

ORIGINAL/Sección Biológica

Diferencias biomecánicas durante la transferencia de sedente a bípedo entre adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes

Rodrigo Antonio Guzmán^{a,*}, Helvio Porcel Melián^b, Benoit Cordier^b y Rony Adul Silvestre^a^a Centro de Estudios del Movimiento Humano, Escuela de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad Mayor, Santiago, Chile^b Unidad de Caídas y Trastornos de la Marcha, Instituto Nacional de Geriátría, Santiago, Chile

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 8 de octubre de 2009

Aceptado el 10 de mayo de 2010

On-line el 22 de julio de 2010

*Palabras clave:*Caídas
Ancianos
Biomecánica
Momento

RESUMEN

Introducción: El fenómeno de caídas frecuentes (CF) es un problema de salud para la población adulta mayor, por lo cual el diseño de herramientas objetivas en la valoración del riesgo de CF es necesario, en este sentido la utilización de parámetros biomecánicos puede ser de utilidad en el diseño de estas. El objetivo de este trabajo estuvo en describir las diferencias biomecánicas registradas durante la transferencia de sedente a bípedo (TSB) entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes.

Material y método: Se evaluó una muestra de 60 sujetos adultos mayores, divididos en 2 grupos de 30. El primero de ellos formado por sujetos sin historia de caídas frecuentes (SHCF) y el otro con historia de caídas frecuentes (CHCF). En ambos grupos se evaluó la velocidad del centro de masa, la magnitud de flexión anterior de tronco, los momentos articulares y de soporte de la extremidad inferior y el tiempo de ejecución durante la TSB.

Resultados: Los sujetos CHCF generaron menor velocidad vertical ($p < 0,001$), menor pendiente ($p < 0,001$), mayor inclinaron de tronco ($p < 0,0001$), menor momento de soporte ($p = 0,001$) y tardaron más en ejecutar la TSB ($p = 0,0001$) que el grupo SHCF.

Conclusiones: Existen diferencias en los parámetros biomecánicos registrados durante la TSB entre ancianos CHCF y SHCF. Los resultados indican que la función de los músculos extensores de cadera podrían tener un importante rol en la ejecución de la TSB en sujetos CHCF. Las variables biomecánicas registradas durante la TSB deben ser consideradas como herramientas útiles para diferenciar entre sujetos CHCF y SHCF, pudiendo ser consideradas en el diseño de herramientas para determinar el riesgo de caídas frecuentes.

© 2009 SEGG. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Differences in biomechanical parameters during sit to stand transfer between elderly with and without history of frequent falls

ABSTRACT

*Keywords:*Falls
Elderly
Biomechanics
Moment

Introduction: The phenomenon of frequent falls (FF) is a health problem in the older population, and is a reason why tools need to be designed for the objective assessment of the risk of FF. In this sense the use of biomechanical parameters could be of use in designing these. The aim of this work was to describe the biomechanical differences registered during a sit to stand transfer (STS) between subjects with and without a history of frequent falls.

Material and method: A sample of sixty voluntary older adults were assessed, divided in two groups of thirty subjects. The first group was composed of older adults without history of frequent falls (WoHFF) and the other group with history of frequent falls (WHFF). In both groups the velocity of the mass centre, the anterior flexion of the trunk, the joint and support moments of the lower extremity and the time of execution during the TSB was assessed.

Results: The subjects WHFF generate a slower vertical velocity ($P < 0.001$), lower slope ($P < 0.001$), greater anterior trunk flexion ($P < 0.0001$), lower support moment ($P = 0.001$) and took longer in executing the STS ($P = 0.0001$) than the group WoHFF.

Conclusions: Differences exist in the biomechanical parameters registered during the STS between the elderly WHFF and WoHFF. The results indicate that the function of the hip extensor muscles could have an important role in the execution of the STS in subjects WHFF. The biomechanical parameters assessed during the STS should be considered as useful tools to distinguish between subjects WHFF and WoHFF, and should be considered in the design of tools to determine the risk of frequent falls.

© 2009 SEGG. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

* Autor para correspondencia.

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

El fenómeno de las caídas frecuentes es un problema real y trascendente en la vida de la población adulta mayor. La quinta causa de muerte en adultos mayores (AM) de países desarrollados son los accidentes, siendo las causas más frecuentes de estos las caídas^{1,2}. Solo en el año 2003, en los Estados Unidos de Norte América, un total de 13.700 personas mayores de 65 años murieron por causa de las caídas y 1,8 millones fueron tratados en servicios de urgencia por daños no fatales producto de una caída³.

Las tareas motoras que están relacionadas con las caídas son principalmente dos. Por un lado la marcha está en relación a un 64,8% de las caídas y un 35,2% de estas acontece durante la transferencia de sedente a bípedo⁴. La transferencia de sedente a bípedo (TSB, en la literatura anglo-sajona conocida como «sit-to-stand») es una de las tareas motoras más frecuentes en la vida cotidiana, y es requisito fundamental para iniciar la marcha desde una posición sedente. La correcta ejecución de esta tarea motora, determina el grado de independencia funcional de un individuo⁵, y la pérdida de habilidad en ejecución se traduce en un deterioro importante en la funcionalidad, independencia y calidad de vida⁶. Algunas patologías neurológicas^{7,8} y el envejecimiento producen una merma en la capacidad de levantarse desde una silla⁹⁻¹². En el ambiente clínico, el rendimiento en la ejecución del TSB se ha usado como una prueba funcional, y su tiempo de ejecución se ha utilizado como predictor de caídas en AM^{13,14}. La TSB, desde el punto de vista del control postural, es una tarea exigente debido a que implica la transición desde una posición altamente estable, a una comparativamente inestable. Por esta razón la TSB es una prueba adecuada en la evaluación del control postural¹⁵, e indicador de la fuerza^{16,17} y propiocepción de la extremidad inferior¹⁸.

