Simposio CEA de Robótica, Bioingeniería, Visión Artificial y Automática Marina 2025

RBVM
Simposio CEA de Robótica, Bioingeniería, Visión por Computador y Automática Marina

Modelado de la marcha humana en MATLAB/Simulink Simscape Multibody para el diseño de una ortesis robótica de rodilla

Gómez-Espinosa, A. [a*], Blanco-Claraco, J.L. [a], Gil-Vergel, J.D. [b], Moreno-Úbeda, J.C. [b]

[a] *University of Almería, Department of Engineering, CIESOL, ceia3, Ctra. Sacramento s/n, 04120, Almería, Spain, {agespinosa, jlblanco}@ual.es*
[b] *University of Almería, Department of Informatics, CIESOL, ceia3, Ctra. Sacramento s/n, 04120, Almería, Spain, {jcmoreno, juandiego.gil}@ual.es*

Resumen

Para el diseño de una ortesis es necesario conocer la biomecánica de la marcha del paciente al que se destina. En este trabajo se realiza el modelo de la marcha humana adaptada a un paciente, considerando las limitaciones biomecánicas del cuerpo y haciendo uso *Simscape Multibody* de Matlab/Simulink. El estudio biomecánico mediante esta herramienta permite obtener un modelo de mayor complejidad (más fiel a la realidad), que el que se obtendría con el mismo esfuerzo haciendo uso de la teoría clásica de Euler-Lagrange. El análisis realizado parte de los datos de movimiento de la marcha de un sujeto sano, de estatura y peso parecido al paciente del estudio, procesándolos mediante OpenSim para obtener la cinemática necesaria para realizar el cálculo de la dinámica inversa mediante *Simscape*, comparando el modelo resultante con modelos matemáticos derivados de la teoría de Euler-Lagrange.

Palabras clave: Biomecánica, Robótica asistencial, Bioingeniería.

Human gait modelling in Matlab *Simscape Multibody* for the design of a robotic knee orthoses.

Abstract

In order to design orthoses, it is necessary to know the gait biomechanics of the patient for whom the orthosis is to be designed. In this article a model of the human gait adapted to a patient is made, considering the biomechanical limitations of the body and making use of *Simscape Multibody* of Matlab/Simulink. The biomechanical study using this tool allows a more complex model (closer to the reality) to be obtained, without a great deal of effort, in contrast to the classical Euler-Lagrange theories. The analysis carried out is based on gait movement data from a healthy subject of similar height and weight to the patient in the study, from which data processing is carried out by means of OpenSim to obtain the kinematics necessary to perform the calculation of inverse dynamics using *Simscape*, comparing the resulting model with mathematical models from the Euler-Lagrange theory.

Keywords: Biomechanics, Assistive Robotics, Bioengineering.

1. Introducción

El análisis de la marcha humana es un campo complejo que combina el estudio de la cinemática y de la dinámica de cuerpos rígidos. A lo largo de la historia se han desarrollado varios modelos para estudiar los patrones de marcha, incluyendo los gráficos de enlaces (también conocidos como diagramas de eslabones o modelos de segmentos corporales) para el intercambio de energía entre segmentos corporales (Contreras-Bravo and Roa-Garzón, 2005) y el análisis mediante lagrangianas para la simulación de la marcha protésica (Luengas-Contreras *et al*., 2018). Estos modelos suelen representar el cuerpo como un sistema articulado de segmentos rígidos, algunos se centran en las extremidades inferiores y la pelvis, mientras que otros incorporan todo el cuerpo para un análisis más exhaustivo (Andrade, 2002). Los ciclos de la marcha constan de fases de apoyo y balanceo, delimitadas por eventos específicos, y pueden caracterizarse por parámetros como la longitud del paso, la cadencia y la velocidad (Muñoz-Muñoz and Castillo-Landínez, 2022).

Para poder analizar la marcha humana se realizan estudios biomecánicos particularizados a un paciente. El estudio biomecánico permite realizar el análisis de movimientos y esfuerzos aplicando principios de la mecánica al estudio del cuerpo humano. Es necesario conocer el comportamiento del cuerpo para el desarrollo, en este caso, de prótesis de miembros

*Autor para correspondencia: agespinosa@ual.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

inferiores. Los modelos matemáticos actuales tienen ciertas limitaciones, como el aumento de la complejidad de cálculo en cuanto se aumentan los grados de libertad del modelo. Es por ello que los modelos de caja negra están ganando valor en las últimas décadas (Halilaj *et al*., 2018). *Simscape Multibody* de MATLAB/Simulink permite desarrollar modelos precisos de sistemas mecánicos complejos, incorporando factores como la fricción de las articulaciones, los engranajes de transmisión y la dinámica de los actuadores.

