

Uso del Centro de Masa Personalizado para la Evaluación del Equilibrio

A. González, A. Das, D. Kumar, A. Dutta, U. Lahiri, P. Fraisse y M. Hayashibe

RESUMEN— Se investiga el posible uso de la posición personalizada del centro de masa (CoM) obtenida mediante el método Statically Equivalent Serial Chain (SESC) para evaluar el equilibrio de un sujeto en el contexto clínico. Se calculó la velocidad del CoM para cuatro tareas de posturografía: doble apoyo con ojos abiertos, doble apoyo con ojos cerrados, apoyo sencillo con ojos abiertos y apoyo sencillo con ojos cerrados. Las velocidades calculadas se comparan con la velocidad del centro de presión (CoP). La cinemática de los sujetos fue medida con una cámara Kinect mientras que el CoP se obtuvo mediante una plataforma Wii Balance Board. Un total de 6 pacientes (4 mujeres y 2 hombres, 51.5 ± 12.8 años, 1.57 ± 0.09 m y 64.4 ± 7.3 kg) con un historial médico variado fueron incluidos en el estudio. Los resultados preliminares no descartan al CoM personalizado para la evaluación rápida del equilibrio cuando una superficie instrumentada no se encuentre disponible.

I. INTRODUCCIÓN

Una de las principales causas de muerte en personas de la tercera edad en países desarrollados son las complicaciones que siguen a una caída [1]. Debido a que el riesgo de caídas está relacionado, en parte, a la edad, la debilidad muscular, los impedimentos visuales y los problemas de equilibrio, una mejor comprensión de estos factores y un procedimiento adecuado para identificarlos reducirían significativamente el número de muertes.

Típicamente, el riesgo de caída suele ser evaluado mediante pruebas subjetivas como la Berg Balance Scale (BBS) y el Timed Up and Go test (TUG) [2]. Ambas son sencillas de explicar y administrar, y miden la habilidad de un sujeto para realizar varias tareas cotidianas.

A. González y M. Hayashibe fueron parte de CAMIN, INRIA/LIRMM-CNRS, Universidad de Montpellier, Francia. Actualmente A. González es parte de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí-CONACYT, México. agonzalez-at-conacyt.mx

A. Das pertenece al Instituto de Neurociencia AMRI Mukundapur, Calcuta, India.

D. Kumar y U. Lahiri son parte del IRACS en el Indian Institute of Technology Gandhinagar, India.

A. Dutta pertenece a The State University of New York State en Buffalo, EEUU.

P. Fraisse pertenece a CAMIN INRIA/LIRMM-CNRS, Universidad de Montpellier, Francia.

M. Hayashibe encabeza el Laboratorio de Mecatrónica Inteligente, Universidad de Tohoku, Japón.

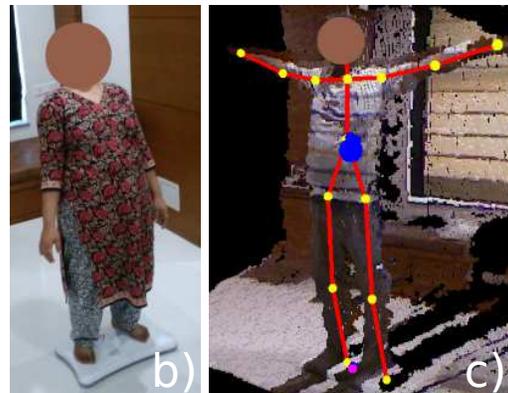
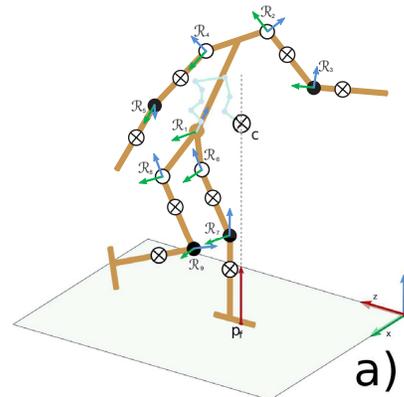


Fig. 1: Identificación de parámetros personalizados del centro de masa (CoM). El modelo SESC de nueve segmentos y sus sistemas de referencia asociados se muestra en a). El experimento se muestra en b). La posición tridimensional estimada del CoM, y la orientación medida de los segmentos del cuerpo se muestran en c).

