

---

Universidad Politécnica de Cartagena  
Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial



## Proyecto Fin de Carrera

Simulación de la marcha humana mediante técnicas de dinámica multicuerpo. Aplicación al diseño de sistemas para la asistencia de la marcha humana.

Ingeniero Industrial: Intensificación de Mecánica y Fabricación.

Directores:

Mariano Saura Sánchez

Javier López Martínez

Realizado por:

Silvia Sánchez Salinas

Cartagena, Julio de 2014



# Índice general

<b>Índice general</b>	<b>IV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>3</b>
1.1. Estado del arte . . . . .	4
1.1.1. Análisis de la marcha humana . . . . .	4
1.1.2. Modelos biomecánicos para el análisis de la marcha . . . . .	7
1.1.3. Análisis Dinámico Inverso . . . . .	9
1.1.4. Análisis Dinámico Directo . . . . .	10
1.1.5. Actuadores de Rigidez Variable . . . . .	10
1.2. Planteamiento del problema . . . . .	21
1.3. Hipótesis de trabajo y objetivos . . . . .	21
<b>2. Material y Métodos</b>	<b>23</b>
2.1. Modelado dinámico del cuerpo humano . . . . .	23
2.1.1. Modelo biomecánico . . . . .	23
2.1.2. Modelado con la herramienta de simulación Simulink . . . . .	26
2.1.3. Modelado matemático con formulación Multibody . . . . .	30
2.2. Análisis Dinámico Inverso de la marcha humana (IDA) . . . . .	31
2.2.1. Solución mediante Simulink . . . . .	33
2.2.2. Solución mediante formulación de dinámica multicuerpo . . . . .	39
2.3. Análisis Dinámico Directo de la marcha humana (FDA) . . . . .	42
<b>3. Resultados y Discusión</b>	<b>45</b>
3.1. Resultados del Análisis Dinámico Inverso (IDA) . . . . .	45
3.2. Resultados del Análisis Dinámico Directo (FDA) . . . . .	50
3.3. Aplicación: Estudio de la reducción del gasto energético en la marcha mediante elementos elásticos pasivos . . . . .	53
3.3.1. Caso 1: El sujeto no puede realizar ningún tipo de esfuerzo con la rodilla . . . . .	54
3.3.1.1. Aproximación con resortes lineales . . . . .	54
3.3.1.2. Aproximación con resortes no lineales . . . . .	57
3.3.2. Caso 2: El sujeto no puede realizar ningún tipo de esfuerzo con el tobillo . . . . .	58

3.3.2.1. Aproximación con resortes lineales . . . . .	59
3.3.2.2. Aproximación con resortes no lineales . . . . .	60
3.4. Resultados del uso de resortes en la ayuda en la marcha . . . . .	62
<b>4. Conclusiones y trabajos futuros</b>	<b>65</b>
4.1. Conclusiones . . . . .	65
4.2. Trabajos futuros . . . . .	66
<b>Bibliografía</b>	<b>67</b>

# Índice de figuras

1.1. Portada De Motu Animalium, Borelli . . . . .	5
1.2. Fotografía secuencial, Muybridge . . . . .	5
1.3. Ferrocarril fotográfico, Marey . . . . .	6
1.4. Modelo del péndulo invertido . . . . .	7
1.5. Modelo del cuerpo humano, D. García Vallejo . . . . .	8
1.6. Modelo del cuerpo humano, Silva y Ambrósio 2004 . . . . .	9
1.7. Biologically inspired joint stiffness control . . . . .	12
1.8. VSA. (a) y (b) son dos vistas CAD del VSA . . . . .	13
1.9. Fotografía del AMASC (izda.) y visión esquemática del conjunto . . . . .	13
1.10. Mecanismo para variar la rigidez modificando la longitud efectiva de un resorte de hoja mediante una deslizadera . . . . .	14
1.11. Mecanismo para variar la rigidez basado en aumentar o disminuir el número de espiras activas de un resorte helicoidal. . . . .	15
1.12. Primer actuador para variar la rigidez de forma mecánica. (a) Configuración flexible del mecanismo. (b) Configuración rígida . . . . .	15
1.13. Diseño del VSJ . . . . .	16
1.14. ARV . . . . .	17
1.15. Parámetros ARV . . . . .	17
1.16. Curvas par T-desviación angular $\beta$ (izquierda) y rigidez K-desviación angular $\beta$ (derecha) para distintas inclinaciones de palanca $\theta$ . Cuanto más inclinada esté la palanca, mayor será la rigidez del actuador para un mismo giro de polea. . . . .	19
1.17. Diseño en 3D y prototipo del actuador sin motores (arriba) y con motores (abajo) . . . . .	19
1.18. Concepto del tendón robótico ajustable . . . . .	20
1.19. Modelo y prototipo del Sparky . . . . .	21
2.1. Modelo biomecánico del cuerpo humano en 2D . . . . .	24
2.2. Representación del plano sagital . . . . .	25
2.3. Vista 3D de un esqueleto humano con los 37 marcadores . . . . .	25
2.4. Diagrama de bloques de un péndulo simple . . . . .	26
2.5. Tipos de bloques existentes en la librería de SimMechanics. . . . .	26
2.6. Bloque Ground . . . . .	27

2.7. Bloque Body . . . . .	27
2.8. Articulaciones disponibles en SimMechanics . . . . .	28
2.9. Sensores y actuadores disponibles en SimMechanics . . . . .	29
2.10. Sensor y actuador de articulación . . . . .	29
2.11. Configuración del laboratorio de biomecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingenieros Industriales de Barcelona . . . . .	31
2.12. Fases del ciclo de la marcha . . . . .	32
2.14. Diagrama de bloques: pierna izquierda . . . . .	33
2.13. Diagrama de bloques del modelo biomecánico . . . . .	34
2.15. Puntos utilizados para definir la configuración del modelo 2D . . . . .	35
2.16. Cuadro de diálogo del <i>body</i> muslo . . . . .	35
2.17. Configuración de las articulaciones de revolución . . . . .	36
2.18. Articulación de la pelvis . . . . .	37
2.19. Ventana de simulación Simulink . . . . .	37
2.20. Diagrama de bloques del modelo biomecánico con fuerzas de contacto . . . . .	40
2.21. Esquema de los miembros inferiores. A la izquierda, pares absolutos y fuerzas y pares de contacto actuando sobre la pelvis. A la derecha, pares relativos calculados utilizando la pelvis como segmento de soporte. . . . .	41
2.22. Diagrama de bloques articulación modelo del análisis directo. A la articulación se introduce par (sup.) y movimiento (inf.), por ello hacen falta dos <i>Joint Actuator</i> . . . . .	42
3.1. Comparación de las reacciones ficticias obtenidas en la pelvis mediante las dos formas de resolución empleadas (Fuerza y par en N y Nm, respectivamente y tiempo en segundos). . . . .	46
3.2. Comparación de las fuerzas de contacto obtenidas mediante el análisis inverso resuelto mediante diagramas de bloques y formulación matemática con los datos obtenidos de las placas de fuerza (Fuerza y par en N y Nm, respectivamente y tiempo en segundos). . . . .	46
3.3. Comparación de las fuerzas de contacto obtenidas por cada uno de los métodos de resolución del problema dinámico inverso. El contacto x e y se muestra en N, el contacto z en Nm y el tiempo en segundos. . . . .	47
3.4. Comparación de los pares articulares del miembro superior del cuerpo humano obtenidos mediante los diferentes métodos de cálculo (par en Nm y tiempo en s). . . . .	48
3.5. Comparación de los pares articulares del miembro inferior del cuerpo humano obtenidos mediante los diferentes métodos de cálculo (par en Nm y tiempo en s). . . . .	49
3.6. Reacciones residuales en la pelvis una vez introducidas las fuerzas de contacto (Fx y Fy en N, Mz en Nm y tiempo en s). . . . .	50
3.7. Comparativa entre el movimiento obtenido por el FDA y el medido en el laboratorio (INPUT) a la izquierda y par adicional que debería realizar la articulación para seguir el movimiento a la derecha. Miembro derecho inferior (giro en grados, par en Nm y tiempo en s). . . . .	51

3.8. Comparativa entre el movimiento obtenido por el FDA y el medido en el laboratorio (INPUT) a la izquierda y par adicional que debería realizar la articulación para seguir el movimiento a la derecha. Miembro derecho superior (giro en grados, par en Nm y tiempo en s). . . . .	52
3.9. Diferencia en grados entre el movimiento real de la articulación y el calculado mediante el Análisis Dinámico Directo (FDA). . . . .	53
3.10. Par en función del ángulo en las rodillas . . . . .	55
3.11. Aproximación lineal en ambas rodillas. . . . .	55
3.12. Configuración de la articulación con resorte . . . . .	56
3.13. Comparativa de par (Nm) en la rodilla con y sin resorte lineal . . . . .	56
3.14. Comparativa de potencia (W) de motor en las rodillas con y sin resorte lineal . . . . .	57
3.15. Aproximación exponencial en ambas rodillas . . . . .	58
3.16. Comparativa de par (Nm) en la rodilla con y sin resorte no lineal . . . . .	58
3.17. Comparativa de potencia (W) de motor en las rodillas con y sin resorte no lineal . . . . .	59
3.18. Par relativo entre pierna y pie (Nm) en función del ángulo relativo entre ambos eslabones (grados). . . . .	59
3.19. Aproximación lineal en ambos tobillos . . . . .	60
3.20. Comparativa de par (Nm) en los tobillos con y sin resorte lineal . . . . .	60
3.21. Comparativa de potencia (W) de motor en los tobillos con y sin resorte lineal . . . . .	61
3.22. Aproximación exponencial en ambos tobillos . . . . .	61
3.23. Comparativa de par (Nm) en el tobillo con y sin resorte no lineal . . . . .	62
3.24. Comparativa de potencia (W) de motor en los tobillos con y sin resorte no lineal . . . . .	62
3.25. Comparativa aceleración angular ( $rad/s^2$ ) en las rodillas y los tobillos con y sin elemento elástico pasivo . . . . .	63
3.26. Resultados del estudio del uso de resortes lineales y no lineales en la asistencia a la marcha humana. . . . .	64





# Índice de Tablas

2.1. Datos antropométricos del modelo 2D con 12 segmentos . . . . .	24
3.1. Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes lineales en las rodillas . . . .	57
3.2. Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes no lineales en las rodillas . .	58
3.3. Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes lineales en los tobillos . . . .	60
3.4. Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes no lineales en los tobillos . .	61
3.5. Reducciones en los requerimientos del motor por el uso de resortes . . . . .	64



# Capítulo 1

## Introducción

El cuidado efectivo de la salud requiere del trabajo de equipos multidisciplinares en los que médicos e ingenieros están 'condenados' a colaborar. Con el gran avance, tanto en equipamiento e instrumentación médica, como en las herramientas de diseño computacional y cálculo científico, esta colaboración es cada vez más eficaz, como así lo demuestra el importante auge en las ingenierías biomédicas en varias facultades y escuelas de medicina e ingeniería.

Entre las múltiples disciplinas de las ingenierías biomédicas, una de las que está llamando más la atención de numerosos grupos de investigación, a nivel internacional, es la biomecánica, a la que se la define como: la ciencia que examina las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo humano [1].

Uno de los estudios biomecánicos que mayor repercusión está teniendo en la actualidad es el análisis dinámico de la marcha humana. Este estudio presenta dos vertientes: el análisis dinámico inverso y el directo [8]. El **análisis dinámico inverso de la marcha** consiste en determinar las fuerzas articulares necesarias a aplicar entre los sólidos que modelizan el cuerpo humano, sobre los que actúan un conjunto de fuerzas externas conocidas: peso y fuerzas de contacto pie-suelo, para producir en ellos un movimiento prescrito. Estos resultados permiten reconocer la marcha normal o patológica comparándolos con patrones obtenidos previamente. El **análisis dinámico directo**, por el contrario, consiste en predecir cuáles serán las características de la marcha de un sujeto, suponiendo que se encuentra sometido a un conjunto de fuerzas externas, conocidas, o que se pueden expresar mediante modelos matemáticos en función de las variables que definen el sistema mecánico a analizar.

El estudio dinámico de la marcha humana presenta un gran espectro de aplicaciones civiles y militares, en los campos de la robótica, animación computacional y la salud. En el campo de la robótica la meta principal está relacionada con la obtención de técnicas de control debido a que el paso humano es un movimiento muy complejo e inestable. En el área de la animación computacional se persigue la simulación del paso humano de forma estética para su uso en videojuegos, animaciones, etc. En cuanto a las ciencias de la salud, los objetivos que se abordan son muy variados: obtención de patrones de la marcha humana, estudio de trastornos de la marcha, desarrollo de exoesqueletos, prótesis y ortesis, etc.

La última de las aplicaciones mencionadas: el análisis dinámico de la marcha humana para el desarrollo de ortesis, constituye el motivo principal de este trabajo. Para llevarlo a cabo se analiza, en primer lugar, el estado del arte sobre los fundamentos de las disciplinas necesarias para el desarrollo del proyecto: análisis de la marcha humana, métodos de análisis dinámico inverso y directo aplicados a este problema y diseño de actuadores de rigidez variable. Seguidamente se introducen, en el capítulo 2, los métodos empleados en este trabajo para la obtención de un modelo biomecánico del cuerpo humano con el que realizar el correspondiente análisis dinámico inverso

de la marcha. Se utilizan los datos antropométricos y de la cinemática obtenida para un sujeto normal, disponibles en la bibliografía [7]. El análisis dinámico inverso se realiza empleando las dos metodologías que se describen en ese capítulo: módulo de SimMechanics de Matlab y formulación del problema mediante técnicas multibody.

En el mismo capítulo se describirá la metodología seguida para el análisis dinámico directo de la marcha, del sujeto, en este caso solo se empleará el modelo con SimMechanics, una vez que se ha comprobado que la definición del modelo con esta herramienta es la adecuada. Finalmente se introducirá la metodología seguida para la obtención de las características de actuadores de rigidez variable (ARV); elementos dispuestos en las articulaciones para reducir la potencia de pico y el consumo que deben proporcionar los actuadores de una ortesis para garantizar la marcha normal en un sujeto bajo distintas hipótesis de lesiones medulares.

En el Capítulo 3: Resultados y Discusión, se muestran y evalúan los resultados obtenidos sobre la dinámica inversa de la marcha con ambas estrategias (SimMechanics y Multibody) y de la dinámica directa con SimMechanics.

Finalmente, en el Capítulo 4: Conclusiones, se ofrecerán las principales conclusiones a las que ha dado lugar este trabajo, así como las líneas que quedan abiertas como posibles desarrollos futuros.

## 1.1. Estado del arte

### 1.1.1. Análisis de la marcha humana

El interés por entender la locomoción humana ya estaba presente en la civilización griega aunque en aquellos tiempos los análisis únicamente estaban basados en la observación. Aristóteles, en el siglo I a.C., describió por primera vez las acciones de los músculos y el proceso de marcha en su estudio “De Motu Animalium”. En el siglo XV, fue Da Vinci quien se interesó por esta rama de la ciencia. Da Vinci representó mediante grabados las fases de la marcha humana. Estudió la anatomía humana, la capacidad del hombre para generar movimiento y la relación del centro de gravedad con el mantenimiento del equilibrio. Además describe la mecánica del cuerpo en bipedestación durante la marcha y el salto y estudia el mecanismo de contracción muscular y de la mecánica articular. El primer método científico de análisis biomecánico lo introdujo Borelli en 1680 en su obra “De Motu Animalium” cuyo título tomó prestado de Aristóteles (Figura 1.1). En ella, estudia el movimiento del ser humano y de los animales aplicando el principio de la palanca y considerando las relaciones entre el sistema muscular y el sistema óseo. Además tiene en cuenta las variaciones que se producen en los músculos durante el movimiento del ser humano o el animal. Gracias a su trabajo, actualmente es considerado el padre de la Biomecánica.

