



## Metodología para desarrollar modelos predictivos de marcha patológica

Joaquín Ojeda<sup>1</sup>, Ezequiel Martín-Sosa<sup>2</sup>, Javier Bermejo<sup>3</sup>, Juana Mayo<sup>1</sup>, Francisco Romero-Sánchez<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Universidad de Sevilla, {joaquin ojeda, juana}@us.es

<sup>2</sup> Departamento de Ingeniería Minera, Mecánica, Energética y de la Construcción, Universidad de Huelva, ezequiel.martin@dimme.uhu.es

<sup>3</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica, Energética y de los Materiales. {javierbg, fromsan}@unex.es

---

*El desarrollo de modelos computacionales de simulación predictiva de la marcha resulta de gran utilidad a la hora de proponer y analizar dispositivos de asistencia a la marcha. Este trabajo se enmarca en un proyecto de investigación que pretende desarrollar exotrajes de asistencia a la marcha en pacientes de Charcot-Marie-Tooth, una patología hereditaria y degenerativa que provoca debilidad muscular. En su etapa inicial la debilidad se presenta en músculos distales. En el caso del tren inferior, provoca deficiencias en la planta flexión de tobillo observándose el síndrome del pie caído, entre otras alteraciones.*

*En este trabajo se propone una metodología para realizar simulaciones predictivas de la marcha patológica. En la literatura existe un cierto consenso en que los modelos predictivos para el análisis de la marcha deben plantearse como problemas de control. Para ello, es habitual que la solución obtenida se vaya guiando con datos cinemáticos o cinéticos para que no se vuelva inestable en el tiempo.*

*Se disponen de datos experimentales de un paciente de Charcot-Marie-Tooth del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla. El conjunto de datos experimentales se compone de las trayectorias tridimensionales de marcadores reflectantes colocados según el protocolo de Davis-Heel a lo largo de un ciclo de marcha. Junto con los datos de trayectorias se dispone de datos de fuerzas de reacción con el suelo de una única plataforma de fuerza.*

*La simulación predictiva a partir de la tipología de datos disponibles plantea el siguiente reto: Para completar un ciclo completo de marcha es necesario disponer de tres plataformas de fuerza que permitan obtener las fuerzas de reacción en el apoyo durante todo el ciclo, incluyendo las fases de doble apoyo. Mediante el método denominado deformación dinámica del tiempo se ha conseguido estimar los datos necesarios para completar un ciclo de marcha con los datos de la placa disponible y la cinemática del ciclo completo. Una vez obtenidos todos los datos de un ciclo de marcha completo, se ha resuelto un problema dinámico inverso en el software Opensim y se ha obtenido la cinemática y la cinética del tren inferior.*

*Los resultados obtenidos permiten abordar la implementación de un modelo predictivo de la marcha para pacientes de Charcot-Marie-Tooth mediante la resolución de un problema de control óptimo.*

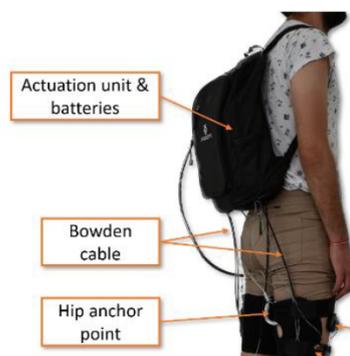
---

## 1. Introducción

La enfermedad de Charcot-Marie-Tooth (CMT) es un trastorno neuromuscular hereditario que afecta principalmente los nervios periféricos, provocando debilidad y atrofia muscular progresiva en las extremidades. Desde el punto de vista cinemático, los pacientes con CMT presentan alteraciones en la marcha caracterizadas por una disminución del rango de movimiento del tobillo, debilidad en los músculos dorsiflexores y eversores del pie, y un patrón de marcha del segador o síndrome del pie caído debido a la incapacidad de realizar una dorsiflexión adecuada durante la fase de oscilación. Además, se observa una menor estabilidad durante la fase de apoyo, con una tendencia al aumento de la flexión de rodilla y cadera para compensar la caída del pie y evitar el arrastre de este. Estas alteraciones cinemáticas pueden llevar a un aumento del gasto energético durante la locomoción y una reducción en la eficiencia biomecánica del movimiento.

Desde el punto de vista cinético, la debilidad progresiva de los músculos intrínsecos del pie y de los flexores dorsales genera un menor momento de fuerza en el tobillo durante la fase de impulso, lo que reduce la capacidad propulsiva del paciente. Asimismo, se observa una distribución anómala de las cargas plantares, con una tendencia a la sobrecarga en la región lateral del pie debido a la deformidad en equinovaro que se desarrolla en estadios avanzados de la enfermedad. Esta alteración en la distribución de fuerzas no solo compromete la estabilidad postural, sino que también puede inducir cambios estructurales en el pie, como el desarrollo de arcos plantares elevados y contracturas en los dedos. Como consecuencia de estas deficiencias cinéticas, los pacientes con CMT pueden desarrollar estrategias compensatorias en otras articulaciones del tren inferior, lo que puede generar sobrecargas musculoesqueléticas y contribuir al deterioro funcional progresivo.

Estudios recientes sugieren que pacientes con enfermedades neuromusculares mejoraron el coste metabólico [1] mediante la rehabilitación con exoesqueletos robóticos u ortesis activas. Los exotrajes, también conocidos como exoesqueletos portables o exoesqueletos blandos, han surgido en los últimos años como la evolución natural de los exoesqueletos tradicionales. En lugar de utilizar partes estructurales rígidas como tutores, los exotrajes utilizan los huesos como partes estructurales y cables como unidades músculo-tendinosas capaces de transmitir movimiento a las piernas. En el caso de las extremidades inferiores, la restricción para sostener al paciente durante la fase de apoyo ha limitado su aplicación en patologías graves. Sin embargo, tienen un amplio rango de aplicaciones en diversas enfermedades patológicas que afectan la movilidad reducida de las extremidades inferiores, como el ictus, y/o en personas mayores al asistir en la fase de balanceo [2]. En estos casos, los exotrajes consisten en una mochila que contiene los motores y el sistema de control del exotraje de donde salen los cables que van a los puntos de actuación del sistema (ver Figura 1).



**Figura 1:** Detalle del exotraje desarrollado por autores de este trabajo en el proyecto PID2019-107491RB-I00 (Agencia Española de Investigación—MCIN/AEI/10.13039/501100011033).

El modelado biomecánico computacional y los enfoques de simulación predictiva del movimiento son dos herramientas que se aplican actualmente de manera habitual para analizar movimientos patológicos que no se ajustan a estándares de normalidad, así como para mejorar la configuración y el diseño de los exotrajes y optimizar las estrategias de actuación antes de su implementación experimental. En relación con el modelo biomecánico, la disposición mostrada en la Figura 1 hace necesaria la implementación de modelos que consideren el tren superior del usuario. A la hora de optimizar las estrategias de actuación existen distintos criterios tales como el grado de similitud a un patrón de normalidad o la estimación del coste metabólico [3].

El problema de optimización de diseño (optimización de parámetros físicos) y el problema de control óptimo (planificación de trayectorias o predicción de movimiento de sistemas multicuerpo) son dos problemas de optimización diferentes que generalmente se han abordado por separado. Sin embargo, ambos problemas están estrechamente relacionados y pueden tratarse con los mismos métodos de solución. De hecho, cuando se utilizan conjuntamente la colocación directa y la optimización para simular trayectorias óptimas, es posible construir un problema combinado de control óptimo y diseño óptimo, como se demostró en García-Vallejo et al. [4], donde se

utilizó técnicas de solución basadas en gradientes para optimizar tanto el diseño como el control de una ortesis activa.

