

## Aplicación de técnicas de dinámica multicuerpo al diseño de ortesis activas para ayuda a la marcha

J. Cuadrado Aranda<sup>(1)</sup>, U. Lugrís Armesto<sup>(1)</sup>, F.J. Alonso Sánchez<sup>(2)</sup>, J.M. Font-Llagunes<sup>(3)</sup>

(1) Dpto. de Ingeniería Industrial II. Universidad de La Coruña  
javicua@cdf.udc.es

(2) Dpto. de Ingeniería Mecánica, Energética y de los Materiales. Universidad de Extremadura

(3) Dpto. de Ingeniería Mecánica. Universidad Politécnica de Cataluña

---

*En este trabajo se describe la aplicación de las técnicas de dinámica multicuerpo al análisis de la marcha de lesionados medulares provistos de ortesis activas, para ayudar a su diseño. Para empezar, se ha construido un prototipo de ortesis activa (derecha e izquierda) que añade, a los tradicionales elementos de bloqueo-desbloqueo de rodilla y muelle Klenzak antiequino en el tobillo, un motor eléctrico que actúa la articulación de la rodilla durante la fase de balanceo. Además, se han dispuesto encoders en rodilla y tobillo, un electro-goniómetro en la cadera y sensores plantares. Se ha implementado un controlador de la ortesis que utiliza como entradas la información on/off de los sensores plantares y el ángulo de la cadera. Durante la fase de balanceo, controla que el ángulo de la rodilla mantenga la relación con el ángulo de la cadera de la marcha normal. El movimiento de ambas piernas está coordinado. Por otro lado, se ha programado un modelo computacional tridimensional del sistema esquelético, al que se han añadido muletas (los lesionados requieren de ellas para mantener la estabilidad), y también las ortesis de ambas piernas y su controlador. El modelo se alimenta con el movimiento real del individuo, capturado ópticamente con cámaras de infrarrojos. Asimismo, se miden las fuerzas de contacto pie-suelo mediante placas de fuerza, y las fuerzas de contacto entre las muletas y el suelo con extensometría incorporada a las propias muletas, ya que todas estas fuerzas son necesarias para resolver la indeterminación de fuerzas exteriores que se produce al aplicar las ecuaciones del movimiento de un sistema de sólidos rígidos. Con todo ello, se pueden obtener, en un análisis dinámico inverso, los pares articulares que realiza el individuo. Esta herramienta permite estudiar el movimiento y los esfuerzos de un paciente concreto para diseñar un controlador de la ortesis que se adapte a su estilo de marcha. También permite valorar el efecto de distintas estrategias de control de la ortesis, estudiar la adaptación del lesionado a la ortesis con el entrenamiento, y avanzar en la comprensión de la interacción entre sistema muscular y ortesis.*

---

### 1. INTRODUCCIÓN

El presente artículo describe el trabajo realizado hasta el momento en el proyecto de simulación de la dinámica del movimiento humano como herramienta para el diseño de ortesis activas que sirvan de ayuda a la marcha de lesionados medulares. El proyecto surgió del contacto con la Unidad de Lesionados Medulares (ULM) del Complejo Hospitalario Universitario de La Coruña (CHUAC), dirigida por el doctor Antonio Rodríguez Sotillo. Este doctor, con una larga experiencia en el campo de la rehabilitación de lesionados medulares, poseía algunas ideas para mejorar las ortesis comerciales existentes de rodilla-tobillo, y la realización de un proyecto de investigación se percibió como una buena fórmula para llevarlas a la práctica. En el proyecto, financiado por el gobierno español, participan tres grupos, debido a su carácter multidisciplinar: un grupo de la Universidad de La Coruña en Ferrol, que se centra en la simulación del movimiento mediante técnicas de dinámica multicuerpo, un grupo de la Universidad Politécnica de Cataluña en Barcelona, que se encarga del diseño mecánico de las ortesis, y un grupo de la Universidad de Extremadura en Badajoz, que trabaja en el control de las mismas.

La ortesis es un dispositivo mecánico que se coloca alrededor de la pierna del paciente (como un exoesqueleto), y trata de paliar las deficiencias de su aparato locomotor para permitir una marcha más o menos eficiente. Las ortesis de rodilla-tobillo están dirigidas a pacientes cuyo nivel neurológico (vértebra por encima de la cual todo funciona correctamente) sea L2 (segunda vértebra lumbar) o más bajo, lo que significa que poseen flexores de cadera.