Posteriormente, en 1836, los hermanos Weber llevan a cabo el primer análisis mecánico del paso humano. En su obra: “Mechanics of the Human Walking Apparatus”, describen las fases de la marcha humana, movimientos del centro de gravedad y alteraciones de la marcha. Con el invento de la fotografía se produjeron grandes avances en el estudio de la marcha humana. El fotógrafo inglés Eadweard Muybridge ideó la forma de hacer rápidamente numerosas fotografías seguidas colocando varias cámaras que enfocaban un objeto en movimiento. Sujetó todas las cuerdas de las cámaras y tiró de ellas, una tras otra, para dispararlas en un intervalo de tiempo determinado. De este modo obtuvo una sucesión de fotografías tomadas con una diferencia desde un segundo a 1/6000 segundos. A este sistema se le llamó fotografía secuencial (Figura 1.2) y permitió observar detalles del movimiento que hasta el momento no habían podido ser apreciados [3]. Posteriormente, realizó numerosos experimentos que le permitieron tomar más de 100.000 exposiciones de personas y animales en movimiento. En “Animal Locomotion” describe las técnicas de fotografía seriada aplicadas al análisis de la marcha humana.

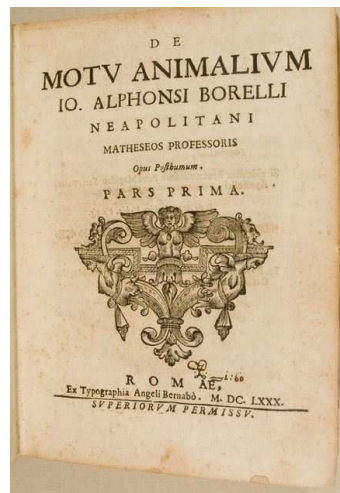


Figura 1.1: Portada De Motu Animalium, Borelli

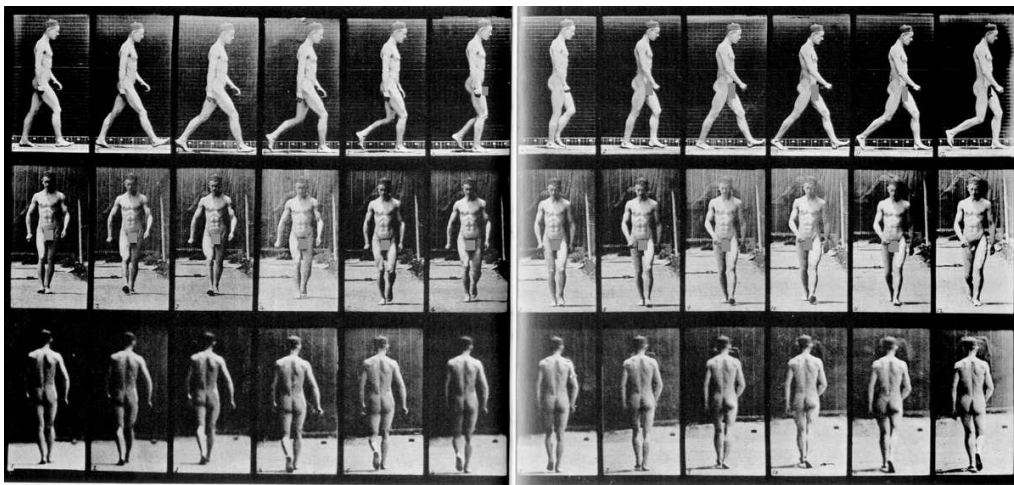


Figura 1.2: Fotografía secuencial, Muybridge

Posteriormente, Marey un médico, fisiólogo e inventor francés, utilizó un carrito de locomoción para seguir la trayectoria de un sujeto en movimiento. El “travelling” o “ferrocarril fotográfico” consistía en una cámara oscura sobre raíles que se deslizaba paralelamente al sujeto que destacaba sobre una pantalla negra. Con esta técnica obtuvo diagramas que reflejaban las trayectorias de la cabeza, el hombro, la cadera, la rodilla y el tobillo en el plano sagital. Solía vestir a las personal con trajes negros ajustados y sobre ellos marcaba unas líneas blancas para seguir mejor los movimientos de las distintas partes del cuerpo en cada fase del ciclo de la marcha (Figura 1.3).

Marey, en 1873, empleó un sistema para el estudio de la marcha, registrando las reacciones de apoyo y la duración del contacto del pie en el suelo mediante métodos neumáticos. [4] Marey recoge puntos de presión dinámicos sobre el pie durante el paso, situando dos células manométricas en la suela de una sandalia exploratoria. Emplea un zapato provisto de una cámara de aire dinamométrica unida a un cilindro registrados para conocer las presiones ejercidas sobre el suelo durante la marcha. Carles, que desarrolló su trabajo de investigación en el laboratorio de Marey, llevó a cabo mediciones de la longitud y duración del paso, fases de oscilación y apoyo e inclinación lateral del cuerpo durante la marcha.

En 1887, Beely midió las presiones bajo el pie haciendo caminar al sujeto sobre una fina lámina de escayola y observando la profundidad de la huella plantar. En 1892 diseñó una plataforma

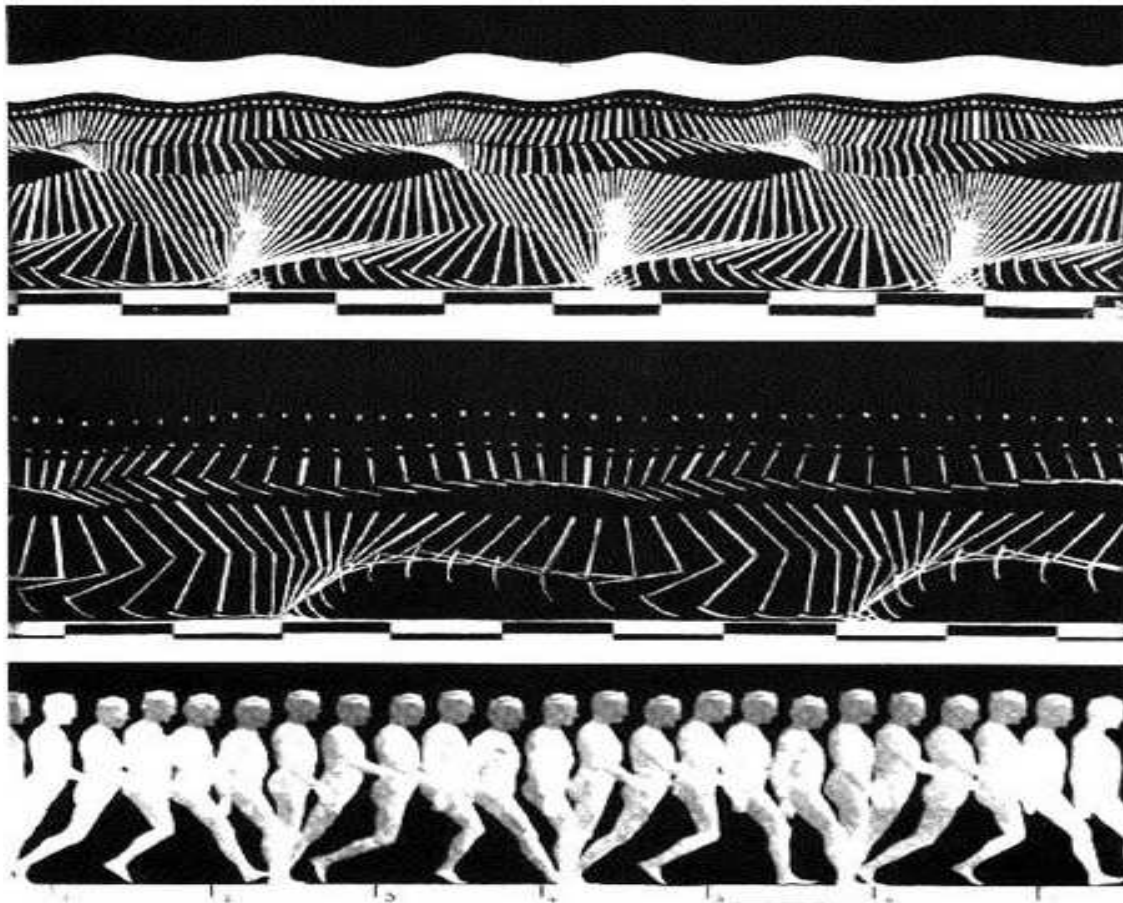


Figura 1.3: Ferrocarril fotográfico, Marey. Invento para el estudio de las trayectorias de la cabeza, el hombro, la cadera, la rodilla y el tobillo durante la marcha humana.

dinamométrica [5].

A finales de la II Guerra Mundial surgieron los primeros laboratorios de Biomecánica y análisis del movimiento humano, principalmente en Estados Unidos, lo que supuso un impulso en el conocimiento de la locomoción humana [3]. En los mismos se llevaron a cabo numerosos estudios en veteranos de guerra, principalmente en amputados.

En 1945 en la Universidad de California destacan Eberhast e Inman por la creación de un laboratorio de análisis de la marcha humana. Describieron los parámetros cinemáticos de la marcha y aportaron datos sobre rotación e inclinación de la pelvis y el tronco mediante la utilización de un equipo de cinematografía con el que grababan a los sujetos caminando de frente y de perfil [4].

En 1966 Murray, Ryker y Radcliffe determinaron los valores angulares en las articulaciones de los miembros inferiores en las distintas fases de la marcha.

En 1982, Duckworth inició el análisis automático de la marcha y Stokes desarrolló un programa computerizado para llevar a cabo un análisis de la dinámica plantar y mostrar la distribución de fuerzas bajo el pie.

En la actualidad son numerosos los sistemas utilizados para el análisis de la marcha, tanto para la realización de análisis cinético, cinemático, estudios electromiográficos, etc. La introducción de técnicas cada vez más sofisticadas y el diseño de programas informáticos que permiten el análisis de los datos obtenidos ha significado un gran progreso en el estudio de la deambulación y ha hecho posible llevar a cabo investigaciones muy precisas sobre cada una de las fases del ciclo de la marcha, tanto en sujetos sanos como en personas con distintas patologías o lesiones.

En la actualidad, entre los sistemas de captura del movimiento se incluyen el vídeo convencional, cámaras de infrarrojos y láser o sistemas de emisiones acústicas. Normalmente los laboratorios están equipados con placas de fuerza piezoeléctricas utilizadas para medir las fuerzas de contacto entre los pies y el terreno. Además, se han desarrollado nuevas aplicaciones para los sensores (cada vez más precisos) en la biomecánica. Todas estas tecnologías proporcionan una gran cantidad de información que puede ser utilizada para mejorar los análisis dinámicos del cuerpo humano.

Estos sensores se utilizan para estimar variables dinámicas como la fuerza vertical de contacto entre los pies y el suelo, trayectoria de los centros de gravedad de los segmentos del cuerpo humano, etc. Los resultados de los estudios biomecánicos son altamente dependientes de la fiabilidad de los datos proporcionados por los mismos. Desafortunadamente, las medidas están alteradas por numerosas fuentes de error. Hazte describe que este fenómeno es el problema fundamental de la dinámica inversa para el estudio del cuerpo humano [6].

### 1.1.2. Modelos biomecánicos para el análisis de la marcha

La caracterización del cuerpo humano depende de la utilización prevista del modelo. El número de segmentos, el tipo de articulaciones, etc, se deben elegir de acuerdo a la finalidad del estudio que se va a llevar a cabo. El modelo más simple utilizado en el estudio de la marcha humana es el modelo del péndulo invertido [9]. Este modelo es una primera aproximación para estudiar la transferencia eficiente de energía cinética y potencial que tiene lugar cuando un sujeto camina (Figura 1.4).

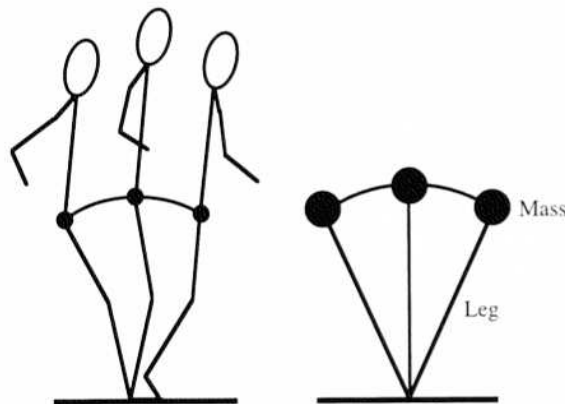


Figura 1.4: El modelo del péndulo invertido es el modelo más simple utilizado en el estudio de la marcha humana.

Otro de los modelos más simples que existen es el de andador pasivo. Éste es un mecanismo que recuerda vagamente a la parte inferior del cuerpo humano, que puede caminar de manera estable bajando una ligera pendiente y sin aporte de energía externa o control [10]. Sin embargo, estos modelos tan simples no ofrecen una visión realista del funcionamiento del cuerpo humano.

Si nos centramos en modelos más realistas de la anatomía humana, podemos distinguir dos grupos: el de los modelos parciales (cadera, piernas y pies) y los modelos de cuerpo completo. En este proyecto se propondrá un modelo del cuerpo humano perteneciente al segundo grupo de los anteriores. El nivel de detalle de los modelos cuando se utilizan análisis de dinámica multicuerpo depende de los objetivos que se tengan en el estudio. Los modelos pueden solo incluir el sistema esquelético [11] o incluir además la actuación de los músculos [12, 8].

Además, los modelos de cuerpo completo se pueden clasificar a su vez en dos grupos: los que consideran la parte superior del cuerpo (de la cadera hacia arriba) en un único segmento y los que consideran por separado cada uno de los segmentos del cuerpo. Los del primer grupo consideran un único cuerpo superior llamado HAT (Head, Arms, Trunk) que engloba la cabeza, los brazos y

el tronco. Este es el caso del modelo presentado por Delp en 1990 [13]. Este modelo es un modelo tridimensional con 43 músculos utilizado para el estudio de trastornos musculoesqueléticos y para analizar el efecto de la fuerza muscular en el desgaste de las articulaciones.

Anderson y Pandy presentaron un modelo de HAT similar en 1999 [14]. Este modelo que tiene 23 grados de libertad y está formado por 10 segmentos y 54 músculos ha sido utilizado en varios estudios para analizar el movimiento humano. En 2006 Ackermann y Schiehlen [16] propusieron un modelo con HAT con 27 grados de libertad y cuyas articulaciones son todas esféricas para estudiar los trastornos de la marcha humana y cómo esos trastornos modifican el coste metabólico. En 2010, García Vallejo [12] utilizó una simplificación del modelo anterior para realizar sus estudios. Utilizó un modelo de 7 cuerpos rígidos: HAT, los dos muslos, las dos piernas y los dos pies. Los muslos estaban conectados a la cadera con articulaciones esféricas, los muslos y las piernas estaban conectados con articulaciones de revolución para simular las rodillas y las piernas y los pies también estaban conectados con articulaciones de revolución para simular los tobillos (Figura 1.5).