La resolución de problemas de control y diseño óptimo requieren de datos experimentales para, por un lado, servir como guía a la solución estimada. Por otro lado, como grupo de control para validar los resultados obtenidos en las simulaciones. Para ello, es habitual resolver un problema dinámico inverso a partir de datos registrados en el laboratorio. La dinámica inversa trabaja a partir de un movimiento observado con el objetivo de encontrar las fuerzas que causaron dicho movimiento. El diseño experimental convencional incluye un sistema óptico para la captura del movimiento y plataformas de fuerza para la medición de las fuerzas y momentos de reacción del suelo. El procedimiento utiliza las reacciones del suelo medidas y, comenzando con los segmentos en contacto con el suelo, calcula las fuerzas y momentos articulares en cada segmento sucesivo. Este es el llamado método "bottom-up" [5].

Sin embargo, existen algunas limitaciones importantes en este procedimiento asociadas al uso de plataformas de fuerza. La configuración estándar de dos plataformas de fuerza utilizada en los laboratorios de biomecánica mide las reacciones del suelo solo para un paso y restringe el área disponible para la colocación del pie [6]. Medir un número limitado de pasos en el laboratorio de marcha impide el análisis de las fluctuaciones de la marcha [7]. Además, las restricciones en la colocación de los pies pueden alterar significativamente la marcha natural [8]. Asimismo, limita la variedad de actividades que se pueden analizar o la población estudiada: registrar a niños pequeños o a pacientes con patologías puede resultar inviable. Debido a ello, en este tipo de casos es habitual el uso de una sola plataforma [9] o de tapices rodantes instrumentados [10].

En el caso de disponer de una sola plataforma para analizar a pacientes con una marcha patológica, el procedimiento habitual es hacer pisar al paciente una vez con una pierna y otra vez con la otra. Esta metodología permite resolver el problema dinámico inverso en cada pierna, pero no obtener la solución de un ciclo completo de la marcha para un modelo de cuerpo completo. Para ello, resulta necesario disponer de datos experimentales de un modelo de cuerpo completo que incluyan las fuerzas de reacción con el suelo de ambos pies.

Existen distintos procedimientos en la literatura para abordar este problema. Uno de los métodos más empleados en los últimos años es la aplicación de la técnica de Deformación Dinámica del Tiempo (DTW) [11-14]. Este método permite alinear secuencias temporales que difieren en longitud y velocidad, compensando la variabilidad intrínseca a la marcha humana y posibilitando la comparación de patrones de movimiento en distintos individuos o bajo diversas condiciones experimentales. La implementación del DTW en el análisis de la marcha se centra en la cuantificación de la similitud entre curvas de datos cinemáticos o cinéticos, como los ángulos o los momentos articulares. Mediante la construcción de una matriz de costes y la identificación de la trayectoria óptima que minimiza la deformación temporal entre las secuencias, el DTW proporciona una medida de la correspondencia entre patrones de movimiento, superando las limitaciones de métodos tradicionales que asumen una relación lineal y rígida entre las secuencias a comparar.

El objetivo de este trabajo es la obtención de la solución del problema dinámico inverso de un modelo biomecánico de cuerpo completo en pacientes de CMT. La consecución de este objetivo será el primer paso en el objetivo principal de abordar la simulación predictiva de la marcha en este tipo de pacientes.

## 2. Metodología

### 2.1. Pacientes

Para lograr el objetivo de este estudio se ha analizado un paciente mayor de edad con una altura de 1600 mm y una masa de 60 kg. Este paciente ha participado en el ensayo de manera voluntaria. Para poder participar en este estudio, ha debido cumplir los criterios de inclusión y exclusión del estudio, los cuales se muestran a continuación:

Criterios de inclusión:

- a) Personas mayores de 18 años y menores de 50 años. Este rango de edad se ha definido para controlar el posible sesgo de selección dadas las características demográficas de los pacientes con CMT.
- b) Estar diagnosticado de CMT.
- c) Consentimiento para ser incluido en el estudio.

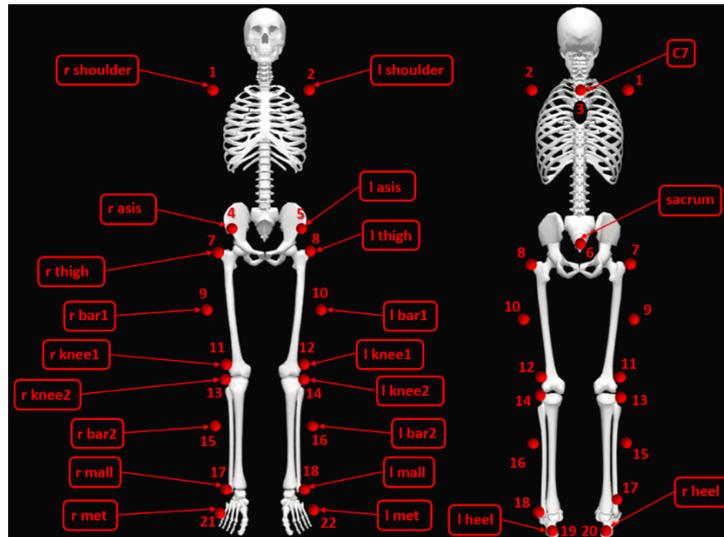
Criterios de exclusión:

- a) Ninguna enfermedad neurológica previa distinta al CMT.
- b) Ausencia de lesiones musculoesqueléticas o dolor en las extremidades inferiores.
- c) No deformidades ortopédicas en los miembros inferiores.
- d) Ninguna intervención quirúrgica previa en las extremidades inferiores en los 6 meses anteriores a la inclusión en el estudio.

El paciente firmó un consentimiento aprobado por el Comité Ético de la Plataforma Ética Andaluza de Investigación Biomédica (número de aprobación 20151012181252).

## 2.2 Condiciones de ensayo

Para poder llevar a cabo el análisis cinemático y cinético se ha empleado el protocolo de marcadores de Davis Heel [15]. Este protocolo de marcadores está formado por 22 marcadores reflectantes, situados la mayoría de ellos en el tren inferior (Figura 2).



**Figura 2:** Disposición de los marcadores para el protocolo de Davis Heel [15].

Para la captación de la trayectoria de los marcadores se usó un sistema Elite System SMART D de la empresa BTS Bioengineering®, compuesto por seis cámaras de infrarrojos, dos cámaras de vídeo convencionales y una plataforma de fuerza. Las cámaras de infrarrojo tenían una frecuencia de adquisición de 100 Hz, mientras que la frecuencia de adquisición de la plataforma de fuerza era de 1000 Hz. Este equipo se encontraba instalado en el laboratorio de análisis de movimiento del Hospital Virgen del Rocío de Sevilla.

Se realizaron un total de cinco captaciones dinámicas y una captación estática. La captación estática se realizó requiriendo al paciente que adoptase una postura lo más parecida posible a la posición anatómica: bipedestación, erguido, mirando al frente, con los brazos y piernas extendidos. En este caso, el paciente pudo adoptar la posición anatómica sin problemas. De las cinco captaciones dinámicas, en tres de ellas el paciente pisaba la plataforma con el pie izquierdo, mientras que en dos de ellas el paciente pisó la plataforma con el pie derecho. En este tipo de captaciones, la cadencia de la marcha fue escogida libremente por el paciente a aquella cadencia con la que se sintiera cómodo. Los datos cinemáticos y cinéticos obtenidos con el sistema BTS se emplearon para validar los resultados obtenidos con el modelo biomecánico implementado en este trabajo.

