

CAPÍTULO 56

Análisis biomecánico de la
marcha humana en ingeniería de
rehabilitación:
diseño y fabricación de
ayudas técnicas.

FRANCISCO ROMERO SÁNCHEZ

Según el documento *International Perspectives on Spinal Injury* (Bickenbach, 2013), publicado por la Organización Mundial de la Salud (OMS), cada año en el mundo unas 500.000 personas sufren una lesión medular. Los datos actuales también muestran que la Lesión Medular (LM) se asocia con un riesgo elevado de muerte, concretamente los lesionados medulares tienen una probabilidad de morir prematuramente de dos a cinco veces mayor que las personas sin LM. La lesión medular conlleva elevados costes, individuales y sociales, para el sector sanitario. En países desarrollados se estima que este coste se encuentra entre 323.358€ (lesión medular incompleta) y 482.876€ (paraplejía) sólo en el primer año (Bickenbach, 2013). La rehabilitación de la marcha es una prioridad para las personas con LM, independientemente de la severidad de la lesión, del tiempo transcurrido desde la instauración de la lesión, y de la edad del sujeto.

Los robots utilizados hoy en día en los procesos de neurorehabilitación son máquinas que no tienen en cuenta el grado de discapacidad o la anatomía específica del paciente. Estos dispositivos pueden ser, por una parte, máquinas que soportan parcial o totalmente el peso del paciente y asisten el movimiento de caminar sobre una cinta de correr o soportes; o, por otra parte, exoesqueletos de extremidades inferiores que asisten el movimiento de caminar sobre el suelo, de forma que el paciente soporta su propio peso. Aunque en los últimos años se han presentado una gran cantidad de prototipos de exoesqueletos de rehabilitación (Dollar y Herr, 2008; Pons, 2008), son aún muchos los retos para diseñar sistemas que puedan ser utilizados en actividades de la vida diaria de los pacientes. El correcto diseño de estos dispositivos debe tener en cuenta un gran número de variables, como las articulaciones que debe asistir en función de la lesión, la eficiencia energética, que condiciona tanto el peso del dispositivo como la autonomía durante su uso, o la interacción física sujeto-ortesis, puesto que en las zonas de contacto entre el individuo y el exoesqueleto pueden aparecer fuerzas y presiones de magnitud elevada que provoquen lesiones y úlceras en la piel. Aunque en la literatura aparecen un número importante de prototipos de ortesis y exoesqueletos robóticos, y de modelos biomecánicos para la simulación de la marcha, se ha dedicado hasta el momento poca atención al desarrollo de métodos de simulación predictivos para ayudar al diseño de los dispositivos y a la adaptación del paciente.

Para el estudio de la biomecánica del movimiento humano es común el uso de modelos multicuerpo para la simulación del movimiento. Estos modelos replican el aparato locomotor con detalle. Dentro de este enfoque, existen dos tipos de problemas que pueden ser de utilidad para asistir el diseño de dispositivos de rehabilitación:

1. **Análisis de movimientos reales.** En ellos, la cinemática se captura mediante sistemas de cámaras sincronizadas y las fuerzas de contacto pie-suelo se miden con placas

dinamométricas. El análisis se puede realizar mediante dinámica inversa o directa. Con este enfoque se pueden obtener pares articulares, fuerzas musculares, e incluso excitaciones y activaciones musculares. No obstante carece de la consistencia dinámica del enfoque de dinámica directa, que sigue el movimiento adquirido mediante controladores (Thelen, Anderson y Delp, 2003), y lleva a cabo la integración de las ecuaciones del movimiento, junto con las de activación y contracción muscular, permitiendo también, en el caso de lesionados, estimar las fuerzas de interacción entre sujeto y el dispositivo de asistencia mediante modelos de contacto (Silva, Silva y Martins, 2010). Estos dos enfoques permiten, en el caso de dinámica inversa, estimar cinemática, pares articulares, fuerzas musculares, reacciones articulares, fuerzas de interacción con dispositivos asistidos, etc. (Lugrís, Carlin, Pamies-Vila, Font-Llagunes y Cuadrado, 2013), que sirven para la monitorización objetiva del proceso de adaptación, y para comprobar si es necesario introducir cambios en el diseño y/o control de las ortesis. En el caso de dinámica directa, dado un movimiento deseado, proporciona una cierta capacidad predictiva, al establecer la posibilidad de la ejecución de dicho movimiento por parte del paciente, así como los requerimientos que serían precisos en paciente y ortesis en la situación actual.