El desarrollo de herramientas que contribuyan a la prevención de las caídas, como la creación de predictores con alta sensibilidad y especificidad, es una real necesidad para el área geriátrica. En este sentido, el primer paso en el desarrollo de un predictor de caídas, es identificar aquellas variables que son capaces de discriminar entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes.

El objetivo de esta investigación fue describir el comportamiento de parámetros biomecánicos registrados durante la transferencia de sedente a bípedo en sujetos con y sin historia de caídas frecuentes, con la finalidad de contribuir a la identificación de parámetros biomecánicos que pudieran ser útiles en la diferenciación de adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes.

Material y método

El modelo de investigación, correspondió a un estudio de tipo observacional y analítico de corte transversal.

Mediante un muestreo no probabilístico y por conveniencia se obtuvo una muestra de sesenta sujetos (n=60). 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 desde sedente a bípedo 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 (2 o más caídas en los últimos 6 meses)¹⁹ y c) poder transferirse desde sedente a bípedo en forma autónoma y sin ayuda de las extremidades superiores. Así se obtuvieron dos grupos. El primer grupo de estudio consistió de 30 sujetos (20 mujeres; 10 hombres), sin historia de caídas frecuentes (SHCF). Los sujetos de este grupo fueron reclutados desde la comunidad, en forma telefónica, a partir de los registros del Instituto Nacional de Geriátrica (ING). El segundo grupo de adultos mayores estuvo formado por sujetos

con historia de caídas frecuentes (CHCF). Dicho grupo estuvo compuesto por 30 sujetos (26 mujeres, 4 hombres) los cuales fueron reclutados en el ING. Para ambos grupos se aplicaron los siguientes criterios de exclusión: a) demencias de cualquier tipo (minimental inferior a 10); b) enfermedades neurológicas centrales o periféricas; c) antecedentes de patologías del aparato locomotor que involucren compromisos de la función, 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; g) desnutrición.

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

Todos los sujetos participaron en forma voluntaria y se les solicitó su consentimiento por escrito, 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 el comité de ética del Instituto Nacional de Geriátrica.

Las características de edad, talla y masa de ambos grupos son mostrados en la tabla 1.

Los parámetros biomecánicos evaluados durante la TSB se calcularon a partir de variables cinemáticas y cinéticas. Para el registro de las variables cinemáticas se utilizó un sistema de análisis de movimiento basado en procesamiento de imágenes (APAS System, Ariel Dynamics, Trabuco Canyon, CA USA). Las imágenes fueron obtenidas mediante tres cámaras de video (GR-DVL9800U, JVC, Tokio, Japón), cuyas secuencias de imágenes fueron capturadas a una frecuencia de muestreo de 60 Hz.

Los segmentos corporales del tronco, muslo, pierna y pie fueron representados mediante marcadores reflectantes de 25 mm de diámetro (Ariel Dynamics, Trabuco Canyon, CA USA), fijados con cinta doble faz hipoalérgica en los siguientes sitios anatómicos del hemicuerpo derecho de cada sujeto²⁰: i) centro de la articulación glenohumeral; ii) 10 milímetros por delante de la mayor prominencia del trocánter mayor del fémur; iii) en el tubérculo del condilo lateral del fémur; iv) en el ápice del maleolo fibular y, v) en el extremo distal del segundo metatarsiano. Adicionalmente se ubicó un marcador en el proceso espinoso de la primera vértebra torácica y otro en el extremo más distal de una de las plataforma de fuerza (fig. 1).

Las variables cinéticas de fuerza de reacción del piso y coordenadas del centro de presión, necesarios para el cálculo de los momentos articulares, fueron obtenidos de dos plataformas de fuerza (OR6 AMTI, Advance Mechanical Technology, Inc. Walthamtown, MA, USA.), cuyos registros fueron adquiridos con un conversor análogo digital (NI USB 6229, National Instruments Corp., Hungría) mediante un programa de captura de datos (IgorPro 5.0 Wavemetrics Inc, Portland, OR USA.), a una frecuencia de muestreo de 60 Hz. Los registros cinemáticos y cinéticos fueron sincronizados mediante un dispositivo de sincronización (Sincro,

Tabla 1
Característica de edad, masa y talla de la muestra

Grupos	Edad [años]	Masa [kg]	Talla [cm]
CHCF	76,5 (6,1)	66,2 (12,6)	152,8 (8,6)
SHCF	73,5 (6,4)	65,7 (10,5)	155,6 (8,2)

CHCF: con historia de caídas frecuentes (n=30); SHCF: sin historia de caídas frecuentes (n=30). Se muestra el promedio de cada variable y su desviación estándar entre paréntesis.