## 2.3 Análisis de datos

En total se han analizado a nivel cinemático cinco ciclos de marcha de pierna derecha y cinco ciclos de marcha de pierna izquierda. A nivel cinético, se ha resuelto la dinámica inversa de dos ciclos de marcha en pierna derecha y de tres ciclos de marcha en pierna izquierda. Además de resolver el problema cinemático y cinético en el propio software proporcionado por la empresa BTS Bioengineering®, también se resolvieron los mismos ciclos de marcha en el software de acceso libre OpenSim [16,17]. Con el objetivo de utilizar los mismos modelos biomecánicos en ambos softwares, en OpenSim se eligió el modelo gaitmodel 2392. A este modelo biomecánico se le modificaron los grados de libertad de las rodillas y tobillos, pasando a disponer en este estudio de tres grados de libertad de rotación en ambas rodillas y de dos grados de libertad de rotación en los tobillos correspondientes a la dorsiflexión de tobillo y a la progresión del pie. Este último sólido se modeló como un sólido rígido.

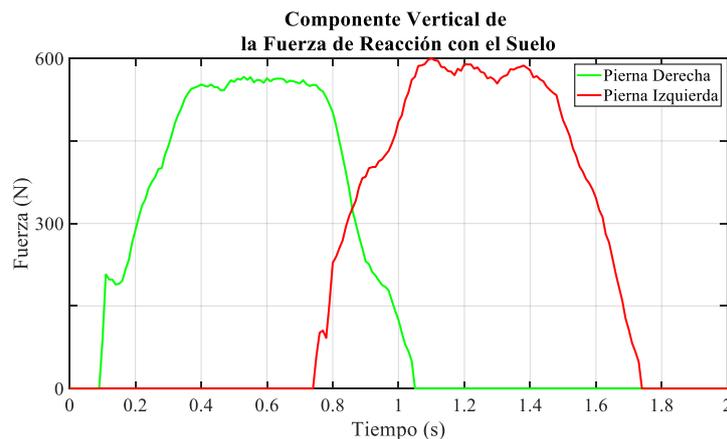
Junto con las modificaciones ya mencionadas realizadas al modelo biomecánico, se realizaron ajustes en los parámetros empleados para realizar el escalado del modelo. Estos ajustes consistieron en imponer durante la reconstrucción de la posición anatómica los ángulos de rotación interna obtenidos en la captura estática con el software BTS. Esto fue debido a la alta sensibilidad de los resultados en el plano transversal a pequeños errores en la definición de las coordenadas locales de los marcadores virtuales.

Por último, debido al ruido de alta frecuencia en los datos proporcionados por la plataforma de fuerza, se les aplicó un filtro paso bajo en el software comercial Matlab® R2024a (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

Con el fin de lograr simular un ciclo de marcha en el cual se pueda resolver el problema dinámico inverso en el modelo de cuerpo completo disponiendo sólo de una plataforma de fuerza, se decidió combinar en un único registro la trayectoria de los marcadores de dos grabaciones distintas en las que el paciente pisase la plataforma con pie derecho y pie izquierdo, respectivamente. Las trayectorias que se combinaron fueron las correspondientes a los marcadores colocados en la pierna derecha de una grabación donde el paciente pisaba la plataforma con pie derecho, con la trayectoria de los marcadores colocados en la pierna izquierda de una captación en la que el paciente pisaba la plataforma de fuerza con el pie izquierdo. Debido a que podía darse la situación que la cadencia de pisada en ambas grabaciones fuera ligeramente distintas, provocando así que los eventos durante un ciclo de marcha ocurrieran en instantes distintos, se decidió aplicar a la trayectoria de todos los marcadores de ambas captaciones el método DTW. De esta forma, se ajustaron los vectores de tiempo entre dos registros diferentes de cada pierna. Se hizo uso de las librerías de Matlab aplicando el algoritmo con sus parámetros definidos por defecto.

Una vez que las trayectorias de todos los marcadores de ambas grabaciones fueron ajustadas, el siguiente paso fue reconstruir una nueva nube de marcadores que simulase la marcha combinando los datos dos captaciones: una en la que se pisara la plataforma con la pierna derecha y otra con la izquierda. Para ello, se decidió obtener una trayectoria promedio de los seis marcadores del torso y la pelvis. Al usar estas trayectorias promedio, el resto de los marcadores deben trasladarse una cierta cantidad en el espacio para mantener las distancias relativas de las captaciones originales. Para calcular la cantidad a desplazar los marcadores de cada captación, primero se calculó la desviación promedio a lo largo del ciclo de marcha entre la trayectoria de los marcadores de tronco y pelvis de cada captación y la trayectoria promedio de estos mismos marcadores. Debido a que las desviaciones obtenidas para los seis marcadores de cada captación eran similares, se decidió que para ajustar la trayectoria tridimensional de los marcadores de pierna derecha e izquierda de cada captación se utilizase el promedio de las desviaciones obtenidas para dicha captación. De igual modo, se desplazó la trayectoria de los centros de presiones de cada captación la misma cantidad que la aplicada a los marcadores de dicha captación.

Todas estas operaciones se realizaron en el software Matlab® R2024a (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Como resultado de este procesado se obtuvo un registro de datos en los que se reproducía una fase de doble apoyo del ciclo de marcha tal y como se muestra en la Figura 3.



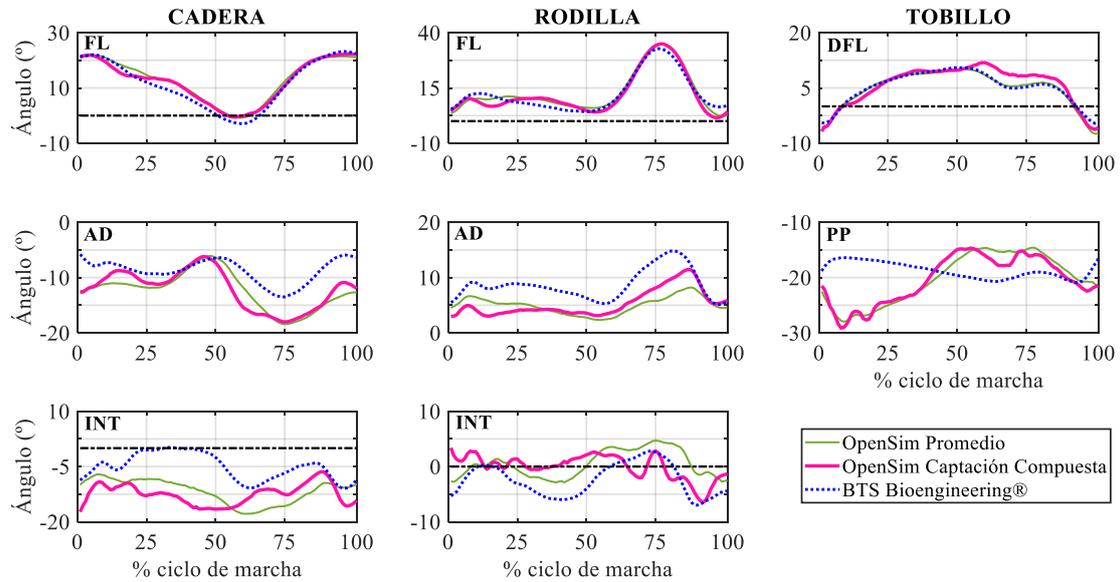
**Figura 3:** Detalle del doble apoyo en la componente vertical de la fuerza de reacción con el suelo.

