 3 se muestran los valores de concordancia que hemos utilizado según las recomendaciones de Fleiss (1986).

Tabla 3. Valoración de la concordancia según los valores del Coeficiente de Correlación intraclase (CCI)

Valor del CCI	Fuerza de la concordancia
>0,75	Excelente
0,60-0,74	Buena
0,40-0,59	Aceptable
<0,40	Pobre

También se realizó una prueba para muestras relacionadas de Wilcoxon para encontrar las diferencias entre pierna derecha e izquierda.

RESULTADOS

En la tabla 4 se muestran los grados de significación de cada una de las variables estudiadas:

Tabla 4. Resultados del CCI

Variable	Parámetros	Eje	OA	OC	S
Amplitud máxima (Mejor de las tres)	Derecha	x1,x2	,896	,450	.020
		y1,y2	,422	,562	.131
	Izquierda	x1,x2	,888	,497	.473
		y1,y2	,795	,465	.191
Amplitud máxima (Media de las tres)	Derecha	x1,x2	,808	,551	.372
		y1,y2	,401	,731	.241
	Izquierda	x1,x2	,816	,725	.563
		y1,y2	,820	,507	.371
Amplitud media (Mejor de las tres)	Derecha	x1,x2	,708	,713	.137
		y1,y2	,647	,675	.148
	Izquierda	x1,x2	,769	,649	.418
		y1,y2	,754	,613	.119
Amplitud media (Media de las tres)	Derecha	x1,x2	,504	,304	.703
		y1,y2	,085	,195	.374
	Izquierda	x1,x2	,738	,649	.719
		y1,y2	,784	,613	.266

X1, X2= Desviación lateral del CP en la sesión 1 y 2; Y1, Y2=Desviación antero posterior del CP en la sesión 1 y 2; UO=Test unipodal ojos abiertos, UT=Test unipodal ojos cerrados, S=Test salto unipodal

En los test de OA y OC la variable con mejor correlación en todos los parámetros es el mejor resultado de la amplitud media de las tres tomas de datos de cada test. Los resultados, como muestra la tabla 4, van de buenos a excelente en todos los parámetros de medida (0.613-0.764). Pese a que hay otros parámetros de las diferentes variables que nos dan un mejor resultado, hemos tomado como bueno

el conjunto de variables con mayor homogeneidad en cuanto a fiabilidad. En el caso del test S, no hay ninguna variable que nos dé una correlación buena en todos los parámetros, por lo tanto la correlación es pobre si analizamos el conjunto de las variables. Solo hemos obtenido una correlación buena en la variable de la amplitud media (media de las tres) en el eje de las x en ambas piernas.

Si elegimos la variable de la amplitud media (mejor de las tres) como la más fiable podemos observar en la tabla 5 la media y la desviación estándar de la longitud de la trayectoria lateral y anteroposterior del CP

DISCUSIÓN

Gracias a los resultados del presente estudio podemos decir que dos de los test estudiados (OA y OC) han demostrado tener una fiabilidad de buena a excelente. Por tanto, podemos sugerir la utilización de estos test para la distinción entre grupos de sujetos (Tabla 4). Como por ejemplo el hecho de poder comparar el rendimiento de diferentes grupos de individuos que hayan recibido intervenciones diferentes.

El test de salto, en cambio, nos da una correlación baja en todas las variables excepto en el plano frontal de la variable de medida de la amplitud media de los tres segundos de duración del test (en este caso de la media de las tres tomas de datos). Como ya comentamos, se ha adaptado el test de Colby y col. (1999). No se pudo tomar la longitud completa de la pierna (desde trocánter a maléolo) por recomendaciones del fabricante de la plataforma, ya que está preparada para soportar fuerzas verticales y no fuerzas de cizallamiento excesivas. Colby y col. (1999) obtuvieron una correlación excelente, al medir el tiempo de estabilización y la desviación estándar de la fuerza, pero no pasó lo mismo con el CP. Puede ser que no analizáramos las variables más adecuadas. También hay que tener en cuenta que el test de salto es el más dinámico de los tres, y es donde entran en juego más factores que podrían alterar la medición.

