

ORIGINAL/Sección biológica

Diferencias en el desarrollo de *momentum* al levantarse desde una silla en adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes

Rodrigo Antonio Guzmán^{a,*}, Hugo Enrique Prado^a, Helvio Porcel Melián^b y Benoit Cordier^b
^a Laboratorio de Biomecánica y Control Motor, Universidad Santo Tomás, Santiago, Chile

^b Unidad de Caídas y Trastornos de la Marcha, Instituto Nacional de Geriatria, Santiago, Chile

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 18 de marzo de 2008

Aceptado el 9 de febrero de 2009

On-line el 1 de julio de 2009

Palabras clave:

Caídas

Ancianos

Momentum

Biomecánica

RESUMEN

Introducción: El *momentum* del cuerpo superior (CS) que comprende los segmentos de tronco, cabeza y extremidades superiores, durante la transferencia de sedestación a bipedestación (STS [*sit-to-stand*]) podría ser sensible al deterioro del control postural dinámico y con ello al riesgo de caídas. El objetivo de este estudio fue cuantificar las diferencias en el desarrollo del *momentum* sobre el CS durante el STS en una muestra de adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes (SHCF).

Material y métodos: La muestra fue de veintitrés adultos mayores voluntarios ($n = 23$), siete con antecedentes de caídas frecuentes (más de dos caídas en el último año) y dieciséis sin dicho antecedente.

Mediante un sistema de análisis de movimiento se registró la cinemática del CS durante el STS, a partir de la cual se calculó el *momentum* del CS. Como variables de análisis se determinaron los valores máximos del *momentum* lineal vertical ($P_V M$) y horizontal ($P_H M$), como también los máximos (L_{Max}) y mínimos (L_{Min}) del *momentum* angular, además de la máxima flexión de tronco (θM_{CS}).

Resultados: No se observaron diferencias significativas en las variables de $P_H M$, L_{Max} y L_{Min} ($p > 0,05$). Existió diferencia significativa en $P_V M$ ($p = 0,03$) y en θM_{CS} ($p = 0,03$) entre ambos grupos.

Conclusiones: Para la muestra evaluada, una característica de los sujetos con antecedentes de caídas frecuentes fue la pobre capacidad de generar *momentum* en el sentido vertical y un aumento de la flexión del cuerpo superior, en comparación con los sujetos SHCF.

© 2008 SEGG. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Differences in the *momentum* development during transfers sit to stand between fall and no fall elderly

ABSTRACT

Introduction: The *momentum* of the upper body (UB) during transfer sit-to-stand (STS) could be sensitive to the deterioration of dynamic postural control, and also the risk of falls. The aim of this study is to quantify the differences in the *momentum* development on UB during the STS in a sample of fall and no-fall elderly subjects.

Material and methods: The sample consisted of twenty three voluntary elderly subjects ($n = 23$), six elderly adults with antecedents of frequent falls (more than two within a year period) and seventeen without histories of frequent falls.

Through a motion analysis system we registered the kinematics of UB during STS, from which we calculated the *momentum* of UB. The determined analysis variables were: the maximum values of the vertical ($P_V M$) and horizontal ($P_H M$) lineal momenta, the minimum (L_{Max}) and maximum (L_{Min}) values of the angular *momentum* and maximum trunk flexion (θM_{UB}).

Results: No difference was observed in $P_H M$, L_{Max} and L_{Min} ($P > 0.05$) between both groups. However, a significant difference was found for the variable $P_V M$ ($P = 0.03$) and θM_{UB} ($P = 0.03$) between both groups.

Conclusions: We can conclude that, for the sample studied, the frequent fall condition relates to a smaller capacity to develop vertical *momentum* and increase flexion of the upper body.