Una vez reconstruida la nueva captación, esta fue procesada en el software OpenSim, para la cual se empleó la misma configuración de parámetros que la utilizada en las grabaciones analizadas, resolviéndose el problema inverso a nivel cinemático y dinámico.

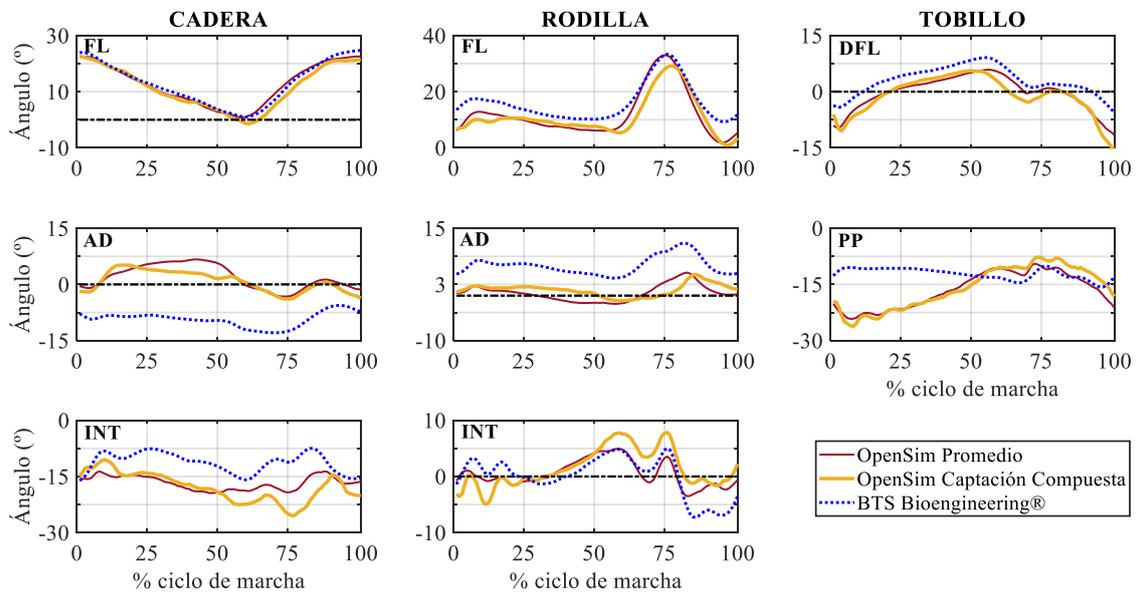
### 3. Resultados

#### 3.1 Cinemática

En las Figuras 4 y 5 se muestran la comparativa del promedio de la evolución temporal de los ángulos articulares de pierna derecha e izquierda calculados en el software BTS BioEngineering® y en el software OpenSim, así como la evolución temporal de los ángulos articulares de pierna derecha e izquierda de la captación compuesta. En la Tabla 1 se muestra el error cuadrático promedio (RMSE) para los ángulos articulares de la pierna derecha y de la pierna izquierda de las respectivas captaciones individuales que se han utilizado para crear la captación compuesta respecto a la captación promedio obtenida por BTS. Del mismo modo, en esta tabla también se adjunta el RMSE de los ángulos articulares de pierna derecha e izquierda de la captación compuesta.



**Figura 4:** Comparativa del promedio de la evolución temporal de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo derechos. Abreviaciones: FL: Flexión. DFL: Dorsiflexión. AD: Aducción. INT: Rotación Interna. PP: Progresión del pie.



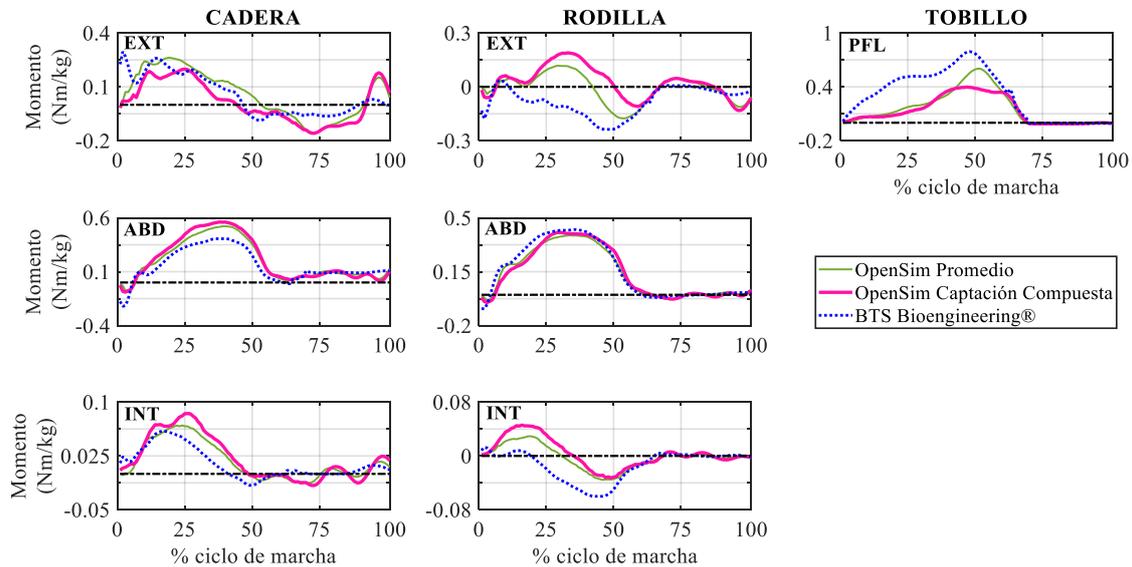
**Figura 5:** Comparativa del promedio de la evolución temporal de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo izquierdos. Abreviaciones: FL: Flexión. DFL: Dorsiflexión. AD: Aducción. INT: Rotación Interna. PP: Progresión del pie.