Además, los autores de este trabajo han explorado la integración de múltiples plataformas de software, incluyendo OpenSim e Inventor, con MATLAB/Simulink para el diseño y análisis integral de exoesqueletos (Khamar *et al*., 2019). Añadir grados de libertad al modelo desarrollado con *Simscape Multibody* es mucho más sencillo que añadirlos a los modelos basados en principios físicos, por lo que estos modelos de caja negra resultan más versátiles en la simulación de la biomecánica humana, los sistemas robóticos, y sus interacciones, proporcionando información valiosa para la optimización del diseño, el desarrollo de estrategias de control y la evaluación del rendimiento en diversas aplicaciones biomédicas y robóticas. A esto se le suma la facilidad para integrar algoritmos de aprendizaje automático para detectar eventos de la marcha y analizar los grandes volúmenes de datos biomecánicos generados durante los estudios de la misma (Muñoz-Muñoz and Castillo-Landínez, 2022). Las aplicaciones de ciclogramas y algoritmos para estudiar la carga de las articulaciones en *Simscape* con otros *toolboxes* de MATLAB ofrecen una amplia área de aplicaciones en la investigación en medicina, como el estudio de la posibilidad de nuevos equipos de rehabilitación y sistemas de control de ayudas mecánicas o en la rehabilitación para la identificación de trastornos en la marcha debido a razones de distinta naturaleza (lesiones medulares, recuperación postoperatoria, lesiones articulares, enfermedades, etc.).

El principal objetivo de este artículo es obtener un modelo de la marcha humana adaptado a un paciente particular, con unas medidas anatómicas determinadas, mediante *Simscape Multibody*, considerando seis grados de libertad de la marcha. El modelo que se quiere obtener ha de ser lo más aproximado posible a la marcha de una persona, teniendo en consideración el movimiento de una persona sana de peso y estatura parecidos para realizar el modelo, con el fin de poder realizar un diseño adecuado de una ortesis robótica de rodilla.

2. Fundamentos de la biomecánica

2.1. Biomecánica musculoesquelética

La biomecánica musculoesquelética analiza cómo los tejidos del sistema locomotor responden a las fuerzas internas y externas. Este sistema está compuesto por huesos, músculos, tendones, ligamentos y cartílago articular, cada uno con propiedades mecánicas específicas (Nordin and Frankel, 2012). Los huesos se comportan como estructuras rígidas capaces de soportar cargas axiales y transversales. Los músculos generan fuerza mediante contracciones que se transmiten a través de los tendones hacia las articulaciones. Los cuádriceps, musculatura del muslo, extienden la rodilla mientras los isquiotibiales controlan su flexión, el gastrocnemio y el sóleo, la pantorrilla, generan fuerza para la flexión plantar del tobillo, y los músculos de la pelvis y el tronco mantienen el equilibrio durante el movimiento. Por su parte, los ligamentos y el cartílago articular proporcionan estabilidad y amortiguación (Nordin and Frankel, 2012).

2.2. Biomecánica de las articulaciones en la marcha

La marcha humana es un patrón locomotor necesario para la movilidad diaria. Desde el punto de vista biomecánico, implica el movimiento coordinado de las extremidades inferiores, la pelvis y la columna vertebral, junto con la actividad muscular y articular necesaria para generar estabilidad, absorción del peso corporal y propulsión hacia adelante (Nordin and Frankel, 2012; Pons, 2008). Comprender las consideraciones biomecánicas de la marcha es fundamental para evaluar su funcionalidad, identificar alteraciones y diseñar estrategias terapéuticas efectivas.

