

## Simulación predictiva de la marcha asistida para la personalización de ortesis activas para lesionados medulares

Míriam Febrer-Nafria<sup>1</sup>, Roger Pallarès-López<sup>1</sup>, Josep M. Font-Llagunes<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Ingeniería Biomecánica (BIOMEC), Universitat Politècnica de Catalunya, España, [miriam.febrer, josep.m.font]@upc.edu, roger.pallares@estudiant.upc.edu

### Introducción

Los autores están trabajando en la personalización de un nuevo concepto de ortesis activa ligera y de bajo coste para la asistencia de la marcha de personas con lesión medular (LM). El dispositivo está diseñado para pacientes sin función motora a nivel de rodilla y tobillo. El dispositivo desarrollado (Fig. 1a) consiste en tres componentes modulares: un sistema de actuación (motor y transmisión Harmonic Drive) en la rodilla, una unidad de medición inercial (IMU) en la zona tibial, y una mochila que contiene los componentes electrónicos y la alimentación<sup>1</sup>. El sistema de actuación y la IMU se instalan sobre soportes ortopédicos pasivos estándar, que generalmente poseen los pacientes. El algoritmo de control de la ortesis se implementa en dos capas. La interna consiste en un controlador PID que mantiene la rodilla extendida durante la fase de apoyo y sigue una trayectoria predefinida de flexión-extensión durante la fase de balanceo. Para detectar cuando debe lanzarse el ciclo de flexión-extensión al inicio del balanceo, se usa un algoritmo externo basado en las medidas de la IMU. La personalización se hará escogiendo la mejor estrategia de control para el motor de la rodilla, usando simulación predictiva de la marcha que combina modelos biomecánicos adaptados al paciente y predicciones mediante control óptimo. En este trabajo, se describe una formulación basada en el método de control óptimo de colocación directa para obtener un movimiento de marcha que reproduce medidas experimentales de forma dinámicamente consistente.

### Material y métodos

Se ha capturado la marcha de un paciente (39 años, 72 kg, 1,71 m) con LM incompleta de nivel T11. El paciente utilizó un par de ortesis pasivas y muletas como soportes de asistencia para la marcha (Fig. 1b). La captura del movimiento se ha realizado con 43 marcadores reflectantes y 12 cámaras de infrarrojos (Natural Point, OptiTrack FLEX:V100, frecuencia de muestreo 100 Hz). Las fuerzas de contacto pie-suelo se han determinado mediante dos placas de fuerza (AMTI, AccuGait, frecuencia de muestreo 100 Hz) y las fuerzas de contacto muleta-suelo se han medido usando muletas instrumentadas.

El modelo dinámico a nivel esquelético se ha desarrollado en OpenSim<sup>2</sup> partiendo del modelo 3D de cuerpo entero presentado en la Ref.<sup>3</sup>. El modelo se ha

escalado a las dimensiones del paciente usando la herramienta de escalado de OpenSim. Las ortesis y las muletas se han modelado unidas rígidamente a los segmentos de la pierna y del antebrazo, respectivamente (Fig. 1c). Las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de contacto pie-suelo y muleta-suelo se han usado como entradas de las herramientas de OpenSim de Cinemática Inversa y Dinámica Inversa. Los resultados se han usado para definir las curvas experimentales de referencia requeridas en el problema de control óptimo.

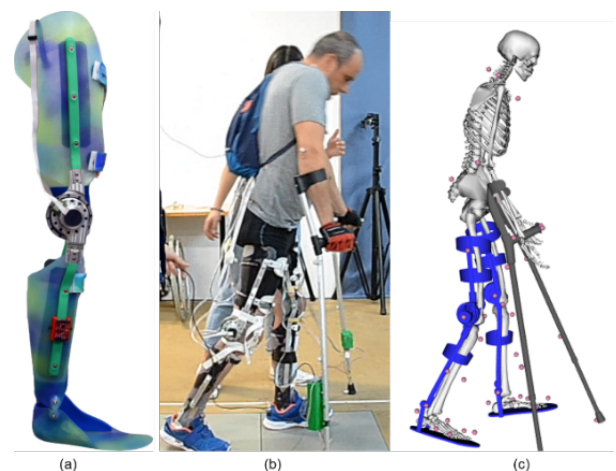


Figura 1: (a) Prototipo de ortesis activa. (b) Paciente con LM llevando un par de ortesis activas. (c) Modelo computacional del paciente con ortesis y muletas.

Se ha formulado un problema de control óptimo de colocación directa para obtener un movimiento dinámicamente consistente a partir de los datos experimentales del movimiento. La consistencia dinámica requiere eliminar las fuerzas y momentos residuales que actúan en la pelvis (que es el sólido base) y seguir a su vez la trayectoria de los marcadores experimentales, cumpliendo las ecuaciones de la dinámica del sistema<sup>4,5</sup>.