**Tabla 1:** RMSE para los ángulos articulares de captaciones individuales y la captación compuesta

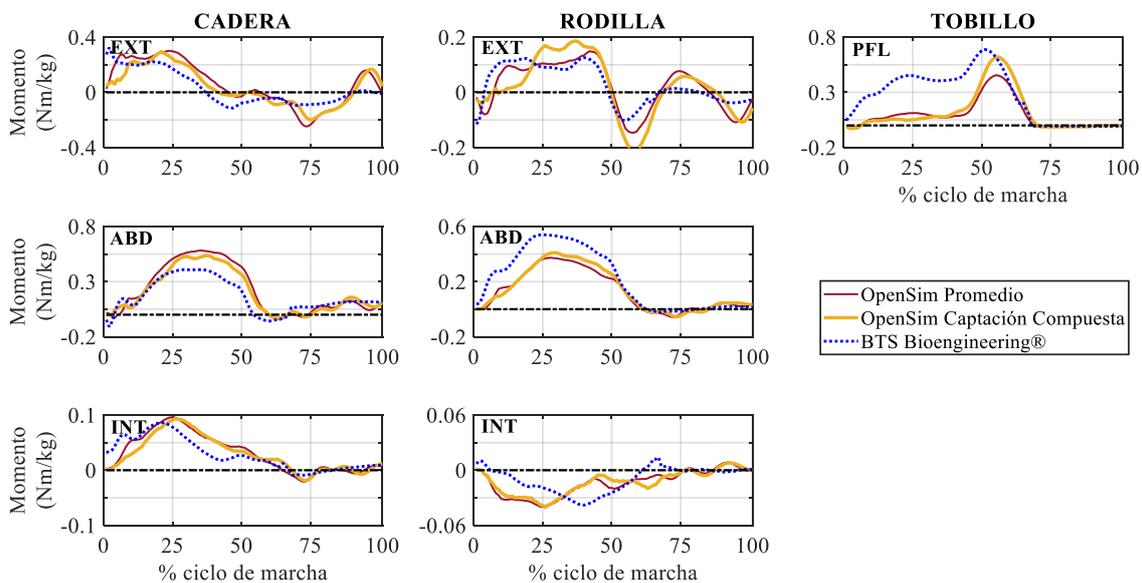
Articulación	Movimiento	Pierna Derecha		Pierna Izquierda	
		Captación Individual	Captación Compuesta	Captación Individual	Captación Compuesta
		(°)	(°)	(°)	(°)
CADERA	FL	1.82	2.48	1.83	2.10
	AD	4.09	3.84	10.56	12.67
	INT	8.76	6.44	7.64	5.25
RODILLA	FL	2.62	2.63	5.69	5.84
	AD	3.73	4.31	5.79	6.24
	INT	3.82	2.44	3.40	2.81
TOBILLO	DFL	1.85	1.89	4.45	5.12
	PP	5.73	6.42	7.54	7.19

### 3.2 Cinética

En las Figuras 6 y 7 se muestran la evolución temporal de los momentos articulares promedios para pierna derecha e izquierda obtenidos en BTS y OpenSim junto con la evolución temporal de los momentos articulares obtenidos para la captación compuesta. En la Tabla 2 se recoge el RMSE de los momentos articulares de la pierna derecha y de la pierna izquierda de las respectivas captaciones individuales que se han utilizado para crear la captación compuesta respecto a la captación promedio obtenida por BTS. También se adjunta en esta tabla el valor del RMSE para los momentos articulares de pierna derecha e izquierda de la captación compuesta.



**Figura 6:** Comparativa del promedio de la evolución temporal de los momentos articulares de cadera, rodilla y tobillo derechos. Abreviaciones: EXT: Extensión. PFL: Plantarflexión. ABD: Abducción. INT: Rotación Interna.



**Figura 7:** Comparativa del promedio de la evolución temporal de los momentos articulares de cadera, rodilla y tobillo izquierdos. Abreviaciones: EXT: Extensión. PFL: Plantarflexión. ABD: Abducción. INT: Rotación Interna.

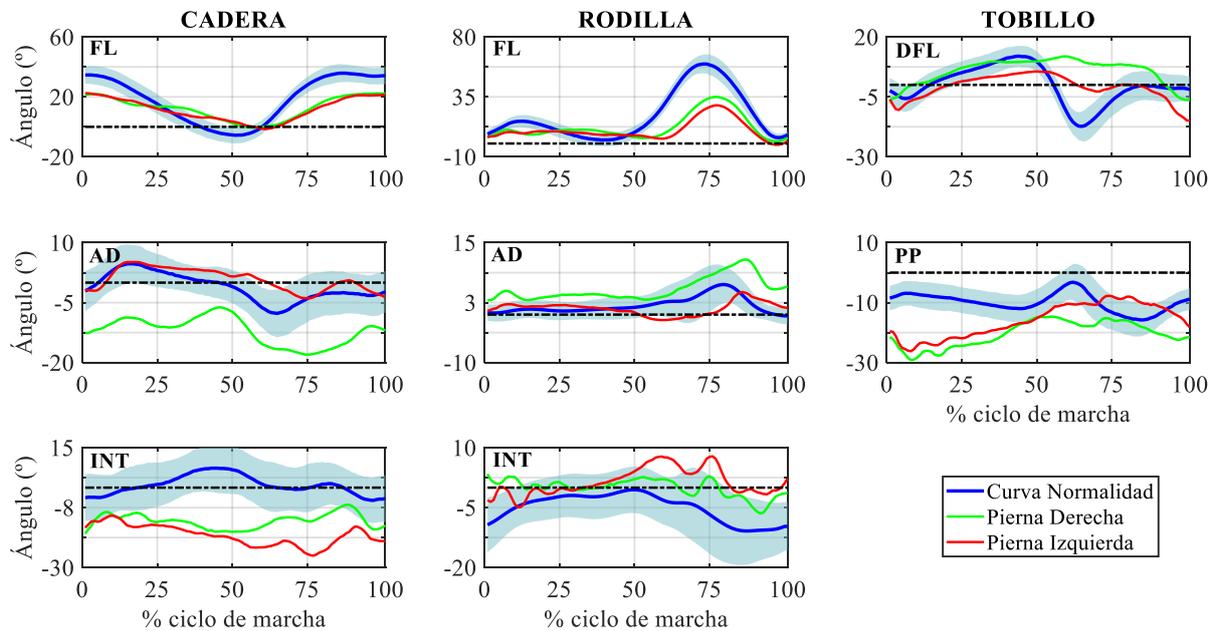
Al igual que en la Tabla 1, la finalidad de la Tabla 2 es analizar el efecto que ha tenido sobre la resolución del problema dinámico inverso el uso del DTW y la aplicación de trayectoria comunes de marcadores. En este caso comparado con la cinemática, el efecto es ligeramente menor, detectando que muchos momentos articulares apenas muestran diferencias entre captaciones individuales y compuesta como puede ser la rotación interna de cadera y rodilla. Aquellos momentos que más afectados se muestran son el momento extensor y abductor de rodilla derecha y el momento plantarflexor del tobillo izquierdo. El mayor RMSE se encuentra en el tobillo, debido principalmente a las diferencias entre los valores máximos de estos momentos.

**Tabla 2:** RMSE para los momentos articulares de captaciones individuales y la captación compuesta

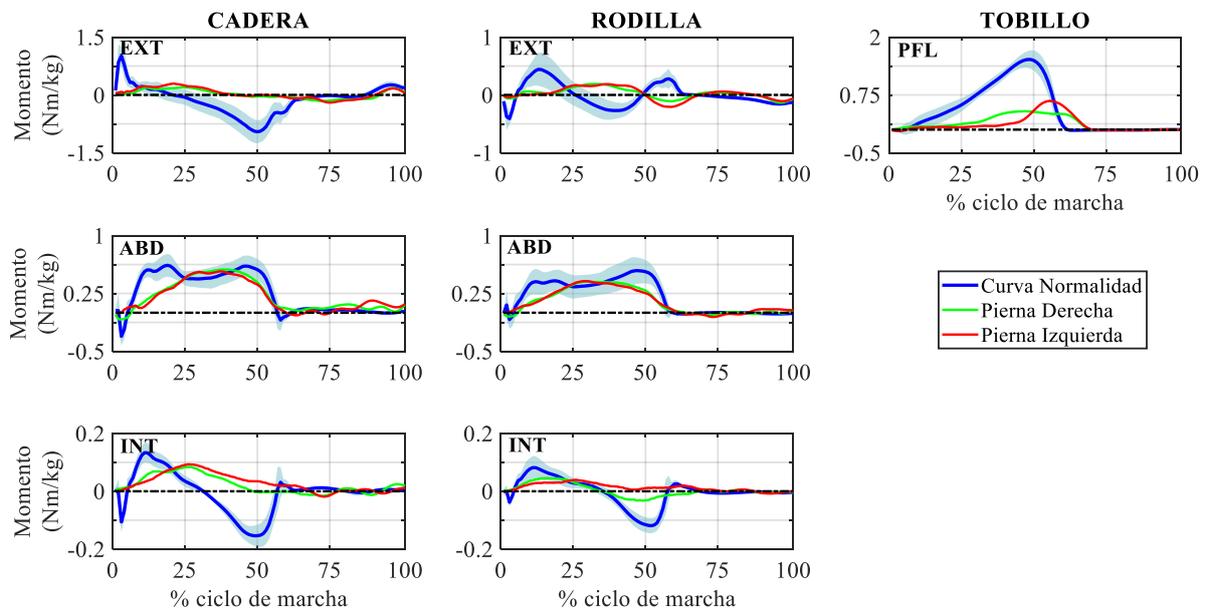
Articulación	Movimiento	Pierna Derecha		Pierna Izquierda	
		Captación Individual (Nm/kg)	Captación Compuesta (Nm/kg)	Captación Individual (Nm/kg)	Captación Compuesta (Nm/kg)
CADERA	EXT	0.074	0.081	0.086	0.083
	ABD	0.101	0.094	0.117	0.084
	INT	0.019	0.019	0.018	0.019
RODILLA	EXT	0.127	0.162	0.056	0.067
	ABD	0.025	0.040	0.106	0.104
	INT	0.025	0.027	0.032	0.032
TOBILLO	PFL	0.219	0.230	0.206	0.225