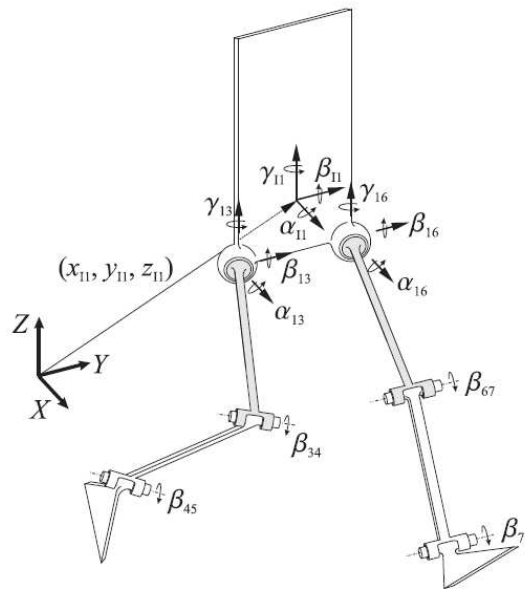


Figura 1.5: Modelo del cuerpo humano formado por 7 cuerpos rígidos (HAT, muslos, piernas y pies) unidos mediante 4 articulaciones de revolución y dos esféricas.

En cuanto al otro grupo, el de los modelos que no consideran la simplificación del HAT, Silva y Ambrósio desarrollaron varios modelos considerando la cabeza, el tronco y los brazos como cuerpos individuales. En 1997, desarrollaron un modelo con 12 segmentos y 29 grados de libertad [18]. En estudios posteriores, en 2004, extendieron el modelo a uno de 33 cuerpos rígidos que definen 16 segmentos anatómicos y con 44 grados de libertad (Figura 1.6).

Para definir los modelos, además del número de segmentos del mismo y del tipo de articulaciones que se utilizarán son necesarios los datos antropométricos de cada uno de los segmentos (BSP). Para determinar estos parámetros los primeros estudios utilizaban cadáveres. Posteriormente, las características físicas de los segmentos se determinaban mediante rayos gamma de modo que ya se se podían realizar los experimentos en personas vivas y los errores se redujeron enormemente [19]. Más tarde Zatsiorsky estudió el uso de marcas óseas como puntos de referencia para localizar el centro de gravedad de los segmentos [19].

Para la determinación de la ubicación de un segmento son imprescindibles, como mínimo, dos puntos que definan el vector posición de su eje longitudinal, los cuales habitualmente, se corresponden con los extremos del eje longitudinal. La localización de estos puntos puede determinarse a partir



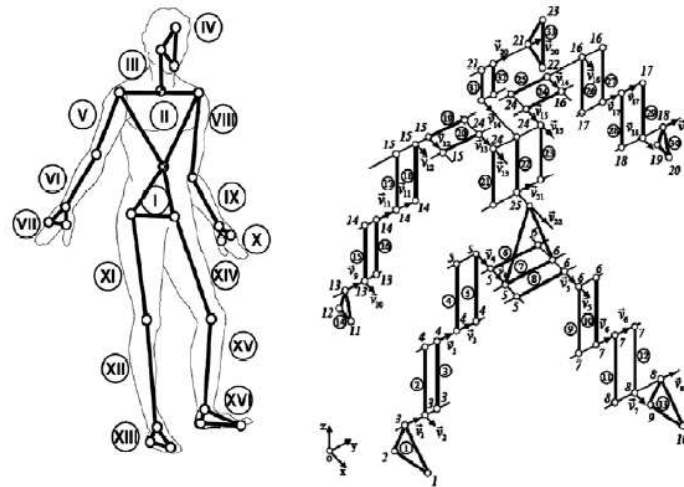


Figura 1.6: Modelo del cuerpo humano formado por 16 segmentos anatómicos (33 cuerpos rígidos) y 44 grados de libertad.

de puntos anatómicamente conocidos ya sean de tipo interno (centros de rotación articular, puntos topológicos óseos, etc), como epidérmicos o superficiales (protuberancias, puntos característicos de la piel, etc). Lo más normal es utilizar referencias articulares ya que las referencias epidérmicas pueden variar su posición de forma aleatoria alterando las longitudes. Uno de los parámetros antropométricos más importantes, es la localización del centro de gravedad. Las propiedades inerciales asociadas a los segmentos corporales son representadas por los siguientes parámetros: masa del segmento expresada de forma absoluta (kg) y relativa (porcentaje de la masa total corporal), vector posición del centro de gravedad (CG) definido con respecto a un sistema de referencia local de coordenadas, ejes referidos al momento de inercia con respecto a un sistema de referencia local segmentario cuyo origen coincide con el CG del segmento y momento de inercia alrededor de los ejes de inercia anteriormente definidos. El valor de estos parámetros inerciales pueden ser elegidos a partir de un análisis estadístico, o bien ser estimaciones personalizadas de un individuo concreto. En este trabajo se utilizarán datos antropométricos basados en un individuo en concreto.

### 1.1.3. Análisis Dinámico Inverso

Como se ha comentado con anterioridad, los objetivos del Análisis Dinámico Inverso (IDA-Inverse Dynamic Analysis) son obtener las reacciones en las articulaciones y las fuerzas musculares o sus pares resultantes en las articulaciones que el ser humano hace durante la marcha. Los primeros que estimaron las fuerzas y los pares articulares de las articulaciones de los miembros inferiores fueron Bernstein en 1935 y Elftman en 1938. Ya en la década de los 50 siguieron realizándose nuevos estudios sobre el tema. Todos estos estudios determinan las fuerzas y los pares aplicando ecuaciones dinámicas a cada modelo de cuerpo libre en el que se descompone el modelo utilizado. En estos estudios se utilizaron datos cinemáticos y fuerzas de contacto obtenidos de forma muy rudimentaria como, por ejemplo, a partir de la fotografía secuencial en un caso y a partir de plataformas con resortes calibrados.

Para realizar el análisis inverso hace falta una gran cantidad de entradas. Esta información debe contener las propiedades antropométricas de cada uno de los segmentos del modelo, la información cinemática de cada uno de los grados de libertad y las fuerzas externas aplicadas (fuerzas de contacto). Según el caso, esta información se puede medir experimentalmente en un laboratorio u obtenerla a partir de tablas antropométricas. Los datos utilizados en este trabajo se han obtenido de forma experimental.

Normalmente, las fuerzas de contacto se obtienen en un laboratorio medidas mediante placas de fuerza, una por cada pie. Los datos que se obtienen de las placas de fuerza son introducidos como datos de entrada en el modelo inverso.

#### 1.1.4. Análisis Dinámico Directo

El análisis dinámico directo (FDA - Forward Dynamic Analysis) determina cómo se moverá un sistema mecánico, en este caso el cuerpo humano, debido al efecto de las fuerzas externas e internas sin necesidad de experimentar, es decir, es un método predictivo. Este análisis utiliza información dinámica tal como fuerzas de contacto, pares, etc como datos de entrada y la simulación predice cómo será el movimiento. Por lo tanto, esta técnica se utiliza para investigar la relación entre las fuerzas musculares y el movimiento generado durante la locomoción.

A pesar de que la mayoría de los trabajos sobre el análisis del movimiento humano utilizan el análisis inverso, en los últimos años se ha querido dar un paso adelante, es decir, ya no hay que conformarse con analizar el paso humano sino que hay que predecirlo bajo unas determinadas condiciones [15, 16]. Esto ayuda en el diseño de órtesis y prótesis para personas discapacitadas.

Uno de los primeros estudios en los que se utilizó el análisis dinámico directo para estudiar el movimiento del cuerpo humano fue desarrollado por Chow y Jacobson en 1971. Este era un modelo bidimensional compuesto por 7 segmentos cuya movilidad estaba restringida únicamente a 2 grados de libertad. A pesar de estas simplificaciones sus resultados concordaban con las fuerzas de contacto obtenidas por otros autores.

#### 1.1.5. Actuadores de Rigidez Variable

La rigidez de un actuador es comparable con la rigidez de un resorte lineal. La variación de la longitud de un resorte lineal depende de la fuerza que actúe sobre el resorte, de acuerdo a la Ley de Hooke:

$$F = K \times (x - x_0).$$

Esto significa que un resorte de rigidez  $K$ , longitud libre  $x_0$  y longitud actual  $x$ , genera una fuerza  $F$ . Si la longitud actual es igual a la longitud libre del resorte, no se genera fuerza. Esta sería la situación de actuador en su posición de equilibrio. En un resorte caracterizado por una relación lineal fuerza-deformación, la rigidez puede definirse como

$$K = \frac{F}{\Delta x} = \text{cte.}$$

Cuando la relación fuerza-deformación no es lineal, la rigidez del resorte varía entonces con la deformación.

$$K = \frac{dF}{dx} \neq \text{cte.}$$

Para un resorte, la posición de equilibrio es fija e igual a su longitud libre. La posición de equilibrio de un actuador flexible se define como la posición que tiene el actuador cuando no produce ningún valor de fuerza o par. Además, si se puede modificar y tener un cierto control sobre el valor de la rigidez del resorte, surge el concepto de Actuador de Rigidez Variable.

Estos nuevos actuadores de rigidez variable presentan importantes ventajas respecto a los clásicos actuadores rígidos en múltiples campos de la robótica, como son la robótica de rehabilitación,

prótesis robóticas, robots asistenciales y de servicio, y robots andadores. Sus ventajas radican en la capacidad de reducir las elevadas fuerzas originadas en un impacto, y en la capacidad de almacenar y devolver energía gracias a sus elementos elásticos pasivos. Así, el uso de estos actuadores se está extendiendo en los nuevos robots que interactúan con personas, donde es necesario garantizar la seguridad física del usuario; y en aplicaciones donde la eficiencia energética puede ser incrementada modificando la frecuencia natural del sistema.

Así, las aplicaciones que requieren rigidez variable se pueden dividir en dos grupos [17]: aquellas para la interacción robot-hombre y aquellas que ajustan la dinámica natural del sistema mecánico. La diferencia entre estos dos grupos radica en el uso dado a la capacidad de poder variar la rigidez del actuador. En este proyecto tiene importancia el segundo grupo de aplicación de los actuadores de rigidez variable.

Actuando sobre la rigidez de las articulaciones de un brazo o pierna robótica se puede ajustar la frecuencia natural del sistema de manera que el movimiento sea más natural y se reduzca el consumo energético de los actuadores. Las prótesis robóticas y los robots andadores son aplicaciones en las que los actuadores de rigidez variable tienen un notable desarrollo.

El diseño mecánico de las prótesis robóticas debe realizarse de manera que su frecuencia natural se ajuste a las características de rigidez del contacto con el suelo y velocidad de la marcha. Si la rigidez del mecanismo es fija, sólo se podrá garantizar el confort del usuario para ciertas condiciones de la marcha. Por el contrario, cuando la rigidez del mecanismo es ajustable, el confort se puede lograr para un amplio rango de la frecuencia de paso y diferente rigidez de contacto con el suelo. Junto con la mejora en el confort también se está investigando en la optimización de la eficiencia energética y en evitar patologías debidas a patrones de marcha incorrectos. Ejemplos de prótesis que ya incorporan actuadores con la posibilidad de modificar la rigidez mecánica son las desarrolladas por Au et al. [26] y Hitt et al. [25].

Estos mismos conceptos son aplicables a los robots andadores. Modificando la rigidez de las articulaciones de las piernas, la frecuencia natural del sistema puede ser ajustada a la velocidad de la marcha del robot [27, 28]. Los componentes elásticos del mecanismo almacenan una cantidad de energía al apoyar el pie en el suelo, para luego ser aprovechada en impulsar el movimiento de extensión del pie o la pierna.

La capacidad de almacenar y devolver energía, además de reducir el gasto energético, podría permitir emplear actuadores de menor tamaño, ya que el aporte energético de los componentes elásticos se puede emplear como apoyo a la energía mecánica introducida por el actuador [29].

Estos actuadores son capaces de desacoplar la fuerza del motor de la articulación robótica y, además, se caracterizan por su capacidad de cambiar la rigidez aparente de la articulación dinámicamente. Estos actuadores de rigidez de variable suelen emplear dos unidades de accionamiento en combinación con elementos elásticos pasivos para controlar, de forma independiente, la variación de la rigidez y la posición de equilibrio de la articulación.

Ya se han diseñado muchos actuadores de rigidez variable entre los que se encuentran: el resorte de Jack (2005) el cual varía la rigidez cambiando el número de espiras activas de un muelle [30]. AMASC (2004) que cambia la compresión o elongación de un muelle colocado en serie con la articulación para cambiar la rigidez aparente de la junta [31]. QA-Joint (2010) [34], VS-Joint (2008) [34] y MACCEPA (2007) [27] en los cuales el ajuste de la rigidez y la posición están desacoplados. Uno de los últimos desarrollos de actuadores de rigidez variable es el diseñado en el Departamento de ingeniería de la Universidad de Almería por Sánchez et al. [20, 21].

Este tipo de actuadores se pueden clasificar en cuatro grandes grupos:

- Equilibrium - controlled stiffness (rigidez controlada por el equilibrio).
- Antagonistic - controlled stiffness (rigidez controlada por antagonistas).

- Structure - controlled stiffness (rigidez controlada por la estructura).
- Mechanically - controlled stiffness (rigidez controlada de forma mecánica).
- **Equilibrium - controlled stiffness**

Los actuadores de rigidez variable pertenecientes a este grupo utilizan un resorte de rigidez constante colocado en cadena con un actuador tradicional. Para obtener la rigidez variable, la rigidez virtual del actuador se ajusta al ajustar dinámicamente la posición de equilibrio del resorte. El motor encargado de variar la rigidez se ajusta sobre la base del muelle para alterar la tensión o compresión del mismo. A este grupo pertenece el *Serie Elastic Actuator* más comúnmente conocido como *SEA* [23].

El SEA es el actuador de rigidez variable más sencillo. Consiste en un resorte colocado en serie con un actuador tradicional de modo que la rigidez está determinada por la constante del resorte y, por tanto, no es ajustable durante el funcionamiento. Hay que cambiar el resorte por otro de otra constante de rigidez diferente para cambiar la rigidez de la articulación.

- **Antagonistic - controlled stiffness**

Este tipo de actuadores utiliza dos actuadores de rigidez fija y características de fuerza-desplazamiento no lineales acoplados antagónicamente, es decir, trabajando uno contra otro. A cada uno de estos actuadores se le acopla un resorte no lineal. Mediante el control de ambos actuadores y el uso de resortes no lineales, se puede ajustar la posición de equilibrio y la rigidez de esta disposición antagónica. Para ser capaz de variar la rigidez, es necesario que las características de los resortes sean no lineales mientras que la resultante de los dos resortes presente un comportamiento lineal. A este grupo de actuadores pertenecen las *Biologically inspired joint stiffness control* [24], *VSA* [17] y *AMASC* [31].

Las *Biologically inspired joint stiffness control* son básicamente articulaciones actuadas por dos SEA's (Figura 1.7). El funcionamiento es bastante intuitivo. Cuando los dos servomotores giran en la misma dirección, la posición de equilibrio de la articulación cambia (mecanismo para cambiar la posición de equilibrio de la articulación). En cambio, al girar en la dirección opuesta, las ruedas se alejan una de otra estirando el muelle y por tanto la rigidez de la articulación cambia. La ventaja de este diseño es que la característica fuerza-alargamiento de los muelles no lineales se elige durante la fase de diseño. Esto se consigue haciendo rodar los resortes por una curva cuadrática, de este modo se consiguen resortes de características no lineales sino cuadráticas.