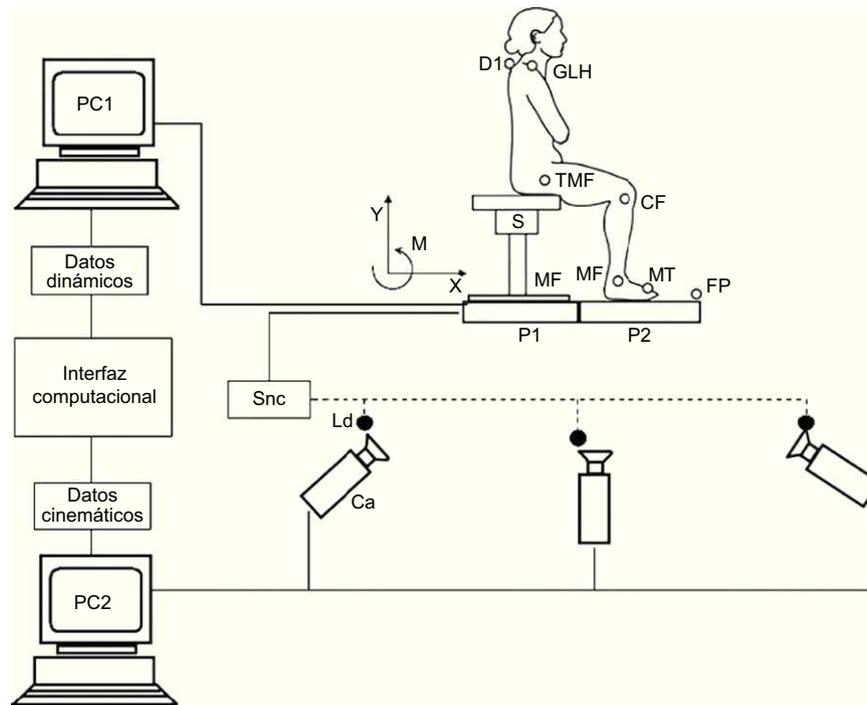


Figura 1. Esquema del montaje experimental y el conjunto de marcadores utilizados. S: silla de altura regulable; P1: plataforma de fuerza que sostuvo la silla; P2: plataforma de fuerza sobre la cual el sujeto adoptó la posición bípeda; Ca: cámara de video; DI: diodos luminosos; Snc: Dispositivo de sincronización; PC1: computador de captura de datos cinéticos a partir de las plataformas de fuerza; PC2: Computador de captura de imágenes y obtención de datos cinemáticos; GLH: centro articulación glenohumeral; D1: Proceso espinoso de la primera vértebra torácica; TMF: ápice del trocánter mayor del fémur; CF: tubérculo del condilo femoral lateral; MF: ápice del maleolo fibular; MT: cabeza del segundo metatarsiano; PF: vértice anterior izquierdo de plataforma de fuerza.

Kinetecnic, Santiago, Chile) con un error máximo de sincronización de 0,017 segundos.

Para normalizar las condiciones en la ejecución de la prueba, se utilizó una silla de altura regulable a la distancia entre el suelo y la interlinea articular de rodilla de cada sujeto. El esquema de la figura 1 muestra el montaje utilizado para las mediciones.

Cada sujeto recibió una explicación verbal de la prueba y cuando existió certeza de que la entendió, se le solicitó que se desnudara los pies y tomara asiento en la silla, apoyara y cruzara sus extremidades superiores por delante de su tronco. Esto último se utilizó para que las extremidades superiores no participaran en forma activa en la ejecución del TSB. Frente a una segunda señal verbal, el sujeto adoptó la posición de pie, manteniendo la vista al frente, sin cambiar de posición las extremidades superiores. La velocidad de ejecución y la posición de los pies durante la TSB, fue la que cada sujeto adoptó en forma espontánea. Los sujetos realizaron una repetición de ensayo, luego cada uno realizó 3 pruebas separadas por un minuto, durante las cuales se registraron las variables cinemáticas y cinéticas, las que fueron almacenadas para su posterior análisis.

Mediante una interfaz computacional programada en IgorPro (IgorPro, Wametrics, Portland, OR, USA.) se calcularon las siguientes variables de análisis:

i) Velocidad máxima del centro de masa en el sentido vertical ($Max\dot{S}cdm_y$) y horizontal ($Max\dot{S}cdm_x$); ii) pendiente entre el valor máximo de la componente vertical y horizontal de la velocidad del centro de masa y el tiempo entre dichos valores máximos ($P_{\dot{S}cdm}$); iii) máxima inclinación anterior de tronco ($\theta_{max_{Tronco}}$); iv) valores máximos de los momentos o «torques» articulares de cadera (M_C), rodilla (M_R), tobillo (M_T) y de soporte (M_S), normalizados a la talla y peso de cada sujeto²¹ y v) tiempo de ejecución de la TSB (T_{TSB}).

El inicio de la TSB se definió como el instante en el cual el marcador ubicado en la primera vértebra torácica modificó su

posición en el sentido horizontal más de un 5% de su valor basal, el fin de la TSB se consideró cuando la velocidad vertical del marcador de la primera vértebra torácica se igualó a cero.

El tipo de distribución de los datos de edad, masa, talla y de las variables de análisis, fueron estudiados mediante el test de Shapiro-Wilk. Para comparar las diferencias entre los componentes de velocidad al interior de cada grupo se utilizó una prueba de t-Student emparejada. El análisis entre los momentos articulares al interior de cada grupo fue realizado mediante una prueba de Kruskal-Wallis.

Con la finalidad de describir la relación entre las variables de estudio en los grupos CHCF y SHCF, se analizaron las variables de análisis, según el tipo de distribución, mediante un test de correlación de Pearson o Spearman.

Se compararon las características etarias y antropométricas entre los 2 grupos de estudio mediante una prueba de Mann-Whitney. La comparación de las variables de análisis entre los grupos fueron estudiadas mediante las pruebas de t-Student o Mann-Whitney según el tipo de distribución.

Todos los análisis estadísticos fueron realizados mediante el programa GraphPad Prism[®] 5.0 (GraphPad Software inc.) con un nivel de significancia de un 95%.