Durante la marcha, varias estructuras anatómicas desempeñan roles específicos, pudiéndose separar principalmente en tres. Las extremidades inferiores la componen los huesos principales (fémur, tibia, peroné y huesos del pie), los cuales soportan el peso corporal y generan fuerza para avanzar. Además, las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo permiten los movimientos necesarios. La cadera permite movimientos amplios como flexión-extensión y rotación. La rodilla facilita la flexión y extensión necesarias durante las fases de apoyo y balanceo. El tobillo controla la flexión plantar para propulsar el cuerpo hacia adelante y la flexión dorsal para preparar el siguiente contacto. Por otro lado, la pelvis proporciona estabilidad y facilita la transferencia de peso entre las piernas durante el ciclo de marcha. Por último, la columna vertebral actúa como eje central para el movimiento, manteniendo una postura erguida y distribuyendo el peso corporal (Moore *et al*., 2018).

2.3. Rango de movimiento en la marcha

El análisis de la marcha se realiza principalmente sobre el plano sagital (divide el cuerpo en izquierda y derecha) del cuerpo, debido a que los movimientos que realizan las articulaciones en el resto de planos son mínimas frente a este. En el modelo se tienen en cuenta los rangos máximos de movimiento que puede tener una persona, mostrados en la Tabla 1, es decir, el ángulo máximo y mínimo que se puede flexionar o extender cada una de las articulaciones (Pons, 2008).

Tabla 1: Rango de movimiento (ROM, del inglés *Range Of Movement*)

Articulación	Movimiento	ROM Fisiológico	ROM en la Marcha
Cadera	Flexión	0° – 120°	30º–35°
Cadera	Extensión	0° – 20°	10°-15º
Rodilla	Flexión	0° – 135°	60°-65º
Rodilla	Extensión	135° – 0°	0º–5°
Tobillo	Flex. dorsal	0° – 20°	10°-15º
Tobillo	Flex. plantar	0° – 50°	15º–20°

El ROM fisiológico hace referencia al máximo movimiento que puede tener la articulación en cualquier actuación y el ROM en la marcha hace referencia al valor normalizado máximo que tiene una persona durante la marcha.

3. Modelo del cuerpo

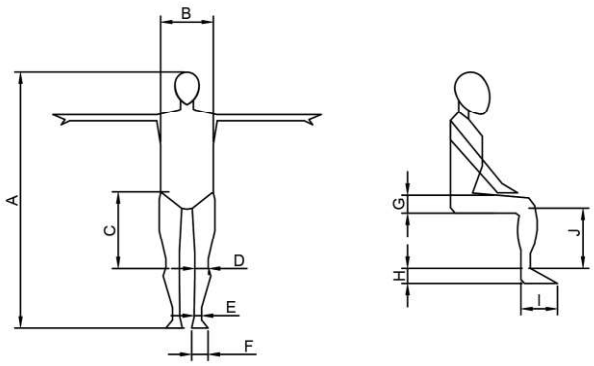
3.1. Medidas antropomórficas

Las mediciones antropométricas hacen referencia a las medidas que tienen las distintas partes del cuerpo. Para particularizar este problema se han usado mediciones antropomórficas de una persona real, mostradas en la Tabla 2, para la cual se quiere realizar el diseño de la ortesis.

Tabla 2: Resumen de medidas antropométricas del paciente (cm)

Id	Descripción	Valor
A	Altura	185
B	Diámetro biliocrestidio	35.34
C	Longitud de Cadera-Rodilla	45.33
D	Diámetro Biepicodilar del Fémur	14.21
E	Diámetro de biepicondilar del tobillo	8.52
F	Estatura del pie	10.18
G	Altura del muslo	46.52
H	Longitud de tobillo(externo)-Planta del pie (suelo)	7.22
I	Longitud del pie	28.12
J	Longitud de Rodilla-Tobillo	52.73
	Perímetro de la cintura	64.38
	Perímetro de la cadera	70.68

Para ilustrar los resultados y poder entender el significado de cada una de las partes medidas, se muestra la Figura 1 con la referencia (columna Id en la Tabla 2) de cada una de las partes. Además de las medidas mostradas en la Tabla 2, se tomó la masa de la persona, siendo en el momento de medida 88.3 kg.



(a) Vista frontal (b) Vista lateral

Figura 1: Detalle de las medidas antropomórficas de un paciente.

3.2. Segmentos corporales

Los segmentos corporales hacen referencia al porcentaje de masa que supone una parte concreta del cuerpo, multiplicado por la masa total del sujeto. De este modo se puede obtener un modelo matemático computacional. El método de cálculo para obtener los segmentos de masas, centro de gravedad e inercias es la aplicación de las tablas de aproximación propuestas por (Vaughan *et al*., 1999) y cuyos resultados se observan en la Tabla 3.