El problema de control óptimo se ha formulado como un problema de seguimiento de datos experimentales. Los estados son las coordenadas ( $x$ ), velocidades ( $v$ ) y aceleraciones articulares ( $a$ ); y los controles son las sobreaceleraciones articulares o jerks ( $j$ ). La función de coste consiste en minimizar las diferencias al cuadrado entre coordenadas articulares resultado de la predicción y las experimentales, y también las sobreaceleraciones al cuadrado (Eq. 1). Las restricciones dinámicas son relaciones simples entre las variables de diseño (Eq. 2). Las ecuaciones del

movimiento del sistema multicuerpo se han obtenido de OpenSim, y se solucionan de forma implícita introduciéndolas como restricciones, donde se impone a las fuerzas y momentos residuales ( $Res$ ) estar dentro de una tolerancia  $\varepsilon$  (Eq. 3). No se han incluido modelos de contacto pie-suelo y muleta-suelo en la formulación, sino que se han aplicado al modelo las fuerzas de contacto experimentales. Para asegurar el posicionamiento correcto del pie y la muleta al contactar con el suelo, se han incluido restricciones que limitan el error entre las posiciones de algunos marcadores (de los pies y las muletas) experimentales y en el modelo.

$$[MIN] \int [(x - x_{exp})^2 + (j)^2] dt \quad (1)$$

$$[\dot{x}, \dot{v}, \dot{a}] = [v, a, j] \quad (2)$$

$$-\varepsilon \leq Res \leq \varepsilon \quad (3)$$

El problema de control óptimo se ha resuelto mediante GPOPS-II, un programa que sirve para solucionar problemas de control óptimo de varias fases<sup>6</sup>.

## Resultados y discusión

Se ha obtenido una solución óptima donde las coordenadas articulares se modifican ligeramente respecto a sus valores experimentales (Fig. 2) y las fuerzas y momentos residuales se reducen considerablemente (Tab. 1). Esto nos permite obtener una solución dinámicamente consistente, eliminando los errores debidos a la discrepancia entre el movimiento del modelo y las fuerzas de contacto pie-suelo medidas.

La media del RMSE de los ángulos articulares es 4,5° y de las traslaciones de la pelvis 2,3 cm, con lo que se puede afirmar que la solución obtenida representa bien el movimiento de marcha que se ha capturado en el laboratorio.

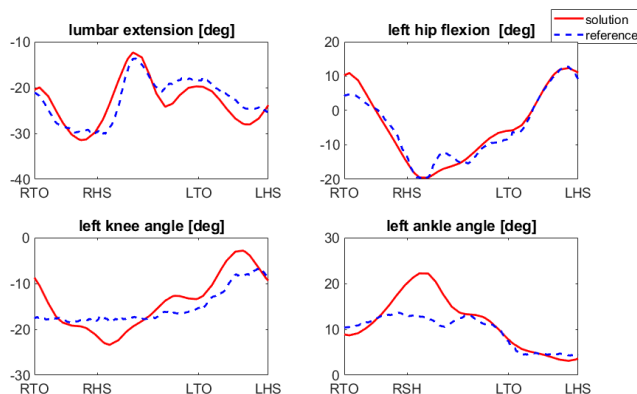


Figura 2: Ángulos articulares en el plano sagital del torso y pierna izquierda (en azul y discontinua, valores experimentales; en rojo y continua, solución obtenida). R/LTO y R/LHS indican despegue del pie ("Toe off") y golpe de talón ("Heel strike") derecho (R, "right") e izquierdo (L, "left), respectivamente.

Tabla 1: (1) RMS de los residuos obtenidos usando los datos de referencia. Los RMS de las fuerzas están expresados en N y los RMS de los momentos están expresados en Nm. Los ejes son: x anterior-posterior, y vertical, z lateral-medial. (2) RMS de los residuos obtenidos en la solución óptima. Unidades y ejes como en (1). (3) Reducción del RMS en %

	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
(1)	7.62	33.17	14.00	1.60	6.25	0.96
(2)	1.00	4.87	1.00	0.10	0.10	0.10
(3)	86.88	85.29	92.85	93.76	98.40	89.68

## Conclusión

En este trabajo se ha presentado una formulación de control óptimo que permite obtener movimientos dinámicamente consistentes de la marcha patológica de un paciente con LM asistida con ortesis pasivas y muletas.

Esta formulación se extenderá en trabajos próximos para poder predecir la marcha de un paciente con LM asistida con ortesis activas y muletas. Para este fin, se desarrollarán y se calibrarán los modelos de contacto pie-suelo y muleta-suelo. También se incorporarán las ortesis activas al modelo para poder simular distintas estrategias de control modificando la amplitud, forma y temporización de la trayectoria de la flexión-extensión de la rodilla durante la fase de balanceo. Esta metodología permitirá desarrollar una herramienta de soporte para el diseño personalizado al paciente de dispositivos de asistencia a la marcha.

## Agradecimientos

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad la financiación de este trabajo a través del proyecto coordinado DPI2015-65959-C3-2-R.

## Referencias

- [1] Font-Llagunes, J.M. *et al.*, Proc. 2nd Int. Symp. Wearable Robot., 281-285, 2017.
- [2] Delp, S.L. *et al.*, IEEE Trans. Biomed. Eng., 54(11):1940-1950, 2007.
- [3] Hamner, S.R. *et al.*, J. Biomech. 43(14): 2709-2716, 2010.
- [4] Meyer, A.J. *et al.*, Front. Bioeng. Biotechnol., 4(77), 2016.
- [5] Febrer-Nafria, M. *et al.*, Proc. 8th ECCOMAS Themat. Conf. Multibody Dyn., 2017.
- [6] Patterson, M.A. and Rao, A.V., ACM Trans. Math. Softw., 41:1-37, 2014.