

Estudio piloto para la valoración del equilibrio en mujeres adultas con un elemento cinemático

Balance assessment in adult women with a cinematic element: a pilot study

Raquel Leirós Rodríguez, M^a Elena Arce Fariña, José Luis García-Soidán

Universidad de Vigo (España)

Resumen. En este trabajo se valora el equilibrio a través de una amplia gama de condiciones de valoración cinemáticas para poder contrastarlos posteriormente con pruebas de equilibrio vigentes en la práctica clínica. Todo ello con el objetivo de conseguir una medida holística del equilibrio e identificar con mayor fiabilidad qué sistemas subyacentes están más presentes en cada una de las pruebas. Se valoraron un total de 30 mujeres con una media de edad de 63.07 años (DT = 6.06) con un instrumento de medición cinemático triaxial a la altura de la apófisis espinosa de L4 durante la realización de diferentes pruebas de equilibrio estático y dinámico. Los resultados mostraron que a medida que las tareas solicitadas aumentaban en complejidad, las variaciones de velocidad se hacían más amplias y complejas. A su vez, se encontraron correlaciones con la edad y el resultado obtenido previamente en la prueba Timed Up & Go, lo que confirma la correspondencia entre las variaciones de velocidad del tronco y el estado de los sistemas de control postural. Este instrumento se ha reafirmado como una herramienta de valoración única por su capacidad de reconocer y registrar el comportamiento natural del cuerpo en combinación con su bajo coste. Ambos aspectos lo hacen potencialmente útil en la práctica clínica de diferentes especialidades médicas. Ampliar la muestra del estudio así como cotejar los datos extraídos de las mediciones cinemáticas con otras variables fisiológicas y antropométricas, se sugieren como posibles mejoras en investigaciones futuras.

Palabras clave. Cinemática, Acelerometría, Equilibrio postural, Biomecánica, Ingeniería biomédica.

Abstract. This paper assesses the balance through a wide range of kinematic conditions assessment for later compare them with existing balance tests in clinical practice. The goal was to achieve a holistic measure of balance and more reliably identify what underlying systems are present in each of the tests. A total of 30 women with a mean age of 63.07 years (SD = 6.06) were evaluated with a triaxial instrument at the height of the spinous process of L4 while performing different tests of static and dynamic balance kinematic measurement. The results showed that as the required tasks increased in complexity, speed variations became larger and more complex. In turn, correlations were found with age and the result obtained previously in the *Timed Up & Go* test, confirming the correspondence between the velocity variations of the trunk and the state of postural control systems. This instrument has been reaffirmed as a single assessment tool for its ability to recognize and record the natural behavior of the body in combination with low cost. Both aspects make it potentially useful in clinical practice in different medical specialties. Larger study sample and collate data from the kinematic measurements with other physiological and anthropometric variables are suggested as possible improvements in future research.

Keywords. Cinematic, Accelerometry, Postural balance, Biomechanical phenomena, Biomedical engineering.

Introducción

La valoración clínica del equilibrio se ha basado a lo largo de décadas en pruebas de baja fiabilidad, susceptibles a la subjetividad del evaluador y, en la mayoría de los casos, poco eficientes como medida diagnóstica. Esto es debido a la falta de métodos cuantitativos y objetivos de valoración que sean aplicables en el entorno asistencial y ambulatorio (Hahn & Chou, 2003; Rogers, Rogers, Takeshima & Islam, 2003; Sampredo, Meléndez & Ruiz, 2010).

Por el contrario, los estudios de investigación han basado sus resultados, en su mayoría, en los análisis con plataformas de fuerza. Esta herramienta proporciona resultados basados en el comportamiento del Centro de Presión del cuerpo que, aunque es un factor importante para el control del equilibrio, se ha observado que es independiente al riesgo de caída del paciente y no es un reflejo del comportamiento global del cuerpo en el espacio (Rogers, Rogers, Takeshima & Islam, 2003; Stevenson & Garland, 1996; Laughton, et al., 2003; Mayolas, Villarroya & Reverter, 2011).