Los modelos comerciales de uso más generalizado son de tipo pasivo. Constan de un sistema de bloqueo de rodilla, que evita que ésta se doble bajo el peso del cuerpo en la fase de apoyo, y de un componente antiequino en el tobillo, que evita que el pie cuelgue y tropiece con el suelo en la fase de balanceo. El bloqueo de rodilla se activa manualmente cuando se va a caminar, por lo que la marcha se realiza con la pierna estirada en todo momento, y se desactiva, también de forma manual, para pasar a posición de sentado.

Existen modelos comerciales más avanzados, pero de muy escasa difusión entre los pacientes, al menos en España, en los que el sistema de bloqueo de la rodilla se activa automáticamente en la fase de apoyo, y se desactiva también automáticamente durante la fase de balanceo, todo ello merced a un sensor de presión situado en el talón. Estas ortesis podrían ser calificadas como semi-activas.

El tipo de ortesis que se pretende desarrollar en el proyecto es de tipo activo. Su principal diferencia con las anteriores radica en que, además del sistema de bloqueo de la rodilla, se incluye también un motor en esta articulación, para ayudar a la pierna a realizar su movimiento pendular durante la fase de balanceo. Además, al sensor de presión del talón se añaden sensores angulares en tobillo, rodilla y cadera (encoders los dos primeros y electrogoniómetro el tercero). De esta manera, se cuenta con información suficiente para generar la estrategia de control más adecuada para el sistema de bloqueo y el motor de la rodilla, así como para la coordinación de las ortesis de ambas piernas. En una fase posterior del proyecto, se pretende sustituir al motor por estimulación eléctrica funcional, consistente en aplicar pequeñas descargas eléctricas a los músculos para provocar su contracción. Una revisión del estado del arte en ortesis y exoesqueletos puede encontrarse en [1].

Sin embargo, el objetivo del proyecto no es simplemente la construcción y el ensayo de un prototipo de ortesis activa novedoso, sino también investigar la utilidad de aplicar la dinámica de sistemas multicuerpo al diseño de estos dispositivos. Dicha disciplina ha sido utilizada desde hace tiempo para analizar la marcha humana [2]. En esencia, se trata de generar un modelo computacional del individuo a analizar, al que se anima con el movimiento real, grabado mediante cámaras de infrarrojos que ven unos marcadores reflectantes dispuestos sobre el sujeto. También se miden las fuerzas de contacto pie-suelo mediante placas instrumentadas. Posteriormente, se lleva a cabo un análisis dinámico inverso del movimiento del modelo, cuyo resultado son las historias temporales de los esfuerzos articulares realizados por el individuo para producir el movimiento grabado. Por lo tanto, tras el análisis se dispone de toda la información cinemática (posiciones, velocidades y aceleraciones) y dinámica (fuerzas y momentos) sobre la marcha del sujeto, información que puede ayudar a los médicos en su labor de diagnóstico y tratamiento, en caso de marcha patológica.

En el contexto de este proyecto, el análisis de la marcha comporta algunas diferencias frente al caso convencional, ya que los pacientes que llevan ortesis necesitan también muletas para caminar. Por un lado, muletas y ortesis han de ser incluidos en el modelo computacional del individuo y, por otro, las fuerzas de contacto muleta-suelo han de ser medidas experimentalmente durante la marcha. El desarrollo de esta herramienta tiene por objeto analizar el movimiento y los esfuerzos de un paciente concreto para diseñar un controlador de la ortesis que se adapte a su estilo de marcha, valorar el efecto de distintas estrategias de control de la ortesis, estudiar la adaptación del lesionado a la ortesis con el entrenamiento, y avanzar en la comprensión de la interacción entre sistema muscular y ortesis. Es de esperar que todo ello contribuya a mejorar el diseño de este tipo de dispositivos.

## 2. PROTOTIPO DE ORTESIS

La figura 1 muestra una representación del prototipo de ortesis desarrollado en el proyecto. Como se ha indicado en la Introducción, lo distintivo de esta ortesis es, por un lado, su carácter activo debido al motor eléctrico situado en la articulación de la rodilla y, por otro, su gran cantidad de sensores.