Resultados

No se observó diferencia significativa en la edad, masa y talla entre los grupos CHCF y SHCF ($p > 0,05$).

En el grupo SHCF la $Max\dot{S}cdm_y$ fue mayor que la $Max\dot{S}cdm_x$ ($p=0,001$). Mientras que en el grupo CHCF no existió diferencia significativa entre los 2 componentes de velocidad del centro de masa. En ambos grupos la $Max\dot{S}cdm_x$ siempre se registró previo a la $Max\dot{S}cdm_y$. Al comparar la $Max\dot{S}cdm_x$ entre los grupos SHCF y

CHCF no se observó una diferencia significativa. Mientras que al contrastar las $Max\dot{S}cdm_y$ sí se observó una diferencia significativa entre ambos grupos ($p < 0,001$). Los valores de $Max\dot{S}cdm_y$ y $Max\dot{S}cdm_x$ para cada grupo son representados en la figura 2. Las magnitudes de las $P_{\dot{S}cdm}$ fueron diferentes entre los grupos CHCF y SHCF ($p < 0,001$), ver figura 3.

Las variables de $\theta_{max_{Tronco}}$ y T_{TSB} fueron estadísticamente mayores en el grupo CHCF en comparación al grupo SHCF ($p < 0,0001$ y $p = 0,0001$, respectivamente), ver figura 4.

Al comparar los momentos articulares al interior de cada grupo, se observó tanto en el grupo CHCF como en el SHCF, que el M_T fue el de menor magnitud en comparación con los M_C , M_R y M_S (CHCF: $p < 0,0001$; SHCF: $p < 0,0001$). En ambos grupos no existió diferencia significativa entre el M_C y M_R ($p > 0,05$).

Al comparar los momentos articulares entre los grupos, solo se registró una diferencia significativa en M_S ($p = 0,001$). La figura 5 muestra una comparación de los promedios y desviaciones

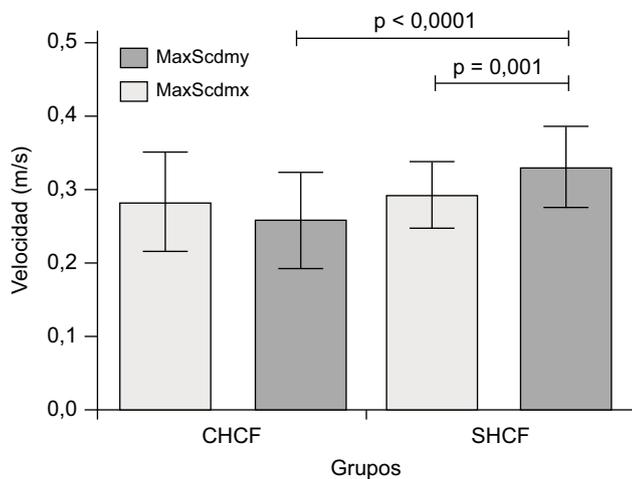


Figura 2. Componentes de velocidad del centro de masa, se presentan los promedios y sus desviaciones estándares. CHCF: con historia de caídas frecuentes ($n=30$), SHCF: sin historia de caídas frecuentes ($n=30$). Existió diferencia entre los componentes verticales ($Max\dot{S}cdm_y$) y horizontales ($Max\dot{S}cdm_x$) solo en el grupos SHCF ($p=0,001$). Se registró diferencia significativa entre los componentes verticales entre los grupos CHCF y SHCF ($p < 0,0001$).

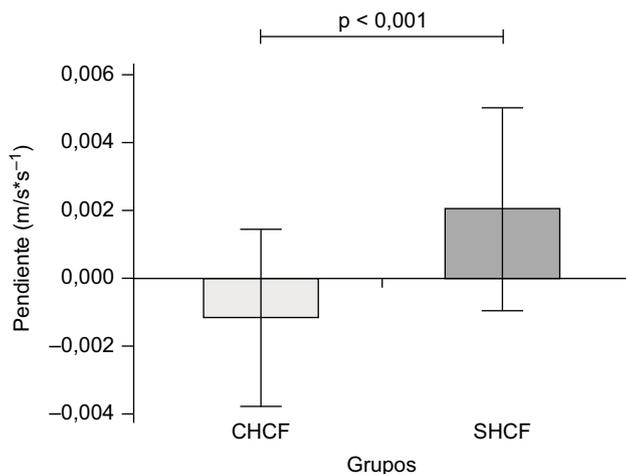


Figura 3. Pendientes entre los valores máximos de los componentes de velocidad del centro de masa, se presentan los promedios y sus desviaciones estándares para cada grupo. CHCF: con historia de caídas frecuentes ($n=30$), SHCF: sin historia de caídas frecuentes ($n=30$). Existió diferencia significativa entre los grupos SHCF y CHCF ($p < 0,001$).

estándares de los momentos articulares y de soporte entre ambos grupos de estudio.

Los coeficientes de correlación obtenidos entre las variables de estudio para ambos grupos son expuestos en la tabla 2.