Una alternativa poco costosa, portátil y de fácil aplicación es el análisis cinemático de los movimientos del individuo. Con este método, además de poder valorar los movimientos de cualquier segmento corporal que puedan ser objetivo del evaluador, el estudio del equilibrio se basa fundamentalmente en el comportamiento del Centro de Gravedad del individuo (Moe-Nilssen, 1998; Moe-Nilssen, 1998). Se ha demostrado ya la sensibilidad de estos dispositivos a los pequeños cambios en el rendimiento de los sistemas de control postural ya sean fruto de una intervención, de un tratamiento de fisioterapia y rehabilitación, de un entrenamiento o de un proceso de degeneración somato-sensorial (Winter, 1995; Moe-Nilssen, 1998; Helbostad, Askim & Moe-Nilssen, 2004).

A pesar de todas estas ventajas, el uso clínico de los estudios cinemáticos todavía no se ha extendido por la falta de protocolos que estandaricen la batería de pruebas a realizar, las condiciones en que

deben realizarse las mismas, la configuración del dispositivo y el análisis de datos posterior (Leirós-Rodríguez & García-Soidán, 2012).

Por este motivo, se ha propuesto este trabajo en el que se valora el equilibrio estático y dinámico ante diferentes condiciones de bipedestación y equilibrio monopodal, así como con los ojos abiertos y cerrados. Se han empleado una amplia gama de condiciones de valoración para poder contrastarlos posteriormente con pruebas de equilibrio vigentes en la práctica clínica y otras variables médicas. Todo ello con el objetivo de conseguir una medida holística del equilibrio e identificar con mayor fiabilidad qué sistemas subyacentes, que colaboran en el funcionamiento del control postural, están más presentes en cada una de las pruebas.

Metodología

Participantes

Se valoraron un total de 30 mujeres adultas con una media de edad de 63.07 años (DT = 6.06), con un rango de edad entre 52 y 80 años. Todas las participantes pertenecían a la misma región y mantenían un estilo de vida activo. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado, antes de su participación en el estudio, de acuerdo con la declaración de Helsinki (rev. 2008) y la ley de Protección de datos 15/1999.

Se consideraron criterios de exclusión para la participación en este estudio: la incapacidad para realizar la marcha de forma independiente; que no utilizasen elementos ortopédicos externos, para mantener el equilibrio estático bipodal con ojos abiertos 60 segundos. Superados éstos, podían participar en la valoración todas las mujeres adultas que no presentaran de alguna contraindicación o enfermedad que le impidiese someterse a alguna de las pruebas de valoración.

Todos los sujetos debían estar descalzos con calcetines, con ropa confortable, que les permitiese realizar las pruebas cómodamente.

Instrumentos

Para la medición cinemática de las aceleraciones producidas se utilizó un acelerómetro triaxial (ActiGraph GT3X-plus), como el mostrado en la Figura 1. Se seleccionó este modelo de acelerómetro por ya estar validado en diferentes estudios de evaluación de actividad física (Hamer,

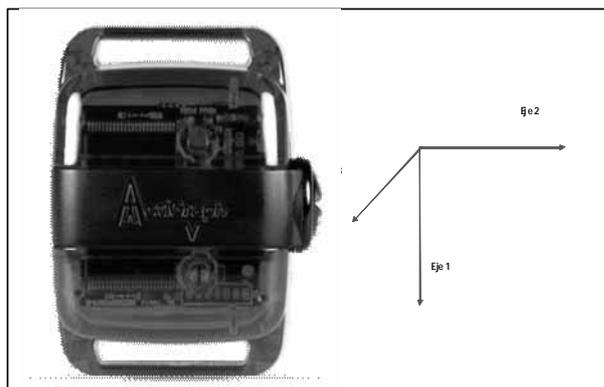


Figura 1. Imagen del modelo de instrumento cinemático utilizado en el que se muestran los tres ejes en los que se obtienen los datos cinemáticos

Stamatakis, & Steptoe, 2014; Hildebrand, et al., 2014). Además, este acelerómetro, a diferencia de otros modelos, tiene una gran autonomía, pues permite almacenar series temporales de datos de aceleración en una memoria flash no volátil durante periodos superiores 40 días. Las pequeñas dimensiones de los módulos (4.6x3.3x1.5cm), unidas a su poco peso (19g), hacen de estos dispositivos una de las mejores opciones para evaluar cambios en la posición corporal. En concreto, este modelo de dispositivo carece de giróscopo, por lo que para el cálculo de los ángulos de desplazamiento se hizo en base a una posición de referencia (tomada al inicio de la prueba). La precisión de los acelerómetros es de 3 mg/LSB y su rango de medición de +/- 6 G. Todos los acelerómetros empleados en el estudio fueron calibrados en estática antes de su uso.