Tabla 3: Aproximación de masas (kg), centros de masas (m) y radios de gravitación (m) de los segmentos

Segmento	Masa	Centro de masas		Radios de gravitación		
		Proximal	Distal	Kcg	Kp	Kd
Muslo (Desde la cadera hasta la rodilla)	8.830	0.196	0.257	0.146	0.245	0.296
Contramuslo (desde la rodilla hasta el tobillo)	4.380	0.228	0.299	0.159	0.278	0.339
Pie (desde el tobillo hasta la punta del pie)	1.280	0.036	0.036	0.034	0.050	0.050
Extremidad inferior	14.216	0.502	0.561	0.343	0.590	0.684
Cabeza, tronco y brazos	59.867	0.499	0.298	0.395	0.636	0.495

La distancia proximal se refiere a la parte de un segmento corporal más cercana al centro del cuerpo, mientras que la distancia distal se refiere a la parte más alejada, como se observa en la Figura 2. El centro de gravedad es el punto teórico donde se concentra todo el peso del cuerpo o de un segmento. Los extremos proximales y distales ayudan a definir la posición y orientación de un segmento, y el centro de gravedad suele ubicarse entre ellos, influido por la distribución de la masa (Robertson *et al*., 2014).

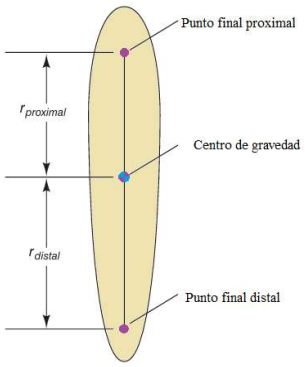
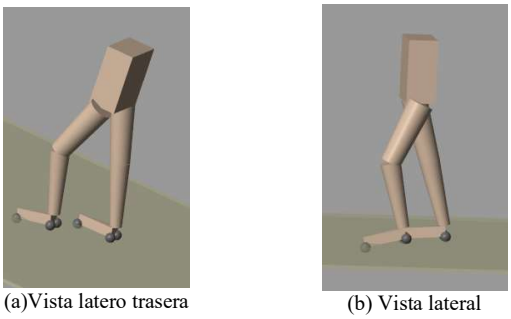


Figura 2: Distancias proximal, distal y centro de gravedad.

3.3. Construcción del modelo del cuerpo

En este apartado se hace uso del software SolidWorks y de Matlab/Simulink (en concreto se utiliza *Multibody* de la librería de *Simscape* de Simulink). Se realiza un modelo de los distintos segmentos corporales intervinientes, con las medias adaptadas al estudio biomecánico realizado en segmentos corporales. De este modo los cuerpos rígidos del modelo, así como las uniones y las matrices de rotación necesarias para definir el modelo, se generan primeramente mediante SolidWorks (Figura 3) y son transformados posteriormente a un archivo .slx legible para MATLAB/Simulink. Posteriormente se introducen los cambios necesarios para que el modelo adquiera el sentido físico de un cuerpo en marcha (gravedad, fricción, reacción con el suelo, etc.).



(a)Vista latero trasera (b) Vista lateral

Figura 3: Vista 3D del modelo de SolidWorks exportado a Matlab/Simulink

4. Estudio del comportamiento cinemático y dinámico de la rodilla

4.1. Cinemática

La respuesta cinemática del cuerpo se estudia mediante el software libre OpenSim. Este software permite realizar una estimación de la cinemática a partir de una serie de datos. Para este trabajo, al no disponer de datos captados del movimiento del paciente, se usó una base de datos extraída de SimTK[1] con varios ciclos de la marcha (a distinta velocidad) de una persona (Liu *et al*., 2008). Esta aproximación, aunque práctica ante la falta de datos específicos del paciente, introduce posibles desviaciones respecto a la cinemática y dinámica real de su marcha particular. Posteriormente tomando como base el modelo Gait2354 (John *et al*., 2012), se escala para adaptarlo a las proporciones corporales del caso estudiado. Los datos son exportados a MATLAB mediante una matriz de datos y usados como referencias cinemáticas para obtener los pares necesarios en la rodilla haciendo uso de *Simscape Multibody* (Figura 4).