2. **Simulación de movimientos.** El objetivo es predecir cómo va a caminar una persona determinada tras alguna modificación en sus características, que puede consistir, por ejemplo, en una intervención quirúrgica que afecte a algún parámetro biomecánico, implante de una prótesis o utilización de ortesis. En general, los métodos desarrollados hasta la fecha se apoyan en los métodos de análisis antes mencionados, pudiéndose distinguir los siguientes:
 - a. Métodos basados en dinámica inversa (Ren, Jones y Howard, 2007). Se resuelve un problema de optimización en el que las variables de diseño son las coordenadas que definen el movimiento. Cada evaluación de función supone la resolución de la dinámica inversa para obtener los pares articulares, por lo que es un método rápido computacionalmente, pero sufre la falta de consistencia dinámica propia de la dinámica inversa.
 - b. Métodos basados en dinámica directa (Anderson y Pandy, 2001). En este caso, las variables de diseño del problema de optimización son las historias de las excitaciones musculares, y la evaluación de función implica resolver la dinámica directa del sistema, lo que implica un elevado coste computacional.
 - c. Métodos de dinámica predictiva (Sharify McPhee, 2014). Estos métodos pretenden recoger los aspectos positivos de los dos anteriores y plantean un problema de optimización en el que tanto el movimiento como las fuerzas que lo producen son considerados como variables de diseño, y las ecuaciones del movimiento son introducidas en forma de restricciones. Así se evita resolver la dinámica directa en cada iteración, reduciéndose considerablemente el coste computacional.

El análisis biomecánico de la marcha del paciente puede proporcionar información relevante que asista el diseño de un dispositivo de rehabilitación adecuado a sus necesidades específicas. Los datos obtenidos pueden facilitar no sólo una adaptación a la morfología del sujeto, sino a las necesidades motoras requeridas para que la marcha resultante siga un patrón que se sitúe dentro de la normalidad, facilitando la selección de los actuadores, el diseño de las partes rígidas y la implementación de las estrategias de control necesarias para que el movimiento se efectúe con naturalidad.

REFERENCIAS

- Anderson, F. C. y Pandy, M. G. (2001). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 381-390.
- Bickenbach, J. (2013). *International Perspectives on Spinal Cord Injury*. Ginebra: World Health Organization (WHO).
- Dollar, A. M. y Herr, H. (2008). Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1), 1-15.
- Lugrís, U.; Carlin, J.; Pamies-Vila, R.; Font-Llagunes, J. M. y Cuadrado, J. (2013). Solution methods for the double-support indeterminacy in human gait. *Multibody System Dynamics*, 30(3), 247-263.
- Pons, J.L. (2008). *Wearable robots. Biomechatronic Exoskeletons*. Chichester, UK: John Wiley & Sons.
- Ren, L.; Jones, R. K. y Howard, D. (2007). Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle. *Journal of Biomechanics*, 40, 1567-1574.
- Sharif, M. y McPhee, J. (2014). Forward dynamic optimization of human gait simulations: a global parameterization approach. *Journal of Computational and Nonlinear Dynamics*, 9(3), 11.
- Silva, P. C.; Silva, M. T. y Martins, J. M. (2010). Evaluation of the contact forces developed in the lower limb/orthosis interface for comfort design. *Multibody System Dynamics*, 24(3), 367-388.
- Thelen, D.G.; Anderson, F.C. y Delp, S.L. (2003). Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 321-328.

APUNTES BIOGRÁFICOS

Francisco Romero Sánchez (Badajoz, 11 de febrero de 1985) es Doctor Ingeniero Industrial, especialidad Ingeniería Mecánica e Ingeniería de Rehabilitación por la Universidad de Extremadura. Cuenta con sendos Máster en Investigación en Ingeniería y Arquitectura e Ingeniería Biomédica. Desde 2010 ha trabajado en la Universidad de Extremadura en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de la marcha humana. Además es co-fundador de la empresa de ingeniería de rehabilitación y análisis de movimiento humano MOV Lab.

Contacto: fromsan@unex.es