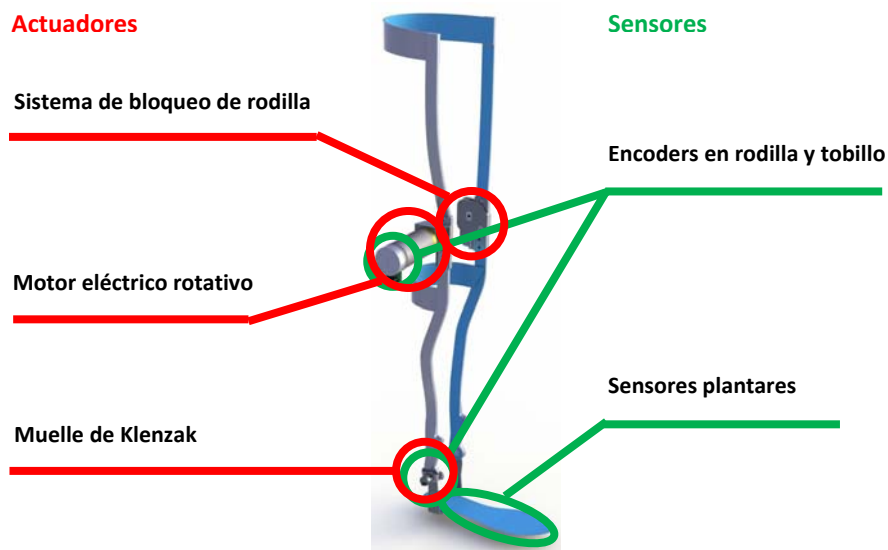


Figura 1. Prototipo de ortesis.

Los sensores plantares son simples sensores de presión on/off, que indican si el punto donde se hallan situados está por encima o por debajo de un cierto umbral de presión. Sirven para detectar el comienzo y el final del apoyo del pie en el suelo. Los encoders de tobillo y rodilla miden el ángulo en la articulación respectiva. Los electro-goniómetros (no representados en la figura 1 por colocarse sobre el muslo y la pelvis del sujeto, no sobre la ortesis) miden el ángulo en la cadera. La información recogida por todos estos sensores será utilizada por el controlador del motor de la rodilla.



Figura 2. Componentes para el control de la ortesis.

Para el bloqueo de la rodilla se ha empleado el sistema comercial Neurotronic de la empresa alemana Fior&Gentz, que bloquea o libera la articulación de la rodilla en función del estado de los sensores plantares correspondientes: rodilla bloqueada si el pie está apoyado, y libre si el pie está en el aire. Para evitar que el pie quede colgando y tropiece con el suelo, se ha incorporado un resorte conocido como muelle de Klenzak en la articulación del tobillo.

Y, para ayudar a la pierna en la fase de balanceo, se ha dispuesto un motor eléctrico rotativo de corriente continua con una reductora en serie que permite alcanzar el par necesario para variar el ángulo de la rodilla. Una tarjeta de control recibe la información de los sensores y, en función del algoritmo de control programado en ella, envía las órdenes de actuación al motor a través del correspondiente servo-amplificador. El controlador que se ha implementado inicialmente sigue la estrategia siguiente: se mide el ángulo de la cadera y, en función de éste, se calcula el ángulo de rodilla que correspondería a una marcha normal, enviando al motor la señal de que proporcione ese ángulo a la articulación de la rodilla. No obstante, habrá que verificar la utilidad de este esquema de control en las pruebas con lesionados medulares. Caso de que no sea adecuado, se modificará para adaptarse a las necesidades de cada paciente.

En la figura 2 se aprecian algunos de los componentes para el control de la ortesis, tales como (de arriba a abajo y de izquierda a derecha) electro-goniómetro, encoders, sensores plantares, motores con reductora y servo-amplificador.

Finalmente, en la figura 3 puede observarse el prototipo real de ortesis para la pierna derecha (que fue el primero en construirse), solo y ajustado en la pierna de una persona, y una representación de la mejora introducida en el diseño de la ortesis para la pierna izquierda (construida después), donde el motor eléctrico se ha situado en vertical para que sobresaliera menos en dirección lateral.



Figura 3. Prototipos de ortesis derecha e izquierda.

