

# Evaluación del equilibrio durante la marcha a velocidad autoseleccionada en jóvenes saludables, adultos mayores no caedores y adultos mayores con alto riesgo de caídas

*MsC. Carlos Gabriel Fábrica\* , Lics. Andrés Rey† ,  
Paula Virginia González‡ , Darío Santos§ ,  
Damián Ferraro¶*

Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana,  
Facultad de Medicina, Universidad de la República. Montevideo, Uruguay  
Fuente de apoyo: Comisión Sectorial de Investigación Científica (CSIC),  
Universidad de la República, Uruguay

## Resumen

*Introducción: el equilibrio depende de mantener la proyección del centro de masa corporal dentro de los límites de la base de sustentación, pero su valoración se realiza habitualmente en forma indirecta a través de la variabilidad cinemática.*

*Objetivos: analizar el equilibrio durante la marcha a velocidad autoseleccionada en tres poblaciones de sujetos utilizando diferentes abordajes.*

*Material y método: los grupos analizados fueron: jóvenes saludables, adultos mayores no caedores y adultos mayores caedores. Mediante análisis cinemático tridimensional se calculó: velocidad, variabilidad temporal, variabilidad angular de rodilla y el equilibrio durante ciclos de marcha. Para el cálculo directo del equilibrio se definió una variable considerando la proyección del centro de masa corporal y la base de sustentación. Los resultados de las variables cinemáticas fueron comparados entre los grupos mediante ANOVA ( $\alpha=0,05$ ). De igual forma se procedió con los valores medio, máximo y mínimo de la estimación directa del equilibrio entre grupos para las fases de apoyo simple y doble del ciclo.*

*Resultados: la velocidad de ciclo fue similar entre los adultos mayores. En los jóvenes saludables la variabilidad temporal del ciclo fue baja y la variabilidad angular de rodilla alta y estas variables no mostraron diferencias entre los grupos de adultos mayores. Durante*

\* Docente del Departamento de Biofísica de Facultad de Medicina, Investigador de la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana (UIBLH), Facultad de Medicina, Universidad de la República. Uruguay.

† Docente de Cinesiología del ISEF, Investigador de la UIBLH, Facultad de Medicina, Universidad de la República, Uruguay.

‡ Investigadora de la UIBLH, Facultad de Medicina, Universidad de la República. Uruguay.

§ Docente de Metodología Científica de Escuela de Tecnología Médica, Investigador de la UIBLH, Facultad de Medicina, Universidad de la República. Uruguay.

¶ Docente e investigador del Centro de Matemática, Facultad de Ciencias, Universidad de la República. Uruguay.

**Correspondencia:** MsC. Carlos Gabriel Fábrica Barrios  
Facultad de Medicina, Departamento de Biofísica, Avenida General Flores 2125. CP 11800. Montevideo, Uruguay.

Correo electrónico: cgfabrica@gmail.com

Recibido: 21/3/11.

Aceptado: 11/7/11.

Conflictos de interés: los autores manifiestan la no existencia de conflictos de interés.

*la fase de apoyo simple los valores medio y mínimo de equilibrio para el grupo de caedores fueron significativamente diferentes respecto a los demás grupos.*

*Conclusiones: la estimación directa del equilibrio durante la fase de apoyo simple surge como una potencial herramienta para la identificación de individuos con riesgo de caída.*

**Palabras clave:** *BALANCE POSTURAL.  
MARCHA.  
ACCIDENTES POR CAÍDAS.*

**Keywords:** *POSTURAL BALANCE.  
GAIT.  
ACCIDENTAL FALLS.*

## Introducción

Diferentes estudios reportan que cerca de 17% de los ancianos sufren dos o más caídas por año<sup>(1-3)</sup>. Las consecuencias de las caídas están entre las razones más comunes para la intervención médica en los adultos mayores<sup>(4)</sup>. A esto se agrega que la caída suele producir un intenso miedo a repetir la experiencia, lo que determina restricción de movilidad y disminución de la independencia del individuo<sup>(5,6)</sup>. Debido a la importancia médica y social del problema muchos estudios han tenido como objetivo detectar y reducir el riesgo de caídas, los resultados han sido clínicamente testeados con diferente grado de suceso<sup>(7-9)</sup>. Muchos factores de riesgo han sido asociados con las caídas en ancianos<sup>(6)</sup>, estos incluyen la debilidad muscular, alteración de la función sensorial, depresión, etcétera. No obstante, más allá de la complejidad de los factores determinantes de las caídas desde el punto de vista biomecánico, estas se van a producir en aquellas situaciones en las que no es posible restablecer el equilibrio.