### 3.3 Marcha patológica vs. normalidad

En la Figura 8 se muestra una comparativa entre los ángulos articulares obtenidos para pierna derecha e izquierda de la captación compuesta y el patrón de normalidad de dicho ángulo articular. La Figura 9 muestra la comparativa entre los momentos articulares de pierna derecha e izquierda de la captación compuesta y el patrón de normalidad de dichos momentos.



**Figura 8:** Comparativa del promedio de la evolución temporal de los momentos articulares de cadera, rodilla y tobillo derechos e izquierdo del modelo compuesto respecto a la curva de normalidad de dichos movimientos articulares. Abreviaciones: FL: Flexión. DFL: Dorsiflexión. AD: Aducción. INT: Rotación Interna. PP: Progresión del pie.



**Figura 9:** Comparativa del promedio de la evolución temporal de los momentos articulares de cadera, rodilla y tobillo derechos e izquierdo del modelo compuesto respecto a la curva de normalidad de dichos momentos articulares. Abreviaciones: EXT: Extensión. PFL: Plantarflexión. ABD: Abducción. INT: Rotación Interna.

## 4. Discusión

### 4.1. Cinemática

Si se compara sólo la evolución temporal promedio de la pierna derecha (Figura 4), se puede apreciar que en plano sagital existe una notable similitud entre los resultados obtenidos en OpenSim y los obtenidos en BTS. En el plano frontal y transversal de cadera y rodilla existen ligeras diferencias entre resultados. Estas discrepancias se deben a diferencias de valores, ya que, los patrones de las curvas son muy similares entre sí. Por último, es en la progresión del pie donde existen más diferencias entre modelos. En este caso, las diferencias se deben tanto a valores como a patrones de curvas distintos. Si se compara la evolución temporal de los ángulos de pierna derecha obtenidos en la captación compuesta tanto con los valores promedios obtenidos en OpenSim como en BTS, se llega a conclusiones similares a la comparativa anterior. Las mayores similitudes entre patrones y valores se encuentran en el plano sagital. En plano frontal de cadera y rodilla se aprecian semejanzas notables con la curva promedio obtenida en OpenSim. En plano transversal en rodilla y cadera sí existen mayores diferencias entre las tres curvas. En la progresión del pie se vuelven a apreciar similitudes tanto en valores como en patrón entre las curvas obtenidas en OpenSim.

Los ángulos articulares de la pierna izquierda (Figura 5) para las evoluciones promedios obtenidas en OpenSim y en BTS muestran un comportamiento similar a la misma comparativa en la pierna derecha. En plano sagital apenas existen diferencias en los patrones de las curvas, aunque sí existen ligeras diferencias en los valores de estas. Estas discrepancias se deben a un ligero gap existente entre las curvas obtenidas por OpenSim y BTS. Este gap también se puede apreciar en los ángulos articulares de cadera y rodilla en plano frontal y transversal, provocando diferencias en los valores de las gráficas, a pesar de que estas presentan patrones similares. Nuevamente, la progresión del pie es el ángulo articular con mayores diferencias. Sin embargo, para la pierna izquierda, las diferencias se encuentran en la primera mitad del ciclo de marcha y son debidas tanto a diferencias en valores como en forma de la curva. Para esta pierna, la comparativa de la evolución temporal de los ángulos articulares obtenidos para la captación compuesta respecto a las curvas de la evolución temporal promedio obtenidas en OpenSim y BTS en los tres planos anatómicos muestra el mismo comportamiento que la comparativa entre valores promedios comentada anteriormente. Si se compara sólo la evolución temporal de la captación compuesta con los valores promedios obtenidos en OpenSim, se aprecian en rasgos generales notables similitudes. Algunas diferencias pueden apreciarse por ejemplo en la flexión de rodilla. En este ángulo la captación compuesta alcanza un valor pico de flexión ligeramente inferior al obtenido por el promedio. Otra discrepancia se puede encontrar en la aducción de cadera donde la captación compuesta alcanza su valor máximo cerca del 50% del ciclo de marcha mientras que el promedio de dicho ángulo en OpenSim alcanza su valor máximo aproximadamente al 15% del ciclo de marcha.

Los resultados mostrados en la Tabla 1 permiten analizar el efecto que tiene la aplicación del DTW y la utilización de la trayectoria comunes de los marcadores de tronco y pelvis en los ángulos articulares obtenidos. La tabla muestra distintos comportamientos. En algunos casos como la flexión de cadera, el RMSE aumenta en la captación

compuesta en ambas piernas. Sin embargo, en la flexión de rodilla el RMSE se mantiene casi constante en ambas piernas. Hay otros ángulos como la aducción de cadera donde en pierna derecha el RMSE de la captación compuesta es menor al de la captación individual, mientras que en la pierna izquierda el comportamiento es opuesto. Las rotaciones internas de cadera y rodilla muestran que para ambas piernas el RMSE se reduce en la captación compuesta. Finalmente, la dorsiflexión de tobillo para pierna derecha apenas ve afectado el RMSE en pierna derecha, mientras que en pierna izquierda esta aumenta en la captación compuesta. El mayor del RMSE se localiza en la aducción de la cadera izquierda pues, como se ha comentado, en la Figura 4 se aprecia un gap significativo entre los valores obtenidos en BTS y los obtenidos en OpenSim.