### 3. SISTEMA DE ANALISIS DE LA MARCHA

El sistema de análisis de la marcha que se ha desarrollado en este proyecto comienza por un laboratorio de análisis de marcha que consta de varios componentes. En primer lugar, se han instalado doce cámaras de infrarrojos OptiTrack FLEX:V100 de la empresa americana Natural Point, que se han colocado sobre una estructura ligera de barras elevada, de manera que se cubra la zona de captura de la mejor forma posible. Estas cámaras tienen la misión de grabar el movimiento de los marcadores, unas bolitas reflectantes que se colocan sobre el sujeto. Además, se han instalado dos placas de fuerza Accugait, de la empresa americana AMTI, embebidas en una plataforma de madera desmontable (como un puzzle), de manera que las placas se puedan situar de distintas formas dependiendo del tipo de marcha a medir (una detrás de otra para medir la marcha de sujetos sanos, una junto a la otra para personas con discapacidad, o incluso otras disposiciones). Las placas sirven para medir las fuerzas de interacción que se producen entre el pie y el suelo. La figura 4a muestra el laboratorio de marcha con los elementos descritos.



Figura 4. a) Laboratorio de marcha; b) Lesionado medular con muletas instrumentadas.

Sin embargo, como se ha dicho en la Introducción, los dispositivos anteriores no son suficientes para el análisis de la marcha en el caso de personas que caminen con muletas, ya que las fuerzas de interacción entre éstas y el suelo también deben ser medidas. Por este motivo, se ha adquirido un par de muletas convencionales, y se han instrumentado mediante extensometría. En cada muleta, se pretende medir la fuerza axial y las dos componentes de fuerza cortante que recibe la muleta del suelo. Para ello, se han instalado tres puentes de Wheatstone bajo la empuñadura que miden, respectivamente, la fuerza axial y los momentos flectores en dos direcciones perpendiculares. Además, conviene medir también la fuerza que hace el antebrazo sobre el soporte superior de la muleta, de manera que se puedan determinar los esfuerzos que soporta la muñeca, por lo que se ha instalado un cuarto puente sobre la empuñadura que mide el momento flector correspondiente. La figura 4b muestra a un lesionado medular utilizando las muletas instrumentadas.

Además de la parte experimental descrita, el análisis de marcha requiere de la parte computacional. Ésta comienza por el desarrollo de un modelo matemático del individuo a analizar. Cuando se analiza la marcha de personas sanas, es común utilizar un modelo plano, ya que la marcha normal tiene lugar principalmente en el plano sagital. Sin embargo, la marcha de los lesionados medulares dista mucho de ser plana, por lo que en este proyecto se ha desarrollado un modelo tridimensional. El modelo consta de 18 sólidos rígidos conectados por 17 pares cinemáticos, todos ellos esféricos, para evitar el problema de la determinación precisa de los ejes en aquellos pares anatómicos asimilables a un par de revolución (como la rodilla o el codo). El modelo precisa de coordenadas que permitan describir el movimiento de esos sólidos rígidos y pares cinemáticos: en este caso se han utilizado 228 coordenadas, correspondientes a las coordenadas cartesianas de 22 puntos, las componentes cartesianas de 36 vectores unitarios, y 54 coordenadas angulares. La figura 5a muestra el modelo computacional desarrollado, junto a una representación gráfica para visualización de resultados. En ambos casos pueden apreciarse los marcadores utilizados en la captura del movimiento mediante las cámaras de infrarrojos.

Hay que tener en cuenta que, para lograr un buen análisis de la marcha, es necesario que el modelo computacional del individuo sea tan parecido a éste como sea posible, tanto en dimensiones como en propiedades inerciales. Evidentemente, lo ideal sería disponer de datos precisos sobre estas magnitudes obtenidos por tomografía computerizada o técnica similar, pero éste no suele ser el caso. Entonces, en personas sanas, se procede como sigue: para el tren inferior, que es el más relevante en el análisis de la marcha, se recurre a tomar algunas medidas sobre el sujeto, y se aplican después unas ecuaciones de correlación obtenidas sobre muestras representativas de población; para el tren superior, se aplican unas tablas en función del peso y la estatura del individuo.

