

# CAPÍTULO 66

Simulación de la actuación  
muscular en el diseño de  
ortesis activas y neuroprótesis.

FRANCISCO ROMERO SÁNCHEZ

Las patologías asociadas a la marcha aumentan cada año, no solo por los nuevos casos de lesiones medulares, parálisis o derrames cerebrales, sino por la prevalencia de dichos casos. Esto, unido al envejecimiento de la población, hace necesario el desarrollo de dispositivos de asistencia a la marcha que favorezcan la autonomía de las personas con movilidad reducida. Desde el punto de vista de la Ingeniería, el diseño de dispositivos personalizados para cada paciente y cada patología supone un incremento en coste del dispositivo. En este contexto, se necesitan herramientas que faciliten la selección de los actuadores o estimuladores musculares que proporcionarán esa asistencia externa para realizar una marcha funcionalmente correcta, y es en ese sentido donde la simulación de la actuación muscular cobra gran importancia.

El estudio de esos modelos musculares es uno de los grandes temas de estudio en Biomecánica: el análisis de las fuerzas que producen un movimiento determinado (análisis dinámico inverso, ADI) o el movimiento producido por un conjunto de fuerzas o activaciones musculares (análisis dinámico directo, ADD) son problemas típicos que necesitan de esa descripción de las propiedades mecánicas del músculo.

El tejido muscular se puede modelar por medio de muelles y amortiguadores que reflejan el comportamiento mecánico del músculo. Sin embargo, esta propiedad activa de contracción no se incluyó hasta el trabajo de Hill (1938), que introdujo el elemento contráctil como pieza fundamental para describir el proceso de contracción. Su modelo está basado en dos dinámicas (Figura 1a): en primer lugar la dinámica de activación, que describe la transformación de la señal neurológica en niveles de activación muscular (Figura 1b); y en segundo lugar la dinámica de contracción (Figura 1c), describe el proceso de transformación de ese nivel de reclutamiento de fibras musculares en fuerza a partir del estado actual del músculo (longitud muscular y velocidad de contracción).

Conocido el modelo y las ecuaciones que rigen el comportamiento del músculo (para más información ver Winters y Stark, 1987) es posible simular los efectos que produce ante diferentes estímulos y estudiar el movimiento que se obtendría. Para el caso de sujetos con discapacidad, determinados parámetros musculares cambian, como la sección fisiológica, que puede disminuir en caso de atrofia, o la fuerza máxima que puede proporcionar el músculo debido al mismo motivo, pero el modelo permanece. En este sentido se puede llegar a determinar los esfuerzos musculares, y por tanto, los pares articulares que necesita para caminar según su estado físico. Pero lo más importante es que se puede prescribir el par articular que sería necesario añadir para que el sujeto llevase una marcha no patológica, es decir, siguiendo un patrón de movilidad normalizado.

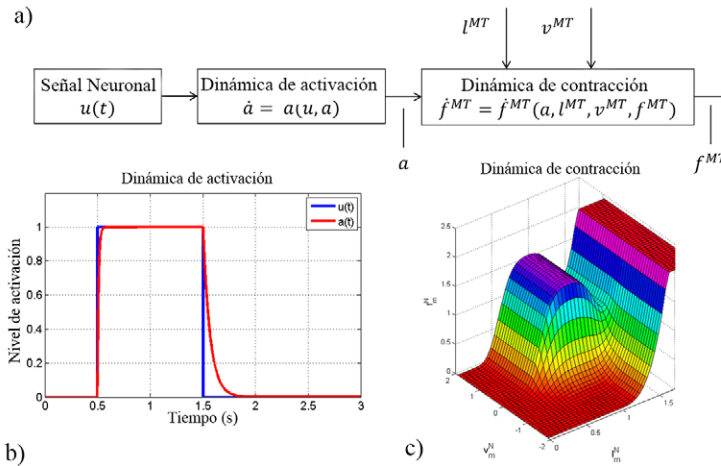


Figura 1. a) Dinámicas de contracción muscular. b) Dinámica de activación. c) Dinámica de contracción.

Ese par articular necesario para llevar una marcha normal puede ser proporcionado por actuadores mecánicos, como motores, o por activación externa de las fibras musculares mediante estimulación eléctrica funcional (EEF). En el primer caso, el exoesqueleto de rehabilitación se denominaría ortesis activa, y en el segundo caso suelen recibir el nombre de neuroprótesis (ver Dollar y Herr, 2008). En cualquiera de los dos casos, para asistir la marcha, se requieren una serie de especificaciones de diseño (ver Figura 2) como por ejemplo proporcionar un par de flexión-extensión adecuado durante el balanceo o soportar la carga durante el apoyo proporcionando un par de extensión adecuado.