Discusión

El componente de velocidad horizontal del centro de masa (CDM) produce la ganancia inicial de cantidad de movimiento o momentum horizontal del cuerpo superior, luego este, por principios de conservación, es transferido al sentido vertical para alcanzar la posición bípeda. Por esta razón los mecanismos de generación de momentum horizontal son claves para la TSB. Los principales responsables de la generación de la cantidad de movimiento horizontal son los músculos flexores de tronco y cadera. Así lo demostró Scarborough et al²², quienes obtuvieron una buena correlación entre la fuerza máxima del músculo cuádriceps y la velocidad horizontal del CDM en la TSB ($r=0,47$, $p=0,004$). En el presente estudio no se encontraron diferencias en la capacidad de generar velocidad horizontal del centro de masa entre sujetos CHCF y SHCF. Sin embargo, al correlacionar la velocidad horizontal con el tiempo de ejecución de la TSB, dicha correlación solo resultó significativa para el grupo CHCF ($r = -0,62$, $p = 0,0003$). Este hallazgo podría ser interpretado como una mayor dependencia del desarrollo de momentum horizontal en la ejecución de la TSB en sujetos CHCF, dependencia que respondería a una adaptación de este grupo frente al deterioro de su capacidad de generar momentum vertical, o bien a una merma en la capacidad de transferir el momentum horizontal al vertical.

Uno de los hallazgos más importantes de este trabajo, fue que los sujetos CHCF generaron valores de $Max\dot{S}cdm_y$ menores que los sujetos SHCF ($p < 0,001$). Existe muy poca información acerca de las diferencias cinemáticas entre SHCF y CHCF durante la TSB. Sin embargo, existen reportes del comportamiento de la velocidad del CDM durante la TSB en jóvenes con secuelas de traumatismo encefalo craneal²⁵ y adultos mayores con deterioro motor²³.

Nuestros resultados demuestran que la historia de caídas frecuentes se relaciona con una pérdida en la capacidad de generar velocidad vertical del CDM, lo que podría ser un factor importante asociado al fenómeno de caídas frecuentes, por lo cual la velocidad vertical del centro de masa puede ser considerada

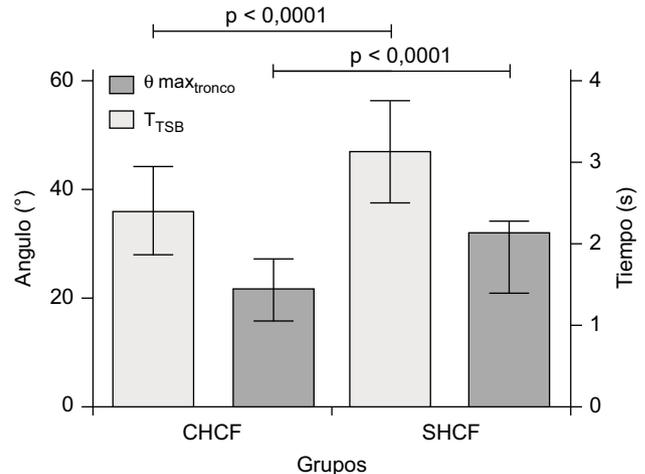


Figura 4. Máxima flexión de tronco ($\theta_{max_{Tronco}}$) y del tiempo de ejecución de la TSB (T_{TSB}) en los grupos CHCF y SHCF, se presentan los promedios y sus desviaciones estándares. CHCF: con historia de caídas frecuentes ($n=30$), SHCF: sin historia de caídas frecuentes ($n=30$). Existió diferencia significativa entre los grupos para $\theta_{max_{Tronco}}$ ($p < 0,0001$) y T_{TSB} ($p < 0,0001$).

como un buen diferenciador entre sujetos CHCF y SHCF. Las diferencias en la capacidad de desarrollar velocidad vertical, podrían estar relacionadas entre otros factores, con una estrategia motora tendiente a mantener la estabilidad postural durante la TSB, y por otro lado, al efecto de la debilidad muscular. En el primer caso, al realizar en forma más lenta la TSB, es más factible controlar por parte del sujeto la proyección de su CDM dentro de su base de sustentación, lo cual es más complicado de realizar a una alta velocidad, debido a los componentes inerciales que se puedan generar. Por otro lado, la pérdida de masa muscular que es parte del proceso de envejecimiento, produciendo una merma en el área de sección transversal de los músculos, siendo esta variable uno de los factores geométricos más importantes en la capacidad de generar fuerza, y esta última a su vez es uno de los elementos claves en el desarrollo de velocidad de los segmentos corporales. En este sentido, Scarborough et al²² reportaron una moderada correlación entre la fuerza máxima de los extensores de rodilla y el máximo momentum vertical del centro de masa

($r=0,53$, $p < 0,005$), resultados similares fueron encontrados por Bernardi et al²³ ($r=0,66$, $p < 0,001$).

Un parámetro muy interesante de estudiar y capaz de caracterizar el componente vertical y horizontal de la velocidad del CDM de una vez, es la pendiente generada entre los valores máximos de dichos componentes (vertical y horizontal) y el tiempo transcurrido entre ambos valores máximos. Existen datos bibliográficos que indican que dicha pendiente es positiva en adultos jóvenes sanos²² y portadores de lesiones neurológicas²⁴. También existen datos que reportan que en adultos mayores sanos sin antecedentes de caídas frecuentes las pendientes en cuestión adoptan valores positivos^{23,25,26}. Sin embargo, la información en adultos mayores con historia de caídas frecuentes es escasa. Bernardi et al²³ reportó pobres valores de velocidad vertical durante la TSB en adultos mayores con deterioro motor, teniendo algunos de ellos importantes factores de riesgo de caídas frecuentes. Sin embargo, dicho autor no centró su análisis en la relación entre los componentes de la velocidad. Un estudio previo²⁶ realizado por los autores en una muestra de 16 AM SHCF y 7 AM CHCF, demostró que en estos últimos la cantidad de movimiento vertical fue menor que la horizontal, mientras que la condición contraria fue registrada en el grupo SHCF. Esto implicó que las pendientes de las velocidades en el grupo CHCF fueron negativas, y positivas en el grupo SHCF. Dichos hallazgos fueron corroborados por los datos del presente trabajo, observando pendientes promedio negativas para sujetos CHCF y positivas para sujetos SHCF. Las pendientes en cuestión podrían ser interpretadas desde el punto de vista mecánico como la capacidad del individuo para transferir la cantidad de movimiento desde el sentido horizontal al vertical, de esta forma una pendiente positiva implica que el momentum horizontal es transferido al vertical, por el contrario una pendiente negativa informa de una claudicación de dicha transferencia. Las diferencias en las pendientes entre ambos grupos podrían ser atribuidas a una menor capacidad de los sujetos CHCF en desarrollar velocidad vertical de su CDM, posiblemente por una menor capacidad de generar fuerza y potencia muscular^{22,25,27}.