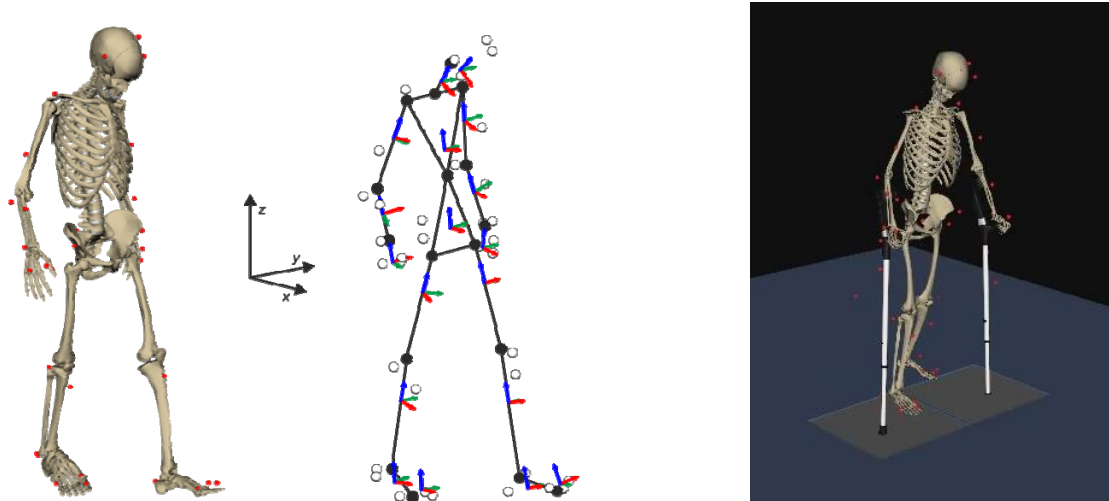


Figura 5. a) Modelo computacional del cuerpo humano; b) Modelo de sujeto lesionado con muletas.

El modelo ha de ser animado con el movimiento grabado por las cámaras. Como se ha explicado, lo que graban las cámaras es el movimiento de los marcadores, que van pegados al cuerpo del sujeto con cinta adhesiva de doble cara. Entonces, en el proceso de captura del movimiento se producen errores, debido a la precisión de las cámaras, a la colocación de los marcadores en los puntos anatómicos deseados y, sobre todo, al movimiento de los marcadores con respecto al esqueleto durante el movimiento (fenómeno conocido como “skin motion artifact”). En consecuencia, la información que proporcionan las cámaras sobre la historia de las coordenadas cartesianas de los marcadores debe ser procesada antes de su utilización para animar al modelo. Ello implica su filtrado (eliminación de ruido) y la imposición de la consistencia cinemática (la distancia entre dos puntos de un hueso ha de mantenerse constante durante el movimiento). Además, no sólo es necesario conocer la posición del individuo a lo largo del tiempo, sino también su velocidad y aceleración, lo que conlleva un proceso de derivación numérica que requiere de especial atención para reducir al máximo los errores inherentes a este proceso.

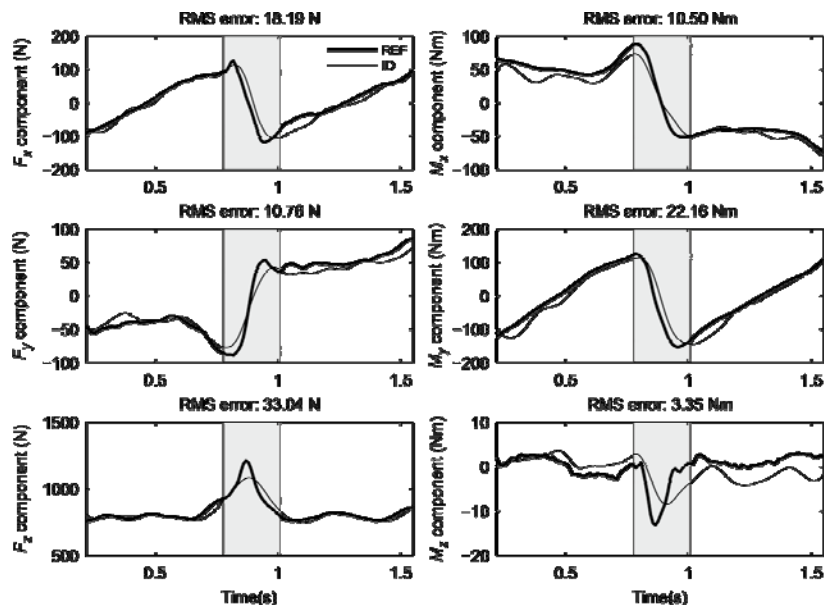


Figura 6. Reacciones medidas y calculadas entre individuo y suelo.