© 2008 SEGG. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Keywords:

Fall

Elderly

Momentum

Biomechanics

Introducción

El levantarse desde una silla (STS [*sit-to-stand*]) es una de las tareas motoras más frecuentes en la vida diaria y es requisito fundamental para iniciar la marcha desde una posición sedente. La

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: rodrigo.guzmanvenegas@gmail.com (R.A. Guzmán).

habilidad en su ejecución determina el grado de independencia funcional de un individuo^{1,2}. La pérdida de habilidad en ejecutar el STS implica un deterioro importante en la funcionalidad, independencia y calidad de vida^{2,3}. El envejecimiento produce un deterioro progresivo en la capacidad de poder levantarse desde una silla^{4–9}, es por ello que en el ambiente clínico el desempeño en la ejecución del STS se ha usado como una prueba funcional y su tiempo de ejecución ha sido utilizado como predictor de caídas en el adulto mayor^{10,11}. El STS consiste, básicamente, en el desplazamiento anterior del centro de masa (COM), gracias a una flexión de tronco y cadera, para luego elevarlo mediante una extensión de las extremidades inferiores y del tronco. Esta tarea, desde el punto de vista del control postural dinámico, es altamente exigente, debido a la transferencia de una posición muy estable como la sedestación, hacia una postura comparativamente menos estable como la bipedestación. La condición de balance¹² durante la ejecución de ésta y de otras tareas motoras se logra gracias a los mecanismos de control postural dinámicos. Estos mecanismos mantienen el COM proyectado dentro de la base de sustentación, determinada por los pies¹³. En dicha situación, el movimiento del cuerpo superior (CS) que comprende los segmentos de la cabeza, tronco y extremidades superiores, juega un rol importante por el gran porcentaje de masa corporal contenido en él. Por lo anterior, la capacidad de producir un cambio en la condición de reposo, como en la que se encuentra el CS previo al inicio del STS, determina en gran medida la habilidad en la ejecución de dicha tarea motora. El hecho de mover una masa a cierta velocidad implica el concepto de *momentum* que, desde el punto de vista traslacional, puede ser calculado de la siguiente forma:

$$|\vec{P}| = m\dot{S} \quad [1]$$

Donde m es la masa y \dot{S} es la derivada del desplazamiento que experimenta la masa. Desde el punto de vista mecánico, el *momentum* es equivalente al impulso necesario para mover una masa. Por lo que el *momentum* desarrollado sobre CS durante la ejecución del STS podría ser un buen indicador de la habilidad de ejecución de dicha tarea motora.

Los procesos de envejecimiento han demostrado disminuir la capacidad de generar fuerza y potencia muscular^{2,14}. Además, deterioran la habilidad de ejecución del STS^{5–9}. Dichos factores podrían condicionar la producción de *momentum* sobre los segmentos corporales, especialmente en torno al CS. El deterioro en el movimiento de este segmento corporal debería influir de forma importante en la calidad del balance durante el STS. De esta forma, una pérdida en la capacidad de generar *momentum* sobre el CS podría estar relacionada con una potencial pérdida del balance en condiciones dinámicas y con ello, determinar un mayor riesgo de caídas. El presente trabajo tuvo por objetivo describir las posibles diferencias en la generación de *momentum* sobre el CS durante la ejecución del STS, entre adultos mayores con y sin antecedentes de caídas frecuentes y de esta forma describir la posible relación entre el desarrollo de *momentum* sobre el CS y las caídas frecuentes.

Material y método

Mediante un muestreo no probabilístico y por conveniencia se obtuvo una muestra de 23 sujetos ($n = 23$). Aplicando los siguientes criterios de inclusión se conformó un primer grupo: a) edad sobre 65 años; b) sin historia de caídas frecuentes (SHCF), y c) poder transferirse de sedestación a bipedestación en forma autónoma y sin ayuda de las extremidades superiores. Un segundo grupo fue formado en base a los siguientes criterios de inclusión: a) edad sobre 65 años; b) historia de caídas frecuentes (más de

una caída en los últimos doce meses), y c) poder transferirse de sedestación a bipedestación en forma autónoma y sin ayuda de las extremidades superiores. Así se obtuvieron dos grupos, el primer grupo de estudio constó de dieciséis sujetos (seis mujeres; diez hombres) SHCF. Los sujetos de este grupo fueron reclutados desde la comunidad, en forma telefónica, a partir de los registros del Instituto Nacional de Geriátría (ING). El segundo grupo de adultos mayores estuvo formado por sujetos con historia de caídas frecuentes (CHCF), dicho grupo estuvo compuesto por siete sujetos (cinco mujeres, dos hombres), los cuales fueron reclutados en el ING. Para ambos grupos se aplicaron los siguientes criterios de exclusión: a) demencias de cualquier tipo (*minimal* inferior a 10); b) enfermedades neurológicas centrales o periféricas; c) antecedentes de patologías del aparato locomotor que involucren compromisos de la función o deformaciones de las extremidades inferiores y/o del tronco (dolor lumbar crónico, artritis reumatoide no tratada, procesos artrósicos invalidantes, portador de prótesis totales o parciales; etc.); d) alteraciones vestibulares; e) patologías visuales no corregidas; f) obesidad, y g) desnutrición. Las características de edad, talla, peso e índice de masa corporal de ambos grupos son mostrados en la [tabla 1](#).