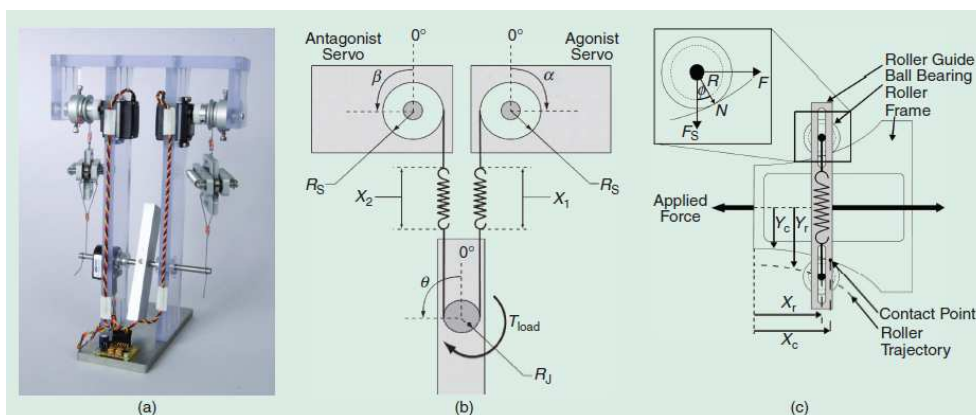


Figura 1.7: (a) Imagen de la configuración. (b) Dibujo esquemático de la configuración antagonística de los dos SEA's. (c) Esquema de la estrategia para conseguir resortes cuadráticos.

Otro de los actuadores pertenecientes a este grupo es el VSA (Figura 1.8). El VSA está formado por tres poleas sobre las cuales se coloca una correa dentada. Dos de las poleas (2 y 3 de la Figura 1.8) están conectadas a los respectivos motores y la restante está conectada al eslabón. En la correa se colocan tres mecanismos de tensado iguales aunque con funciones diferentes. Los dos mecanismos de tensado vecinos de la polea conectada al brazo (polea 1) forman los resortes no lineales. El otro mecanismo es solo un mecanismo de tensión para mantener la correa dentada unida a las poleas.

Para hacer que el VSA rígido, la polea 2 mediante el motor 5 ha de girar a la izquierda, y la polea 3 mediante el motor 6 ha de girar en sentido horario. Como resultado, los resortes 8 y 9 se comprimen (aumentando la rigidez), y el resorte 7 se alarga para mantener la correa apretada contra las poleas. Al girar las poleas 2 y 3 en la misma dirección, la compresión-elongación del resorte no cambia, y como tal, la rigidez se mantendrá, pero la posición de equilibrio de la articulación se modificará.

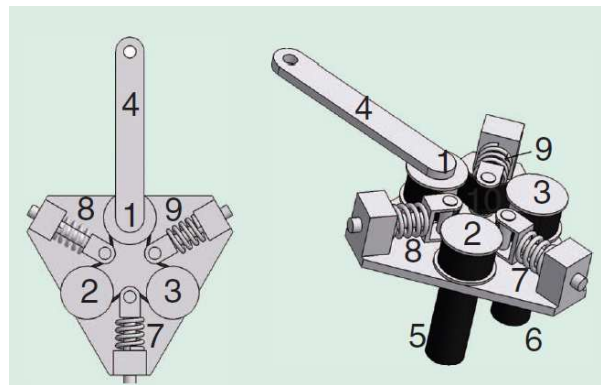


Figura 1.8: VSA. (a) y (b) son dos vistas CAD del VSA

Otro diseño basado en el mismo principio es el actuador con rigidez ajustable mecánicamente en serie (AMASC). AMASC es un mecanismo más bien complejo con un gran número de poleas y cables (Figura 1.9). Sin embargo, la ventaja es que sólo se utiliza un actuador para controlar la variación de la rigidez o la posición de equilibrio. Por lo tanto, cada uno de los actuadores tiene su función específica, lo que permite diferentes tipos de motor para optimizar el peso del sistema completo.

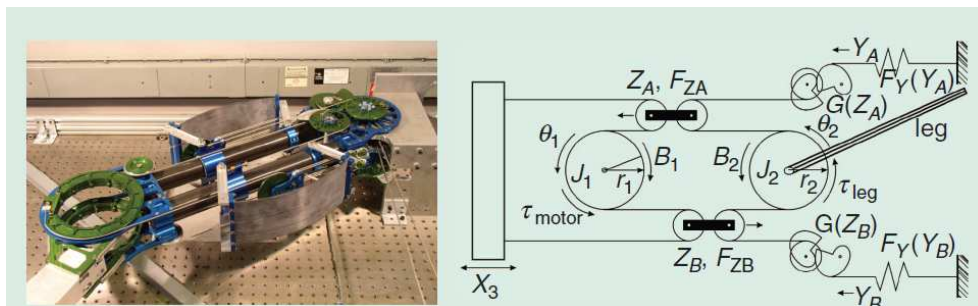


Figura 1.9: Fotografía del AMASC (izda.) y visión esquemática del conjunto

El principio de funcionamiento se basa en la configuración antagonista de dos resortes no lineales. En el caso del AMASC, el resorte no lineal está formado por un conjunto de poleas en espiral. El porcentaje de reducción de las poleas varía proporcionalmente con la deflexión de los muelles para obtener la relación cuadrática. Las poleas se utilizan también para desacoplar el control de variabilidad de la rigidez y la posición de equilibrio. Un motor controla el ángulo de la polea  $J_1$ , que es la configuración de la posición de equilibrio. Cuando este motor gira en sentido contrario a las agujas del reloj, el conjunto de poleas  $Z_A$  flotante se mueve a la izquierda, y el conjunto de

poleas  $Z_B$  flotante se mueve a la derecha. Este movimiento se traducirá en un giro a la izquierda del eslabón, que está conectada a la polea  $J_2$ . Todo esto se puede hacer sin cambiar la longitud de los resortes, lo que mantiene la rigidez constante.

Por otro lado, cuando el desplazamiento  $X_3$  (controlado por el segundo motor) es hacia a la izquierda, los dos conjuntos de poleas  $Z_A$  y  $Z_B$ , también se moverán hacia la izquierda. Esto hace que se alarguen los dos muelles, y así hacer más rígido el conjunto, mientras que la posición de equilibrio se mantiene constante. Por tanto, la principal ventaja de este actuador es que se puede controlar la rigidez y la posición de equilibrio de forma independiente. Esta independencia hace que el control sea más fácil y permite el diseño de los dos motores por separado para satisfacer las demandas de una aplicación específica, por ejemplo, la rigidez varía lentamente, mientras que la posición de equilibrio se debe establecer con mayor rapidez.

#### ■ Structure - controlled stiffness

Este tipo de actuadores de rigidez variable varía la rigidez controlando la estructura física eficaz de un resorte. Cuando se utiliza una barra como elemento elástico, la rigidez depende de módulo elástico del material, del momento de inercia, y de la longitud efectiva de la misma. Durante la operación, la rigidez se puede controlar mediante el ajuste de uno de estos parámetros, normalmente la longitud efectiva. En este caso lo que hace que el actuador sea de rigidez variable es la impedancia mecánica variable del elemento pasivo.

Un mecanismo para variar la rigidez mediante la variación de la longitud es el mostrado en la Figura 1.10. El elemento elástico pasivo, en este caso, un resorte de hoja, conectado a la articulación por un cable y la polea. Mediante un motor se hace girar un tornillo sin fin, el cual mueve a la deslizadera y, por lo tanto, varía la rigidez. Si la deslizadera está totalmente a la derecha la longitud del resorte de hoja está completamente libre de modo que el mecanismo estará en su forma más flexible. En cambio, conforme la deslizadera se mueve hacia la izquierda, la longitud efectiva del resorte de hoja va disminuyendo y, por lo tanto, aumenta la rigidez de la articulación [17].

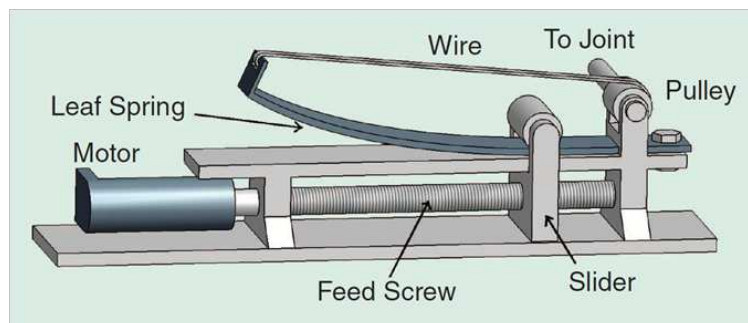


Figura 1.10: Mecanismo para variar la rigidez modificando la longitud efectiva de un resorte de hoja mediante una deslizadera

Uno de los actuadores de rigidez variable que pertenecen a este grupo es el conocido como *Jack's spring* [30]. El *Jack's spring* es un mecanismo que utiliza un resorte helicoidal. La rigidez efectiva de la estructura se consigue aumentando o disminuyendo el número de espiras activas (Figura 1.11).

#### ■ Mechanically controlled stiffness

Este conjunto de actuadores de rigidez variable ajustan la rigidez de forma mecánica. El actuador completo se comporta como un resorte de torsión, donde las características del resorte y el punto de equilibrio se pueden controlar de forma independiente durante la operación.

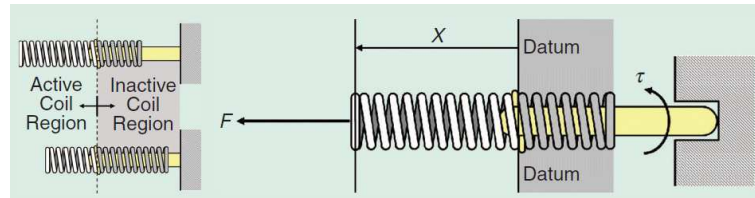


Figura 1.11: Mecanismo para variar la rigidez basado en aumentar o disminuir el número de espiras activas de un resorte helicoidal.

El primer actuador basado en el control mecánico del ajuste de la rigidez fue desarrollado en la Vrije Universiteit Brussel. El sistema propuesto (Figura 1.12) es una junta de revolución formada por un brazo conectado a tierra (1) y un brazo móvil (2) conectado por un eje. El brazo de palanca, 3, también está conectado al mismo eje de rotación. La posición de este último brazo puede ser controlada con un servomotor. El resorte helicoidal (7) genera un momento que tiende a alinear los cuerpos. Los servomotores 5 y 6 hacen girar los ejes roscados lo que hace que los puntos 3 y 9 se acerquen o se alejen del eje de rotación de modo que se genera un esfuerzo de torsión mayor o menor. Este diseño tiene como inconveniente el uso de tres motores.

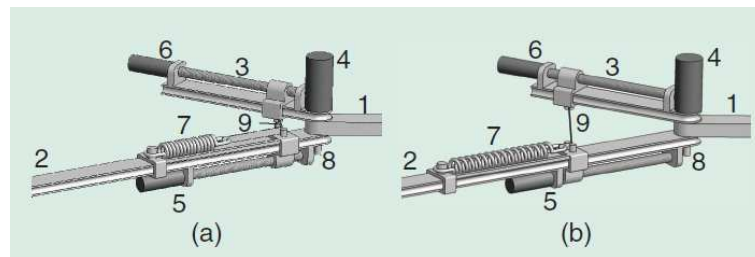


Figura 1.12: Primer actuador para variar la rigidez de forma mecánica. (a) Configuración flexible del mecanismo. (b) Configuración rígida

El siguiente de los actuadores de rigidez variable pertenecientes a este grupo de variación de la rigidez de forma mecánica es el *VSJ* [32]. El actuador *VSJ* consta de 4 elementos elásticos unidos a un eje (en este caso resortes de hoja comúnmente llamados ballestas), 4 pivotes deslizantes sobre dichas ballestas, 4 mecanismos de cuatro barras conectado a los pivotes, y 2 actuadores idénticos conectados a los sistemas de cuatro barras mediante el *Linkege a* (Figura 1.13). Como los pivotes deslizan sobre los resortes, la longitud efectiva de éstos cambia, lo que causa la variación de la rigidez.

Cuando los dos actuadores giran a la misma velocidad y en la misma dirección, el mecanismo de cuatro barras gira alrededor del eje con los pivotes. Dado que el eje se conecta a los pivotes a través de la ballesta, la rotación de los pivotes causa la rotación de eje. Cuando los actuadores giran a la misma velocidad pero en la dirección opuesta, la distancia de los pivotes al eje cambia sin rotación de los pivotes. Entonces, puesto que la longitud efectiva de los resortes ha cambiado, la rigidez de la *VSJ* varía. En este caso los dos motores se utilizan simultáneamente para controlar la posición y la rigidez.

Uno de los últimos desarrollos de actuadores de rigidez variable es el diseñado en el Departamento de ingeniería de la Universidad de Almería por Sánchez et al. [20, 21]. En este actuador de rigidez variable, denominado *ARV*, se consigue la variación de la rigidez modificando el ángulo de inclinación de una leva sobre la que desliza un rodillo (Figura 1.14). A su vez este rodillo, con su movimiento, comprime un resorte mediante un cable unido a ambos elementos. Al producirse el impacto, la polea presente en el actuador gira de modo que se comprime el resorte absorbiendo la energía. El intervalo de compresión del resorte va en función del ángulo de inclinación de la palanca.

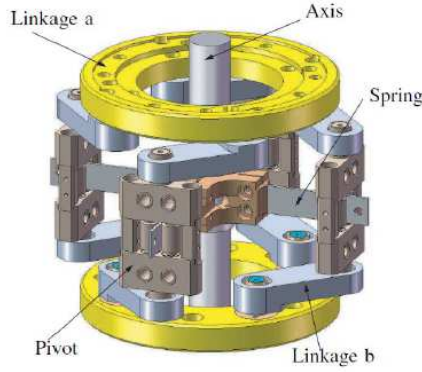


Figura 1.13: El *linkage a*, eslabones amarillos, están unidos a los actuadores. El *linkage b* está conectado al *a* de modo que si los dos motores giran en el mismo sentido la articulación gira pero si se mueven en sentido contrario, cambia la longitud efectiva de los resortes de hoja, modificándose la rigidez.

Por lo tanto, para un mismo giro de polea, si el ángulo de inclinación de la palanca es pequeño, la compresión del resorte es pequeña y, por lo tanto, la rigidez del ARV es baja. En cambio, si el ángulo de inclinación de la palanca es mayor, la compresión del resorte será elevada y, por tanto, la rigidez del ARV será alta. Por lo tanto, el ARV tiene un amplio rango de rigidez: desde un actuador con valor casi nulo de rigidez hasta un actuador totalmente rígido. El ARV emplea dos unidades de accionamiento de modo que se controla de forma independiente la variación de la rigidez y la variación de la posición de equilibrio de la articulación. El motor encargado de variar la posición de equilibrio está colocado en la polea (*Motor*<sub>1</sub> de la Figura 1.14) y el encargado de variar la rigidez se coloca sobre la leva (*Motor*<sub>2</sub>). Cuando la palanca se coloca en posición vertical el actuador es idealmente rígido, no pudiendo haber desviación entre la polea motriz y la posición del brazo. Si la palanca se posiciona horizontalmente el mecanismo adopta su configuración de máxima flexibilidad. La Figura 1.14 muestra dos situaciones del actuador para una misma posición intermedia de palanca (rigidez intermedia): cuando el brazo está en su posición de equilibrio, y cuando el motor principal ejerce par y se produce una desviación angular entre la polea motriz y la posición del eslabón de salida.