Las caídas habitualmente ocurren durante la marcha<sup>(10)</sup>, sin embargo la mayoría de los estudios del equilibrio han sido realizados en situación estática<sup>(11)</sup>. La capacidad de mantener el equilibrio durante la marcha ha sido frecuentemente asociada con la variabilidad de las medidas cinemáticas entre ciclos de marcha<sup>(12)</sup>. Una baja variabilidad temporal refleja un paso seguro<sup>(13-15)</sup> y la alta variabilidad es considerada indicador de inestabilidad<sup>(16,17)</sup>. Sin embargo, se ha asociado la alta variabilidad en las medidas de ángulos articulares de miembros inferiores con una buena capacidad de mantener el equilibrio durante la marcha en sujetos saludables<sup>(17)</sup>.

Estrictamente el equilibrio puede definirse como la habilidad de mantener la proyección del centro de masa corporal (CMC) dentro de los límites de la base de sustentación (BS)<sup>(18)</sup>. Necesariamente, a medida que ocurre la marcha, la posición de la BS cambia, así como tam-

bién la posición del CMC. El equilibrio disminuye a medida que la proyección del CMC se aleja del centro de la BS en la fase de doble apoyo<sup>(19)</sup>. Durante la fase de apoyo simple la proyección del CMC nunca está dentro de la BS<sup>(11)</sup>. Esto ha llevado a proponer el uso de la BS para predecir las caídas en adultos mayores<sup>(20)</sup>.

De esta manera el equilibrio podría ser estimado directamente mediante la cuantificación de la proyección del CMC en relación con la BS. Hay pocos antecedentes de este tipo de abordaje en el estudio del equilibrio durante la marcha humana<sup>(11)</sup>. Lo más común es evaluar el equilibrio y estimar el riesgo de caída a través de cuantificaciones cinemáticas indirectas como, por ejemplo, variabilidad de ángulos articulares y duración del ciclo de marcha<sup>(21)</sup>.

En este trabajo se examinó el equilibrio durante cada fase de apoyo del ciclo de marcha con el objetivo de establecer en forma directa un índice de equilibrio a partir de la relación entre las coordenadas de proyección del CMC en el plano del piso y la BS. Para ello se utilizaron datos de reconstrucción tridimensional (3D). Además, se evaluó la variabilidad cinemática espacial (ángulo de rodilla) y temporal (duración del ciclo de marcha). Finalmente se discutieron los resultados obtenidos con cada abordaje.

Nosotros consideramos que la determinación del equilibrio mediante la relación de la proyección del CMC en la BS podría ser más sensible en la identificación de individuos caedores que las variables indirectas que comúnmente son utilizadas (variabilidad espacial y temporal del ciclo de marcha). Para testear nuestra hipótesis los resultados obtenidos para los adultos mayores con riesgo de caída fueron comparados con los obtenidos con una población de adultos jóvenes saludables y un grupo de adultos mayores que no contaban con historial de caídas.

La cuantificación directa del equilibrio dinámico de los sujetos podría brindar parámetros objetivos que contribuyan en la detección, el diagnóstico y la rehabilitación de situaciones donde existen alteraciones del equilibrio durante la marcha<sup>(12,14,17)</sup>.

## Material y método

Previo al estudio, la investigación fue presentada y aprobada por el Comité de Ética del Hospital de Clínicas, Universidad de la República. Se informó a los individuos a través de un consentimiento informado sobre los objetivos y procedimientos a realizar durante el estudio, y todos los sujetos participantes accedieron y lo firmaron.

### Población

Treinta sujetos, diez jóvenes (edad  $21,7 \pm 2,6$  años, masa  $65,5 \pm 14,7$  kg), diez adultos mayores no caedores (edad  $71 \pm 3,3$  años, masa  $63,2 \pm 12,5$  kg) y diez adultos mayores caedores (edad  $73,2 \pm 5,1$  años, masa  $62,75 \pm 5,9$  kg) participaron del estudio. Ninguno de los sujetos presentó impedimentos neurológicos u ortopédicos que limitaran su capacidad de levantarse y caminar.

Se consideraron como caedores aquellos adultos mayores que en el último año habían presentado dos o más caídas al caminar<sup>(4)</sup>.

A cada sujeto se le realizó un examen previo a los efectos de evaluar el rango de movimiento, fuerza muscular y sensibilidad de miembros inferiores.

### Protocolo experimental e instrumentación

Los sujetos fueron vestidos con ropa negra ajustada. Se les colocaron 18 marcadores de 10 mm radio a ambos lados del cuerpo en los siguientes reperi anatómicos: tuberosidad del quinto metatarsiano, maléolo lateral, epicóndilo lateral del fémur, trocánter mayor, acromion, epicóndilo lateral del húmero, punto medio de la articulación radio cubital inferior, cabeza del tercer metacarpo y temporal.