No requieren el uso de equipo especializado y los resultados son inmediatos. Sin embargo, existe interés por eliminar la subjetividad de estas pruebas [1, 3]. También existen pruebas cuantitativas que determinan el riesgo de caída a partir de las características temporales del balanceo. La más conocida es el análisis posturográfico donde se pide al sujeto se mantenga quieto sobre una superficie instrumentada mientras se registra el movimiento de su centro de presión (CoP). Entre mejor sea el equilibrio del sujeto, menor será su balanceo. Es decir, su CoP estará contenido dentro de un área menor [4]. Buscando medir el balanceo de los pacientes se han examinado métricas basadas tanto en el CoM como en el CoP tratando de relacionarlo con el riesgo de caída y las evaluaciones BBS

y TUG [3,5–7]. Algunas de estas pruebas requieren el uso de plataformas de fuerza de alto costo [5], de acelerómetros [3,6] o de cámaras [7,8]. Estos últimos implementan sistemas de captura de movimiento, sin marcadores, y modelan al cuerpo como un péndulo invertido con la finalidad de realizar pruebas posturográficas basadas en el movimiento del CoM [7,8]. Sin embargo, estos trabajos no consideran el rango completo de movimiento del cuerpo, ni las diferentes densidades de cada segmento del cuerpo. En trabajos anteriores, hemos mostrado que el método Statically Equivalent Serial Chain (SESC) es eficaz para la creación de un modelo personalizado del CoM libre de las restricciones antes mencionadas [9,10]. Anteriormente, el uso de la SESC ha sido validado para individuos de la tercera edad sin problemas de equilibrio [11] y para individuos jóvenes [10,12]; así mismo, la posición y aceleración del CoM personalizado han sido usadas para estimar la el equilibrio de una persona durante movimientos libres [13]. Este presenta la primera aplicación del SESC a pacientes neurológicos, buscando explorar los usos clínicos del método (efectividad, facilidad de aplicación, etc).

Se tuvo acceso a 6 pacientes con diferentes problemas de equilibrio dentro del Instituto de Neurociencia AMRI Mukundapur. Debido a que la prueba debía ser portátil y administrada dentro del hospital, fue implementada con la Kinect (Microsoft®, Redmont, WA, EEUU) y la Wii balance board (WBB Nintendo® Co., Ltd., Kyoto, Japón) (cuyas mediciones han sido previamente validadas [14,15]). Una vez establecidos los modelos SESC personalizados se pidió a los pacientes mantener posturas quietas sobre la plataforma de fuerza con ojos abiertos y cerrados así como con apoyos dobles y sencillos y se calculó la velocidad del CoM estimado y el CoP medido [5,6]. Potencialmente, el análisis de la velocidad del CoM personalizado permitiría la aplicación de pruebas posturográficas, sin marcadores, con sensores de bajo costo [3] y sin necesidad de plataformas instrumentadas o sensores fijos al cuerpo, incrementando las herramientas de diagnóstico disponibles para los terapeutas.

II. CENTRO DE MASA PERSONALIZADO

La posición del CoM de un sujeto puede ser obtenida usando datos antropométricos y mediciones cinemáticas [16,17]. Sin embargo, gran parte de los datos antropométricos disponibles son válidos únicamente para la población que los origina (sexo, edad, etc), por lo que la posición estimada del CoM corresponde realmente al sujeto promedio (inexistente). Los errores que esto origina son evidentes en poblaciones para las que existen pocos estudios antropométricos, por ejemplo, la tercera edad, o con discapacidades motoras [17]. Uno de los métodos que permiten la obtención de un CoM personalizado es la técnica SESC [9,12] de la cual se obtienen un conjunto

de parámetros individualizados (\mathbf{r}) usados para modelar el movimiento del CoM.

La técnica puede resumirse de la siguiente manera: el cuerpo del sujeto se representa como una estructura compuesta por nueve segmentos (torso, brazo, antebrazo, muslo y pierna) y el CoM del conjunto (\mathbf{c}) se obtiene mediante la siguiente multiplicación matricial

$$\mathbf{c} = \begin{bmatrix} \mathbf{E} & \mathbf{A}_1 & \dots & \mathbf{A}_9 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{p}_1 \\ \mathbf{r}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{r}_9 \end{bmatrix} \quad (1)$$

donde \mathbf{E} es la matriz identidad y \mathbf{A}_i representa la matriz de cosenos directores que indica la orientación de cada segmento. Los valores personalizados de \mathbf{r}_i contienen información acerca de la masa del segmento correspondiente así como de su geometría, mientras \mathbf{p}_1 corresponde a la posición del nodo base del modelo. Estos valores se obtienen de manera experimental al medir la orientación de cada segmento del cuerpo y la proyección al suelo de la posición del CoM correspondiente. El modelo propuesto se muestra en la Fig. 1a. Detalles adicionales acerca de la definición e identificación de estos parámetros se encuentran en [9,12].