Para caracterizar el actuador es necesario conocer la relación entre el par  $T$  ejercido por el motor principal y la desviación angular  $\beta$  producida. La Figura 1.15 muestra un esquema con los parámetros necesarios para describir el par  $T$  y la rigidez de la articulación  $K$  en función de la desviación angular  $\beta$ . Cuando la polea motriz de radio  $R$  se desvía un ángulo  $\beta$  respecto de la posición de equilibrio, se produce un acortamiento de la distancia inicial del cable en la posición de equilibrio  $l_0$  que, despreciando la curvatura del cable sobre la polea guía, pasa hasta un valor  $l_1$  en la posición deformada según

$$l_1 = l_0 - \beta \times R \quad (1.1)$$

En esta posición el rodillo habrá rodado sobre la palanca una distancia  $l_2$ , que dependerá de la posición angular  $\theta$  de la palanca. Resolviendo el triángulo formado por los lados  $l_0$ ,  $l_1$  y  $l_2$ , se obtiene  $l_2$  y el ángulo  $\alpha$  formado entre  $l_0$  y  $l_1$ :

$$l_2 = l_0 \times \cos\theta - \sqrt{l_1^2 - l_0^2 \times \sin^2\theta} \quad (1.2)$$

$$\sin\alpha = l_2 \times \frac{\sin\theta}{l_1} \quad (1.3)$$



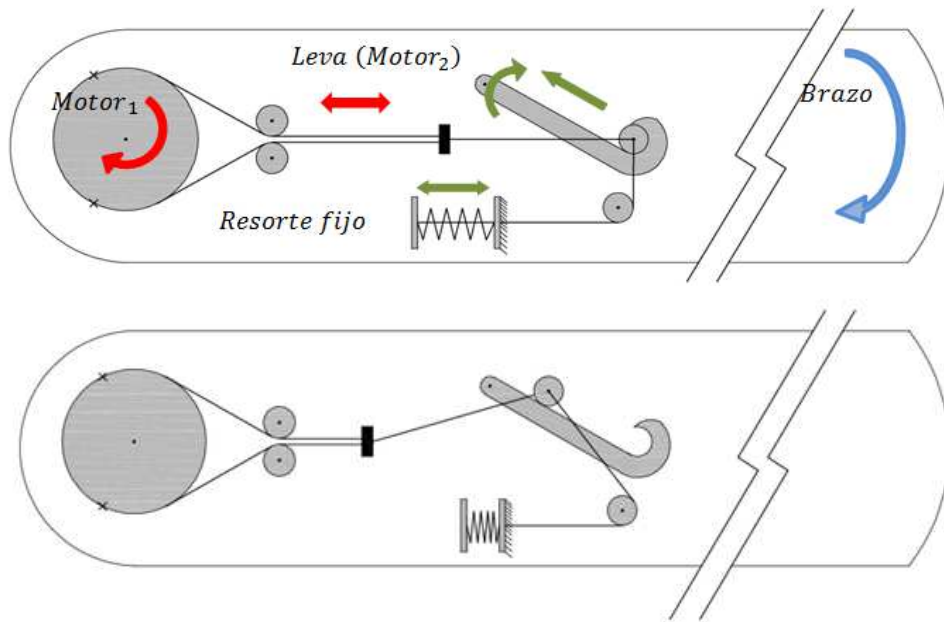


Figura 1.14: Esquema de funcionamiento del ARV: Arriba posición de equilibrio y abajo tras recibir un impacto. Tras recibir un impacto el rodillo comprime el resorte absorbiendo éste la energía del impacto.

Al desplazarse el rodillo, el resorte sufrirá una compresión  $x_s$  dada por

$$x_s = h_1 - h_0, \quad (1.4)$$

donde  $h_0$  es la distancia inicial del cable que une el rodillo con el resorte y  $h_1$  la distancia en la posición deformada, siendo

$$h_1 = \sqrt{(l_1 \times \sin\alpha' + h_0)^2 + \left(\frac{l_1 \times \sin\alpha}{\tan\theta}\right)^2} \quad (1.5)$$

Sustituyendo convenientemente 1.1, 1.2 y 1.3 en 1.5, y posteriormente 1.5 en 1.4, esta última expresión es la relación geométrica entre la compresión del resorte  $x_s$  y la desviación angular  $\beta$ . Partiendo ahora de la fuerza ejercida por el resorte, se calcula el par  $T$  ejercido por el motor principal. La

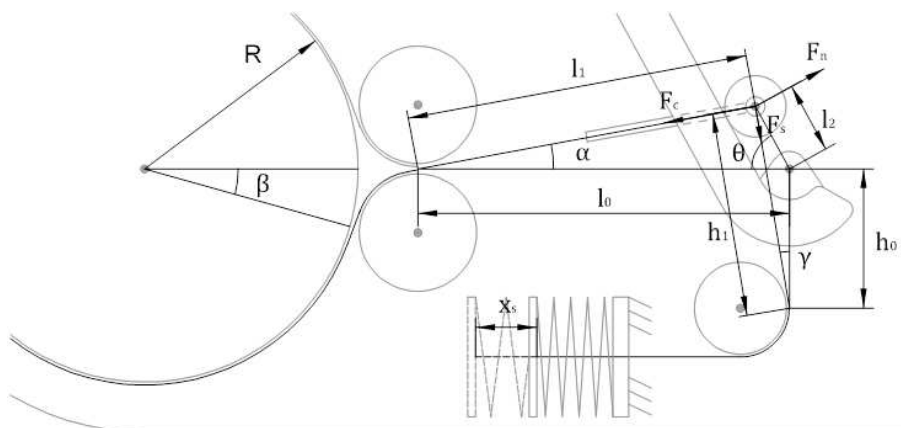


Figura 1.15: Variables influyentes en el funcionamiento del ARV. Modificando cualquiera de los parámetros señalizados varían las condiciones de flexibilidad-rigidez del actuador

tensión del cable del resorte será el producto de la rigidez del resorte  $K_s$  por la compresión del mismo

$$F_s = K_s \times x_s \quad (1.6)$$

Sobre el rodillo actuará esta fuerza  $F_s$ , una fuerza normal a la superficie de contacto rodillo-palanca  $F_n$ , y la fuerza ejercida por el cable de la polea motriz  $F_c$ . Resolviendo el diagrama de fuerzas se tiene que

$$F_c = F_s \times \frac{\sin(\theta + \gamma)}{\cos(\theta + \alpha)} \quad (1.7)$$

siendo

$$\gamma = \arctan\left(\frac{l_2 \times \cos\theta}{h_0 + l_2 \times \sin\theta}\right) \quad (1.8)$$

Por lo que finalmente, el par T ejercido por el actuador será

$$T = F_c \times R = T(R, l_0, h_0, K_s, \theta, \beta) \quad (1.9)$$

y derivando 1.9 en función de  $\beta$  se obtiene la rigidez torsional del actuador

$$K = \frac{dT}{d\beta} = K(R, l_0, h_0, K_s, \theta, \beta) \quad (1.10)$$

Las ecuaciones 1.9 y 1.10 vienen expresadas en función de varios parámetros: las dimensiones del mecanismo  $R$ ,  $l_0$ ,  $h_0$ , la rigidez lineal del resorte  $K_s$ , el ángulo de palanca  $\theta$  y la desviación angular  $\beta$ . Para un actuador dado, los cuatro primeros parámetros serán fijos, y la posición de palanca  $\theta$  será controlada por el motor secundario.

El ARV es un actuador diferente a los existentes con anterioridad en dos aspectos: puede tomar una configuración totalmente rígida y, además, cuenta con par umbral (debido a la pretensión inicial del cable). Además, como se ha visto con anterioridad, es un actuador de rigidez variable muy versátil ya que se pueden modificar las variables influyentes en el mismo (ángulo de inclinación de la palanca, constante elástica del resorte, radio de la polea, etc.) para adaptarlo a la aplicación a la que se vaya a utilizar.

En la Figura 1.16 se representan las curvas par-desviación angular para distintas posiciones de la palanca para unas determinadas dimensiones del actuador ( $R=7$  cm,  $l_0=15.1$  cm,  $h_0=4.7$  cm). Las curvas muestran una pendiente creciente con el ángulo, llegando a ser verticales al alcanzar el límite del mecanismo en el que el cable de la polea motriz se hace perpendicular a la palanca. En la misma figura, se representan las curvas de rigidez-desviación angular, que tienen un comportamiento también creciente.

Además, si en lugar de ser la leva plana fuese curva, las curvas de rigidez variarían. Las curvas de rigidez se pueden modificar variando cualquiera de los parámetros de diseño del actuador (radio de polea, longitud del cable, rigidez del resorte, etc.). Hay actuadores con curvas de rigidez lineales y otros con curvas no lineales, en este caso, la curva de rigidez es no lineal como se puede observar en la Figura 1.16. En cuanto a los márgenes de rigidez, cada actuador se mueve dentro de sus propios márgenes. El ARV puede tomar una configuración casi totalmente flexible a totalmente rígida. En la Figura 1.17 se muestra el prototipo del actuador sin incluir los motores (arriba) y con los motores incluidos (abajo).

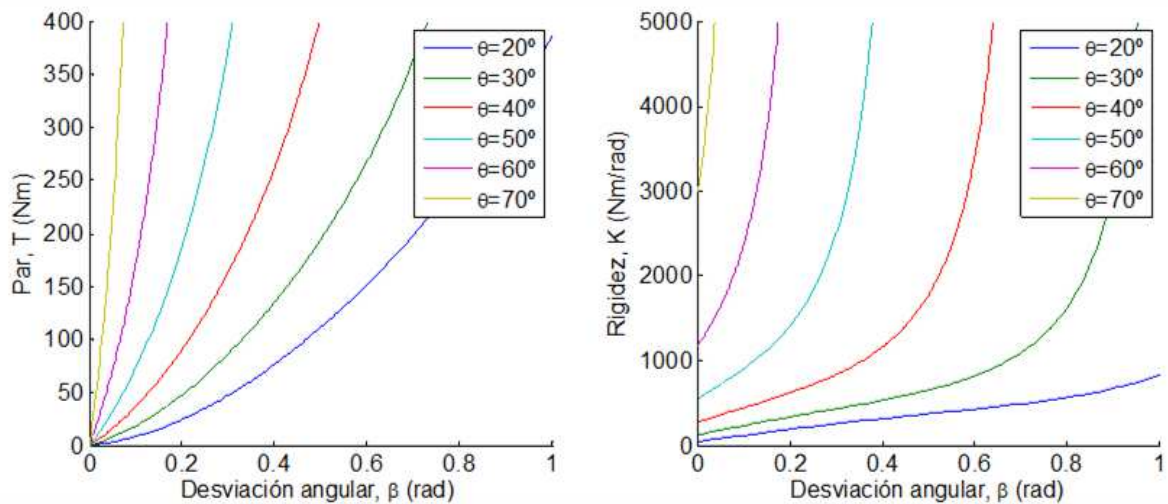


Figura 1.16: Curvas par T-desviación angular  $\beta$  (izquierda) y rigidez K-desviación angular  $\beta$  (derecha) para distintas inclinaciones de palanca  $\theta$ . Cuanto más inclinada esté la palanca, mayor será la rigidez del actuador para un mismo giro de polea.

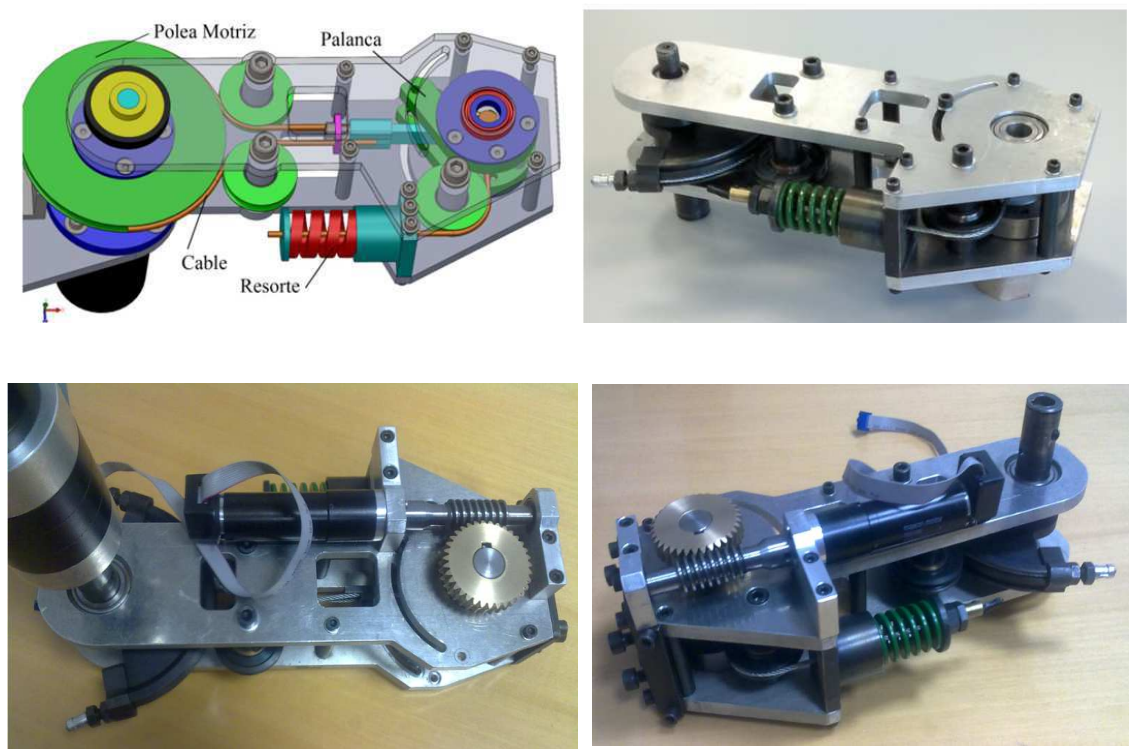


Figura 1.17: Diseño en 3D y prototipo del actuador sin motores (arriba) y con motores (abajo)

Hay que tener en cuenta que los actuadores presentados anteriormente son sistemas mecánicos que con el tiempo y el uso se pueden desajustar. Por ejemplo, los actuadores que utilicen cables tensados se pueden destensar, se pueden desgastar los rodillos, etc. Todo esto haría que se modificara la curva de rigidez. En cualquier caso, la solución es sencilla, ya que únicamente habría que sustituir los elementos dañados o deteriorados para volver a obtener la curva de rigidez inicial. También comentar que durante el diseño de los actuadores se realizan estudios a fatiga de cada uno de los componentes.

Una vez hecho el recorrido por los principales tipos de actuadores de rigidez variable existentes se va a comentar cómo podrían ayudar los mismos a los pacientes con lesiones medulares. Los pacientes con lesiones medulares tienen limitado el control sobre la musculatura del tren inferior de modo que requieren un elevado coste metabólico y ayuda de soportes para mantener una marcha patológica. Las órtesis están diseñadas para disminuir ese coste metabólico y permitir a estas personas caminar de manera más natural y eficiente al asistir la flexión y extensión de la pierna durante la fase de balanceo a costa del consumo energético de uno o varios motores. Para ayudar a la marcha de estos pacientes, en los últimos años se ha propuesto incorporar los Actuadores de Rigidez Variable (ARV) en las órtesis y prótesis, ya sea en rodilla o en el tobillo. Mediante el uso de estos actuadores se pueden reducir en más de un 50 % el par máximo necesario en los actuadores.

La mayoría de las prótesis de rodilla modernas utilizan amortiguadores para modular el comportamiento dinámico y evitar la excesiva flexión de la rodilla, pero se disipa mucha energía y no ayudan en la fase de extensión de la rodilla. Para controlar la rigidez de forma más eficiente se propone el uso de Actuadores de Rigidez Variable.