Es importante señalar que, debido a que en la medición de las acelerometrías sólo interesa detectar movimientos que se puedan atribuir a actividad humana y no a vibraciones menores del entorno, la señal detectada por el acelerómetro ha de pasar un filtro antes de ser procesada. Este umbral hace que la capacidad de medición de los dispositivos se vea limitada, especialmente cuando se trata de analizar poblaciones de personas de avanzada edad, en las que los movimientos son de menor amplitud. Por ello, la frecuencia de trabajo seleccionada fue 30 Hz. Además, al trabajar con una baja frecuencia, se logra eliminar de manera más efectiva el ruido de la señal.

Los acelerómetros proporcionan los datos de las aceleraciones en los tres ejes, siendo:

- Eje 1. Aceleración en el eje vertical
- Eje 2. Aceleración en el eje horizontal
- Eje 3. Aceleración en el eje perpendicular

Procedimiento

Localización del dispositivo

El instrumento cinemático se colocó directamente sobre la piel a la altura de la apófisis espinosa de la cuarta vértebra lumbar. La fijación del dispositivo se aseguró con un cinturón ajustable y cinta adhesiva



Figura 2. Sujeto durante la realización de la prueba de EMOA.



Figura 3. Sujeto durante la realización de la prueba de EDM.

hipoalérgica, para garantizar que el aparato no se movería independientemente al tronco del sujeto, durante la realización de las pruebas.

Pruebas

El objetivo de estas pruebas era que, ante las diferentes condiciones de valoración que se propusieran, el sujeto debía estar lo más quieto posible manteniendo la postura erguida. En todas las pruebas se solicitó que mantuviesen los brazos cruzados sobre el pecho y con la mirada al frente.

El equilibrio estático se valoró directamente sobre el suelo, a través de cuatro pruebas:

- Bipedestación con ojos abiertos
- Bipedestación con ojos cerrados
- Equilibrio monopodal con ojos abiertos (Figura 2)
- Equilibrio monopodal con ojos cerrados

El equilibrio dinámico se analizó sobre una superficie inestable (en nuestro caso, una colchoneta de gimnasia estándar) a través de dos pruebas:

- Bipedestación
- Equilibrio monopodal (Figura 3)

En las pruebas de equilibrio monopodal se permitió al sujeto elegir sobre qué pierna realizar el apoyo. El participante pudo hacer ensayos antes de comenzar la valoración, y así decidir sobre qué miembro realizaría todas las pruebas.

Las pruebas tienen una duración de 30 segundos y deben repetirse tres veces con descansos de 10 segundos entre cada una de las pruebas.

Parámetros clínicos empleados

Para comprobar que las medidas cinemáticas estudiadas eran reflejo del estado del equilibrio, la muestra fue valorada también con una de las pruebas clínicas más empleadas y que se correlaciona con factores como el riesgo de caída o el grado de dependencia: la prueba Timed Up & Go (TUG). Este test mide el tiempo que tarda un individuo en levantarse de una silla (con respaldo y asiento a 45 centímetros de alto), camina una distancia de 3 metros, vuelve hacia atrás y se sienta de nuevo (Bischoff, et al., 2003; Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000).

Análisis estadístico de los datos

Los datos de las mediciones cinemáticas son exportados en un fichero .CSV para ser tratados con software de hoja de cálculo (i.e. Microsoft Office Excel). Las mediciones de los dispositivos se configuraron para time frame de 1 segundo. Ya procesados los datos, se analizaron con el paquete estadístico SPSS.

Una vez extraídos los resultados de las mediciones cinemáticas, resulta transcendental conocer la fiabilidad de los aparatos de medición. Al objeto de comprobar si existen diferencias significativas en los datos obtenidos con un total de seis dispositivos diferentes, se efectuó un análisis de varianza (one-way ANOVA), no encontrando diferencias significativas entre ninguno de ellos ($p > .05$). Este resultado corrobora la fiabilidad de los instrumentos utilizados.

Resultados

A continuación, se describen los resultados obtenidos de los 900 registros obtenidos para cada una de las tres series que compusieron las pruebas.