Todos los sujetos participaron en forma voluntaria y se les solicitó su consentimiento en forma escrita, una vez que fueron informados de los objetivos del trabajo, los procedimientos y los posibles riesgos de participar en el estudio. Los procedimientos llevados a cabo en este estudio fueron aprobados por los Comités de Ética del Departamento de Investigación y Postgrado de la Universidad Santo Tomás (sede Santiago) y del ING.

Todos los sujetos seleccionados fueron examinados en forma física y cognitiva por un médico y un terapeuta físico especialistas en el área de Geriátría en dependencias del ING, a partir de dichos exámenes no se descartó a ninguno de los sujetos reclutados.

Los *momentum* lineal y angular del CS durante la ejecución del STS se obtuvieron a partir de datos cinemáticos en el plano sagital y antropométrico de éste ([fig. 1](#)). Los datos cinemáticos fueron obtenidos mediante un sistema de análisis de movimiento basado en video digital (APAS System, Ariel Dynamics Inc., San Diego, EE. UU.). Las secuencias de video fueron capturadas por seis cámaras con una frecuencia de muestreo de 60 fps. El CS fue representado por cuatro marcadores pasivos reflectantes de 25 mm de diámetro (Ariel Dynamics Inc., San Diego, EE. UU.) fijados con cinta doble faz hipoalérgica en forma bilateral en el aspecto lateral del centro de las articulaciones glenohumeral y coxofemoral^{15,16}. También se ubicó un quinto marcador en la apófisis espinosa de la primera vértebra torácica ([fig. 1](#)). Para la ejecución del STS se utilizó una silla de altura regulable, que fue ajustada para cada sujeto a la altura desde el suelo hasta la interlínea medial de rodilla¹⁷. Para sincronizar las seis cámaras se utilizó un dispositivo de *leds* luminosos (Kinetecnic, Santiago, Chile).

Una vez ajustada la altura de la silla, a cada sujeto se le dio una explicación verbal de la prueba. Cuando existió certeza de que el sujeto entendía la prueba, se le solicitó que se sentara, apoyara y cruzara sus extremidades superiores por delante de su tronco. Esto último se requirió para que las extremidades superiores no participaran en forma activa en la ejecución del STS. Frente a una

Tabla 1

Características de la muestra ($n = 23$; con historia de caídas frecuentes = 7; sin historia de caídas frecuentes = 16)

Grupo	Edad (años)	Talla (m)	Masa (kg)	IMC (kg m^{-2})
SHCF	72,6 ± 5,4*	1,60 ± 0,1*	68,9 ± 7,8*	26,9 ± 3,9*
CHCF	74,5 ± 5,0*	1,55 ± 0,1*	66,1 ± 8,8*	27,5 ± 3,0*

CHCF: con historia de caídas frecuentes; SHCF: sin historia de caídas frecuentes.

* No existe diferencia significativa con $p > 0,05$.

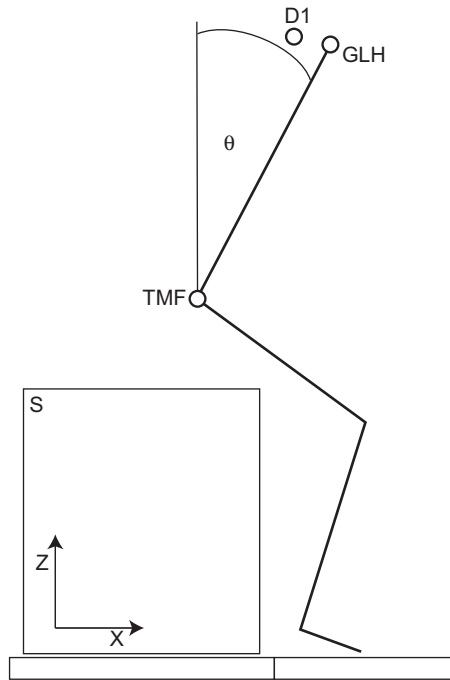


Figura 1. Esquema del montaje. Ubicación de marcadores y definición de ángulos. GLH y TMF, proyecciones laterales de los centros articulares de las articulaciones glenohumeral y coxofemoral, respectivamente. θ : Ángulo de flexión del cuerpo superior; S: Silla regulable en altura; GLH: aspecto lateral de la articulación glenohumeral; TMF: trocánter mayor del fémur.