Posteriormente se pidió a los sujetos que caminaran en una pasarela de 20 m de longitud sin desniveles a velocidad autoseleccionada. Se seleccionó esta velocidad dado que en sujetos saludables la marcha a velocidad autoseleccionada minimiza la variabilidad ciclo a ciclo durante la marcha<sup>(22)</sup>. Cada sujeto realizó diez pasadas por la pasarela. En cada pasada los datos cinemáticos del sujeto fueron capturados usando tres cámaras digitales (Sony DCR-H28E) a una frecuencia de 50 cuadros por segundo. Los ejes de las cámaras fueron fijados de manera de poder filmar los planos sagitales derecho e izquierdo y frontal (vista posterior) del sujeto.

El espacio donde se realizó la filmación fue previamente calibrado mediante el reconocimiento de 80 marcadores espaciales que permitieron reconocer las coordenadas espaciales del ambiente donde cada sujeto realizó su marcha. Los mismos fueron filmados antes y después del pasaje de cada individuo con las cámaras ubicadas en la

misma posición.

Las filmaciones obtenidas fueron digitalizadas utilizando el software Dvideow (*Digital for Video for Biomechanics Windows 32 bits*)<sup>(23)</sup>. Para cada individuo se realizó la reconstrucción 3D de cinco ciclos de marcha, escogiéndose de modo preferente los ciclos realizados en la parte central del volumen de filmación.

El filtrado de los datos de coordenadas obtenidos para cada marcador se realizó utilizando un filtro pasa-bajo Butterworth de tercer orden. La frecuencia de corte fue determinada en cada caso mediante una rutina en MATLAB 7.0<sup>®</sup> (The Math Works, Inc, Natick, MA, Estados Unidos), basada en el procedimiento de análisis residual de Winter<sup>(24)</sup>.

La precisión para la determinación de las coordenadas espaciales de los marcadores en este trabajo fue de 2 mm.

### Análisis de datos

Todas las variables consideradas se calcularon para cada ciclo de marcha analizado (cinco por individuo) y fueron promediadas por individuo. De esta forma se obtuvo para cada variable diez valores promedios (uno por individuo).

Se determinaron los siguientes valores: velocidad y duración del ciclo de marcha, variabilidad temporal del ciclo de marcha y variabilidad espacial del ciclo estimada a través de la variabilidad angular de rodilla. Por otra parte, el equilibrio fue determinado directamente a través de una variable que se definió a partir de la relación de las coordenadas de la proyección del CMC con las de la BS para cada cuadro de imagen. Esta variable se llamó equilibrio normalizado (EN).

Las coordenadas del CMC y el área de la BS se determinaron a partir de las matrices de reconstrucción 3D. El CMC fue calculado en MATLAB 7.0<sup>®</sup> utilizando las coordenadas de los centros de masa parciales de pies, piernas, muslos, tronco, cabeza, brazos, antebrazos y manos en cada cuadro de imagen.

Dada la sólida evidencia de que los parámetros segmentales son alterados con la edad<sup>(25)</sup>, así como con la distribución de masa muscular<sup>(26)</sup>, se debió recurrir a ecuaciones de regresión específicas para género y edad. De esta forma los parámetros de los segmentos corporales utilizados en las ecuaciones de movimiento se estimaron en forma bastante precisa. Es decir, se utilizaron tres rutinas diferentes en MATLAB 7.0<sup>®</sup> para obtener los datos antropométricos de los segmentos corporales, y así las coordenadas del CMC, dependiendo del sexo y edad de cada sujeto<sup>(25,27)</sup>.

La duración de cada ciclo de marcha correspondió al tiempo desde el contacto inicial de un pie hasta el siguiente contacto del mismo pie. La velocidad de ciclo de marcha se determinó calculando la derivada primera de la coorde-

nada en el eje horizontal del CMC respecto al tiempo.

La variable espacial seleccionada en este trabajo fue el ángulo de rodilla y se calculó para cada miembro inferior empleando las coordenadas de los marcadores ubicados en maléolo lateral, epicóndilo lateral del fémur y trocánter mayor.

Finalmente, para el cálculo de la variabilidad espacial y temporal se determinó el coeficiente de variación (CV) de los valores promedios de las variables espacio-temporales<sup>(16)</sup>.

Para representar la BS se definieron circunferencias en el plano del piso aplicando dos criterios diferentes. Durante la fase de doble apoyo el diámetro de la circunferencia se definió como la distancia entre los marcadores fijados en las tuberosidades de los quintos metatarsianos de cada pie, considerando como el centro del área de la BS el punto medio de la recta que une esos dos puntos. Para la fase de apoyo simple el centro de la BS correspondió a la proyección del centro de masa parcial del pie en el plano del piso, y el radio de la circunferencia quedó determinado por la distancia entre este centro y el marcador ubicado en la tuberosidad del quinto metatarsiano.