Equilibrio estático

Equilibrio bipodal con ojos abiertos (EBOA)

Los picos de variación de velocidad se mostraron en el plano frontal (eje 2) y en los segundos centrales de la prueba, concretamente entre los segundos 12 y 14. El ángulo de inclinación en el eje 2 para esos valores pico de variación de velocidad fue de aproximadamente 30°. En términos generales, se apreció un efecto aprendizaje, siendo la primera de las tres series de repeticiones la que mostró mayores valores cinemáticos. Aunque si se tiene en cuenta el factor edad, se observó que los sujetos que tienen más años muestran peor rendimiento en la tercera prueba. En

Tabla 1
Resultados obtenidos del análisis de las mediciones cinemáticas

	Eje 1	Eje 2	Eje 3
Valor máximo de variación de la velocidad	2	5	9
Valor mínimo de variación de la velocidad	0	0	0
Segundo en el que aparece el valor máximo de variación de la velocidad	8	6	8
Segundo en el que aparece el valor mínimo de variación de la velocidad	1	1	1
Grados inclinación Eje 1 cuando tenemos el valor máximo de variación de la velocidad	77.47	90	77.47
Grados inclinación Eje 2 cuando tenemos el valor máximo de variación de la velocidad	90	30.96	90
Grados inclinación Eje 3 cuando tenemos el valor máximo de variación de la velocidad	12.53	59.04	12.53

Tabla 2
Resultados del análisis de correlación es bivariadas para la serie 3 de la prueba EMOC

	Eje 1	Eje 2	Eje 3	Edad	TUG	
Equilibrio monopodal ojos abiertos Eje 1	Correlación de Pearson	1	.584(**)	.561(**)	.379(*)	-.073
	Si.g. (bilateral)		.001	.001	.039	.700
Equilibrio monopodal ojos abiertos Eje 2	Correlación de Pearson	.584(**)	1	.649(**)	.374(*)	.081
	Si.g. (bilateral)	.001		.000	.042	.670
Equilibrio monopodal ojos abiertos Eje 3	Correlación de Pearson	.561(**)	.649(**)	1	.403(*)	-.038
	Si.g. (bilateral)	.001	.000		.027	.841
Edad	Correlación de Pearson	.379(*)	.374(*)	.403(*)	1	.476(**)
	Si.g. (bilateral)	.039	.042	.027		.008
TUG	Correlación de Pearson	-.073(*)	.081(*)	-.038(*)	.476(**)	1
	Si.g. (bilateral)	.042	.032	.041	.008	

** La correlación es significativa al nivel 0.01 (bilateral).

* La correlación es significativa al nivel 0.05 (bilateral).

esta línea, también es de destacar que se observó una correlación directa del $r = .4761$, $p < .05$ entre la edad y los resultados obtenidos en el TUG. Por su parte, el TUG no correlacionó con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de pruebas ($p > .05$).

En la Tabla 1 se muestran los resultados de un sujeto en la primera serie de la prueba de bipedestación ojos abiertos.

Equilibrio bipodal con ojos cerrados (EBOC)

Al contrario que en la prueba de bipedestación con ojos abiertos, en este caso sí se observó un efecto cansancio. Así, en la tercera serie los sujetos mostraron peores resultados, en lo que a desequilibrio se refiere, que en las dos primeras. Los mayores picos de variación de velocidad fueron detectados en el eje medio-lateral ($M = 18.30$, $DT = 20.99$). No se observó ningún tipo de correlación entre los peores resultados en equilibrio y la edad del sujeto ($p > .05$). El TUG no se correlacionó con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Equilibrio monopodal con ojos abiertos (EMOA)

Si se comparan los resultados de las pruebas de equilibrio bipodal y monopodal con ojos abiertos, se observan mayores desequilibrios en las segundas. La segunda y tercera serie de repetición mostraron valores cinemáticos más elevados que la primera, lo que manifiesta un efecto de cansancio en la prueba. Los mayores desequilibrios se produjeron en el eje vertical, lo que indica que existen pérdidas de base de sustentación. Se observa también que existe una correlación directa del 33.59%, entre la edad del sujeto y el desequilibrio producido. Los resultados obtenidos por los sujetos en el TUG, no correlacionaron con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Equilibrio monopodal con ojos cerrados (EMOC)