### 4.2. Cinética

En la Figura 6 se puede apreciar cómo el momento articular de cadera en plano sagital obtenido en OpenSim es muy similar tanto en valores como en forma al obtenido en BTS. La comparativa del momento articular de rodilla para plano sagital muestra una alta similitud en forma y valores excepto en el intervalo del ciclo de marcha comprendido entre el 25% y 50%. En el tobillo, la forma de los momentos articulares es muy similar, sin embargo, el momento articular obtenido en BTS muestra un valor máximo ligeramente superior: 0.75 Nm/kg en comparación con los 0.6 Nm/kg que se obtienen en OpenSim. En la Figura 6, también se puede apreciar como los momentos articulares de cadera y rodilla en plano frontal obtenidos en ambos casos son similares tanto en valores como en patrón de la curva. En el plano frontal, el patrón de los momentos articulares de cadera y rodilla obtenidos en los dos softwares muestra una notable similitud, sin embargo, se puede apreciar un leve desfase entre las curvas. La comparativa de los momentos articulares obtenidos en la captación compuesta respecto a los obtenidos por BTS muestran el mismo comportamiento anteriormente comentado. Sin embargo, la comparativa de los momentos articulares de la captación compuesta respecto al valor promedio obtenido en OpenSim permite apreciar que en plano sagital existen diferencias significativas. Por ejemplo, en el valor máximo del momento de plantarflexión del tobillo. Para este momento articular el valor obtenido en la captación compuesta es ligeramente inferior al promedio. En oposición, en el momento extensor de cadera y rodilla se alcanzan mayores valores en la captación compuesta. En el momento extensor de rodilla se aprecia cómo en la zona comprendida entre el 15% y 60% del ciclo de marcha la captación compuesta es significativamente mayor al valor promedio. En plano frontal y transversal, los momentos son prácticamente idénticos al valor promedio, destacando una ligera diferencia entre los momentos de rotación interna de la rodilla.

La Figura 7 muestra para los momentos articulares de la pierna izquierda un comportamiento similar a los momentos articulares de la pierna derecha. En el plano sagital la comparativa de rodilla y cadera muestra similares patrones de evolución y valores de la curva. En el momento de flexión plantar del tobillo izquierdo ocurre lo mismo que para el tobillo derecho: la forma de las curvas es parecida. Sin embargo, los valores sí son diferentes: en el momento obtenido por BTS se llega a 0.7 Nm/kg aproximadamente, y para el momento articular obtenido en OpenSim se alcanzan los 0.5 Nm/kg. Referente a los momentos articulares en plano frontal de cadera y rodilla izquierdas, se aprecia en la comparativa que el patrón a lo largo del ciclo de marcha es similar, aunque nuevamente los momentos articulares obtenidos en OpenSim presentan valores ligeramente más bajos. Por último, en la comparativa de los momentos articulares en plano transversal se puede apreciar el mismo comportamiento que en pierna derecha: mismos patrones y valores, aunque un leve desfase entre curvas. La comparativa de los momentos articulares entre la captación compuesta y el promedio obtenido en OpenSim para la pierna izquierda muestra las mayores diferencias en el plano sagital, destacando notablemente sobre el resto el valor máximo obtenido en el momento de flexión plantar del tobillo. En este caso, la captación compuesta alcanza mayores valores a la captación promedio, acercándose ligeramente a los valores obtenidos en BTS.

### 4.3. Marcha patológica vs. Normalidad

Los resultados cinemáticos y cinéticos obtenidos con el modelo biomecánico pueden compararse con los patrones de normalidad de la marcha proporcionados por BTS para poder identificar las fases del ciclo de marcha donde puede ser de interés realizar algún tipo de actuación con un dispositivo de asistencia.

En la Figura 8 se aprecia el efecto que tiene la enfermedad CMT en la cinemática de la marcha. En plano sagital, uno de los efectos más notables es la reducción del rango de movimiento. En la cadera se aprecia como en los pacientes inicia el ciclo de marcha con un valor menor a la normalidad, alcanzando su valor mínimo, que apenas sobrepasa los 0°, sobre el 60% del ciclo de marcha, mientras que, para el caso normal, el valor mínimo se alcanza en el 50% del ciclo de marcha y alcanzando claramente valores negativos (extensión de cadera). La evolución temporal de flexión de rodilla muestra como en el patrón de la gráfica del paciente se produce el primer pico de flexión sobre el 10-15% del ciclo de marcha, sino que el valor de la flexión de rodilla se mantiene constante hasta aproximadamente el 60% del ciclo cuando empieza a flexionarse, no superando en este caso los 35°, mientras que, para la curva de normalidad, la flexión de rodilla alcanza los 60°. En el movimiento de dorsiflexión de tobillo se aprecia diferencias entre el movimiento de pierna izquierda y pierna derecha. En pierna derecha se empieza en flexión plantar al igual que en la curva de normalidad y la evolución hacia la dorsiflexión es también similar, sin embargo, cuando el ciclo de marcha alcanza el 50% y se produce la propulsión del pie (plantar flexión) con el suelo para empezar la fase de balanceo, en la curva del paciente esta sigue en valores constantes de dorsiflexión,

alcanzando valores de flexión plantar al final del ciclo cuando se realiza nuevamente el apoyo del pie con el suelo. Para la pierna izquierda, el comportamiento del tobillo es similar a la de la derecha, sin embargo, en este caso, si existe una tendencia a la planta flexión cerca de la zona de propulsión del pie, sin embargo, esa fase de propulsión se realiza cerca del 70% del ciclo de marcha y con valores de flexión plantar muchos más pequeños que los que se alcanza en la curva de normalidad.

En plano frontal de cadera, la aducción de la cadera izquierda muestra similitudes significativas con el patrón y valores de la curva de normalidad. Sin embargo, la aducción de la cadera derecha muestra un patrón parecido, pero valores significativamente diferentes. Mientras que en la curva de normalidad durante el ciclo de marcha se intercala instantes de aducción de cadera con fases de abducción de cadera, en la curva del paciente en todo el ciclo de marcha la cadera permanece abducida. El movimiento en plano frontal de rodilla muestra para las dos piernas patrones ligeramente similares al patrón de la curva de normalidad, sin embargo, presentan valores diferentes. Para la rodilla derecha el paciente realizaba una aducción de rodilla mucho mayor que para el caso normal, mientras que para la rodilla izquierda ocurría lo contrario, la aducción alcanza era menor, incluso se alcanza con cierto desfase con respecto a la curva de normalidad.

El movimiento de la cadera del paciente en plano transversal presenta discrepancias notables respecto a la curva de normalidad, en este caso, tanto la forma de la curva como los valores de esta son diferentes a la curva de normalidad. Puede apreciarse que para la curva de normalidad la rotación interna de cadera cambia su signo durante el ciclo de marcha, sin embargo, la curva del paciente tanto derecha como izquierda, presenta durante todo el ciclo un valor negativo (rotación externa de cadera). Para la rotación interna de rodilla, en la curva de normalidad empieza el ciclo con valores cercanos a los  $-10^\circ$ , en contraposición a los  $-3^\circ$  con los que empieza la rodilla izquierda y los  $3^\circ$  con los que empieza la derecha del paciente. Durante el ciclo de marcha, la curva de normalidad no lleva nunca a alcanzar valores positivos, mientras que para el caso del paciente sí. Aun así, en el tramo comprendido entre el 50% y el 75% en la curva de normalidad se aprecia una doble joroba la cual se puede apreciar también en las gráficas del paciente, aunque con valores diferentes.

En la Figura 9 puede apreciarse como la CMT afecta también tanto al valor como a los patrones de los momentos articulares. En plano sagital, vuelve a afectar significativamente al rango. Para el momento de extensión de cadera, se aprecia como en la curva de normalidad los máximos valores se alcanzan al principio y al 50% del ciclo de marcha, coincidiendo con el contacto con el suelo y el despegue del pie respectivamente, alcanzando valores aproximados de 1 Nm/kg. Sin embargo, para el caso del paciente en esos instantes su valor es mucho menor. El momento extensor de rodilla también se ve afectado tanto en forma como en valores. Este momento en su curva de normalidad presenta dos jorobas sobre el 15% y el 60% del ciclo de marcha de unos 0.5 Nm/kg y 0.3 Nm/kg respectivamente. En la evolución temporal del momento extensor de rodilla para el caso del paciente no se detectan dichos picos, así como, su valor máximo no supera los 0.2 Nm/kg. El momento de plantar flexión en el tobillo, sí presenta un patrón similar entre normalidad y paciente, aunque, en cuanto a valores, existen diferencias notorias. El momento articular del paciente alcanza valores máximos no superiores a 0.7 Nm/kg, mientras que el momento para el caso de normalidad alcanza cerca de los 1.2 Nm/kg.