En 2005, Hollander y Sugar [30] desarrollaron el tendón robótico ajustable. Este tendón robótico es un actuador lineal basado en resortes. Se diseñó para su uso en dispositivos de asistencia a la marcha. Al igual que su análogo humano, este tendón utiliza su naturaleza elástica para reducir la potencia pico necesaria y las necesidades energéticas del motor. Mediante este dispositivo se consiguen reducciones en el pico de potencia requerido por el motor de más del 50 por ciento con un dispositivo cuya masa es 8 veces menor que la de un accionamiento habitual. Este dispositivo utiliza el principio de variación de rigidez del Jack's Spring, es decir, se varía la rigidez variando el número de espiras activas del resorte.

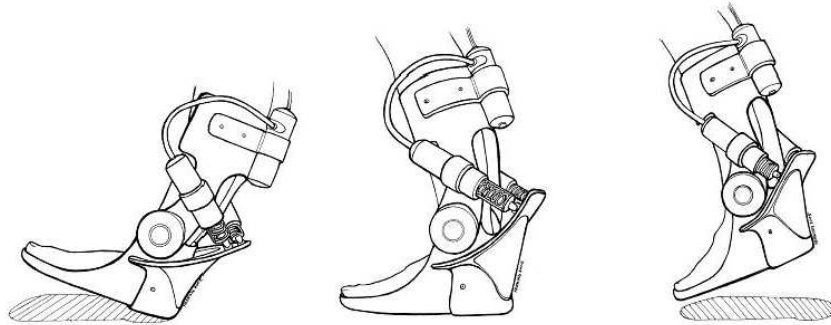


Figura 1.18: Concepto del tendón robótico ajustable. Ciclos de compresión del resorte a lo largo de la marcha humana

El departamento de ingeniería mecánica de la academia militar de Estados Unidos ha desarrollado el SPARKY, una prótesis accionada, de bajo peso, que cuenta con elementos elásticos de almacenamiento de energía colocados en serie con los sistemas de actuación de modo que se reduzcan de manera significativa el requisito de potencia máxima del motor y el requisito de energía total del sistema, mientras que proporciona al discapacitado toda la potencia requerida durante el ciclo de la marcha [25]. Esta prótesis utiliza el tendón robótico ajustable descrito por Hollander y Sugar.

En 2009, Martínez-Villalpando [35] presenta una prótesis de rodilla accionada con dos actuadores elásticos colocados en paralelo en una disposición antagónica.

Por tanto, son muchos los estudios que demuestran que es ventajoso el uso de actuadores de rigidez variable como complemento a prótesis y órtesis de rodilla ya que disminuyen los requerimientos de potencia del motor y, por lo tanto, también el peso del mismo.

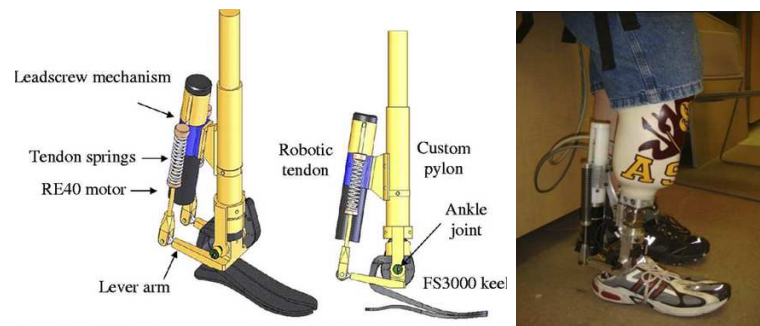


Figura 1.19: Modelo y prototipo del Sparky. Prótesis de tobillo equipada con un elemento elástico de almacenamiento de energía para reducir los requisitos de potencia del motor.

## 1.2. Planteamiento del problema

Los pacientes con lesiones medulares tienen limitado el control sobre la musculatura del miembro inferior, lo que da lugar a diferentes tipos de marcha patológica. Estos tipos de marcha exigen un elevado coste metabólico al sujeto y precisan de la ayuda de elementos externos de apoyo para mantener un equilibrio suficiente durante la marcha.

En los últimos años, los diseños de las ortesis han evolucionado hacia una reducción de ese coste metabólico ofreciendo a estos pacientes, además, la posibilidad de una marcha más natural y eficiente mediante el uso de uno o varios actuadores orientados a asistir la flexión y extensión de la pierna durante la fase de balanceo.

Estos actuadores, sus sistemas de control y suministro de energía, cuyo diseño es el objetivo actual de numerosos grupos de investigación en la actualidad, exigen un marcado equilibrio entre potencia, par, consumo y peso. Éste es el problema que se plantea en el presente trabajo: El de determinar los pares articulares en un modelo biomecánico de la marcha de un sujeto normal, determinar los esfuerzos motores externos necesarios a aplicar en un sujeto con diferentes patologías para que su marcha sea 'normal' y, finalmente, el de analizar en qué medida la consideración de actuadores de rigidez variable puede incidir en el diseño de los componentes de posibles ortesis activas.

Para resolver el problema planteado se establecen las hipótesis de trabajo y objetivos enunciados en el apartado siguiente.

## 1.3. Hipótesis de trabajo y objetivos

Este proyecto trata de afrontar el desarrollo de modelos multicuerpo que permitan estudiar la cinemática y dinámica del movimiento del cuerpo humano durante la marcha normal, aunque los estudios que se llevarán a cabo se pueden extrapolar a sujetos con discapacidad o alguna alteración de la marcha. Este estudio se llevará a cabo mediante técnicas de análisis multicuerpo analíticas. Para simular el movimiento se utilizarán datos antropométricos y de la dinámica de la marcha obtenidos por Pàmies i Vilà [7] en estudios llevados a cabo en la Universidad Politécnica de Barcelona. Estos datos se obtuvieron de forma experimental en el laboratorio mediante sistemas de captura de movimiento que dan la posición de 37 marcadores unidos al cuerpo del sujeto con el cual se llevó a cabo el ensayo.

Mediante el Análisis Dinámico Inverso se calcularán las fuerzas y momentos que intervienen en el movimiento del sistema cuando dicho movimiento es conocido. A partir de los ángulos relativos entre eslabones, se llevará a cabo un análisis dinámico inverso (de forma analítica y con ayuda del

programa de cálculo Simulink de Matlab) del que se obtendrán los pares articulares relativos de cada una de las articulaciones del modelo. Estos pares articulares se utilizarán posteriormente como datos de entrada del Análisis Dinámico Directo. Mediante el Análisis Dinámico Directo, una vez conocidas las fuerzas y momentos que el sujeto ejerce en cada una de las articulaciones, se obtendrá el movimiento resultante del sistema multicuerpo.

Tras la validación de los modelos (inverso y directo) se propondrá el estudio de un caso práctico. El modelo matemático servirá para analizar la contribución de elementos elásticos pasivos, como en el caso del uso de actuadores de rigidez variable, en la reducción del gasto energético en la marcha bajo la hipótesis de que el individuo no puede realizar en las articulaciones completamente la fuerza necesaria para el seguimiento de la marcha normal. En este trabajo se buscará establecer algunos criterios básicos para selección de elementos elásticos pasivos (resortes lineales y no lineales) en las articulaciones de rodillas y tobillo. Se compararán los pares articulares aplicados durante la marcha con y sin elemento elástico. Esta comparativa permitirá extraer conclusiones sobre el empleo de elementos elásticos como asistentes a la marcha en órtesis y prótesis.

Del objetivo principal explicado con anterioridad se pueden obtener una serie de objetivos específicos que son los siguientes:

- Desarrollar un modelo bidimensional del cuerpo humano mediante técnicas de dinámica multicuerpo. El modelo multicuerpo del cuerpo humano se simplificará a un modelo 2D.
- Realizar un análisis dinámico inverso sobre el modelo implementado para obtener los esfuerzos en las articulaciones y las fuerzas de contacto producidas por un sujeto sano durante un ciclo de marcha. El modelo dinámico inverso se resolverá de forma analítica y mediante el programa de cálculo Simulink de Matlab.
- Realizar un análisis dinámico directo sobre el modelo implementado utilizando como datos de entrada las fuerzas de contacto y los pares articulares obtenidos del análisis inverso.
- Validación de los modelos.
- Estudio del empleo de elementos elásticos pasivos como sistemas eficientes de asistencia a la marcha en personas discapacitadas.

## Capítulo 2

# Material y Métodos

### 2.1. Modelado dinámico del cuerpo humano

Para poder analizar la marcha humana se ha de desarrollar un modelo simplificado del cuerpo humano. Los modelos biomecánicos son sistemas mecánicos que reflejan la estructura física del cuerpo humano y, por lo tanto, permiten el estudio dinámico del movimiento. Los segmentos anatómicos se modelan como cuerpos rígidos y las articulaciones humanas como grados de libertad de revolución.

Cada uno de estos cuerpos rígidos debe llevar asociados una serie de parámetros geométricos e inerciales que son su longitud, su masa, su tensor de inercia y la posición de su centro de gravedad.

Por último, para terminar de describir completamente el sistema son necesarios un conjunto de sistemas de coordenadas que definen la configuración del sistema, su posición y orientación, en cada instante de tiempo.

#### 2.1.1. Modelo biomecánico

En este trabajo se ha utilizado el modelo biomecánico propuesto por Pàmies i Vilà [7]. Éste es un modelo biomecánico simplificado en 2 dimensiones. El modelo cuenta con 14 grados de libertad. Está formado por 12 cuerpos rígidos (Figura 2.1) unidos entre sí mediante juntas de revolución y con el movimiento restringido en el plano sagital (Figura 2.2).

Como se puede observar este modelo pertenece al segundo grupo de los descritos con anterioridad, es decir, pertenece al grupo en el que cada eslabón constituye un sólido rígido independiente. Por lo tanto, en este modelo no se modeliza el miembro superior como HAT. Los cuerpos rígidos que forman el modelo son: tronco, cabeza, dos brazos, dos antebrazos, dos muslos, dos piernas y dos pies.

El sistema de referencia utilizado es el siguiente: eje X global en la dirección del movimiento, eje Z perpendicular al suelo y hacia arriba y el eje Y en concordancia con los anteriores según una base ortonormal. Además de este sistema de referencia global, cada segmento tiene un sistema de referencia local cuyo eje X coincide con la dirección de la longitud del eslabón (Figura 2.1).

Para estimar la posición de las articulaciones y los parámetros de cada uno de los segmentos que forman el modelo hay que llevar a cabo una serie de medidas. Las propiedades inerciales de cada segmento se escalan según valores obtenidos para cada uno de los segmentos en estudios realizados sobre el tema. Por ejemplo, Vaughan, en 1992, indicó como obtener estos datos a partir del sexo, masa y altura del individuo [36].

El sujeto seleccionado para llevar a cabo el experimento fue un varón adulto sano de 27 años

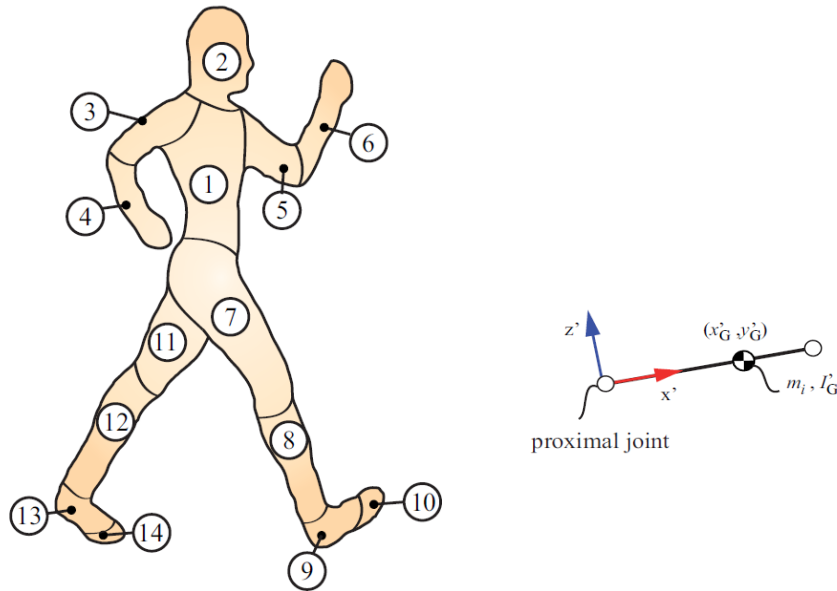


Figura 2.1: División del cuerpo humano en 14 segmentos para generación del modelo biomecánico en 2D (izda). Sistema de coordenadas local asociado a cada segmento, con origen en articulación proximal.

cuya masa es de 80 kg y su altura de 1,75 m. Las propiedades de cada uno de los segmentos que componen el modelo son los recogidos en la Tabla 2.1 [7].

Nº	Elemento	Longitud L(m)	Localización COM		Masa m(kg)	Momento Inercia $I'_G$ ( $10^{-2} \text{ kgm}^2$ )
			$x'_G$ (m)	$z'_G$ (m)		
1	Tronco	0,498	0,230	0	37,801	44,448
2	Cabeza	0,136	0,139	0,039	5,119	2,163
3	Brazo der.	0,311	0,146	0	1,922	1,190
4	Antebrazo der.	0,267	0,171	0	2,299	0,974
5	Brazo izq.	0,311	0,146	0	1,922	0,190
6	Antebrazo izq.	0,267	0,171	0	2,299	0,974
7	Muslo der.	0,417	0,154	0	9,284	12,215
8	Pierna der.	0,422	0,170	0	4,008	5,153
9	Parte atrás pie der.	0,143	0,037	-0,023	1,027	0,441
10	Muslo izq.	0,417	0,154	0	9,284	12,215
11	Pierna izq.	0,422	0,170	0	4,008	5,153
12	Parte atrás pie izq.	0,143	0,037	-0,023	1,027	0,441

Cuadro 2.1: Datos antropométricos utilizados en el desarrollo del modelo biomecánico 2D, obtenidos por Pàmies Vilà en el laboratorio de biomecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingenieros Industriales de Barcelona

La información cinemática del movimiento se obtuvo a partir de las trayectorias de 37 marcadores unidos al cuerpo humano (Figura 2.3). Mediante estos marcadores se determinó la orientación de cada cuerpo rígido para definir la posición de cada una de las articulaciones.