En los resultados se observó efecto aprendizaje, reduciéndose los

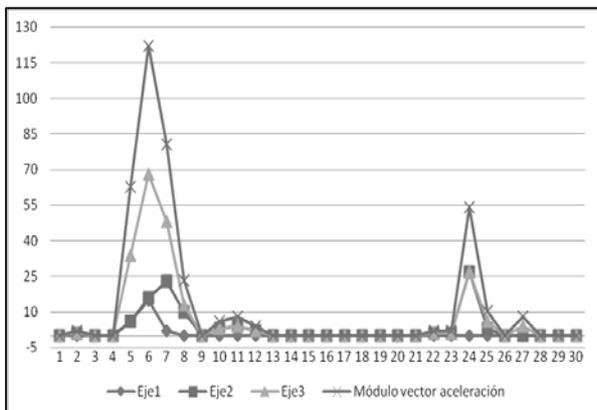


Figura 4. Gráfico con los resultados de la prueba de EDB de un sujeto en la segunda serie de repetición.

valores pico de variación de velocidad en promedio un 14.8%, entre la serie 1 y la serie 3. Aunque se producen variaciones posturales en los tres ejes, el plano medio-lateral es el que muestra mayores valores cinemáticos. La correlación entre los picos de variación de velocidad y edad para esta prueba es de $r = .374$, $p > .05$. Los resultados mostraron una correlación significativa entre la edad y la tercera serie de pruebas tanto en el Eje 1, $r = .379$, $p < .05$, como en el Eje 2, $r = .374$, $p < .05$, y el Eje 3 $r = .403$, $p < .05$. Asimismo, el TUG correlacionó de forma significativa con los resultados obtenidos en la tercera serie de la prueba, siendo de forma inversa en el Eje 1, $r = -.073$, $p < .05$ y el Eje 3 $r = -.038$, $p < .05$ y de forma directa en el Eje 2, $r = .081$, $p < .05$ (Tabla 2).

Equilibrio dinámico

Equilibrio bipodal (EDB)

Los niveles pico de variación de la velocidad aparecen en los planos frontal y sagital. Se observa un efecto aprendizaje en los sujetos, siendo la tercera de las series la que mejores resultados presenta en lo que a equilibrio se refiere ($M:0.43G;SD:3.16G$). En el gráfico de la Figura 4, se muestra el patrón de comportamiento de los sujetos durante la prueba de bipedestación. En él se observa que los sujetos muestran dos claras franjas temporales, en las que se producen los mayores desequilibrios y los valores pico de variación de la velocidad. Los resultados obtenidos por los sujetos en el TUG, no correlacionaron con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Equilibrio monopodal (EDM)

Los valores pico de variación de la velocidad en esta prueba fueron superiores al resto de tareas ($M:13.13G;SD:5.04G$). Se observó efecto aprendizaje, las variaciones de velocidad máximas por sujeto y prueba se redujeron desde la primera serie a la tercera en un 23,79%. Para esta tarea, la correlación directa entre edad y desequilibrio, medido a través del módulo de aceleración en la primera serie, fue de $r = 0.349$, $p > .05$. Los mayores desequilibrios se produjeron en los ejes medio-lateral y anteroposterior, obteniendo un promedio en el grado de inclinación de 68.13° y 66.58° , respectivamente. Los resultados obtenidos por los sujetos en el TUG, no correlacionaron con ninguno de los resultados obtenidos en las tres series de la prueba ($p > .05$).

Discusión

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos destaca, primero, cómo las diferentes pruebas reflejan las diversas capacidades del control postural, al detectarse en cada una de ellas, patrones cinemáticos diversos.

En cuanto al estudio comparativo de las pruebas de equilibrio estático y dinámico, se observa que el segundo es capaz de excitar más la actividad de los sistemas de control postural, provocando desestabilizaciones en diferentes ejes y de mayor amplitud. Este aspecto concuerda con lo establecido en la literatura, donde ya se había mostrado cómo los resultados de las pruebas de equilibrio tomadas en orden creciente de complejidad (que es como se exponen en este trabajo), producen registros cinemáticos más variados y ricos (O'Sullivan, Blake, Cunningham, Boyle & Finucane, 2009; Kamen, Patten, Du & Sison, 1997; Cho & Kamen, 1998; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Mayagoitia, Lötters, Veltink & Hermens, 2002).