4.2. Dinámica

En este caso, en el que se parte de conocer el movimiento de cada articulación en el ciclo de la marcha se pretende obtener un modelo de dinámica directa (Pons, 2008). El siguiente modelo sirvió para calcular fuerzas musculares, momentos articulares y otras variables internas a partir de datos de movimiento conocidos. El momento o par articular (*joint torque o joint moment*) se trata del momento de fuerza generado por músculos, ligamentos y otras estructuras alrededor de una articulación. Representa la tendencia de estas fuerzas a hacer rotar un segmento corporal alrededor de una articulación específica. Se expresa en Newton-metros (N·m) y se calcula como la fuerza multiplicada por la distancia perpendicular desde el eje de rotación al punto de aplicación de la fuerza (Robertson *et al*., 2014).

Es importante tener en cuenta que el par articular es el resultado de múltiples esfuerzos musculares que actúan a través de palancas óseas. Para producir un par eficaz, los músculos deben generar suficiente esfuerzo que se transmite como fuerza a través de su inserción, provocando rotación en la articulación. El esfuerzo es la fuerza interna por unidad de área dentro de un tejido biológico (por ejemplo, un músculo o hueso), en respuesta a una carga externa. Se expresa en pascales (Pa) y se calcula dividiendo la fuerza que actúa sobre el tejido por su área transversal (Robertson *et al*., 2014). Por lo que un modelo más complejo puede llevar a resultados de par menores debido a la redistribución del efecto del esfuerzo.

El sistema mecánico (el cuerpo humano) está formado por un conjunto de cuerpos rígidos (segmentos corporales) (Nordin and Frankel, 2012); aunque no es del todo correcto tomar los segmentos corporales, debido a su comportamiento, como segmentos rígidos, es el modo de obtener soluciones matemáticas y computacionales viables. Estos cuerpos presentan limitaciones cinemáticas y son representadas como restricciones al problema. El modelo matemático más utilizado es el modelo dinámico de péndulo doble como el representado en la Figura 5.

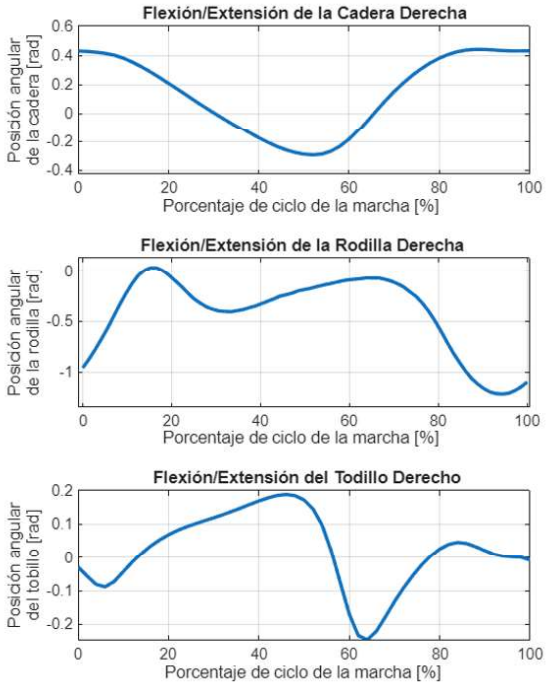


Figura 4: Evolución dinámica de las posiciones angulares a lo largo del ciclo de la marcha para las distintas articulaciones de la pierna derecha, usadas para validación del modelo

Con carácter general, el planteamiento matemático con ecuaciones de Euler y dinámica del solido rígido, debido a que conduce a sistemas de ecuaciones de gran tamaño (sistemas como mínimo de una dimensión igual a seis veces la cantidad de sólidos móviles), no suele ser adecuado. Por lo que se suele usar con mayor frecuencia las ecuaciones de L'Agrange, en consecuencia, de aplicar el principio de potencias virtuales a los teoremas fundamentales (Pons, 2008):

$$\frac{\partial}{\partial t}\left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}}\right) - \frac{\partial T}{\partial q} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}} = Q \qquad (1)$$

donde t representa el tiempo, T es la energía cinética del sistema (en función de las coordenadas q y sus derivadas $\dot{q}$), D es la función de disipación de Rayleigh (representa pérdidas de energía por fricción o resistencia, depende de $\dot{q}$) y Q es la fuerza generalizada externa que actúa sobre la coordenada.