En el cálculo del equilibrio, utilizando la variable EN, se consideró un valor de máximo equilibrio ( $EN=1$ ) cuando la proyección del CMC coincidió con el centro de la BS. El valor de EN disminuyó a medida que la proyección del CMC se aproximó desde el centro del área de la BS al borde de la misma, tomando el valor cero ( $EN=0$ ) cuando la proyección de CMC se ubicó sobre el borde. En las situaciones en que la proyección del CMC quedó por fuera de la BS los valores de EN fueron considerados progresivamente más negativos ( $EN<0$ ) (figura 1).

De todos los valores de EN obtenidos solo se consideraron para los análisis los valores máximos, mínimos y

medios de cada fase. Dichos valores también fueron promediados para los cinco ciclos analizados por sujeto, obteniéndose así diez valores promedios de EN mínimo, medio y máximo (uno por sujeto).

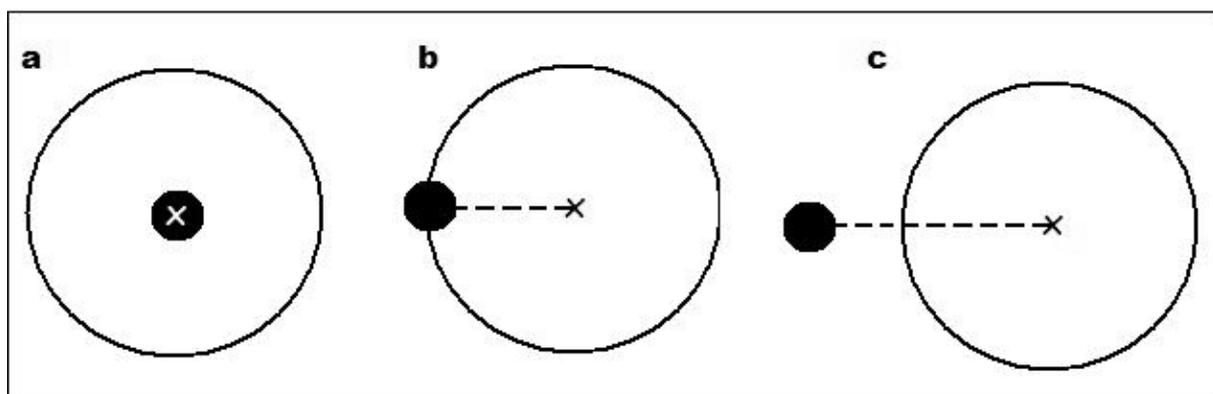
#### Análisis estadísticos

Los análisis estadísticos fueron realizados en el programa SPSS 13.0 (SPSS Inc.). Se realizó un análisis estadístico descriptivo para determinar las características generales de los sujetos, así como las variables espacio-temporales consideradas. Se verificó la distribución normal de los datos, posteriormente los valores promedios de velocidad de ciclo, variabilidad de tiempo de ciclo, variabilidad temporal de los ciclos de marcha y variabilidad de ángulo de rodilla fueron comparados entre los diferentes grupos mediante ANOVA de una vía. El ANOVA de una vía también fue realizado para comparar los valores mínimos, medios y máximos de EN obtenidos para cada grupo de individuos en cada fase de apoyo. En todos los casos se consideró un  $\alpha=0,05$ .

## Resultados

### Variables espacio-temporales

Los resultados de los parámetros espaciales y temporales considerados se resumen en la tabla 1. El grupo de sujetos jóvenes presentó una velocidad de marcha autoseleccionada significativamente mayor que los dos grupos de adultos mayores. Ellos también tuvieron una variabilidad temporal de ciclo significativamente más baja y su rango de ángulo de rodilla fue significativamente más alto en relación con los valores presentados por los dos grupos de



**Figura 1.** Representación de cómo se estimó el equilibrio a partir de equilibrio normalizado (EN). Las circunferencias sin relleno representan la base de sustentación (BS), su centro se indica con una X. Los círculos negros representan algunas de las posibles proyecciones del centro de masa corporal (CMC) en un instante dado. Se indican especialmente las situaciones que definen los valores de referencia de EN durante el ciclo de marcha: a) situación de  $EN=1$  (máximo equilibrio), b) situación de  $EN=0$  y c) situación  $EN<0$

**Tabla 1.** Resultados (media±SD) de la velocidad de ciclo de marcha, duración del ciclo de marcha y la variabilidad temporal y espacial del ciclo estimada a través del coeficiente de variación (CV) del tiempo de ciclo y rango angular de rodilla. Los grupos que presentaron diferencias significativas ( $p<0,05$ ) se indican con asterisco (\*)