Contrariamente a lo esperado, los resultados de las pruebas a lo largo de los diferentes intentos, señalaron que aquellas, a priori consideradas más complejas (esto es, las de privación de la visión o las de equilibrio monopodal), no son las que mayores variaciones de velocidad obtuvieron ni las que mayor efecto cansancio provocaron. De hecho, los resultados indican todo lo contrario, las tres pruebas consideradas más complejas (equilibrio dinámico y equilibrio monopodal con ojos cerrados) son aquellas en las que mayor efecto aprendizaje se ha revelado. Este aspecto puede deberse a que son condiciones que no se suelen dar en las actividades de la vida diaria. Así, al inicio se dan grandes variaciones de velocidad pero a medida que se ensaya la posición mejora la estabilidad. Este patrón de reducción de las variaciones de velocidad

concuera con el buen estado del equilibrio de la muestra estudiada.

En cuanto al comportamiento del cuerpo en el espacio en las diferentes pruebas, destaca que exclusivamente en la prueba de equilibrio monopodal con ojos abiertos, el eje cráneo-caudal aparece como origen de los movimientos de estabilización. Es decir, ante un desequilibrio, únicamente se emplea el recurso de dar pequeños saltos reestabilizadores, cuando la persona se encuentra sobre un solo pie, e integra información visual del entorno. Esta estrategia de reinicio del contacto de la superficie de apoyo, indica que ante la misma posición, en privación de la visión o sobre una superficie inestable, los sujetos no utilizan los saltos como estrategia si no que ante la falta de feedback del entorno, aseguran la eficacia de la respuesta con movimientos en el plano sagital.

Por último, es de señalar que las pruebas cinemáticas de equilibrio dinámico y, muy especialmente la de equilibrio monopodal, mostraron los mayores valores de variación de velocidad.

El test funcional del equilibrio TUG únicamente se correlacionó con la prueba de equilibrio monopodal con ojos cerrados. Esta prueba, a su vez, fue una de las cuatro en las que se observó correlación con la edad. Ambos aspectos hicieron palpable la importancia del buen estado funcional de los patrones neuromusculares de estabilidad, para poder desafiar de forma exitosa condiciones posturales con reducción de la base de sustentación y en privación de referencias visuales. Este hallazgo se encuentra en la línea de lo ya establecido en trabajos anteriores, donde se relacionaba el envejecimiento y el riesgo de caída con mayor dependencia visual y un aumento del área de sustentación (Helbostad, Askim & Moe-Nilssen, 2004; Lamothe, van Lummel & Beek, 2009; Turcot, Hagemeister, de Guise & Aissaoui, 2011).

Nuestros resultados concuerdan con los expuestos anteriormente por otras investigaciones en aspectos como la determinación del eje en el que más se producen los movimientos de estabilización: el medio-lateral. Por el contrario, el eje que menos variación de velocidad mostró en este estudio ha sido el cráneo-caudal, resultado que no es coincidente con lo obtenido por otras investigaciones. Sin embargo, estas discrepancias pueden deberse a que en anteriores trabajos se limitaron al estudio de los movimientos en los planos sagital y coronal, no atendiendo al análisis del plano transversal; resultando imposible que detectasen éste, como el de más discreto comportamiento (O'Sullivan, Blake, Cunningham, Boyle, & Finucane, 2009; Lamothe, van Lummel & Beek, 2009; Turcot, Hagemeister, de Guise & Aissaoui, 2011).

Resulta fundamental que, a pesar de tratarse de una muestra formada por sujetos sanos, es decir, personas sometidas únicamente al proceso natural de envejecimiento, varias pruebas han correlacionado con la edad. La importancia de este aspecto recae en que, de cara al futuro, con muestras de mayor tamaño de personas adultas y mayores valoradas con este instrumento, podrían establecerse «tablas normativas de valoración» que recogiesen los rangos de variación de velocidad en los que debiera moverse una persona en condiciones normales.

Finalmente, reconocer las limitaciones del presente trabajo. La más evidente y fundamental, el pequeño tamaño de la muestra, acorde a la naturaleza del estudio piloto pero deficiente para generalizar y extrapolar los datos a otras poblaciones. Proponemos como posibilidades de mejora de cara a investigaciones futuras emplear otras escalas de valoración funcional (como la Escala de Equilibrio de Berg, Escala de Tinetti o el cuestionario sobre Salud General SF-12), la valoración física más exhaustiva y el registro de todos los antecedentes médico-sanitarios de los participantes.