[1] https://simtk.org

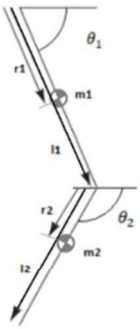


Figura 5: Modelo de péndulo doble para cálculo dinámico de la articulación de la rodilla. Elaboración propia.

La ecuación (1), que es genérica, se particulariza para el sistema de dos cuerpos mostrado en la Figura 5, donde el término q se representan como θ_1 y θ_2, D se toma como nulo, y el sistema se define por las masas del muslo y pantorrilla (m_1 y m_2 [kg], respectivamente) e inercia en el segmento de la pantorrilla (I_2 [kg·m^2]), longitud del muslo (l_1 [m]) y longitudes al centro de gravedad de la pantorrilla (r_2 [m]). Finalmente, se obtiene ecuación (2) que modela el par obtenido en la rodilla:

$$\begin{aligned}\tau_2 = {} & I_2\left(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2\right) + m_2 l_1 r_2 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) \\ & + m_2 l_1 r_2 \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\ & - m_2 g r_2 \sin(\theta_2) + r_2^2 m_2 \ddot{\theta}_2\end{aligned} \qquad (2)$$

Este modelo sirve para comparar con los resultados obtenidos usando la librería *Multibody* de *Simscape*. Como se puede deducir intuitivamente de la ecuación (2), aumentar un grado de libertad en el modelo matemático, en este caso derivado mediante Euler-Lagrange, es mucho más complicado que aumentar el grado de libertad en el modelo de *Simulink*. Como se observa en la Figura 6, los resultados entre modelos son muy parecidos, considerando también para el modelo de caja negra la versión de dos grados de libertad de la biomecánica, siendo las diferencias mínimas y debidas a las simplificaciones tomadas para formular el modelo matemático.

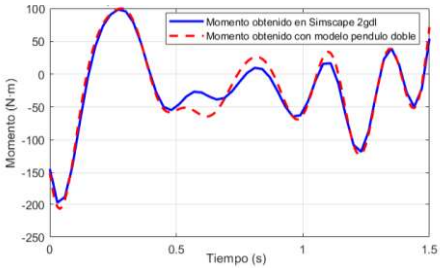


Figura 6: Comparación de momento articular en la rodilla en modelos de dos grados de libertad de *Simscape* y matemático (péndulo doble)

Con el fin de determinar la validez del modelo de péndulo doble (dos grados de libertad) para representar el comportamiento de la pierna completa, se realiza la misma comparativa, pero para un modelo en *Simscape*, en el que además de incorporar los movimientos de la rodilla y cadera, se introduce el movimiento del tobillo (tres grados de libertad). Se puede observar cómo afecta dinámicamente a la articulación de la rodilla el movimiento del tobillo, puesto que incluso si el pie no tiene contacto con el suelo, su masa e inercia contribuyen al esfuerzo articular necesario, tanto en la rodilla como en la cadera. Las diferencias entre ambos modelos se pueden observar en la Figura 7, donde se compara el modelo de tres grados de libertad en *Simscape* con el modelo de péndulo doble resuelto matemáticamente; en este caso se puede ver como en el modelo de *Simscape* al tener incluido el tobillo y su movimiento, el momento generado en algunos puntos es mayor que en el caso simplificado, quedando las curvas más alejadas.

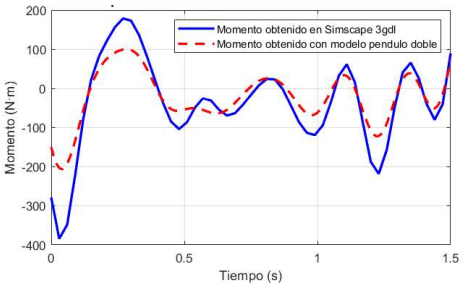


Figura 7: Comparación del momento articular en la rodilla en modelos de tres grados de libertad de *Simscape* y matemático de dos grados de libertad (péndulo doble)

Sin embargo, en la marcha intervienen ambas piernas, por lo que el número de grados de libertad que debe ser considerado es de seis. Este modelo requiere del movimiento de dos extremidades inferiores completas (izquierda y derecha) y el tronco. Se asumen, para simplificar el modelo, que ambas extremidades se separan en segmentos exactamente iguales (mismas longitudes y masas), aunque anatómicamente todas las personas tienen pequeñas desviaciones en cada extremidad. Las fuerzas de contacto con el suelo son calculadas por *Simscape*, mediante los tres puntos principales de contacto del pie con el suelo, definiendo la rigidez y amortiguamiento entre ellos con el bloque 'Fuerza de contacto espacial' (Figura 8).