Variables	Grupos		
	Jóvenes saludables	Adultos mayores no caedores	Adultos mayores caedores
Velocidad media del ciclo (m/s)	1,362±0,078 *	0,679±0,051	0,650±0,057
Tiempo medio del ciclo (s)	1,300±0,010	1,397±0,020 *	1,303±0,015
Variabilidad temporal del ciclo (s)	0,034±0,010 *	0,056±0,009	0,053±0,011
Variabilidad angular de rodilla (°)	0,103±0,017 *	0,068±0,011	0,074±0,012

**Tabla 2.** Resultados (media±SD) de la comparación de equilibrio normalizado (EN) medio, mínimo y máximo para cada grupo de sujetos en cada fase del ciclo de marcha. Los grupos que presentan diferencias significativas ( $p<0,05$ ) se señalan con asterisco (\*).

Fase del ciclo	Variable EN	Grupos		
		Jóvenes saludables	Adultos mayores no caedores	Adultos mayores caedores
Apoyo doble	EN medio	0,96±0,016	0,96±0,017	0,94±0,050
	EN mínimo	0,91±0,034	0,92±0,030	0,88±0,080
	EN máximo	0,99±0,006	0,99±0,005	0,98±0,027
Apoyo simple	EN medio	-1,83±0,280	-1,73±0,603	-1,48±0,416 *
	EN mínimo	-4,38±0,932	-3,73±1,160	-3,23±0,860 *
	EN máximo	-0,54±0,270	-0,78±0,460	-0,68±0,312

adultos mayores.

Si bien no existieron diferencias estadísticamente significativas, tanto la variabilidad en el rango de ángulo de rodilla como el tiempo de ciclo fueron un poco menores para los adultos mayores caedores en relación con los adultos mayores no caedores y los jóvenes. Además, los caedores caminaron a una velocidad ligeramente menor que los adultos mayores no caedores.

#### Cuantificación del equilibrio mediante EN

La comparación de los valores de EN para cada fase de apoyo en los tres grupos de sujetos se presenta en la tabla 2. Los resultados del ANOVA determinaron que durante la fase de doble apoyo no existieron diferencias significativas entre los tres grupos para los valores mínimo, medio y máximo de EN. Utilizando el mismo test se detectó

que durante la fase de apoyo simple los valores mínimo y medio fueron significativamente menores para el grupo de adultos mayores caedores en comparación a los jóvenes y adultos mayores no caedores.

#### Discusión

La propuesta del presente estudio fue analizar el equilibrio durante la marcha a velocidad autoseleccionada en forma directa utilizando una nueva variable y también mediante las clásicas medidas indirectas de variabilidad espacial y temporal en tres grupos de sujetos. El estudio fue realizado a esta velocidad de marcha dado que se ha visto que en estas condiciones se ponen en juego estrategias óptimas de control neuromotor<sup>(11)</sup>.

Una baja velocidad de marcha autoseleccionada ha sido interpretada por muchos autores como un indicador

de elevado riesgo de caída en ciertos grupos de adultos mayores<sup>(14)</sup> y con la existencia de temor a una nueva caída<sup>(12,14)</sup>. Sin embargo, la velocidad de marcha de los adultos mayores caedores en nuestro trabajo ( $0,650\pm 0,057$  m/s) fue ligeramente menor a la desarrollada por el grupo de adultos mayores no caedores ( $0,679\pm 0,051$  m/s), no existiendo diferencias estadísticamente significativas para esta variable entre ambos grupos de adultos mayores. Esto sugiere que la velocidad de marcha, en sí misma, podría no ser un indicador fiable para la predicción del riesgo de sufrir caídas.

Se debe señalar que en nuestro trabajo los valores de velocidad de marcha obtenidos para ambos grupos de adultos mayores fueron menores que los que presenta la bibliografía para ese rango de edad<sup>(16)</sup>. Estos bajos valores de desplazamiento podrían asociarse con aspectos del diseño experimental (por ejemplo, la longitud de la pasarela). No obstante, la distancia considerada en nuestro trabajo, 20 metros, está dentro del rango habitualmente considerado en los protocolos experimentales que analizan aspectos relacionados con la marcha, que van de 2 metros<sup>(28)</sup> hasta los 30 metros<sup>(29)</sup>. Apoyando esto último, si las condiciones experimentales hubieran condicionado la velocidad de marcha debería esperarse que la velocidad desarrollada por el grupo de jóvenes ( $1,36\pm 0,078$  m/s) también resultara menor a la velocidad de marcha que habitualmente se presenta en la bibliografía. Esto no ocurrió, los jóvenes desarrollaron velocidades de marcha dentro de los rangos normales descritos en múltiples estudios de características similares al nuestro.