señal verbal el sujeto adoptó la posición bípeda, manteniendo la vista al frente y sin cambiar de posición las extremidades superiores. La velocidad de ejecución y la posición de los pies durante el STS fueron las que cada sujeto adoptó en forma espontánea. Los sujetos realizaron una prueba de ensayo, luego cada sujeto realizó tres pruebas, separadas por un minuto entre ellas, en las que se registraron las variables de estudio, las cuales fueron almacenadas para su posterior análisis.

Las coordenadas planares de cada marcador fueron obtenidas a través de un software de análisis de movimiento (APAS System, Ariel Dynamics Inc., San Diego, EE. UU.). Los datos de desplazamiento de los marcadores fueron sometidos a un filtrado digital con un filtro pasa bajo tipo Butterworth de 6 Hz de cuarto orden (Igor Pro 5.0 Wavemetrics Inc, Portland, OR, EE. UU.). Se definió como inicio del STS el instante en el que el marcador ubicado en la apófisis espinosa de D1 sufría un desplazamiento en el sentido horizontal mayor a un 5% del promedio de su posición basal. El fin del STS se estableció cuando la aceleración en el sentido vertical del marcador de D1 alcanzó un módulo igual a cero. Luego se calcularon las coordenadas del COM del CS (COM_{CS}) y su momento de inercia, considerando como eje de giro el extremo distal del segmento según lo descrito por Dempster¹⁶. También se calculó el desplazamiento angular del CS con respecto a una línea vertical perpendicular al suelo (fig. 1). La velocidad angular del CS ($\dot{\theta}_{COM_{CS}}$) se calculó mediante derivación de su desplazamiento angular con respecto al tiempo. Los componentes de velocidad vertical ($\dot{S}_z COM_{CS}$) y horizontal ($\dot{S}_x COM_{CS}$) del COM_{CS} se obtuvieron de forma análoga. El *momentum* lineal vertical y horizontal fue calculado de la siguiente forma:

$$P_{Vert} = m\dot{S}_z COM_{CS} \quad [2]$$

$$P_{Hort} = m\dot{S}_x COM_{CS} \quad [3]$$

Donde $\dot{S}_z COM_{CS}$ y $\dot{S}_x COM_{CS}$ son las velocidades del COM_{CS} en el sentido vertical y horizontal, respectivamente, y m es la masa del

tronco, cabeza y extremidades superiores calculada de la siguiente forma:

$$m = \psi M \quad [4]$$

Donde M es la masa total del sujeto y ψ es el factor de ponderación de la masa del tronco, cabeza y extremidades superiores respecto a la masa corporal total¹⁶.

El *momentum* angular del CS fue calculado como sigue:

$$L = I\dot{\theta}_{CS} \quad [5]$$

Donde $\dot{\theta}_{CS}$ es la velocidad angular del segmento en el plano sagital, e I es el momento de inercia del CS dado por:

$$I = m(l\rho)^2 \quad [6]$$

Donde m es la masa del segmento, l es la longitud y ρ el radio de giro distal¹⁶.

Como variables de análisis se determinaron los valores máximos del *momentum* lineal vertical (P_{VM}) y horizontal (P_{HM}); los valores mínimos (L_{Min}) y máximos (L_{Max}) del *momentum* angular. También se analizó la flexión máxima del CS (θ_{MCS}). Todos los cálculos fueron realizados mediante un macro computacional (Igor Pro 5.0 Wavemetrics Inc, Portland, OR, EE. UU.).

Los datos de edad, talla, peso e índice de masa corporal fueron sometidos a un test no paramétrico de Mann-Whitney. Dicho test determinó que no hubo diferencias significativas para las variables mencionadas entre los grupos de estudio ($p > 0.05$).