Una vez el modelo ha sido animado con el movimiento procesado, se aplican las ecuaciones del movimiento para obtener los esfuerzos motores que lo han generado (pares articulares y reacciones pie-suelo), esto es, se realiza un análisis dinámico inverso. Para marcha normal,

dicho análisis sólo requiere conocer el movimiento en el caso de que haya un único pie en contacto con el suelo. Pero necesita más información cuando se produce bipedestación. Es por este motivo que también se miden las fuerzas de contacto pie-suelo, para deshacer la indeterminación que impide conocer cómo se reparten las reacciones entre ambos pies. Además, dicha medición sirve también para valorar la precisión que se está consiguiendo en el análisis de marcha. La figura 6 muestra las fuerzas y momentos de reacción de la marcha de un sujeto sano. Las curvas de trazo grueso corresponden a valores medidos, y las de trazo fino a valores calculados. La franja gris indica la fase de bipedestación.

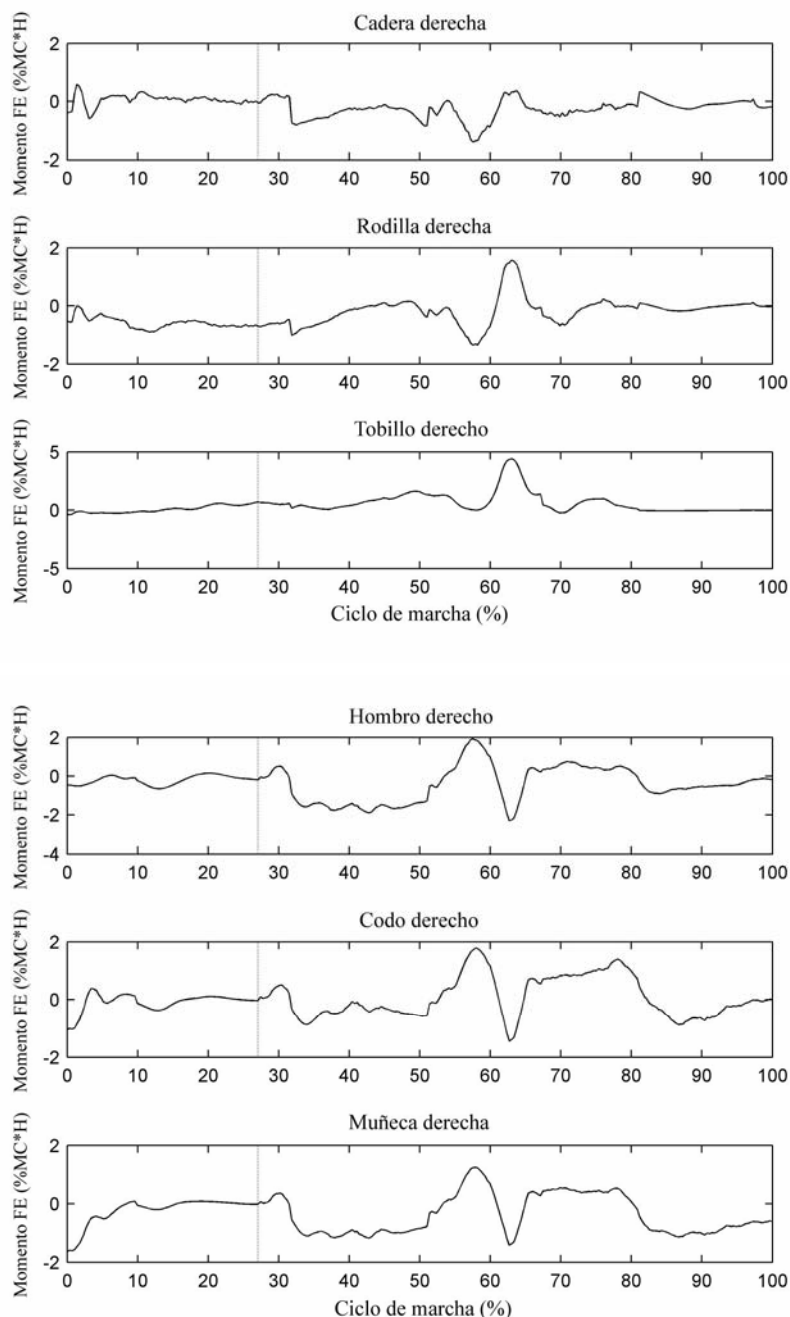


Figura 7. Pares de flexión/extensión normalizados en pierna y brazo.