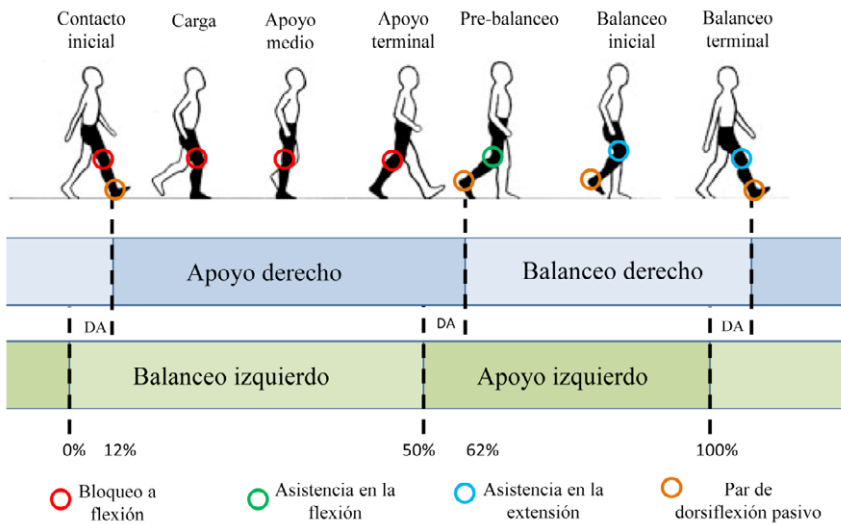


Figura 2. Requisitos de diseño de ortesis activas y neuroprótesis para una marcha normal.

La determinación de esos pares articulares que deberá proporcionar la ortesis se puede realizar mediante simulación (Font-Llagunes, Pàmies-Vilà, Alonso y Lugrís, 2011), optimizando unas funciones de coste que tienen en cuenta el modelo muscular. En el caso de sujetos con patologías asociadas a la marcha, la fuerza máxima que es capaz de proporcionar cada músculo para el movimiento de una determinada articulación viene limitado por un *factor de debilidad*. La simulación del movimiento teniendo en cuenta este factor permite estimar el nivel de actuación que deberá proporcionar el exoesqueleto de rehabilitación para alcanzar el que se obtendría en una marcha normal.

Por otra parte, en el caso de neuroprótesis u ortesis híbridas, donde la actuación viene dada por estimulación eléctrica funcional, las condiciones de simulación y cálculo de asistencia necesaria cambian. En el proceso de electroestimulación, el reclutamiento de fibras musculares se realiza mediante estímulos eléctricos externos, es decir, mediante electrodos superficiales o profundos se induce la actividad eléctrica que en condiciones normales vendría dada por el sistema nervioso central. Por tanto, la dinámica que transformaba la señal neurológica en nivel de activación muscular no es válida en este caso, siendo necesario modificar esa dinámica para incluir los parámetros de estimulación: amplitud, frecuencia y ancho de pulso. Este nuevo modelo (ver Romero, Melo, Silva y Alonso, 2015, para más detalles) permite simular el movimiento que se obtendría a partir de un set de parámetros de entrada. Pero lo más importante de este modelo es que se puede utilizar de manera inversa, es decir, conocidos los parámetros musculares del sujeto y conocido el movimiento que se quiere realizar en las sesiones de entrenamiento o en el exoesqueleto de rehabilitación, es posible determinar el set de parámetros de entrada que habría que aplicar al individuo para conseguirlo. Con ello se pueden diseñar sesiones de entrenamiento individualizadas, mejorando el proceso de rehabilitación.

Bien sea para ortesis activas o para neuroprótesis, la simulación de la actividad muscular es un factor clave en el diseño de dispositivos personalizados para rehabilitación de la marcha. En primer lugar porque permite establecer el estado actual del paciente conocidos determinados parámetros musculares que se pueden medir en el ámbito clínico. Con ello se pueden estudiar las diferencias con respecto a la marcha normal y diseñar la actuación necesaria que aporte esa diferencia mediante dispositivos electromecánicos en el caso de ortesis activas, estimuladores eléctricos en el caso de neuroprótesis, o una combinación de ambos (ortesis híbridas). Los costes de fabricación del dispositivo, además, se reducen, ya que se evita construir prototipos mediante ensayo-error hasta aproximar a las necesidades del usuario. Por último, esta simulación de la actuación muscular permite diseñar estrategias de control específicas en base a las necesidades de cada usuario. De esta manera el entrenamiento rehabilitador basado en estos dispositivos se puede optimizar para evitar la aparición de fatiga muscular durante el ejercicio, evitando así que el paciente abandone la práctica.

La simulación de la actuación muscular en el diseño de ortesis activas y neuroprótesis es un nuevo paso hacia el diseño de dispositivos de rehabilitación personalizados, permitiendo

adecuar esa actuación externa que proporcionan en función de las necesidades del sujeto y reduciendo costes de fabricación, con un objetivo claro: adaptar el proceso rehabilitador a las necesidades específicas de cada paciente.

## REFERENCIAS

- Dollar, A. M. y Herr, H. (2008). Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *Robotics, IEEE Transactions on*, 24(1), 144-158.
- Font-Llagunes, J. M.; Pàmies-Vilà, R.; Alonso, J. y Lugrís, U. (2011). Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject. *Procedia IUTAM*, 2, 68-81.
- Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
- Romero, F.; Melo, P. L.; Silva, M. T. y Alonso, F. J. (2015). Validation of an artificially activated mechanistic muscle model by using inverse dynamics analysis. *Mechanism and Machine Theory*, 93, 1-10.
- Winters, J. M. y Stark, L. (1987). Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity. *Biological cybernetics*, 55(6), 403-420.

## 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](mailto:fromsan@unex.es)