Goldie y col. (1992) estudiaron las medidas de fuerza y CP en una plataforma Kistler y encontraron una

Tabla 5. Promedio y desviación estándar de la media de la desviación del CP de forma lateral (x) y anteroposterior (y)

	Desviación Lateral (x)				Desviación Anteroposterior (y)			
	Derecha		Izquierda		Derecha		Izquierda	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
OA	4,2 (1,1)	11,4 (4,6)	4,0 (1,5)	3,6 (1,7)	4,0 (1,0)	3,6 (0,9)	4,0 (1,4)	3,8 (1,1)
OC	9,9 (3,5)	10,7 (3,8)	9,9 (3,2)	9,3 (3,2)	10,0 (3,3)	10,7 (2,9)	10,6 (3,0)	9,7 (2,5)
S	11,4 (4,6)	14,2 (14,4)	10,2 (3,3)	10,8 (4,7)	8,7 (2,9)	8,0 (2,3)	8,8 (1,6)	7,6 (1,7)

S1=sesión 1; S2=sesión 2; OA=Test unipodal ojos abiertos, OC=Test unipodal ojos cerrados; S=Test salto unipodal

correlación baja entre las dos medidas, además de un test-retest de fiabilidad bajo en las medidas del CP. Este grupo de trabajo concluyó que las medidas de fuerza eran preferibles a las del CP. Colby y cols. (1999) obtuvieron resultados similares al anterior autor con el test de salto unipodal (Plataforma de fuerzas Bertec). En cambio Ageberg (2003) con su test unipodal con ojos abiertos encontró una correlación alta (plataforma estándar de 33×38 cm.) midiendo el CP, y Birmingham (2000) (plataforma de fuerzas AMTI modelo OR6-5) también encontró una correlación de moderada a excelente en todos los test midiendo el CP, tanto dinámicos como estáticos. Estas diferencias, comparadas con los resultados de nuestro estudio, podrían ser debidas a la utilización de plataformas de diferentes casas comerciales.

Ageberg y col. (1998, 2003) observó en sus estudios cómo las medidas en el plano frontal obtuvieron una mayor correlación que en el plano sagital en un test con ojos abiertos. En nuestro estudio también podemos observar una correlación más alta en la mayoría de variables referentes a la desviación lateral, especialmente en el caso del salto. En cuanto a los promedios de la desviación del CP no se observan grandes diferencias entre la desviación lateral y anteroposterior en el test OA y OC. Por el contrario, sí se observa una mayor desviación lateral comparado con la anteroposterior en el caso del test de salto.

Al igual que los resultados obtenidos por Birmingham (2000) podemos observar en la tabla 4 cómo la mayor

variabilidad de la amplitud se da en los test más dinámicos; en el test de ojos cerrados y salto. Esto es, cuantos más requerimientos físicos necesita el test para su ejecución, mayor variabilidad y trayectoria del CP.

Ageberg y col. (1998, 2003), a diferencia de nuestro estudio, donde obtuvimos una mayor correlación seleccionando la mejor de las tres tomas de datos consecutivos de cada test, creyeron más conveniente utilizar la media de las tres tomas para evitar valores extremos, aunque no obtuvieron diferencias significativas entre la mejor o la media de las tres.

Al igual que Ageberg y col. (2003), en el test de ojos abiertos existe una mejora de las medias de la desviación del CP en la sesión 2 respecto a la sesión 1, que podría ser debido a un efecto de aprendizaje.