Los valores P_{VM} , P_{HM} , L_{Max} , L_{Min} y θ_{MCS} de las tres pruebas de cada sujeto fueron promediados. Posteriormente dichos promedios fueron sometidos a un test no paramétrico de Mann-Whitney para determinar las posibles diferencias entre ambos grupos. Todas las pruebas estadísticas se realizaron con un nivel de significación de un 95%. Las pruebas estadísticas fueron realizadas mediante un software de análisis estadístico (Minitab 13.3. Minitab Inc, Pennsylvania, EE. UU.).

Resultados

Los datos promedios y sus desviaciones estándar están resumidos en la tabla 2. Se observó una diferencia significativa entre los valores de *momentum* vertical ($p = 0,03$) entre los grupos, siendo mayor el promedio del grupo SHCF (fig. 2). En el *momentum* horizontal, *momentum* angular máximo y mínimo no se observó diferencia entre ambos grupos ($p > 0,05$). La máxima flexión del CS mostró una diferencia significativa entre ambos grupos ($p = 0,02$), mostrando un mayor promedio de flexión el grupo CHCF (fig. 3).

Discusión

Este trabajo fue diseñado para determinar las posibles diferencias en el desarrollo de *momentum* lineal y angular sobre el CS durante la ejecución del STS entre adultos mayores CHCF y SHCF. De esta forma se pudieron relacionar los antecedentes de caídas frecuentes con la capacidad de desarrollar *momentum* en torno al CS. El envejecimiento ha demostrado producir una pérdida progresiva en la habilidad de ejecutar tareas motoras fundamentales para la independencia en las actividades cotidianas^{2,3,7}. Una posible causa de este deterioro podría ser la incapacidad de generar magnitudes adecuadas de fuerza y de potencia en las extremidades inferiores^{2,14,18,19}. Esto último, sumado a alteraciones de la propiocepción²⁰, así como también el aumento de la dependencia visual²¹, entre otros trastornos, podrían deteriorar la capacidad de mantener el balance en condiciones dinámicas, lo que estaría relacionado con las caídas

Tabla 2Promedios y desviaciones estándar de variables analizadas durante el *sit-to-stand* en adultos mayores con historia de caídas frecuentes y sin historia de caídas frecuentes

Grupo	$\theta_{M_{CS}}$ (°)	P_{HM} (kg m s ⁻¹)	P_{VM} (kg m s ⁻¹)	L_{Max} (kg m ² rad)	L_{Min} (kg m ² rad)
SHCF	35,9 ± 9,7 ^a	22,20 ± 3,09	26,48 ± 4,84 ^b	5,58 ± 1,28	-5,89 ± 1,50
CHCF	47,3 ± 11,0 ^a	23,26 ± 7,97	19,97 ± 7,04 ^b	5,41 ± 2,35	-6,53 ± 2,41

CHCF: con historia de caídas frecuentes; $\theta_{M_{CS}}$: flexión máxima del cuerpo superior; L_{Max} : *momentum* angular máximo del cuerpo superior; L_{Min} : *momentum* angular mínimo del cuerpo superior; P_{VM} : máximo *momentum* vertical del cuerpo superior; P_{HM} : máximo *momentum* horizontal del cuerpo superior; SHCF: sin historia de caídas frecuentes.

^a Diferencia significativa $p = 0,02$.

^b Diferencia significativa $p = 0,03$.

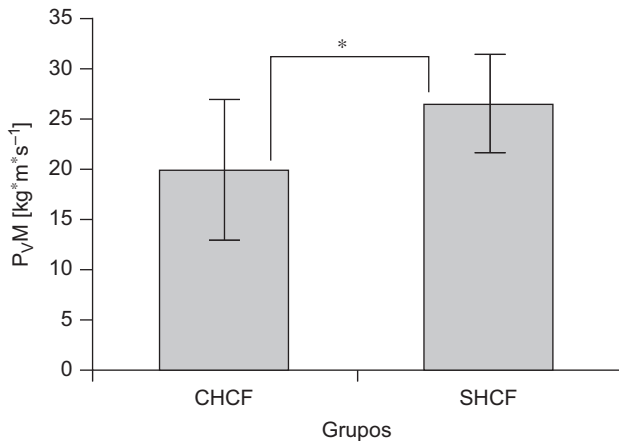


Figura 2. *Momentum* vertical del cuerpo superior durante el *sit-to-stand* ($n = 23$; con historia de caídas frecuentes = 7; sin historia de caídas frecuentes = 16). En el gráfico se muestra el promedio y la desviación estándar para cada grupo. * ($p = 0,03$).