Los adultos mayores no caedores caminaron con tiempos de ciclo mayores que los no caedores y los jóvenes. Considerando que la velocidad de ciclo no fue significativamente diferente entre los dos grupos de adultos mayores, se puede deducir que la frecuencia de paso de los adultos mayores con alto riesgo de caída fue mayor<sup>(30)</sup>. Se ha sugerido que la mayor frecuencia de paso podría corresponder a una adaptación de la marcha por haber sufrido caídas previamente<sup>(31)</sup>.

Dado que el tiempo de ciclo fue similar para el grupo de jóvenes y los adultos mayores caedores y que la velocidad fue significativamente más alta para los sujetos jóvenes, pensamos que la frecuencia de paso podría ser potencialmente utilizada como variable para identificar a adultos con riesgo de caída.

Por otra parte, los resultados mostraron que los sujetos jóvenes cuentan con una variabilidad temporal menor en el ciclo de marcha ( $0,034\pm 0,010$  s) comparados con los adultos mayores caedores ( $0,053\pm 0,011$  s) y los no caedores ( $0,056\pm 0,009$  s). La variabilidad temporal del ciclo está relacionada al control de mecanismo de paso<sup>(12,15,32)</sup>. Bajos valores de variabilidad temporal reflejan la repetibilidad de los movimientos de los segmentos y, por tanto, un

paso rítmico automatizado asociado con la seguridad en el desplazamiento<sup>(12,15,32)</sup>. La duración del ciclo de marcha no varía en sujetos jóvenes saludables<sup>(10,31)</sup> y se ha sugerido que esta variable puede ser considerada una medida cuantitativa que incrementa en individuos con síndromes asociados con las caídas<sup>(16,33-35)</sup>. La variabilidad puede ser asociada a una inconsistencia en el control central del sistema neuromuscular<sup>(14)</sup>. De acuerdo con esta hipótesis, debería esperarse que los adultos mayores caedores presentaran un aumento de la variabilidad temporal. No obstante, nuestros resultados no soportan esta idea, ya que la variabilidad temporal del ciclo no presentó diferencias entre los dos grupos de adultos mayores.

En relación con la variabilidad angular a nivel articular, los altos valores son considerados indicador de paso seguro<sup>(15,36)</sup>. Desde un punto de vista biomecánico, esto es necesario para mantener el equilibrio<sup>(12,36)</sup>. En acuerdo con los resultados presentados en la literatura, nuestro estudio mostró que los sujetos jóvenes tienen una mayor variabilidad angular ( $0,103\pm 0,017^\circ$ ) que los adultos mayores caedores ( $0,074\pm 0,012^\circ$ ) y no caedores ( $0,068\pm 0,011^\circ$ ).

Asumiendo que los adultos mayores caedores tienen más dificultad para mantener el equilibrio, se puede decir que la variabilidad temporal y angular del ciclo no son medidas lo suficientemente sensibles para analizar el equilibrio durante la marcha. No obstante, los resultados de dichas variables obtenidos en este estudio deberían considerarse con precaución porque el análisis estuvo limitado a pocos ciclos en comparación con otros estudios realizados<sup>(16)</sup>.

En relación con los resultados surgidos del análisis de la nueva variable propuesta para analizar el equilibrio en forma directa durante la marcha EN, esta no presentó diferencias significativas durante la fase de doble apoyo se puede interpretar entonces que durante esta fase los tres grupos consiguen estar igualmente equilibrados.

Sin embargo, durante la fase de apoyo simple el valor de EN mínimo para los adultos mayores caedores ( $-3,23\pm 0,860$ ) (que se dio al comienzo de la fase de apoyo simple) y el valor medio de EN ( $-1,48\pm 0,41$ ) fueron mayores (menos negativos) al compararse con los valores de los jóvenes y adultos mayores no caedores. Estas diferencias muestran que los adultos mayores caedores disponen su cuerpo de forma tal que consiguen comenzar la fase de apoyo simple en una situación más equilibrada que los otros grupos analizados. Dicho de otra manera, los adultos mayores caedores utilizan durante la fase de apoyo simple una estrategia de marcha diferente, con ello conseguirían estar más equilibrados y tal vez reducir su riesgo de caída.

Es importante destacar que la fase de apoyo simple es la fase del ciclo de marcha durante la cual restablecer el equilibrio en situaciones donde hay una alteración del

mismo resulta más difícil<sup>(18)</sup>. Es claro que el riesgo aumenta en los casos donde la capacidad de mantener la estabilidad está reducida. Además nos permite entender por qué los jóvenes, cuyo equilibrio es normal, presentaron valores más negativos de EN ( $-4,38 \pm 0,932$ ) al comienzo de la fase de apoyo simple (valores mínimos de EN) en relación con los otros grupos.