La inclinación anterior de tronco es un factor de importancia en la ejecución de la TSB. Al comparar la magnitud de esta, el grupo CHCF inclinó más su tronco que el grupo SHCF ($p < 0,0001$). Este resultado indica un posible predominio de la estrategia de

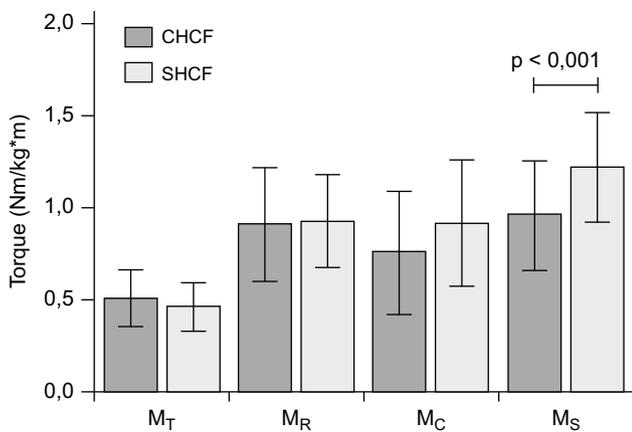


Figura 5. Valores promedios y desviación estándar de los momentos articulares de tobillo (M_T), rodilla (M_R), cadera (M_C) y de soporte (M_S) en los grupos CHCF y SHCF. CHCF: con historia de caídas frecuentes ($n=30$). SHCF: sin historia de caídas frecuentes ($n=30$). Existió diferencia significativa entre los grupos para M_S ($p < 0,001$).

Tabla 2

Coefficientes de correlación entre variables de análisis en sujetos sin historia de caídas frecuentes (SHCF, $n=30$) y con historia de caídas frecuentes (CHCF, $n=30$)

	$Max\dot{S}cdm_y$		$Max\dot{S}cdm_x$		$P_{\dot{S}cdm}$		$\theta_{maxTronco}$		T_{TSB}	
	SHCF	CHCF	SHCF	CHCF	SHCF	CHCF	SHCF	CHCF	SHCF	CHCF
M_C	0,01	-0,08	0,42^a	0,23	-0,27	-0,31	0,13	-0,03	-0,01	-0,06
M_R	0,21	-0,03	-0,05	-0,14	0,03	0,19	-0,16	0,20	0,19	0,35
M_T	0,28	-0,03	0,25	0,23	-0,05	-0,17	0,38	0,27	-0,01	0,09
M_S	0,16	-0,10	0,28	-0,07	0,03	-0,18	0,30	0,14	-0,09	0,32
$Max\dot{S}cdm_y$	-	-	0,34	0,37^b	0,66^c	-0,46^d	-0,33	-0,16	-0,64^e	-0,66^f
$Max\dot{S}cdm_x$	0,34	0,37^b	-	-	-0,34	0,57^g	0,29	-0,01	-0,31	-0,62^h
$P_{\dot{S}cdm}$	0,66^c	0,46^d	-0,34	-0,57^g	-	-	-0,58ⁱ	-0,16	-0,46^j	0,02
$\theta_{maxTronco}$	-0,33	-0,16	0,29	-0,01	-0,58ⁱ	-0,16	-	-	0,48^k	0,47^l

^a $p=0,02$.

^b $p=0,044$.

^c $p=0,00007$.

^d $p=0,01$.

^e $p=0,0001$.

^f $p=0,00008$.

^g $p=0,001$.

^h $p=0,0003$.

ⁱ $p=0,0009$.

^j $p=0,01$.

^k $p=0,007$.

^l $p=0,009$.

«flexión exagerada de tronco»^{28,29} en el grupo CHCF, en comparación con el SHCF. El incremento de la flexión anterior de tronco, es atribuible a una estrategia compensatoria para acercarse al CDM a la base de sustentación, de esta forma incrementar la estabilidad postural²⁸. También el incremento de la flexión anterior de tronco podría deberse a una estrategia compensatoria frente a una debilidad de los músculos extensores de rodilla, cuyo objetivo es acercarse al CDM del cuerpo superior al eje de rotación de la rodilla para disminuir el momento de inercia de este con respecto al eje articular, y con ello mejorar la eficiencia mecánica de los extensores de esta articulación.

La duración de la TSB mostró dependencia de la magnitud de inclinación de tronco en ambos grupos de estudio (CHCF: $r=0,47$, $p=0,009$; SHCF: $r=0,48$, $p=0,01$), cuya interpretación indica que a mayor inclinación de tronco mayor es también el tiempo requerido para ejecutar la TSB, tiempo que está relacionado con el riesgo de sufrir caídas en forma frecuente³⁰.