III. MÉTODOS

Se obtuvieron mediciones de la cinemática y CoP de 6 pacientes (4 mujeres y 2 hombres, 51.5 ± 12.8 años, 1.57 ± 0.09 m de altura y 64.7 ± 7.3 kg). Todos los pacientes eran capaces de mantenerse de pie sin asistencia. Además presentaban diferentes problemas motores (4 embolias cerebrales, 1 desorden vestibular y 1 mielopatía cervical). Todos los pacientes participaron de manera voluntaria, expresaron su consentimiento escrito y contaron con la presencia de un terapeuta y/o familiar durante el experimento.

Se pidió a cada sujeto que completara, de la mejor manera posible, la identificación de los parámetros SESC los cuales se obtuvieron en tiempo real [10]. Luego, se pidió a cada sujeto mantener una postura quieta mientras se encontraba sobre la WBB manteniéndola durante 30 segundos bajo las siguientes condiciones: a) doble apoyo con ojos abiertos (DAOA), b) apoyo sencillo con ojos abiertos (ASOA), c) doble apoyo con ojos cerrados (DAOC), d) apoyo sencillo con ojos cerrados (ASOC). Además se les pidió e) inclinarse hacia al frente (IF), f) inclinarse hacia atrás (IA), y finalmente g) realizar oscilaciones frente-atrás (OFA) a una velocidad espontánea. Dos de los sujetos no fueron capaces de mantener posturas de apoyo simple.

La cinemática del sujeto se midió usando una Kinect cuyos datos fueron usados para estimar la posición del

TABLA 1: PROMEDIO DE LAS VELOCIDADES DEL CoM Y CoP[mm/s].

	CoP MEDIDO	CoM ESTIMADO
DAOA	8.1±2.5	16.2±9.7
DAOC	8.5±1.5	13.3±7.8
ASOA	56.8±38.0	22.6±10.7
ASOC	93.4±43.1	46.2±13.4
IF	9.2±2.9	13.4±5.3
IA	15.3±8.5	13.3±6.6
OFA	60.7±5.0	68.4±19.1

CoM. Simultáneamente y mediante el uso de la WBB se obtuvo la posición del CoP. Las condiciones del experimento son visibles en la Fig. 1. Para vigilar la calidad de los datos se tuvo acceso (en tiempo real) a la orientación de los segmentos corporales (Fig. 1c). Para estudiar la usar la velocidad del CoM en pruebas posturográficas cuando el CoP no se encuentre disponible, se calculó su promedio para cada una de las condiciones de prueba (DAOA, ASOA, DAOC, ASOC, IF, IA, y OFA). Se reporta el promedio obtenido para todos los sujetos examinados.

IV. RESULTADOS

Se obtuvo la posición personalizada del CoM para cada uno de los sujetos y cada prueba. A manera de ejemplo, en la Fig. 2 se muestra el CoP medido y la proyección en el plano del suelo del CoM para una de las pruebas realizadas. Estos resultados corresponden a un hombre de 60 años que presenta una mielopatía cervical y un Índice de Masa Corporal (BMI) de 22.9 kg/m^2 . Se observa que ambas curvas tienen una forma similar con un error constante en el plano sagital. Este se debe probablemente a una identificación incompleta de los parámetros debida a los problemas de equilibrio del paciente. Sin embargo, esto no impide el cálculo del desplazamiento total y velocidad. Se observan discontinuidades en el CoP (áreas grises) debido a que el sujeto desmonta de la WBB, sin embargo la posición del CoM puede ser estimada debido a que la medición cinemática no se interrumpe.

Se obtuvo la velocidad del CoM estimado y del CoP medido para cada una de las tareas y cada uno de los sujetos; el promedio de estas pruebas se reporta en la Tabla 1. Se observa que la velocidad del CoM así como la del CoP aumentan para las pruebas de apoyo sencillo comparado con las obtenidas en doble apoyo (ASOA > DAOA; ASOC > ASOA). Esto es esperado pues se considera que las poses de doble apoyo son más estables que aquellas de apoyo sencillo. Se observa también que las velocidades calculadas para IF, IA y OFA del CoP y CoM son similares entre sí.