## Conclusiones

Los resultados del estudio sugieren que la variable EN durante la fase de apoyo simple podría resultar una forma directa y más efectiva para identificar sujetos con riesgo de caída que otras variables indirectas que son actualmente utilizadas, como la variabilidad temporal y angular durante el ciclo de marcha.

Futuros estudios se deberían realizar a los efectos de confirmar la utilidad de la variable EN. Nosotros consideramos que es necesario realizar evaluaciones en diferentes grupos de sujetos y a diferentes velocidades de marcha, dado que la mayoría de las variables cinemáticas de la marcha son dependientes de la velocidad.

## Agradecimientos

Los autores del presente trabajo agradecen a Marcelo Latorre, Patricia Polero y Antonella Visca por su colaboración en la colecta y análisis de datos.

El estudio fue financiado con fondos de la Comisión Sectorial de Investigación Científica (CSIC), Universidad de la República, Uruguay.

## Summary

*Introduction:* balance depends on keeping the projection of the center of body mass within the limits of the support basis, although its assessment is usually performed by means of cinematic variability.

*Objectives:* to analyse balance during gait at a self-elected speed in three populations using different approaches.

*Method:* the groups analysed were: healthy youngsters, elderly who do not fall and elderly who fall. We calculated speed, time variability, angle variability of knee and balance during gait cycles through a tridimensional cinematic analysis. To directly calculate balance we defined a variable considering the projection of the center of body mass. Results of the cinematic variables were compared between groups using ANOVA ( $\alpha=0,05$ ). Similarly we compared average, maximum and minimum values of the direct balance estimation between groups for simple support and double cycle stages.

*Results:* cycle speed was similar in elderly persons. Time variability of cycle was low and angle variability was high in healthy youngsters, while these variables evidenced no difference between the elderly persons groups. During the simple support stage average and minimum balance values for the group of people who fall were significantly different if compared to the other groups.

*Conclusions:* direct estimation of balance during the simple support stage appears as a potential tool to identify individuals with a risk of falls.

## Resumo

*Introdução:* o equilíbrio depende da manutenção da projeção do centro de massa corpórea dentro dos limites da base de apoio, mas sua avaliação é feita habitualmente de maneira indireta utilizando variabilidade cinemática.

*Objetivos:* analisar o equilíbrio durante a marcha em velocidade auto-selecionada em três populações de pessoas utilizando diferentes abordagens.

*Material e método:* os grupos analisados foram: jovens saudáveis, adultos idosos não caidores e adultos idosos caidores. Utilizando análise cinemática tridimensional foram calculadas a velocidade, a variabilidade temporal, a variabilidade angular do joelho e o equilíbrio durante os ciclos da marcha. Para fazer o cálculo direto do equilíbrio definiu-se uma variável considerando a projeção do centro de massa corpórea e a base de apoio. A comparação entre os resultados das variáveis sistemáticas entre os grupos foi feita usando ANOVA ( $\alpha=0,05$ ) e também para comparar os valores mínimo, médio e máximo da estimativa direta para as fases de apoio simples e duplo do ciclo.

*Resultados:* a velocidade de ciclo foi similar entre os dois grupos de idosos. No grupo de jovens saudáveis a variabilidade temporal do ciclo foi baixa e a variabilidade angular do joelho alta e não se encontraram diferenças nessas variáveis entre os dois grupos de idosos. Durante a fase de apoio simples os valores médio e mínimo de equilíbrio para o grupo de caidores foram significativamente diferentes quando comparados com os outros grupos.

*Conclusões:* a estimativa direta do equilíbrio durante a fase de apoio simples pode ser uma ferramenta potencial para a identificação de indivíduos com risco de queda.

## Bibliografia

1. **Nevitt MC, Cummings SR, Kidd S, Black D.** Risk factors for recurrent nonsyncopal falls: A prospective study. *JAMA* 1989; 261(18): 2663-8.
2. **Perry BC.** Falls among the elderly living in high-rise apartments. *J Fam Pract* 1982; 14(6): 1069-73.
3. **Myers AH, Baker SP, Van Natta MC, Abbey H, Robinson EG.** Risk factors associated with falls and injuries among eld-