Conclusiones

La valoración cinemática se ha reafirmado como una herramienta de valoración única por su capacidad de reconocer y registrar el comportamiento natural del cuerpo en combinación con su bajo coste. Este puede ser el primer paso para poder desarrollar un método de valoración cuantitativo de la marcha y la calidad de la postura de bajo coste, de gran interés para la evaluación de actividad física, entrenamiento y en sanidad.

El diferente comportamiento de los participantes en cada una de las

pruebas y la posibilidad de extraer patrones distintos para las mismas, indica el potencial de este instrumento como herramienta de diagnóstico diferencial entre los diversos desencadenantes que pueden derivar en el deterioro del equilibrio.

A su vez, destacamos como pruebas fundamentales para la valoración, las posiciones en bipedestación y en equilibrio monopodal, tanto dinámico como estático. Siendo esta última la que mayor significación funcional tiene.

De cara al futuro y con objeto de poder generalizar los resultados es necesario realizar estudios con mayor tamaño muestral. Además, se deben ampliar los parámetros de valoración clínica, antropométricos y funcionales con los que correlacionar los resultados. Todo ello con el objetivo de encontrar asociaciones entre los antecedentes y el estado físico de las personas con el comportamiento de éste en cada una de las pruebas.

Referencias

- Bischoff, H. A., et al. (2003). Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and Ageing*, 32(3), 315-320.
- Cho, C. Y., & Kamen, G. (1998). Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. *Journal of the American Geriatrics Society*, 46(4), 426-430.
- Hahn, M. E., & Chou, L. S. (2003). Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly?. *Clinical Biomechanics*, 18(8), 737-744.
- Hamer, M., Stamatakis, E., & Steptoe, A. (2014). Effects of substituting sedentary time with physical activity on metabolic risk. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(10), 1946-1950.
- Helbostad, J. L., Askim, T., & Moe-Nilssen, R. (2004). Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(6), 993-999.
- Hildebrand, M., Van Hees, V. T., Hansen, B. H., & Ekelund, U. (2014). Age group comparability of raw accelerometer output from wrist- and hip-worn monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(9), 1816-1824.
- Kamen, G., Patten, C., Du, C. D., & Sison, S. (1997). An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*, 44(1), 40-45.
- Lamothe, C. J., van Lummel, R. C., & Beek, P. J. (2009). Athletic skill level is reflected in body sway: a test case for accelerometry in combination with stochastic dynamics. *Gait & posture*, 29(4), 546-551.
- Laughton, C. A., et al. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & posture*, 18(2), 101-108.
- Leirós-Rodríguez R, García-Soidán, J.L. (2012a). La acelerometría en la valoración clínica del equilibrio estático y dinámico. *IV Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física. VIII Seminario Nacional de Nutrición, Medicina y Rendimiento Deportivo*. Pontevedra, España.
- Mayagoitia, R. E., Lötters, J. C., Veltink, P. H., & Hermens, H. (2002). Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait & posture*, 16(1), 55-59.
- Mayolas, C., Villarroya, A., & Reverter, J. (2011). Lateralidad de miembro inferior y su relación con la distribución de las presiones plantares en el equilibrio estático. *Retos. Nuevas Tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 20, 5-8.
- Moe-Nilssen, R. (1998). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clinical Biomechanics*, 13(4), 320-327.
- Moe-Nilssen, R. (1998). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clinical Biomechanics*, 13(4), 328-335.
- Moe-Nilssen, R. (1998). Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(11), 1377-1385.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait & posture*, 16(1), 60-68.
- O'Sullivan, M., Blake, C., Cunningham, C., Boyle, G., & Finucane, C. (2009). Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age and ageing*, 38(3), 308-313.
- Rogers, M. E., Rogers, N. L., Takeshima, N., & Islam, M. M. (2003). Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Preventive medicine*, 36(3), 255-264.
- Sampedro, J., Meléndez, A., & Ruiz, P. (2010). Análisis comparativo de la relación entre el número de caídas anual y baterías de pruebas de equilibrio y agilidad en personas mayores. *Retos. Nuevas Tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 17, 115-117.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy*, 80(9), 896-903.
- Stevenson, T. J., & Garland, S. J. (1996). Standing balance during internally produced perturbations in subjects with hemiplegia: validation of the balance scale. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 77(7), 656-662.
- Turcot, K., Hagemeister, N., de Guise, J. A., & Aissaoui, R. (2011). Evaluation of unipodal stance in knee osteoarthritis patients using knee accelerations and center of pressure. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(3), 281-286.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.