

# Biomecánica del miembro superior durante la marcha asistida por muletas y un exoesqueleto robótico: un estudio preliminar

Fernando Salvucci<sup>a</sup>, Míriam Febrer-Nafría<sup>b</sup>, Josep M. Font-Llagunes<sup>b</sup>, Bernardo Centeno<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Centro de Rehabilitación Física Integral, Clínica Pasteur, Argentina,

<sup>b</sup>Laboratorio de Ingeniería Biomecánica, Universitat Politècnica de Catalunya, España

## Resumen

Los objetivos de este trabajo son presentar una metodología para la caracterización biomecánica de los miembros superiores de sujetos que realizan una marcha asistida con un exoesqueleto y muletas del tipo canadiense, y reportar los resultados obtenidos para un sujeto sano.

Para ello, recolectamos datos experimentales de marcha de un sujeto sano utilizando un exoesqueleto y un par de muletas instrumentadas con tres puentes de cuatro galgas extensiométricas cada una. Se creó un modelo de cuerpo entero del sujeto con el exoesqueleto y las muletas en OpenSim, y se realizaron los análisis de cinemática inversa y dinámica inversa.

Se hallaron curvas de cinética y cinemática en las articulaciones de hombro y codo consistentes con lo esperado y con el patrón de marcha de cuatro puntos encontrado. Los valores máximos de momentos desarrollados en ambas articulaciones fueron consistentes con lo hallado en la literatura.

Concluimos que la metodología y el modelo implementados son adecuados para estudiar la biomecánica de los miembros superiores durante este tipo de marcha. A futuro, proponemos extender este trabajo a sujetos con lesión medular usuarios del exoesqueleto y muletas del tipo canadiense.

## 1. Introducción

En general, los sujetos que han sufrido una lesión medular (LM) incompleta logran recuperar parcialmente su función de marcha a expensas de la utilización de ortesis pasivas rígidas y muletas del tipo canadiense al nivel del antebrazo (Requejo, 2005; Haubert, 2006). Con estas asistencias de marcha los sujetos desarrollan habitualmente un patrón de cuatro puntos, realizando una descarga de hasta el 50% del peso corporal en las muletas a través de sus miembros superiores (Requejo, 2005). Así, las articulaciones de los miembros superiores (hombro y codo principalmente) experimentan cargas inusuales (fuerzas y momentos) por encima de los rangos fisiológicos estipulados (Requejo, 2005; Haubert, 2006). Existe evidencia que asocia esta elevada y anormal descarga de peso con el desarrollo del dolor de hombro y otras patologías asociadas (Pérez-Rizo, 2013; Stover, 1995; Sie, 1992).

En los últimos años, múltiples exoesqueletos robóticos de miembro inferior han sido desarrollados con el objeto de asistir y mejorar la marcha de estos sujetos. Existen evidencias reportadas de ventajas y mejoras en el patrón de marcha de sujetos con LM producto de la utilización de exoesqueletos robóticos (Font-Llagunes, 2017). Sin embargo, aún no ha sido explorada de manera detallada la biomecánica de los miembros superiores durante este tipo de marcha asistida. La principal pregunta que motiva este abordaje es evaluar si la utilización de exoesqueletos para asistencia de la marcha en sujetos con LM incompleta podría implicar una disminución en las cargas experimentadas por el hombro y el codo en relación a la utilización de ortesis pasivas. Nos enfocaremos en el prototipo desarrollado por el grupo BIOMECH de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) (Font-Llagunes, 2017).

Los objetivos de este trabajo son: presentar una metodología para la caracterización biomecánica de los miembros superiores de sujetos que realizan una marcha asistida con un exoesqueleto y muletas del tipo canadiense; y reportar los resultados obtenidos para un sujeto sano.

## 2. Materiales y Métodos

### 2.1. Descripción de la ortesis

La ortesis KAFO motorizada utilizada en nuestro estudio (Figura 1-A) está destinada a pacientes con LM con alguna función motora remanente en la cadera, pero que no pueden controlar los músculos de la rodilla y el tobillo. El objetivo del dispositivo de asistencia considerado es agregar tres componentes modulares a estos soportes pasivos: un sistema de actuación en la rodilla para flexionar y extender la articulación durante la fase de balanceo (siguiendo una trayectoria de ángulo de rodilla predefinida) y bloquear esa articulación durante la

fase de apoyo; un sensor inercial (IMU) en el segmento tibial para detectar la intención del usuario de dar un paso, y una mochila que contiene la electrónica y la alimentación (Font-Llagunes, 2017).