V. DISCUSIÓN

Las ropas holgadas usadas por los pacientes (ver Fig. 1b) dificultaron la medición de la posición de la rodilla y disminuyeron la calidad de las mediciones realizadas con la Kinect. Esto puede solucionarse mediante el uso de captosres adicionales durante las pruebas. Asimismo, la calidad de la estimación personalizada del CoM depende de la capacidad del sujeto para realizar la identificación SESC. Aún si esta técnica ha sido validada anteriormente [10–12] el presente estudio marca la primera vez que se aplica a una población con problemas de equilibrio lo que dificultó la obtención CoM satisfactorio. Sin embargo, como se observa en la Fig. 2, la forma de la trayectoria del CoM es correcta lo que hace posible estimar su velocidad. Debido a que es necesario mantener un ambiente seguro para sujetos con problemas de equilibrio, se debe optimizar el método SESC para ellos. Esta optimización, así como un eventual disminución en el error del CoM estimado, podría lograrse mediante la utilización de objetos que ofrezcan un punto de apoyo adicional al sujeto dentro del espacio de medición [18].

El objetivo del presente estudio fue evaluar el uso del método SESC y el CoM personalizado en pruebas posturográficas, cuando el CoP no puede ser medido, de esta manera que puedan ser aplicadas a domicilio, usando sensores de bajo costo. Para ello, obtuvimos la posición del CoM personalizado y el CoP de cada sujeto en varias condiciones y se calcularon sus velocidades [5]. Se observó un aumento en la velocidades del CoM y CoP de las posturas en apoyo sencillo, correspondiendo con lo esperado. Además estas velocidades fueron consistentes entre sí para las pruebas DAOA, ASOA, DAOC, ASOC, IF, IA y OFA. Estos resultados son alentadores e indican que la velocidad del CoM personalizado puede ser de utilidad para evaluar el equilibrio en lugares donde plataformas de fuerza no se encuentren disponibles. En trabajos futuros, buscaremos explorar como la velocidad del CoM se compara con otras pruebas comúnmente aplicadas en la práctica clínica como el TUG o la BBS [3].

RECONOCIMIENTOS

Los autores agradecen al personal del Instituto de Neurociencia AMRI Mukundapur por su ayuda durante la realización de este estudio.

Este estudio fué financiado por el proyecto NeuroPhys4NeuroRehab de INRIA-DST.

REFERENCIAS

- [1] H. Similä, J. Mäntyjärvi, J. Merilahti, M. Lindholm, and M. Ermes, "Accelerometry-based berg balance scale score estimation." *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18, no. 4, pp. 1114–1121, jul 2014.

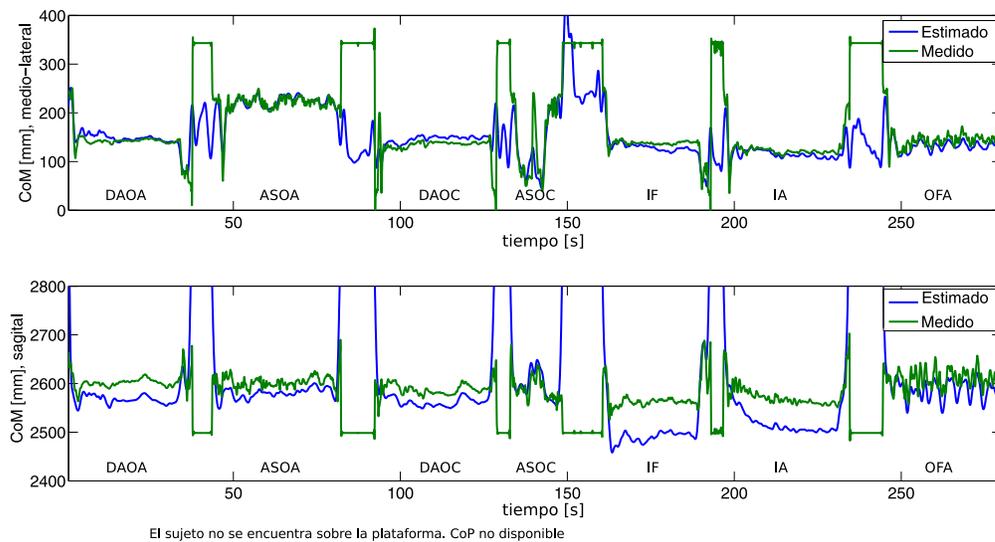


Fig. 2: Estimación de la proyección del CoM al plano del piso (azul) y CoP medido (verde) obtenida durante una serie de ejercicios de equilibrio. El CoM es estimado aún cuando el sujeto no se encuentra sobre la plataforma WBB (áreas grises).