El momento de cadera y rodilla en plano frontal presenta un comportamiento similar. Mientras que, para el caso de normalidad, su patrón muestra dos jorobas sobre el 15% y el 50% del ciclo de marcha dándole a los momentos forma de “M”, estas no aparecen para el caso patológico dándole al momento articular en este caso aspecto de “U” invertida.

El momento en plano transversal de cadera, muestra notables discrepancias tanto en el patrón como en valores respecto a la normalidad. Por el contrario, el momento articular de rotación interna de rodilla, es cierto que alcanza valores menores a los mostrados por la normalidad, pero el patrón de ambos momentos muestra una tendencia parecida durante todo el ciclo de marcha.

## 5. Conclusiones

En el presente trabajo se ha desarrollado una metodología para obtener la cinemática y la cinética de pacientes de CMT a partir de la trayectoria de marcadores reflectantes y una única plataforma de fuerza.

Se ha desarrollado un modelo biomecánico de cuerpo completo en OpenSim para reproducir los resultados obtenidos mediante el software comercial BTS. Se ha empleado el método de la deformación dinámica del tiempo para ajustar datos experimentales de dos captaciones distintas con diferentes velocidades de avance del paciente. De esta forma, los datos ajustados han podido ser introducidos como datos de entrada del modelo biomecánico y se ha resuelto el problema inverso a nivel cinemático y cinético de un ciclo de marcha en un modelo de cuerpo completo. Los resultados obtenidos a nivel cinemático en el plano sagital se ajustan muy bien a los proporcionados por BTS. Las mayores diferencias se observan en la progresión del pie y en los ángulos de cadera fuera del plano sagital. A nivel cinético también se obtiene un buen ajuste respecto a BTS, dándose las mayores diferencias en el momento de plantarflexión de tobillo y en el de rotación interna de rodilla.

Estas diferencias son debidas a la falta de precisión en la determinación de las coordenadas locales de los marcadores virtuales del modelo biomecánico. Como trabajo futuro se planea desarrollar un procedimiento que permita definir con mayor exactitud estos parámetros del modelo.

Otra de las limitaciones del presente trabajo es la falta de la primera fase de doble apoyo en el ciclo de marcha. Habitualmente, este problema se resuelve si se dispone de tres plataformas. Al solo disponer de una, se plantea como siguiente trabajo aplicar la técnica del DTW para estimar la primera fase de doble apoyo de forma similar a como se ha estimado la segunda en el presente trabajo.

Por último, se plantea como otra cuestión a desarrollar la definición de un criterio que permita decidir si los resultados obtenidos con el modelo biomecánico son suficientemente representativos de la marcha del paciente analizado.

Los resultados obtenidos en este trabajo se podrán usar para desarrollar simulaciones predictivas de la marcha basadas en la resolución de problemas de control óptimo para pacientes con CMT. Este tipo de simulaciones permitirá diseñar y ajustar los parámetros y el perfil de actuación de un exotraje que mejore la calidad de la marcha de los pacientes.

## 6. Agradecimientos

A los proyectos PID2022-137525OB-C21 y PID2022-137525OB-C22 financiados por MICIU/AEI/10.13039/501100011033 y por FEDER, UE. Los autores agradecen a las doctoras M<sup>a</sup> José Zarco Perrián y Patricia Ferrand Ferri del Servicio de Rehabilitación del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla la colaboración prestada en el desarrollo de este trabajo.

## 7. Referencias

- [1] Beck O.N., Punith L.K., Nuckols R.W., Sawicki G.S., "Exoskeletons improve locomotion economy by reducing active muscle volume", *Exercise and Sport Sciences Review* **47**, 237-245 (2019)
- [2] Bae, J. *et al.*, "A lightweight and efficient portable soft exosuit for paretic ankle assistance in walking after stroke", *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2820–2827, Brisbane, Australia, (2018)
- [3] Grimmer M., Quinlivan B.T., Lee S., Malcolm P., Rossi D.M., Siviý C., Walsh C.J., "Comparison of the human-exosuit interaction using ankle moment and ankle positive power inspired walking assistance", *Journal of Biomechanics* **83**, 76–84 (2019).
- [4] García-Vallejo D., Font-Llagunes J., Schiehlen W., "Dynamical analysis and design of active orthoses for spinal cord injured subjects by aesthetic and energetic optimization", *Nonlinear Dynamics* **84** (2), 559–581 (2016)
- [5] Wegener C., Wegener K., Smith R., Schott K.-H., Burns J., "Biomechanical effects of sensorimotor orthoses in adults with Charcot–Marie–Tooth disease", *Prosthetics and Orthotics International* **40** (4), 436–446 (2016)
- [6] Wang L., Li X., Peng Y., Han J., Zhang J., "Balance Evaluation Based on Walking Experiments with Exoskeleton Interference", *Bioengineering* **11**, 386 (2024)
- [7] Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th edn. Wiley, Hoboken (2009)
- [8] Villegger, D., Costes, A., Watier, B., Moretto, P., "An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait", *Medical Engineering and Physics* **36**, 1530–1535 (2014)
- [9] Shahabpoor, E., Pavic, A., "Measurement of walking ground reactions in real-life environments: a systematic review of techniques and technologies", *Sensors* **17**, 2085 (2017)
- [10] Karatsidis, A., Bellusci, G., Schepers, H.M., de Zee, M., Andersen, M.S., Veltink, P.H., "Estimation of ground reaction forces and moments during gait using only inertial motion capture", *Sensors* **17**, 75 (2017)
- [11] Lee H.-S., "Application of dynamic time warping algorithm for pattern similarity of gait", *Journal of Exercise Rehabilitation* **15** (4), 526–530 (2019)
- [12] Lee H.-S., Lee J.-H., Kim K.-R., "A method for selecting the optimal warping path of dynamic time warping in gait analysis", *Journal of Exercise Rehabilitation* **20**, 42-48 (2024)

- 
- [13] Błażkiewicz M., Lann Vel Lace K., Hadamus A., "Gait Symmetry Analysis Based on Dynamic Time Warping", *Symmetry* **13**, 836 (2021)
- [14] Shah V., Dixon P.C., "Effect of Gait Speed and Dynamic Time-Warping on the prediction of Lower-Limb Joint Angles", *Gait & Posture* **113**, 210 (2024)
- [15] Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J.R., "A gait analysis data collection and reduction technique", *Human Movement Science*, **10**, 575-587 (1991)
- [16] Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G. "OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **54**(11), 1940-1950 (2007)
- [17] Seth, A., Hicks J.L., Uchida, T.K., Habib, A., Dembia, C.L., Dunne, J.J., Ong, C.F., DeMers, M.S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S.R., Arnold, E.M., Yong, J.R., Lakshmikanth, S.K., Sherman, M.A., Ku, J.P., Delp, S.L. "OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement", *PLoS Computational Biology*, **14**(7), (2018)