## **2.2. Instrumentación de las muletas**

Se instrumentó un par de muletas de antebrazo del tipo canadiense. La instrumentación de cada muleta consistió en tres puentes de cuatro galgas extensiométricas cada uno, en la configuración del tipo “full-bridge”, ubicados en la porción distal de la muleta (Figura 2-B) (Sardini, 2015). Cada puente permite medir la fuerza aplicada a la muleta en una de las tres direcciones ortogonales de su sistema de coordenadas locales (Figura 2-B). Para adquirir y acondicionar las señales de los puentes de galgas se utilizaron tres módulos de conversión A/D del tipo HX711, con su frecuencia de muestreo seteada en 10 Hz. Las señales adquiridas, junto con una señal de sincronismo externa, ingresan a un microcontrolador ATMEL ATmega2550 embebido en una placa ARDUINO, donde se concatenan los 5 datos y son enviados en formato serie a una PC.

## **2.3. Recolección de datos experimentales**

Recolectamos datos experimentales de marcha de un sujeto femenino sano (edad 27 años, masa de 52 kg, altura 1.62 m) en el Laboratorio de Análisis del Movimiento del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingeniería Industrial (ETSEIB) de la UPC (Figura 1-C). El sujeto utilizó el par de ortesis activas y el par de muletas instrumentadas. Al sujeto se le solicitó no realizar esfuerzos de flexión y extensión con los músculos involucrados en las articulaciones de rodilla y tobillo, limitándose a intentar iniciar el paso con una leve elevación de cadera. Para la asistencia de la ortesis activa, el sistema de control del motor limitó la flexión máxima de la rodilla durante la fase de balanceo a 40°.

Los datos experimentales de la marcha consistieron en trayectorias de marcadores, fuerzas y momentos de reacción pie-suelo y fuerzas de reacción muleta-suelo. El movimiento de los marcadores superficiales se registró a 100 Hz mediante el seguimiento de 43 marcadores reflectivos pasivos utilizando 16 cámaras ópticas infrarrojas (OptiTrack V100: R2, NaturalPoint Inc., Corvallis, OR, EE. UU.). Las fuerzas y momentos de reacción en el suelo se midieron a la misma frecuencia de muestreo mediante dos placas de fuerza (AccuGait, AMTI, Watertown, MA, EE. UU.) ubicadas en el suelo en el centro del espacio de trabajo de la captura. El par de muletas instrumentadas permitieron registrar los componentes de la fuerza de contacto muleta-suelo a 10 Hz, siguiendo el enfoque utilizado en (Sardini, 2015). Los datos cinemáticos, de las placas de fuerza y de los puentes de galgas de las muletas fueron sincronizados. Los datos fueron exportados a MATLAB, donde se realizó un filtrado. Los componentes de fuerza y momento de reacción pie-suelo se filtraron utilizando un filtro Butterworth de tercer orden con una frecuencia de corte de 6 Hz. Los componentes de la fuerza de reacción muleta-suelo fueron remuestreados a 100 Hz, filtrados utilizando el mismo filtro, y se transformaron al sistema de referencias global.

## **2.4. Modelo, simulación y análisis realizados**

Se creó un modelo esquelético tridimensional de cuerpo entero del sujeto sano utilizando ortesis activas y muletas en OpenSim (Figura 1-D) (Hamner, 2010). Se modificaron algunos grados de libertad (GDL) del modelo genérico para adaptarlo a este estudio. El modelo modificado posee 27 GDL: 6 GDL entre el suelo y la pelvis, 3 para la articulación lumbo-sacra, 3 para cada hombro, 1 para cada codo, 3 para cada cadera, 1 para cada rodilla y 1 para cada tobillo. El ángulo de pronación / supinación del antebrazo se bloqueó a 90°, y la articulación subtalar se bloqueó a 0° debido a la presencia de la ortesis. Las ortesis fueron modeladas como cuerpos independientes que consisten de tres segmentos articulados (correspondiente a muslo, pierna y pie) con dimensiones y propiedades de inercia tomadas de los modelos CAD del prototipo. Cada segmento de la ortesis se vinculó al segmento del miembro inferior correspondiente mediante una unión soldada (es decir, no se permitió ningún movimiento relativo entre los cuerpos). No se definieron articulaciones entre los segmentos de la ortesis, es decir, las articulaciones de rodilla y tobillo se consideraron perfectamente alineadas con las articulaciones del sujeto. Cada muleta se introdujo en el modelo como un cuerpo rígido soldado al antebrazo.

El modelo se escaló al sujeto utilizando los datos de marcadores de una prueba estática y la herramienta de escalado de OpenSim.