- [2] F. A. Langley and S. F. H. Mackintosh, "Functional balance assessment of older community dwelling adults: a systematic review of the literature," *Internet Journal of Allied Health Sciences and Practice*, vol. 5, no. 4, pp. 1–11, 2007.
- [3] M. O'sullivan, C. Blake, C. Cunningham, G. Boyle, and C. Finucane, "Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers," *Age and Ageing*, vol. 38, no. 3, pp. 308–313, 2009.
- [4] T. Fujita, S. Nakamura, M. Ohue, Y. Fujii, A. Miyauchi, Y. Takagi, and H. Tsugeno, "Effect of age on body sway assessed by computerized posturography," *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, vol. 23, no. 2, pp. 152–156, jan 2005.
- [5] D. Gasq, M. Labrunée, D. Amarantini, P. Dupui, R. Montoya, and P. Marque, "Between-day reliability of centre of pressure measures for balance assessment in hemiplegic stroke patients," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, pp. 39:1–39:10, jan 2014.
- [6] E. P. Doheny, D. McGrath, B. R. Greene, L. Walsh, D. McKeown, C. Cunningham, L. Crosby, R. A. Kenny, and B. Caulfield, "Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers," *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, pp. 3300–3303, 2012.
- [7] S. Corazza and T. P. Andriacchi, "Posturographic analysis through markerless motion capture without ground reaction forces measurement," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 3, pp. 370–374, 2009.
- [8] M. Goffredo, M. Schmid, S. Conforto, and T. D'Alessio, "A markerless sub-pixel motion estimation technique to reconstruct kinematics and estimate the centre of mass in posturography," *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, no. 7, pp. 719–26, sep 2006.
- [9] S. Cotton, A. P. Murray, and P. Fraisse, "Estimation of the Center of Mass: From Humanoid Robots to Human Beings," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 14, no. 6, pp. 707–712, dec 2009.
- [10] A. González, P. Fraisse, and M. Hayashibe, "Adaptive Interface for Personalized Center of Mass Self-Identification in Home Rehabilitation," *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, no. 5, pp. 2814–2823, may 2015.
- [11] S. Cotton, M. Vanoncini, P. Fraisse, N. Ramdani, E. Demircan, A. P. Murray, and T. Keller, "Estimation of the centre of mass from motion capture and force plate recordings : a study on the elderly," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 8, no. 1, pp. 67–84, jan 2011.
- [12] A. González, M. Hayashibe, V. Bonnet, and P. Fraisse, "Whole Body Center of Mass Estimation with Portable Sensors: Using the Statically Equivalent Serial Chain and a Kinect," *Sensors*, vol. 14, no. 9, pp. 16955–16971, sep 2014.
- [13] M. Hayashibe, A. González, and P. Fraisse, "Personalized Modeling for Home-Based Postural Balance Rehabilitation," in *Human Modelling for Bio-Inspired Robotics*, 1st ed., J. Ueda and Y. Kurita, Eds. Academic Press, 2017, ch. 4, pp. 111–137.
- [14] R. A. Clark, A. L. Bryant, Y.-H. Pua, P. McCrory, K. Bennell, and M. Hunt, "Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance," *Gait & Posture*, vol. 31, no. 3, pp. 307–310, mar 2010.
- [15] R. A. Clark, Y.-H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K. E. Webster, L. Denehy, and A. L. Bryant, "Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control," *Gait & Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 372–377, jul 2012.
- [16] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc, 2009.
- [17] V. M. Zatsiorsky, *Kinetics of Human Motion*. Champaign, IL, US: Human Kinetics, 2002.
- [18] A. Almandeel, D. H. Myszka, A. González, P. Fraisse, A. P. Murray, A. Gonzalez, and P. Fraisse, "Rapidly locating and accurately tracking the center of mass using statically equivalent serial chains," in *2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, vol. 2015-Decem. Seoul: IEEE, nov 2015, pp. 570–575.