- erly institutionalized persons. *Am J Epidemiol* 1991; 133(11): 1179-90.
4. **Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF.** Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 1988; 319(26): 1701-7.
  5. **Tinetti ME, Mendes de León CF, Doucette JT, Baker DI.** Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders. *J Gerontol* 1994; 49(3): M140-7.
  6. **Tinetti ME, Williams CS.** Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home. *N Engl J Med* 1997; 337(18): 1279-84.
  7. **Wolf SL, Barnhart HX, Kutner NG, Mc Neely E, Coogler C, Xu T.** Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. Atlanta FICSIT Group. Frailty and Injuries: Cooperative studies of Intervention Techniques. *J Am Geriatr Soc* 1996; 44(5): 489-97.
  8. **Kangas M, Vikman I, Wiklander J, Lindgren P, Nyberg L, Jämsä T.** Sensitivity and specificity of fall detection in people aged 40 years and over. *Gait Posture* 2009; 29(4): 571-4.
  9. **Wall C 3RD, Wrisley DM, Statler KD.** Vibrotactile tilt feedback improves dynamic gait index: a fall risk indicator in older adults. *Gait Posture* 2009; 30(1): 16-21.
  10. **Nickens H.** Intrinsic factors in falling among the elderly. *Arch Intern Med* 1985; 145(6): 1089-93.
  11. **Krebs DE, Goldvasser D, Lockert JD, Portney LG, Gill-Body KM.** Is base of support greater in unsteady gait? *Phys Ther* 2002; 82(2): 138-47.
  12. **Maki BE.** Gait changes in older adults: predictions of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc* 1997; 45(3): 313-20.
  13. **Helderscheit BC.** Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech.* 2000; 16(4): 419-27.
  14. **Hausdorff JM.** Gait variability: methods, modelling and meaning. *J Neuroeng Rehabil* 2005; 20(2): 19.
  15. **Dubost V, Kressing RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, et al.** Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Hum Mov Sci* 2006; 25(3): 372-82.
  16. **Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK.** Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1 year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(8): 1050-6.
  17. **Beauchet O, Allali G, Berrut G, Dubost V.** Is low lower-limb kinematic variability always an index of stability? *Gait Posture* 2007; 26(2): 327-8.
  18. **Winter DA.** Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking. Waterloo, Ont: Waterloo Biomechanics, 1995.
  19. **Alexander RM.** Stability and manoeuvrability of terrestrial vertebrates. *Integr Comp Biol* 2002; 42(1): 158-64.
  20. **Gehlsen GM, Whaley MH.** Falls in the elderly: part I, gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71(10): 735-8.
  21. **Howe TE, Rochester L, Jackson A, Banks PM, Blair VA.** Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database of Syst Rev* 2007; 17(4): 1-107.
  22. **Yamasaki M, Sasaki T, Tsuzuki S, Torii M.** Stereotyped pattern of lower limb movement during level and grade walking on treadmill. *Ann Physiol Anthropol* 1984; 3(4): 291-6.
  23. **Figuroa PJ, Leite NJ, Barros RM.** A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed* 2003; 72(2): 155-65.
  24. **Winter DA.** Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. Toronto: Wiley Interscience, 1990.
  25. **Pavol MJ, Owings TM, Grabiner MD.** Body segment inertial parameter estimation for the general population of elder adults. *J Biomech* 2002; 35(5): 707-12.
  26. **Jensen RK, Fletcher P.** Distribution of mass to the segments of elderly males and females. *J Biomech* 1994; 27(1): 89-96.
  27. **Dempster WT, Gaughran GRL.** Properties of body segments based on size and weight. *Am J Anat* 1967; 120(1): 33-54.
  28. **Nelson ME, Layne JE, Bernstein MJ, Nuernberger A, Castaneda C, Kaliton D, et al.** The effects of multidimensional home-based exercise on functional performance in elderly people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2004; 59 (2): 154-60.
  29. **Johansson G, Jarnlo G.** Balance training in 70-year-old women. *Physiother Theory Pract* 1991; 7(2): 121-5.
  30. **Donskoi D, Zatsiorsky VM.** Biomecánica de los ejercicios físicos. La Habana: Pueblo y Educación, 1988.
  31. **Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL.** Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing* 1990; 19(2): 136-41.
  32. **Beauchet O, Dubost V, Herrmann FR, Kressig RW.** Stride-to-stride variability while backward counting among healthy young adults. *J Neuroeng Rehabil* 2005; 2: 26.
  33. **Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberg AL, Wei, JY.** Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78(3): 278-83.
  34. **Schaafsma JD, Giladi N, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Hausdorff JM.** Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *J Neurol Sci* 2003; 212(1-2): 47-53.
  35. **Sheridan PL, Solomont J, Kowall N, Hausdorff JM.** Influence of executive function on locomotor function: divided attention increases gait variability in Alzheimer's disease. *J Am Geriatr Soc* 2003; 51(11): 1633-7.
  36. **Gabell A, Nayak US.** The effect of age on variability in gait. *J Gerontol* 1984; 39(6): 662-6.