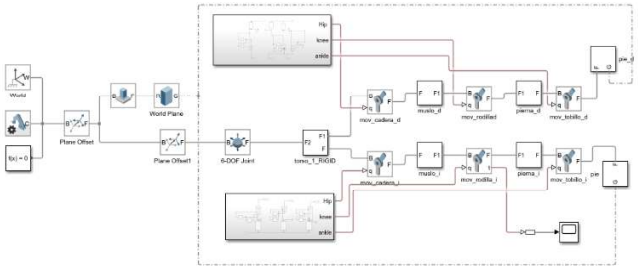


Figura 8: Esquema de *Simscape* para el modelo completo con seis grados de libertad.

Tras construir el modelo, partiendo del modelo base que se obtiene de SolidWorks y añadiendo algunas modificaciones para que el modelo tenga sentido físico, se extrae el comportamiento dinámico de la rodilla (que es la articulación que se necesita analizar para el diseño de la ortesis) y la relación de rotación entre la cadera y la rodilla.
En la Figura 9, se observa el par obtenido para la rodilla, en este caso se observa que el par es menor y con una distribución distinta a la obtenida para los modelos simplificados. Es importante resaltar que en el modelo completo se considera también el contacto con el suelo y que el esfuerzo queda repartido entre las dos piernas. El esfuerzo se ha redistribuido, pero se ha de considerar el esfuerzo total (energía, potencia) del sistema que aumenta al considerarse un movimiento coordinado.

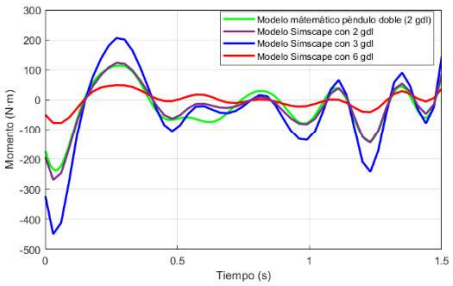


Figura 9: Comparación de todos los modelos implementados.

5. Discusión y conclusiones

El estudio de la dinámica de la marcha humana ha sido tradicionalmente abordado mediante el uso de modelos matemáticos y físicos simplificados, como el modelo de péndulo invertido, análisis cinemático manual, y ecuaciones de Newton-Euler. Estos métodos requieren una comprensión profunda de la biomecánica y demandan mucho tiempo en la formulación, validación y resolución de los modelos. Además, suelen asumir condiciones ideales (como rigidez articular o movimientos en un solo plano), lo que limita la fidelidad de los resultados frente a la complejidad del cuerpo humano.

Además de las simplificaciones adoptadas en los modelos, la ausencia de datos cinemáticos directos del paciente para quien se diseña la ortesis nos ha llevado a usar datos de marcha de una base de datos. Se cogieron datos de un sujeto sano, con estatura y peso similar, y posteriormente se escalaron para adaptarlos a las proporciones corporales del caso estudiado. Esta aproximación introduce posibles desviaciones respecto a la cinemática y dinámica real de su marcha particular. Es por ello, que sería necesario captar datos del movimiento del paciente en un futuro. En contraposición, herramientas como *Simscape* (de Matlab/Simulink) permiten modelar sistemas físicos de forma visual e integrada. Para el análisis de la marcha, *Simscape* ofrece componentes predefinidos para articulaciones, cuerpos rígidos y sensores, facilitando la construcción de modelos complejos con múltiples grados de libertad. Además, permite integrar fácilmente señales de sensores reales (como datos de IMUs o plataformas de fuerza) y simular en un entorno dinámico realista, no solo fuera de línea.