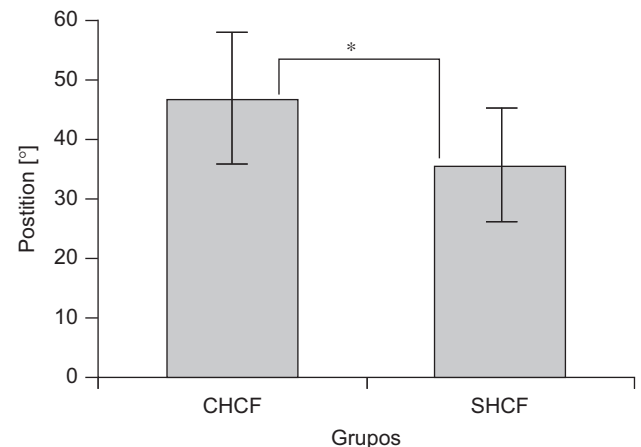


Figura 3. Flexión máxima del cuerpo superior durante el *sit-to-stand* ($n = 23$; con historia de caídas frecuentes = 7; sin historia de caídas frecuentes = 16). En el gráfico se muestra el promedio y la desviación estándar para cada grupo. * ($p = 0,02$).

frecuentes. El patrón de reclutamiento muscular adoptado por un individuo durante la ejecución de una tarea motora debe generar niveles de tensión adecuados, de forma tal que las fuerzas y los torques netos en torno a los segmentos corporales aseguren una adecuada posición de éstos, con el fin de mantener el balance. El hecho de adquirir, por medio del envejecimiento o de otros mecanismos, un deterioro de dicha capacidad (por ejemplo, disminución en la generación de *momentum*) implica una pérdida en la habilidad de ubicar espacial y temporalmente los segmentos corporales. De esta manera, se puede ver afectado el mantenimiento del balance durante la ejecución del STS o de otras tareas motoras. El principal hallazgo de este trabajo fue la pobre capacidad de los sujetos CHCF en la producción de *momentum* vertical sobre el CS durante el STS en comparación con el grupo de sujetos SHCF. Este hallazgo pone de manifiesto que el grupo CHCF presenta un deterioro en la generación de fuerzas que apliquen una mayor velocidad vertical al segmento de CS. Dicho deterioro no fue observado en el sentido horizontal, de forma tal que la incapacidad de aplicar mayor velocidad al CS en el grupo de sujetos CHCF se manifiesta cuando dicho segmento debe ser desplazado en contra de la gravedad. Esto pone en evidencia que los sujetos CHCF presentan una pérdida en la capacidad de generar fuerzas y torques netos que produzcan un impulso importante sobre el CS, cuando éste es desplazado en sentido vertical. Esto podría ser indicador de que en este grupo existe un deterioro más importante en la capacidad de generar fuerza y potencia muscular, principalmente por las extremidades inferiores, las cuales son las principales responsables del cambio en la posición vertical que experimenta el CS durante el STS. Otro hallazgo de este trabajo fue la mayor flexión del CS realizada por el

grupo de sujetos CHCF, la cual ha sido descrita como una estrategia que tiende a aumentar la estabilidad postural^{18,22–25}. Por otro lado, este aumento en la flexión del CS no fue acompañado por una disminución o por un aumento de los valores de *momentum* angular. Podríamos especular que frente a la pérdida de capacidad de generar *momentum* lineal en el sentido vertical, los sujetos del grupo CHCF podrían usar una estrategia adaptativa, incrementando el *momentum* angular del CS. Este incremento se realizaría con dos objetivos: aumentar el impulso del CS mediante el aumento del *momentum* angular en la fase de flexión (reflejado en valor mínimo del *momentum*), o bien aumentar el *momentum* angular en la fase de extensión del CS (indicado por el valor máximo), con el fin de favorecer su desplazamiento vertical. Sin embargo, no existió diferencia entre los valores de *momentum* angular entre los sujetos CHCF y SHCF, lo que demuestra que los sujetos CHCF no utilizan como mecanismos de compensación el incremento del *momentum* angular del CS. Las caídas son, sin duda, uno de los problemas de mayor relevancia en los adultos mayores^{26,27}, siendo nuestro país uno de los de mayor prevalencia de caídas en Latinoamérica²⁸. Por esta razón, es necesario el diseño de entrenamientos terapéuticos que tengan por objetivo disminuir los riesgos de caídas en los adultos mayores. En esta dirección, Bernardi et al²⁹ han demostrado la existencia de una relación entre la fuerza de los extensores de rodilla y la capacidad de generar velocidad al COM durante el STS en un grupo de adultos mayores con patologías musculoesqueléticas. Estos mismos autores demostraron que en este mismo grupo de pacientes con un entrenamiento terapéutico mejoraron la capacidad de generar velocidad sobre el COM. Futuros trabajos deben ser orientados a determinar si la mejora de la capacidad de