En sujetos adultos sanos se han reportado tiempos de ejecución de la TSB de 1,39³¹, 1,60³² y 1,70³³ segundos. El tiempo registrado en el grupo SHCF es levemente mayor que los registrados en adultos jóvenes sanos, concordante con lo publicado por Gross³⁴. El valor promedio registrado en el grupo SHCF, es indicador de bajo riesgo de sufrir caídas frecuentes³⁰. Por el contrario el tiempo medido en el grupo CHCF fue mayor en comparación al grupo SHCF ($p < 0,0001$). Considerando los antecedentes que indican que el tiempo empleado para levantarse desde una silla se relaciona con el riesgo de caídas³⁰, los resultados obtenidos en este trabajo afirman la característica de historia de caídas frecuentes en la muestra de sujetos CHCF evaluados y la ausencia de dicha historia en el grupo SHCF.

En este trabajo se evaluaron los torques articulares de tobillo, rodilla y cadera con la finalidad de examinar si la historia de caídas frecuentes se relaciona con la mayor o menor capacidad de generar torque en una de dichas articulaciones. En este sentido Cross et al³⁴ reportaron que el torque articular de rodilla fue mayor que el de cadera en una muestra de sujetos jóvenes y adultos mayores SHCF. O'Meara et al³⁵ también describieron un mayor torque en rodilla que en cadera. Sibella et al³⁶ observaron la misma tendencia en sujetos obesos, pero la situación inversa en su grupo control. En niños sanos, Seven et al³⁷ reportaron un predominio del torque de cadera por sobre el de rodilla en la misma tarea motora. Los resultados del presente trabajo mostraron que la menor magnitud de torque se registró en el tobillo, seguido por los de cadera y rodilla, entre los cuales no existió diferencia significativa. También la presencia o ausencia de historia de caídas frecuentes no determinó una diferencia entre las magnitudes de los torques articulares, de esta manera no es posible relacionar la capacidad de generar torque en una articulación determinada durante la TSB con el riesgo o historia de caídas frecuentes, salvo una tendencia sin sustento estadístico del grupo SHCF a registrar un mayor torque de cadera en comparación al grupo CHCF. La ausencia de diferencia en los momentos articulares entre ambos grupos puede ser atribuible a que la TSB implica el desarrollo de magnitudes de torque submáximas (27-30%)³⁸, lo que no permitiría dejar de manifiesto diferencias existentes en niveles más altos de exigencia.

El torque de soporte descrito inicialmente por Winter^{21,39}, implica la sumatoria de los torques extensores de la extremidad inferior. Según este autor, dicho torque sería el responsable de evitar el colapso de la extremidad inferior por acción de la gravedad. No existen antecedentes conocidos por parte de los autores que describan el registro del torque de soporte en el estudio de la TSB, y menos aún en una comparación entre sujetos CHCF y SHCF. Los resultados obtenidos en este trabajo indicaron una diferencia significativa entre el valor máximo del torque de soporte entre sujetos CHCF y SHCF ($p=0,001$). Este hallazgo

sugiere que durante la TSB, los sujetos SHCF son menos vulnerables al colapso, es decir, a sufrir una caída en comparación a los sujetos CHCF. La causa posible de esta diferencia entre los grupos, puede ser atribuible a un mayor o menor grado de coordinación neuromuscular en la generación torque articular destinado a dar soporte a la extremidad inferior y con ellos a todo el cuerpo. Esto podría ser indicador de alteraciones a nivel de procesos de control motor en los sujetos CHCF en comparación a los sujetos SHCF. La diferencia en el torque de soporte entre ambos grupos podría ser también atribuible a la tendencia de generar un mayor momento a nivel de cadera en el grupo SHCF en comparación con el grupo CHCF, tendencia que no se registró en las articulaciones de rodilla y tobillo. De acuerdo con esto, es necesario enfocar futuras investigaciones en las posibles diferencias en la capacidad de generar torque y fuerza en los grupos extensores de cadera y su relación con la historia de caídas frecuentes, como también los posibles efectos de un plan de fortalecimiento de dicho grupo y su impacto en el riesgo de sufrir caídas en forma frecuente.

En la actualidad la valoración del riesgo de sufrir caídas en forma frecuente se realiza mediante pruebas clínicas o funcionales, dentro las cuales existen algunas que han demostrado ser muy útiles para valorar dicho riesgo, sobre todo por su fácil aplicación y bajo costo^{40,41}. Sin embargo, muchos de los elementos involucrados en las evaluaciones clínicas poseen un alto grado de dependencia del evaluador, restando objetividad a estas evaluaciones. Dado dichas falencias en la valoración del riesgo de caídas, es necesario el desarrollo de herramientas de mayor objetividad y poder analítico para mejorar el proceso de prevención de caídas. La implementación de herramientas tecnológicas, podría permitir valorar el riesgo de caídas en forma objetiva a través de parámetros biomecánicos, incrementando la precisión de la valoración del riesgo de sufrir caídas frecuentes. Sin embargo, la complejidad de la evaluación e instrumentación requerida la hace más restrictiva que las pruebas clínicas disponibles, por este motivo, futuros esfuerzos deben ser canalizados al desarrollo de tecnologías simples y de bajo costo, que permitan registrar algunas de las variables que han demostrado tener poder diferenciador entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes, con la finalidad de ser aplicadas a nivel de la atención primaria en pro de la prevención de caídas frecuentes en adultos mayores.