Se necesitan nuevos trabajos para valorar el control postural de forma fiable con mayores y diferentes muestras de población, con mayor número de registros y repeticiones. También se deberían estudiar test más cercanos al rendimiento y a la realidad del deportista. Además se necesitan estudiar y comparar nuevas variables de medida para ver cuál es la más fiable y apropiada en cada caso. Aunque nosotros no hayamos obtenido un test de salto fiable en todos sus parámetros, otros estudios sí lo han hecho (Birmingham, 2000; Colby et al., 1999); por tanto, nuestros futuros estudios deben seguir esta línea, puesto que es la que más se aproxima a la realidad de las acciones deportivas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ageberg, E. (2003). Postural Control in Single-limb Stance. In individuals with Anterior Cruciate Ligament Injury and Uninjured Controls [Tesis doctoral]. Sweden, Land University.
- Ageberg, E., Roberts, D., Holmstrom, E., Friden, T. (2003). Balance in single-limb stance in healthy subjects- reliability of testing procedure and the effect of short-duration sub-maximal cycling. *BMC. Musculoskelet. Disord*, 4: 14.
- Ageberg E., Zatterstrom, R., Moritz, U. (1998). Stabilometry and one-leg hop test have high test-retest reliability. *Scand. J. Med Sci. Sports*, 8: 198-202.
- Birmingham, T.B. (2000). Test-retest reliability of lower extremity functional instability measures. *Clin. J. Sport Med*, 10: 264-268.
- Colby, S.M., Hintermeister, R.A., Torry, M.R., Steadman, J.R. (1999). Lower limb stability with ACL impairment. *J Orthop. Sports Phys Ther*, 29: 444-451.
- Esnault, M. (1996). *Estiramientos analíticos en Fisioterapia*. Madrid: Masson Elsevier Ed.
- Fleiss, J. (1986). *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York: John Wiley & Sons.
- Freeman, M.A., Dean, M.R., & Hanham, I.W. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J. Bone Joint Surg. Br*, 47: 678-685.
- Friden, T., Zatterstrom, R., Lindstrand, A., Moritz, U. (1989). A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. *Am. J. Sports Med*, 17: 118-122.
- Goldie, P.A., Evans, O.M., Bach, T.M. (1992). Steadiness in one-legged stance: development of a reliable force-platform testing procedure. *Arch. Phys Med Rehabil*, 73: 348-354.
- Hansen, M.S., Dieckmann, B., Jensen, K., Jakobsen, B.W. (2000). The reliability of balance test performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc*, 8: 180-185.
- Hewett, T.E., Paterno, M.V., Myer, G.D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin. Orthop. Relat Res*, 402: 76-94.
- Hoffman, M.A., Koceja, D.M. (1997). Dynamic balance testing with electrically evoked perturbation: a test of reliability. *Arch. Phys Med Rehabil*, 78: 290-293.
- Lephart, S.M. (2000). *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Champaign IL: Human Kinetics.
- Mansfield, A., Peters, A.L., Liu, B.A., Maki, B.E. (2007). A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. *BMC. Geriatr*, 7: 12.
- Matsusaka, N., Yokoyama, S., Tsurusaki, T., Inokuchi, S., Okita, M. (2001). Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am. J. Sports Med*, 29: 25-30.
- McGuine, T.A., Greene, J.J., Best, T., Levenson, G. (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med*, 10: 239-244.
- Naylor, M. & Romani, W.A. (2006). Test-Retest Reliability of Three Dynamic Test Obtained From Active Females Using the Neurocom Balance Master. *J Sport Rehabi*, 15: 326-337.

- Olmsted, L.C., Carcia, C.R., Hertel, J., Shultz, S.J. (2002). Efficacy of the star excursion balance test in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl. Train*, 37: 501-506.
- Paterno, M.V., Myer, G.D., Ford, K.R., Hewett, T.E. (2004). Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 34: 305-316.
- Pintsaar, A., Brynhildsen, J., Tropp, H. (1996). Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *Br.J Sports Med*, 30: 151-155.
- Riemann, B.L., Myers, J.B., Lephart, S.M. (2002). Sensorimotor System Measurement Techniques. *J Athl. Train*, 37:85-98.
- Roberts, D. (2003). Sensory Aspects of Knee Injuries [Tesis doctoral]. Sweden: Land University.
- Rodríguez, F.A., Valenzuela, A., Gusi, N., Gallardo, I. (1998). Valoración de la condición física saludable en adultos (I): antecedentes y protocolos de la batería AFISAL-INEFC. *Apuntes Educación Física y Deportes*, 54: 54-65.
- Trojan, T.H., McKeag, D.B. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *Br.J Sports Med*, 40: 610-613.
- Tropp, H., Odenrick, P. (1988). Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res*, 6: 833-839.
- Wikstrom, E.A., Tillman, M.D., Borsa, P.A. (2005). Detection of dynamic stability deficits in subjects with functional ankle instability. *Med Sci.Sports Exerc*, 37: 169-175.