Las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de contacto pie-suelo y muleta-suelo se usaron como entradas de las herramientas de OpenSim de cinemática inversa y dinámica inversa, para obtener los resultados de cinemática y cinética articular de todas las articulaciones del modelo. Dado que solo había dos placas de fuerza disponibles en el laboratorio, no tuvimos reacciones pie / suelo (fuerzas y momentos) para un ciclo de

marcha completo. Por lo tanto, simulamos un ciclo de marcha parcial que comenzó en el despegue del pie izquierdo (LTO), que ocurrió en el 18% del ciclo de marcha completo del sujeto para el lado derecho. Finalmente, nos concentramos en los resultados de cinemática y cinética en los miembros superiores. Dado que el movimiento de la muñeca se consideró bloqueado, nos enfocamos en las articulaciones del hombro y el codo.

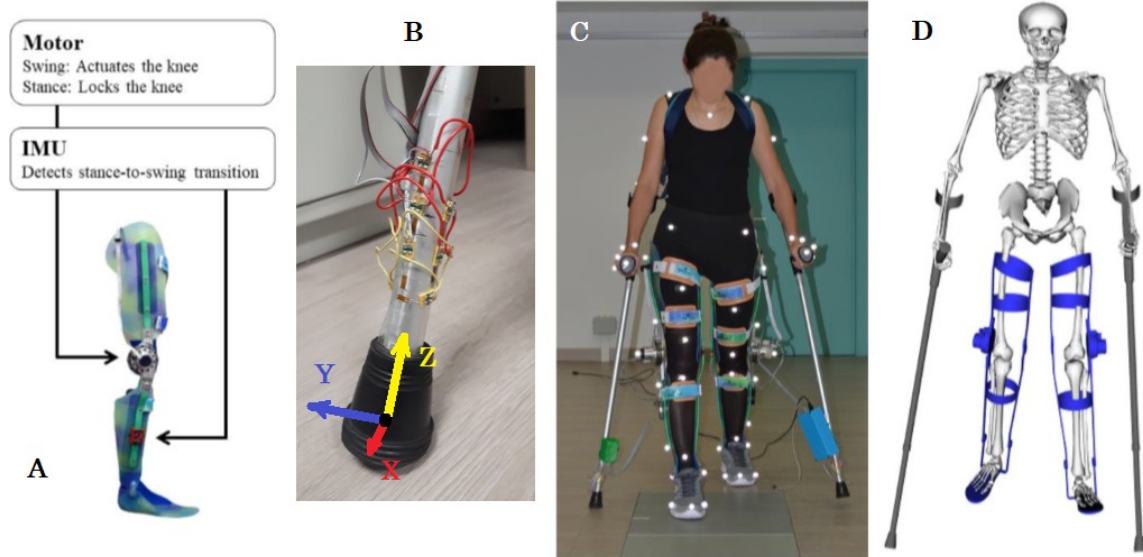


Figura 1. A: prototipo de exoesqueleto utilizado; B: instrumentación de las muletas canadienses; C: captura experimental ; D: modelo implementado

### 3. Resultados

En la Figura 2–A (izquierda) se muestran las curvas de flexión/extensión de hombro (azul) y codo (rojo) para el ciclo de marcha parcial analizado. En la Figura 2–A (derecha) se pueden observar los resultados de cinética (momentos externos flexores/extensores) resultantes en hombro (azul) y codo (rojo) para el ciclo de marcha parcial analizado.

En la Figura 2–B, se muestra el diagrama de apoyos de las muletas (rojo; MI: muleta izquierda, MD: muleta derecha) y de los pies (gris; PI: pie izquierdo, PD: pie derecho) del patrón de marcha desarrollado por el sujeto.

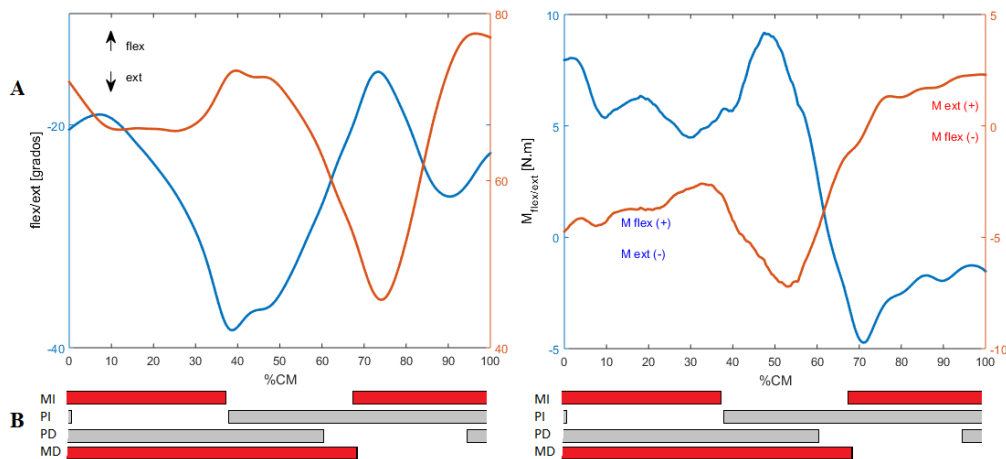


Figura 2. Cinemática y cinética de hombro (azul) y codo (rojo) en el plano sagital para el ciclo de marcha parcial analizado (MI: muleta izq., PI: pie izq., PD: pie derecho., MD: muleta derecha)