Sin embargo, como se ha dicho en la Introducción, en el caso de los lesionados medulares, el modelo ha de ser completado con las muletas y las ortesis. Cada muleta se ha



considerado como un sólido adicional que se une rígidamente a la mano del individuo, y no posee ningún tipo de conexión cinemática con el antebrazo. Se añaden al modelo 2 puntos y 2 vectores unitarios por muleta, lo que da un total de 252 coordenadas para el modelo de sujeto con muletas. En cuanto a las ortesis, las propiedades inerciales se suman a las de los segmentos corporales correspondientes, y los pares en rodilla (motor) y tobillo (muelle de Klenzak) han de ser calculados e introducidos como actuaciones conocidas en el modelo. El cálculo del par del motor implica la programación del algoritmo de control de éste en el modelo computacional, mientras que el cálculo del par del muelle de Klenzak solamente requiere conocer las propiedades del resorte (rigidez y longitud natural). La figura 5b muestra la representación gráfica del modelo de sujeto lesionado con muletas.

En el caso de lesionados medulares, es preciso hacer dos consideraciones adicionales. Por un lado, la distribución de masa de estos pacientes suele ser muy diferente a la de las personas sanas, debido a la reducción de masa muscular sufrida en las extremidades afectadas, por lo que es conveniente realizar una densitometría que ofrezca más precisión en los parámetros inerciales que la conseguida por aplicación de las ecuaciones de correlación y las tablas mencionadas más arriba. Por otro lado, la indeterminación de reacciones exteriores que se produce en el caso de marcha normal cuando ambos pies están en contacto con el suelo, se ve aquí aumentada con los contactos de las muletas con el suelo, pudiendo darse hasta cuatro contactos simultáneos; por este motivo se miden experimentalmente las fuerzas de reacción en las muletas, como ya se ha explicado. La figura 7 muestra los pares de flexión/extensión normalizados (relativos a la masa y estatura del individuo) en las articulaciones de pierna y brazo de un lesionado medular durante su marcha.

Cada paciente adopta un estilo de marcha muy distinto, por lo que tanto el movimiento como los esfuerzos muestran gran disparidad. Resulta por ello indispensable analizar ambos aspectos para diseñar un controlador de la ortesis que se adapte a la marcha del paciente concreto, ya que el objetivo de estos dispositivos no es imponer una marcha determinada al sujeto, sino reducir el consumo energético de su marcha, facilitando así que elija caminar en lugar de emplear la silla de ruedas, cuestión clave para su rehabilitación.

#### **4. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO**

Durante el trabajo desarrollado hasta el momento en este proyecto, se han realizado las siguientes acciones:

- a) Puesta a punto de una herramienta computacional-experimental que permite obtener la información cinemática (posiciones, velocidades y aceleraciones), y dinámica (fuerzas y momentos), de la marcha de un lesionado medular utilizando muletas y ortesis activas.
- b) Diseño y construcción de un par de ortesis activas de tipo rodilla-tobillo, que presentan elementos innovadores respecto a los dispositivos existentes actualmente en el mercado.

El trabajo a realizar a continuación consiste en probar los prototipos de ortesis construidos en lesionados medulares, medir su marcha, y aplicar la herramienta de análisis descrita para mejorar los dispositivos hasta que proporcionen una cooperación óptima con el individuo.

#### **5. AGRADECIMIENTOS**

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad y a los FEDER la financiación de este trabajo a través del proyecto coordinado DPI2009-13438-C03-00.

#### **6. REFERENCIAS**

- [1] H. Herr. *Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions*, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 6(21) (2009), 1-9.
- [2] Y. Xiang, J.S. Arora, K. Abdel-Malek. *Physics-based modeling and simulation of human walking: a review of optimization-based and other approaches*, Structural Multidisciplinary Optimization, 42 (2010), 1-23.