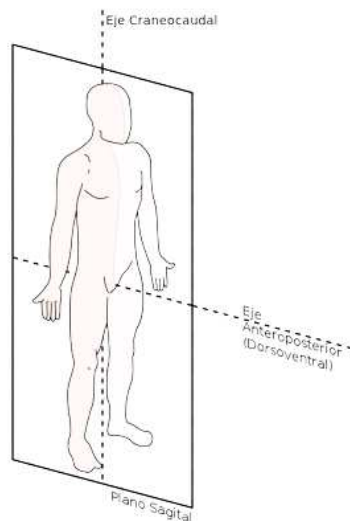


Figura 2.2: Los modelos 2D analizan y representan la marcha humana en el plano sagital, que divide al cuerpo humano en dos mitades simétricas

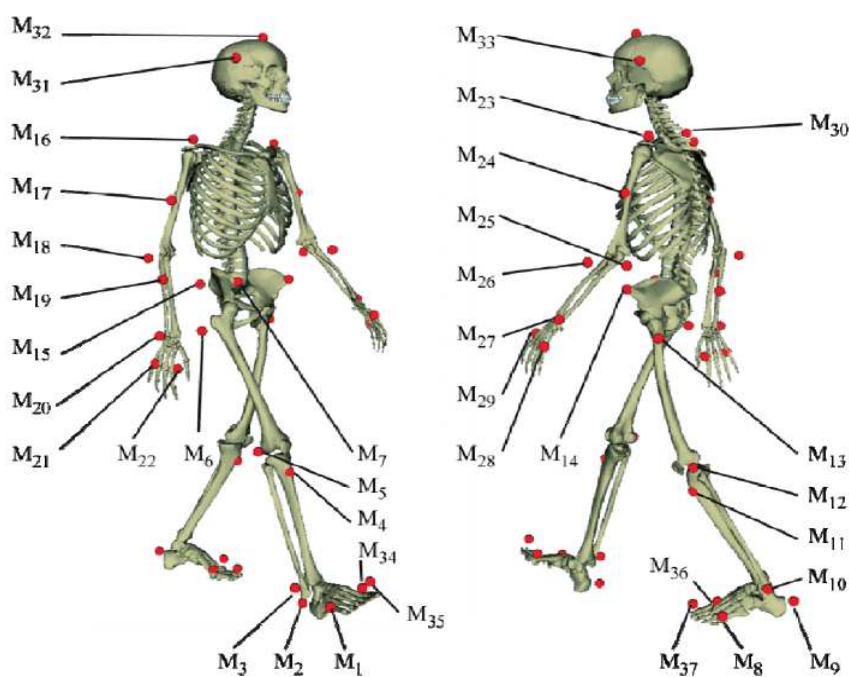


Figura 2.3: Vista 3D de un esqueleto humano con los 37 marcadores

A partir del conocimiento de las trayectorias de estos marcadores ya se obtuvieron los parámetros de cada uno de los segmentos del cuerpo. Debido a errores en la captura del movimiento, la distancia entre articulaciones no se mantiene constante de modo que las longitudes presentadas en la Tabla 2.1 son la media de las distancias obtenidas entre dos articulaciones durante la captura del movimiento.

La posición del centro de gravedad (COM) de cada segmento está referido al sistema de referencia local con el origen en la articulación proximal. El momento de inercia de cada uno de los segmentos está calculado respecto a un sistema de coordenadas local situado en su centro de gravedad.

### 2.1.2. Modelado con la herramienta de simulación Simulink

En cualquier proceso en el que se involucren partes mecánicas en movimiento es necesario un exhaustivo análisis físico y matemático lo que conlleva una gran dificultad. Una herramienta para el análisis de estos fenómenos son los programas de simulación. Estos programas facilitan el análisis de sistemas mecánicos en movimiento. Otra ventaja de los programas de simulación es que la complejidad del modelo no aumenta a medida que se acondicionan más grados de libertad, cosa que no sucede con el análisis matemático. A pesar de estas ventajas, no hay que perder de vista los conceptos y principios fundamentales de la física para poder discernir si las soluciones obtenidas por estos programas son realmente correctas.

En este trabajo se utilizará el software Simulink de SimMechanics de Matlab para simular y analizar la marcha humana. Esta herramienta permite simular sistemas mecánicos de forma fácil y eficiente, entendiendo como sistema mecánico a un conjunto de cuerpos y articulaciones en movimiento además de la monitorización y generación de movimientos. La característica más importante de este software es que no se requiere trabajar con ecuaciones diferenciales de movimiento ni la escritura de código de programación ya que esta herramienta se desarrolla bajo el entorno de Simulink.

Simmechanics es una herramienta sencilla para el modelado ya que está basado en un entorno gráfico. Además permitirá desarrollar y simular, utilizando las toolbox de Simulink, el esquema de control necesario para las órtesis o prótesis, ya sea para un actuador normal con resorte fijo o para un ARV. Permite explotar todas las herramientas de simulación de Matlab. Lo que será útil para trabajos futuros.

SimMechanics es una librería de Simulink que permite crear diagramas de bloques que representen un determinado sistema mecánico, por ejemplo, en la Figura 2.4 se puede observar el diagrama de bloques que representa un péndulo simple. Está de más mencionar que SimMechanics simula la acción de la gravedad sobre los cuerpos.

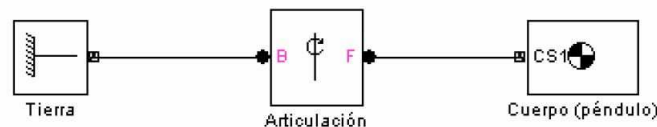


Figura 2.4: Representación de un péndulo simple mediante bloques en el software SimMechanics.

### Bloques de SimMechanics

En la Figura 2.5 se presentan los diferentes bloques de la librería de SimMechanics. Como se puede observar SimMechanics cuenta con 7 tipos diferentes de bloques: cuerpos, articulaciones, restricciones y motores, sensores y actuadores, elementos de fuerza, elementos de interfaz y utilidades. En este trabajo se utilizarán bloques de cuerpos, articulaciones y sensores y actuadores que se explicarán a continuación.



SimMechanics 3.2  
Copyright 1998-2010 The MathWorks, Inc.

Figura 2.5: Tipos de bloques existentes en la librería de SimMechanics.

## Cuerpos - Bodies

Los cuerpos son los componentes fundamentales de un sistema. Se definen como puntos u objetos en el espacio que tienen masa. SimMechanics contempla dos tipos de cuerpos: “Body” y “Ground”. Todo sistema modelado en este programa debe contener un bloque Ground. Este bloque representa un punto fijo en el espacio que sirve de referencia para las articulaciones y cuerpos en movimiento.

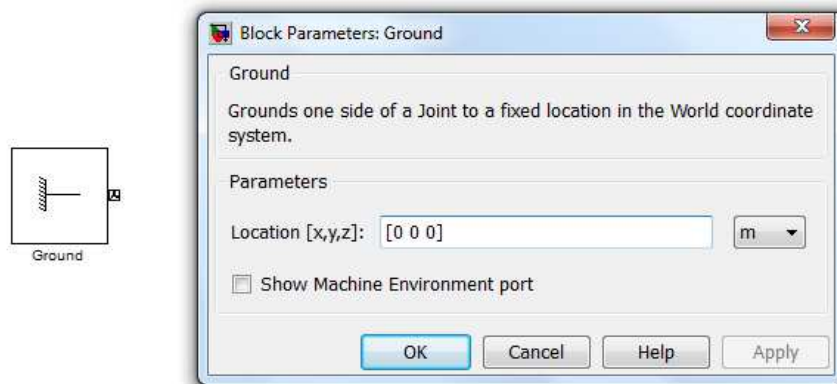


Figura 2.6: Bloque Ground. Indica origen del sistema global de referencia. Representación del bloque Ground (izda) y diálogo de configuración (dcha).

En la Figura 2.6, a la izquierda aparece el bloque en sí y a la derecha el cuadro de configuración del mismo en el que hay que incluir la información necesaria de cada uno de los bloques. En este caso la única información necesaria es la localización de este punto con respecto al sistema de coordenadas globales.

El cuerpo body, representa a un cuerpo rígido mediante sus propiedades tales como su masa, momento de inercia en cada uno de los ejes referido a su centro de gravedad, la posición del centro de gravedad y la posición de los extremos del eslabón (Figura 2.7).

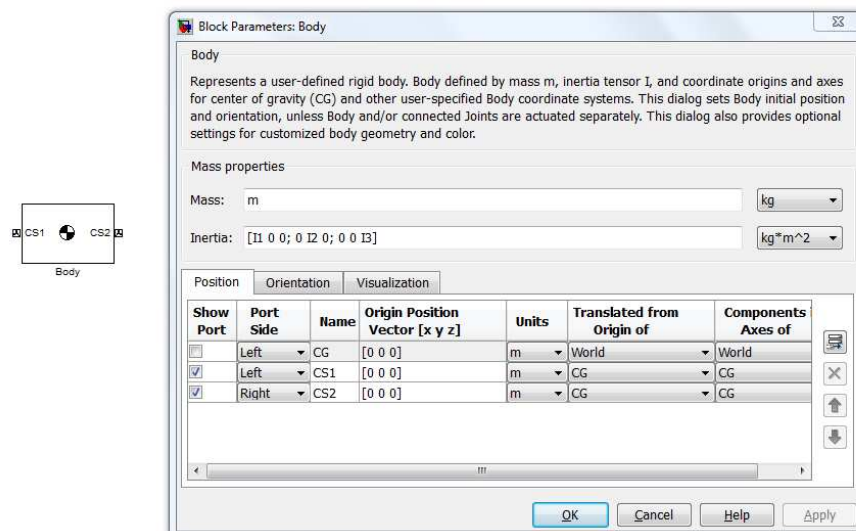


Figura 2.7: Bloque Body. Representa cada uno de los sólidos rígidos del modelo. Representación del bloque Body (izda) y diálogo de configuración (dcha).

El momento de inercia del cuerpo tiene que ser representado mediante su tensor de inercia referido a su centro de gravedad. Este tensor de inercia será de la forma:

$$\begin{pmatrix} I_1 & 0 & 0 \\ 0 & I_2 & 0 \\ 0 & 0 & I_3 \end{pmatrix}$$

En la parte superior del cuadro de configuración (Figura 2.7) se ingresa tanto la masa como el tensor de inercia del cuerpo en las unidades correspondientes, que se pueden seleccionar en el menú desplegable. En la parte inferior, se debe configurar la posición y orientación tanto del centro de gravedad (CG) como de los puntos de conexión mecánica del cuerpo (CS). Tanto la posición como la orientación pueden ser determinadas con respecto al sistema global de coordenadas (WORLD) o con respecto a cualquier otro punto (CG o CS). Cada punto de conexión del cuerpo crea un sistema de coordenadas locas que puede ser utilizado como referencia para otro punto. Mediante un CS un cuerpo puede conectarse a una articulación, a un sensor, a un actuador, etc. Cada cuerpo puede tener varios CS pero únicamente un CG.

## Articulaciones - Joints

Las articulaciones representan los grados de libertad que un cuerpo puede tener con respecto a otro. En la Figura 2.8 se muestran los tipos de articulaciones disponibles en SimMechanics. En este trabajo únicamente se utilizarán dos tipos de articulaciones: la articulación de revolución (Revolute), que permite únicamente el giro en un eje, para representar la conexión entre los diferentes eslabones que representan el cuerpo humano (cuello, hombros, cadera, rodillas, etc.) y la articulación plana (In-plane) que permite el movimiento del cuerpo en un plano, en este caso, el plano XZ.

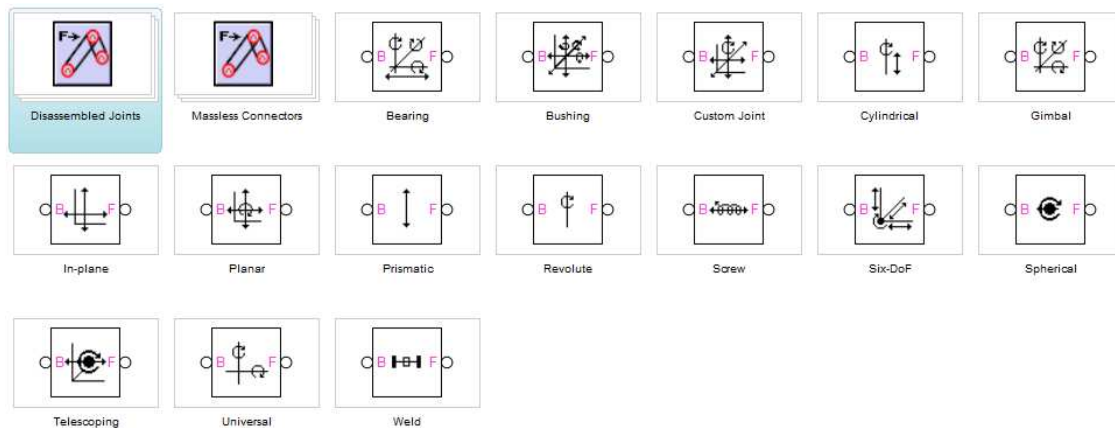


Figura 2.8: Conjunto de articulaciones disponibles en SimMechanics. Entre dos cuerpos (“bodies”) debe haber una articulación que los una. Representan los grados de libertad del modelo.

Cada bloque de articulación presenta dos terminales denominados B (Base) y F (Follower). El terminal B se conecta a la base o referencia sobre la cual se moverá un cuerpo, que pueden ser los bloques “Ground” o “Body”. El terminal F se conecta al cuerpo que se moverá con respecto a la base. La configuración de cada articulación es muy simple ya que sólo hay que indicar sobre que eje se permite la traslación o rotación.

## Sensores y Actuadores - Sensors & Actuators

Los sensores permiten monitorizar y medir el movimiento, fuerzas o pares de una articulación o cuerpo. En cambio, los actuadores son los encargados de suministrar movimiento, fuerzas o pares a los mismos. En la Figura 2.9 se muestran los actuadores y sensores disponibles en SimMechanics. De todos ellos, en este trabajo únicamente se utilizan sensores y actuadores de articulación (Joint sensor/actuador) y actuadores de cuerpo para introducir las fuerzas de contacto. A estos sensores se les pueden conectar pantallas de visualización conocidas con el nombre de “Scope”. El actuador más sencillo es el “IC”. Éste permite introducir al sistema una condición inicial.

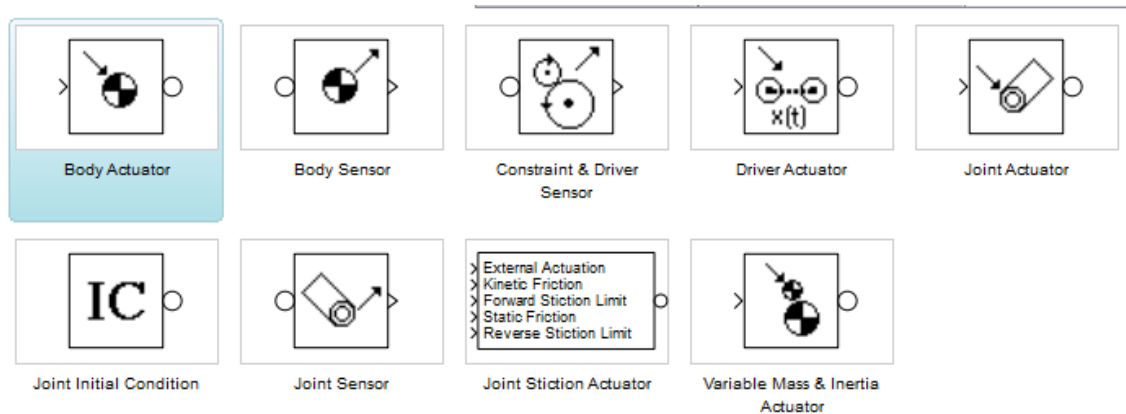


Figura 2.9: Conjunto de sensores y actuadores disponibles en la biblioteca de SimMechanics.

En la Figura 2.10 se muestran los cuadros de configuración de un sensor (a la izquierda) y un actuador (a la derecha) de revolución, los utilizados principalmente en este trabajo. En ellos se puede seleccionar la magnitud que se desea medir o introducir al sistema. Estas variables pueden ser de movimiento o de fuerza o par.