generar movimiento y, con ello, *momentum* en torno al CS, podrá disminuir el riesgo de caídas en los adultos mayores.

Conclusión

Para la muestra evaluada, una característica de los sujetos con antecedentes de caídas frecuentes fue la pobre capacidad de generar *momentum* en el sentido vertical y un aumento de la flexión del CS en comparación con los sujetos SHCF.

Financiación

Universidad Santo Tomás.

Bibliografía

- Cahill BM, Carr JH. Intersegmental coordination in sit-to-stand: An age cross-sectional study. *Phys Res Int*. 1999;4:12–27.
- Skelton DA, Greig CA, Davies JM, Young A. Power and related functional ability of healthy people aged 65–89 years. *Age Ageing*. 1994;23:371–7.
- Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: Association with self-reported disability and prediction on mortality and nursing home admission. *J Geronto*. 1994;49:M85–94.
- Nikfer E, Kerr K, Attfield S, Playford DE. Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. *Mov Disord*. 2002;17:274–82.
- Burdett RG, Havasevich R, Pisciotto J, Simon SR. Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys Ther*. 1985;65:1177–83.
- Monger C, Carr JH, Fowler V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil*. 2002;16:361–7.
- Alexander NB, Schultz AB, Warwick DN. Rising from a chair: Effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J Gerontol*. 1991;46:M91–8.
- Baer GD, Ashburn AM. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;76:844–9.
- Bohannon RW. Referent values for the five-repetition sit-to-stand test: A descriptive meta-analysis of data from elders. *Percept Mot Skills*. 2006;103:215–22.
- Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79:1043–6.
- Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*. 1988;319:1701–7.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995;3:193–214.
- Pai YC, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech*. 1997;30:347–54.
- De Vito G, Bernardi M, Forte R, Pulejo C, Macaluso A, Figura F. Determinants of maximal instantaneous muscle power in women aged 50–75 years. *Eur J Appl Physiol*. 1998;78:59–64.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3rd ed. New York: Wiley and Sons; 2004.
- Dempster W.T. Space requirements of the seated operator, WADC-TR-55-159, Wright Patterson Air Force Base. 1955.
- Janssen WGM, Bussmann HBJ, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: A review. *Phys Ther*. 2002;82:866–79.
- Scarborough DM, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait and Posture*. 1999;10:10–20.
- Hughes MA, Myers BS, Schenkman ML. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech*. 1996;29:1509–13.
- Stelmach GE, Sirica A. Aging and proprioception. *Age*. 1986;9:99–103.
- Seidler-Dobrin RD, Stelmach GE. Persistence in visual feedback control by the elderly. *Experimental Brain Research*. 1998;119:467–74.
- Hutchinson EB, Riley PO, Krebs DE. A dynamic analysis of the joint forces and torque during rising from a chair. *IEEE Trans Rehab Engin*. 1994;2:49–56.
- Milligton PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73:609–17.
- Nuzik S, Lamb R, VanSant A, Hirt S. Sit-to-stand movement pattern: A kinematics study. *Phys Ther*. 1986;66:1708–13.
- Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*. 2000;33:1113–22.
- Formiga F, Rivera A, Nolla JM, Pujol R. Characteristics of fall producing hip fracture in an elderly population. *Gerontology*. 2004;50:118–99.
- Salvà A, Bolívar I, Pera G, Arias C. Incidence and consequences of falls among elderly people living in the community. *Med Clin (Barc)*. 2004;122:172–6.
- Reyes-Ortiz CA, Al Snih S, Markides KS. Falls among elderly persons in Latin American and the Caribbean among elderly Mexican-Americans. *Rev Panam Salud Publica/Pan Am J Public Health*. 2005;17:362–9.
- Bernardi M, Rospondi A, Castellano V, Rodio A, Traballesi M, Delussu A, et al. Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14:401–10.