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo es posible concluir que: i) existen diferencias en los parámetros biomecánicos registrados durante la transferencia de sedente a bípedo entre adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes; ii) los resultados indican que los músculos extensores de cadera podrían jugar un importante rol en la ejecución de la transferencia de sedente a bípedo en los sujetos con antecedentes de caídas frecuentes, expresado en la diferencia del momento de soporte entre los grupos de estudio; y iii) las variables cinemáticas registradas durante la transferencia de sedente a bípedo deben ser consideradas como herramientas válidas para diferenciar entre sujetos con y sin historia de caídas frecuentes, y eventualmente consideradas en el diseño de herramientas para valorar el riesgo de sufrir caídas en forma frecuente.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Salgado A, Guillén F, Ruipérez I. Manual de geriatría. Barcelona: Masson; 2002. p. 20-32.

2. Lilley J, Arie T, Chilvers C. Special reviews. Accidents involving older people: a review of the literature. *Age Ageing*. 1995;24:34–65.
3. Stevens A, Ryan G, Kresnow M. Fatalities and injuries from falls among older adults—United States, 1993–2003 and 2001–2005. *MMWR*. 2006;55:1221–4.
4. Marín P, Gac H. Manual Geriatría y Gerontología. Departamento de Medicina Interna, Facultad de medicina Pontificia Universidad Católica de Chile. 2002; p. 24–32.
5. Cahill BM, Carr JH. Intersegmental coordination in sit-to-stand: an age cross-sectional study. *Phys Res Int*. 1999;4:12–27.
6. 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 Gerontol*. 1994;49:M85–94.
7. Park ES, Park C, Lee HJ, Kim DY, Lee DS. The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait Posture*. 2003;17:43–9.
8. 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.
9. Burdett RG, Havasevich R, Pisciotta J, Simon SR. Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys Ther*. 1985;65:1177–83.
10. Monger JH, Carr JH, Fowler V. Evaluation of a home-based exercise and training programmer to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil*. 2002;16:361–7.
11. 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.
12. Baer GD, Ashburn AM. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;76:844–9.
13. 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.
14. 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.
15. Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2002;57:M539–43.
16. Csuka M, Mc Carty DJ. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med*. 1985;78:77–81.
17. Chandler JM, Duncan PW, Kochersberger G, Studenki S. Is lower extremity strength gain associated with improves performance so seated reaching tasks after stroke: a randomized controlled trial. *Stroke*. 1997;28:722–8.
18. Hesse S, Schauer M, Petersen M, Jahnke M. Sit-to-stand maneuver in hemiparetic patients before and alter a 4-week rehabilitation programmer. *Scand J Rehabil Med*. 1998;30:81–6.
19. Gómez P, Lazaro M, González C, Fuetes M, Ribera JM. Utilidad de la Posturografía en una unidad de caídas. *Rev Esp Geriatr Gerontol*. 2009;44(Espec Cong):1–176.
20. Dempster WT. "SDECE Requirements of the Seated Operator," WADC-TR-55-159, Wright Patterson Air Force Bass. 1955.
21. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of human Movement*, 3th ed. New Jersey: Wiley and Sons; 2005. p. 106–10.
22. Scarborough DN, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture*. 1999;10:10–20.
23. Bernardi M, Rosponi A, Castellano V, Rodio A, Traballese M, Delussu AS, et al. Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14:401–10.
24. Zablontny CM, Nawoczinski DA, Yu B. Comparison between successful and failed sit-to-stand trials of a patients after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84:1721–5.
25. 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.
26. Guzmán RA, Pardo HE, Melián HP, Cordier B. Diferencias en el desarrollo de momentum al levantarse desde una silla en adultos mayores con y sin historia de caídas frecuentes. *Rev Esp Geriatr Gerontol*. 2009;44:200–4.
27. Hughes MA, Meyers BS, Schenkman ML. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech*. 1996;29:1509–13.
28. Pai YC, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech*. 1997;30:347–54.
29. Hughes MA, Schenkman ML. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev*. 1996;33:409–12.
30. Nevitt MC, Cummings SR, Kidd S, Black D. Risk Factors for recurrent nonsyncopal falls A prospective study. *JAMA*. 1989;261:2663–8.
31. Guzmán RA, Melián HP, Cordier B. Cinemática y Proporciones de desplazamiento de cadera, rodilla y columna lumbar, durante la transferencia de sentado a parado en sujetos jóvenes sanos. *Kinesiología*. 2007;26:23–31.
32. Tully EA, Fotoohabadi MR, Gale MP. Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. *Gait posture*. 2005;22:338–45.
33. Gadjdosik RL, Hatcher CK, Whitsell S. Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. *Clin Biomech*. 1992;7:38–42.
34. Gross MM, Stevenson PJ, Charette SL, Pyka G, Marcus R. Effect of strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chairhealthy elderly and young women. *Gait Posture*. 1998;175–85.
35. O'Meara DM, Simth RM. The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stand performance of older aged adults. *Hum Mov Sci*. 2006;25:257–74.
36. Sibella F, Galli M, Romeo M, Montesano A, Crivellini M. Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clin Biomech*. 2003;18:745–50.
37. Seven YB, Avalan NE, Yucesoy CA. Effects of back loading on the Biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children. *Hum Mov Sci*. 2008;27:65–79.
38. Kotake T, Dohi N, Kajiwara T, Sumi N, Koyama Y, Miura T. An Analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74:1095–9.
39. Winter DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *J Biomech*. 1980;13:923–7.
40. Tinetti M, Speechley M. Prevention of falls among the elderly. *N Engl J Med*. 1989;320:1055–9.
41. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "up & go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991;39:142–8.