En cuanto a los resultados mostrados se observa que, incluso para modelos simples, surgen pequeñas discrepancias por las simplificaciones tomadas en los análisis matemáticos (consideración de masas puntuales en los centros de la longitud del segmento o inercias simplificadas en cilindros). En cuanto al uso de las herramientas como *Simscape*, no solo es posible obtener datos para un análisis numérico, también se obtienen resultados visuales. También se ha visto que cuantos más grados de libertad tenga un modelo, más maneras tiene el cuerpo de adaptarse o compensar un movimiento o carga. Esto permite que el sistema distribuya el esfuerzo entre diferentes músculos o segmentos, reduciendo el par articular necesario en una sola articulación.

El análisis de la marcha no solo tiene como objetivo comprender el movimiento humano, robótico o la interacción entre ambos (en el caso de la ortesis robotizada), también el diseño de estrategias de control que permitan un desplazamiento eficiente, estable y adaptable. El modelo propuesto en este artículo facilitará en un trabajo futuro el diseño de la estrategia de control, y el estudio del conjunto introduciendo mejoras en el diseño de las ortesis derivadas de las limitaciones que se observen al usar la estrategia de control, antes de proceder a la fabricación de la misma y de su posible uso sobre el paciente.

Referencias

Andrade, L. M., 2002. Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. En UNICAMP.

Contreras-Bravo, L. E., Roa-Garzón, M. A., 2005. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. Con-Ciencias 16.

Halilaj, E., Rajagopal, A., Fiterau, M., Hicks, J. L., Hastie, T. J., Delp, S. L., 2018. Machine learning in human movement biomechanics: Best practices, common pitfalls, and new opportunities. Journal of Biomechanics 81, 1–11. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.09.009

John, C. T., Seth, A., Schwartz, M. H., Delp, S. L., 2012. Contributions of muscles to mediolateral ground reaction force over a range of walking speeds. Journal of Biomechanics 45, 2438–2443. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.06.037

Khamar, M., Edrisi, M., Zahiri, M., 2019. Human-exoskeleton control simulation, kinetic and kinematic modeling and parameters extraction. MethodsX 6. DOI: 10.1016/j.mex.2019.08.014

Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., Delp, S. L., 2008. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. Journal of Biomechanics 41, 15. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.031

Luengas-Contreras, L. A., Camargo-Casallas, E., Guardiola, D., 2018. Modelado y simulación de la marcha protésica usando modelo en 3D de una prótesis transtibial. Revista Ciencias de la Salud 16, 1, 82–100. DOI: 10.12804/REVISTAS.UROSARIO.EDU.CO/REVSALUD/A.6492

Mas-Santillan, J., Gonzalez-Victores, J. C., Bernaldo de Quiros, C. B., 2024. Optimización de caminata con aprendizaje por refuerzo en humanoide TEO. Jornadas de Automática 45. DOI: 10.17979/ja-cea.2024.45.10950

Minh, V. T., Tamre, M., Musalimov, V., Kovalenko, P., Rubinshtein, I., Ovchinnikov, I., Krcmarik, D., Moezzi, R., Hlava, J., 2020. Model predictive control for modeling human gait motions assisted by Vicon technology by Vicon. Journal Europeen des Systemes Automatises 53, 5, 589–600. DOI: 10.18280/jesa.530501

Moore, K. L., Dalley, A. F., Agur, A. M. R., 2018. Clinically oriented anatomy Eighth edition. Lippincott Williams y Wilkins.

Muñoz-Muñoz, D., Castillo-Landínez, S. P., 2022. Modelo de Machine Learning para la detección de eventos de marcha humana. DOI: 10.26507/ponencia.850

Nordin, M., Frankel, V. H., 2012. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. DOI: 10.1136/bjsm.26.1.69-a

Pons, J. L., 2008. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons.

Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. N., 2014. Research Methods in Biomechanics. Human Kinetics, Champaign, IL.

Su, B., Gutierrez-Farewik, E. M., 2023. Simulating human walking: a model-based reinforcement learning approach with musculoskeletal modeling. Frontiers in Neurorobotics 17. DOI: 10.3389/fnbot.2023.1244417

Sun, J., 2015. Dynamic Modeling of Human Gait Using a Model Predictive Control Approach.

Sun, J., Wu, S., Voglewede, P. A., 2018. Dynamic Simulation of Human Gait Model With Predictive Capability. Journal of Biomechanical Engineering 140, 3. DOI: 10.1115/1.4038739

Vaughan, C. L., Davis, B. L., O'Connor, J. C., 1999. Dynamic of Human Gait. En Kiboh