En la Tabla 1, se muestran los valores máximos de los momentos obtenidos en las articulaciones de hombro y codo a lo largo del ciclo de marcha parcial analizado. Para el caso del hombro, se toman como positivos el

momento flexor ( $M_{Flex}$ ), el momento adductor ( $M_{Add}$ ) y el momento rotador interno ( $M_{RotI}$ ). En el caso del codo, se toma como positivo el momento extensor ( $M_{Ext}$ ).

Tabla 1. Momentos máximos [Nm] articulares en hombro y codo

	Codo		Hombro	
	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
$M_{FI/Ext}$	2,29	-3,89	9,18	4,26
$M_{Add/Abd}$	-	-	-4,96	-10,9
$M_{RotI/RotE}$	-	-	-4,12	-3,89

#### 4. Discusiones

A nivel del patrón de marcha, encontramos que nuestro sujeto desarrolla un patrón de cuatro puntos, pero diferente al habitualmente reportado para sujetos con LM usando ortesis pasivas (Figura 2-B) (Requejo, 2005). En nuestro caso, el sujeto apoya la muleta de un lado para estabilizar el apoyo del miembro inferior homolateral (al mismo tiempo que estabiliza el balanceo del miembro inferior contralateral), es decir, la muleta sigue al exoesqueleto. En el caso de sujetos con LM usando ortesis pasivas, suelen apoyar la muleta para facilitar el balanceo del miembro homolateral (y por ende, el apoyo del miembro contralateral), es decir, el miembro inferior sigue a la muleta (Requejo, 2005).

En relación a la cinemática y cinética de las articulaciones de hombro y codo, encontramos curvas consistentes con lo esperado y con el patrón de marcha adoptado (Requejo, 2005; Pérez-Rizo, 2013). Con respecto a los valores máximos obtenidos para los momentos en ambas articulaciones, se asemejan a lo hallado en la literatura (Requejo, 2005; Pérez-Rizo, 2013).

Podemos concluir que la instrumentación, el modelo y la simulación implementados son adecuados para estudiar la biomecánica de los miembros superiores durante este tipo de marcha.

Como trabajo futuro, proponemos extender este trabajo a sujetos con LM usuarios de muletas del tipo canadiense, comparando los resultados obtenidos en la utilización del exoesqueleto versus las ortesis pasivas. Adicionalmente, nos interesa analizar la viabilidad de utilizar las técnicas de simulación para el diseño personalizado de los exoesqueletos a partir de modificar parámetros de diseño, actuación, control, etc., así como de estrategias terapéuticas y de entrenamiento asociadas, con el fin de reducir las cargas en hombro y codo, y las complicaciones asociadas.

#### 5. Agradecimientos

Este trabajo fue posible, en parte, gracias a una beca del Programa BEC.AR, Ministerio de Educación, Cultura, Ciencia y Tecnología, República Argentina.

#### 6. Referencias

- Requejo P., Wahl D., Bontrager E., Newsam C., Gronley J., Mulroy S., & Perry J. (2005). Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait. *Medical Engineering & Physics* 27, 19-29.
- Haubert L., Gutierrez D., Newsam C., Gronley J., Mulroy S., Perry J. (2006). A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 87, 63-70.
- Pérez-Rizo E., Solís-Mozos M., Belda-Lois J.M., Page A., Taylor J., Pons J.L., & Gil-Agudo A. (2013). Instrumentation and biomechanical model for kinematic and kinetic analysis of upper limbs during gait with crutches. *Journal of Accessibility and Design for All* 3(2): 135-156.
- Stover S., DeLisa J., & Whiteneck G. (1995). Spinal cord injury: clinical outcomes from the model systems. Gaithersburg MD: Aspen Publishers Inc.
- Sie I., Waters R., Adkins R., & Hellman H. (1992). Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 44-48.
- Font-Llagunes J.M., Carnicero-Carmona A., Vidal J., Clos D., Lugrís U., Alonso F.J., & Cuadrado J. (2017). ABLE: Assistive Biorobotic Low-cost Exoskeleton. *Actas del 9º Simposio CEA de Bioingeniería*, Instituto Guttmann, Badalona, España.
- Sardini E., Serpelloni, M., & Lancini, M. (2015). Wireless Instrumented Crutches for Force and Movement Measurements for Gait Monitoring. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* 64(12), pp. 3369–3379.
- Hamner S. R., Seth A., & Delp, S. (2010). Muscle Contributions to Propulsion and Support during Running. *J. Biomech.* 43(14), 2709-2716.