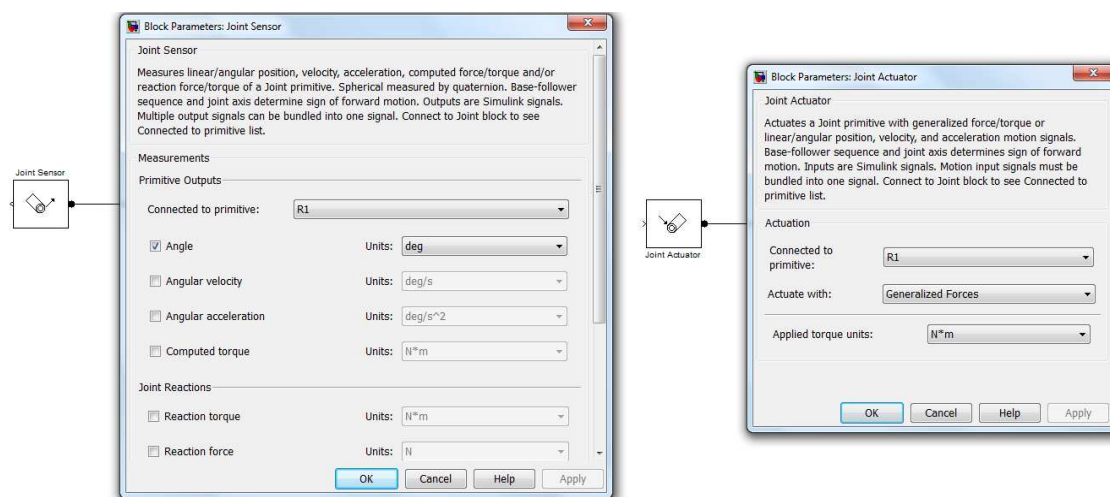


Figura 2.10: Mediante los actuadores de articulación se introducen las fuerzas o movimientos relativos entre los dos eslabones que unen la articulación. Mediante los sensores se obtienen los valores de posición, velocidad, aceleración, fuerza o par entre los dos eslabones que unen la articulación.

### 2.1.3. Modelado matemático con formulación Multibody

El sistema multicuerpo considerado está formado por un conjunto de cuerpos rígidos. Estos cuerpos rígidos tienen movimiento limitado entre ellos mediante un conjunto de restricciones. Matemáticamente, estas articulaciones o pares cinemáticos se puede modelar mediante ecuaciones de restricción que introduzcan relaciones cinemáticas entre las coordenadas que describen el sistema mecánico.

El estudio cinemático proporciona información del movimiento del sistema, independientemente de las fuerzas que actúen sobre él ya que el movimiento de un sistema depende de su geometría y de la configuración de sus elementos.

En este trabajo se consideran los segmentos anatómicos como cuerpos rígidos de modo que se pueden utilizar las ecuaciones del movimiento de sistemas multicuerpo. Estas ecuaciones se pueden expresar de la siguiente forma:

$$\begin{cases} M\ddot{q} + \Phi_q^T \lambda = Q \\ \Phi(q, t) = 0 \end{cases} \quad (2.1)$$

Donde  $M$  es la matriz de masas del sistema,  $\ddot{q}$  es el vector de aceleraciones,  $-\Phi_q^T \lambda$  son las fuerzas generalizadas asociadas a los multiplicadores de Lagrange  $\lambda$ ,  $Q$  es el vector de fuerzas generalizadas y  $\Phi$  representa el vector de restricciones cinemáticas, siendo  $q$  el vector de coordenadas generalizadas y  $t$  el tiempo.

A partir de las coordenadas  $z$  independientes y sus derivadas  $\dot{z}$  y  $\ddot{z}$  obtenidas, se puede resolver el problema dinámico inverso mediante la formulación de transformación de velocidades conocida como *matriz-R* [38], la cual proporciona la actuación requerida en la forma de fuerzas generalizadas asociadas a la coordenada independiente  $z$ .

Para resolver el sistema de ecuaciones diferenciales algebraico propuesto en la Ecuación 2.1, se utiliza una estrategia basada en transformar dicho sistema en un sistema de ecuaciones diferenciales ordinario (ODE) ya que hay varios métodos conocidos para resolver este tipo de sistemas de ecuaciones. En este trabajo, para resolver las ecuaciones del movimiento se ha utilizado el método de proyección de la velocidad propuesto por García de Jalón y Bayo en 1994 [38]. Mediante este método las ecuaciones se reducen a una coordenada independiente  $\dot{z}$ . Las coordenadas independientes que se utilizan son las variables angulares (posición angular de cada eslabón) junto con la posición de una articulación. Aplicando el método de proyección de la velocidad *matriz-R*, se obtiene la Ecuación 2.2, la cual puede ser escrita en la forma de la Ecuación 2.3.

$$R^T MR\ddot{z} = R^T(Q - MS\dot{c}) \quad (2.2)$$

$$R^T MR\ddot{z} = R^T(\hat{Q} - MS\dot{c}) + Q_m \quad (2.3)$$

Donde  $\hat{Q}$  son las fuerzas generalizadas conocidas asociadas a fuerzas constantes o fuerzas que solo dependen del estado del sistema mecánico como, por ejemplo, las fuerzas gravitatorias y  $Q_m$  son las fuerzas generalizadas asociadas a las coordenadas independientes, es decir, las incógnitas del problema dinámico inverso, que se pueden despejar tal y como se indica en la Ecuación 2.4.

$$Q_m = R^T MR\ddot{z} - R^T(\hat{Q} - MS\dot{c}) \quad (2.4)$$

Sin embargo, debido a que las coordenadas  $z$  independientes consideradas son la posición de la articulación lumbar y los ángulos absolutos de todos los cuerpos, las fuerzas  $Q_m$  calculadas por el procedimiento anterior, que son el resultado del IDA, no se corresponden con las fuerzas de contacto

reales que actúan sobre el pie y pares motores en las articulaciones. Hay que obtener las fuerzas y pares reales realizándole un tratamiento a los resultados anteriores. El procedimiento para obtener los valores reales se explicara en el Capítulo 2.2.

## 2.2. Análisis Dinámico Inverso de la marcha humana (IDA)

El estudio de la marcha humana y el cálculo de las fuerzas y pares en las articulaciones que el sistema musculo-esquelético produce durante el ciclo de marcha es de vital importancia en muchas áreas de investigación, en este caso, la ingeniería biomecánica. El análisis dinámico inverso que se hace en este proyecto, utiliza como datos de entrada los obtenidos por Pàmies i Vila. Estos datos fueron obtenidos en un laboratorio situado en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingenieros Industriales de Barcelona [7].

Dado que durante la marcha, las únicas fuerzas y pares desconocidos que actúan sobre el cuerpo humano son las fuerzas de contacto entre el pie y el terreno, éstas pueden ser calculadas.

Para obtener los parámetros de movimiento y las fuerzas de contacto se preparó una zona de trabajo por la cual un sujeto sano debía caminar. Para capturar el movimiento se utilizó un sistema óptico-electrónico que captura en cada momento la posición de los marcadores adheridos al sujeto (Figura 2.3). Por otro lado, para obtener las fuerzas de contacto se le hizo al sujeto caminar sobre dos placas de fuerza. Cada una de las placas mide las reacciones del suelo para un pie durante el ciclo de marcha, obteniendo como resultado una fuerza (tres componentes) y su momento sobre el centro de la placa (también tres componentes) (Figura 2.11). Tras la obtención de las señales, estas se procesaron para eliminar el ruido y otros defectos.

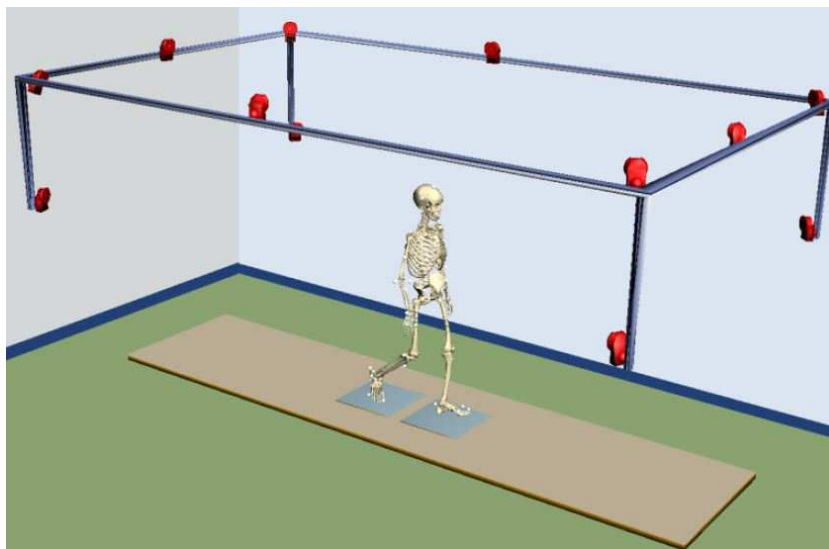


Figura 2.11: Configuración del laboratorio de biomecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingenieros Industriales de Barcelona. En él se obtuvieron los BSP y la captura del movimiento.

Los resultados obtenidos contienen información de las 5 fases de la marcha (Figura 2.12).

Para llevar a cabo el análisis dinámico inverso, tal y como se ha explicado con anterioridad, hay que crear un modelo biomecánico simplificado del cuerpo humano e introducir el movimiento relativo entre eslabones y los parámetros de los mismos (tales como masa, posición del centro de gravedad, momento de inercia, etc.). En este primer modelo se introducen los datos de posición, velocidad y aceleración de los grados de libertad del modelo, incluyendo la posición y giro de la pelvis. Esto dará como resultado unas fuerzas ficticias sobre la pelvis, que serán trasladadas a los

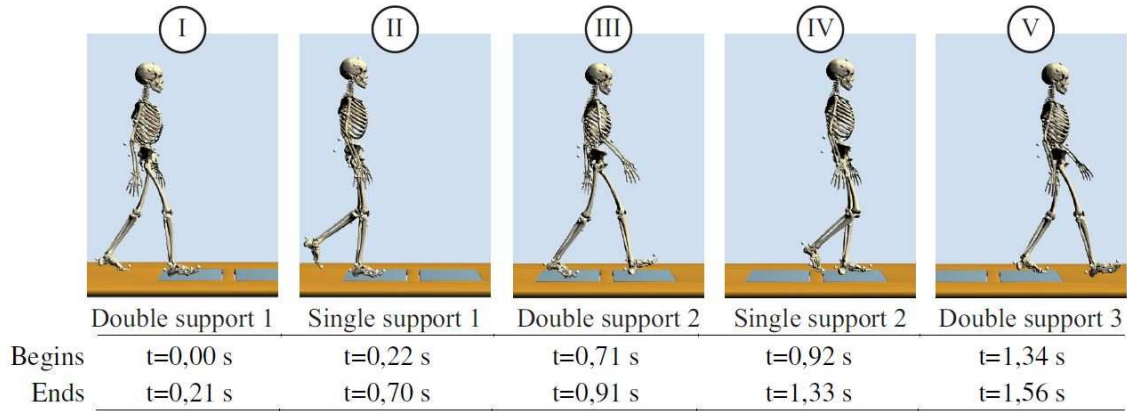


Figura 2.12: El ciclo de marcha se divide en 5 fases: 3 de soporte doble con los dos pies (I, III, V) y dos de soporte simple con un pie (II, IV).

pies, en el contacto con el suelo, según un sistema de fuerzas equivalentes. Estas reacciones obtenidas en la pelvis son ficticias ya que no hay ninguna fuerza actuando sobre la misma. Esta traslación se realiza a partir de las siguientes expresiones:

$$G_1^{gr}(t) = G_{FP1}^{gr}(t) + \frac{t_t - t}{t_t - t_h} Error(t)$$

$$G_2^{gr}(t) = G_{FP2}^{gr}(t) + \frac{t - t_h}{t_t - t_h} Error(t)$$

$$Error(t) = G^{gr} - G_{FP1} - G_{FP2}$$

Siendo  $G^{gr}$ ,  $G_{FP1}$  y  $G_{FP2}$  la proyección de las reacciones en la pelvis al punto gr, la fuerza de la placa 1 trasladada al punto gr y la fuerza de la placa 2 trasladada al gr, respectivamente. Siendo el punto gr la proyección vertical del punto en el que está la pelvis sobre el terreno (la pelvis se corresponde con el punto  $P_4$  de la Figura 2.15). Este método de obtención de las fuerzas de contacto se conoce como *Force Plates Sharing (CFP)* [7].

Una vez repartidas las las fuerzas ficticias según las expresiones anteriores hay que trasladar estas fuerzas a los tobillos para obtener realmente las fuerzas de contacto.

Por tanto, el procedimiento para llevar a cabo el análisis dinámico inverso es el siguiente:

1. Crear el modelo 2D del cuerpo humano con los parámetros necesarios de cada uno de los eslabones.
2. Introducir al modelo los datos del movimiento: posición, velocidad y aceleración angular relativos entre eslabones y desplazamiento de la pelvis (punto  $P_4$ ) en el plano sagital.
3. Con los datos anteriores, se realiza una simulación del paso y se obtienen unas reacciones ficticias en la pelvis.
4. Estas reacciones ficticias se reparten entre cada uno de los pies para obtener las fuerzas de contacto reales (referidas a los tobillos).
5. Se introducen estas fuerzas en los tobillos como datos de entrada al modelo y de esta forma se obtienen los pares articulares que realmente tienen lugar durante la marcha del ser humano. Quedando validado el modelo si las nuevas reacciones en la pelvis son nulas.



El procedimiento anterior se ha llevado a cabo de dos formas distintas: mediante el modelado con la herramienta de simulación Simulink, en el entorno de Simmechanics, donde el modelo matemático se crea mediante diagramas de bloques; y, mediante la formulación de las ecuaciones del movimiento, aplicando las técnicas propias de la dinámica de sistemas multicuerpo.

### 2.2.1. Solución mediante Simulink

#### Creación del modelo y obtención de las reacciones ficticias en la pelvis

Mediante el software Simulink se ha desarrollado el modelo explicado en la sección 2.1.1. El diagrama de bloques del modelo creado se muestra en la Figura 2.13.

Como se puede observar cada uno de los segmentos y articulaciones del cuerpo están formados por un bloque diferente. En el modelo se pueden encontrar 12 cuerpos conectados entre sí mediante 12 articulaciones de revolución. El modelo tiene además otros dos grados de libertad en la pelvis, los correspondientes al movimiento horizontal y vertical en el plano sagital.

Todo modelo debe contener un bloque Ground para establecer la situación del mismo en el espacio. A este bloque ground debe ir conectado el bloque *Machine Environment* en el cual se le indica el valor de la gravedad y el tipo de análisis que se desea llevar a cabo, en este caso Análisis inverso (*Inverse dynamics*) y otros parámetros que no son significativos en este proyecto.

Para ayudar a comprender el modelo se va a explicar el proceso para modelar la pierna izquierda. El mismo procedimiento que se describirá a continuación es el seguido para modelar el resto de los miembros del cuerpo.

El primer paso para crear cualquier modelo es introducir los cuerpos necesarios y conectarlos mediante las adecuadas articulaciones. En la pierna tenemos 3 cuerpos: muslo, pierna y pie, conectados mediante 3 articulaciones de revolución: cadera, rodilla y tobillo (Figura 2.14).

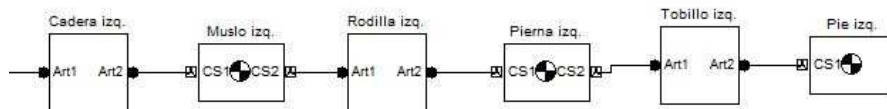


Figura 2.14: Representación mediante bloques de la pierna izquierda formada por 3 cuerpos (muslo, pierna y pie) y 3 articulaciones (cadera, rodilla y tobillo).

El primer bloque *body* es el muslo. En él hay que definir la masa y tensor de inercia del mismo además de sus conexiones. En este caso son necesarias dos conexiones, CS1 y CS2. La primera conexión va unida a la articulación cadera (punto  $P_4$  de la Figura 2.15) y la segunda a la articulación rodilla (punto  $P_7$  de la Figura 2.15). En la Figura 2.16 se indica cómo se han definido cada uno de los parámetros.

Los valores de masa ( $m_{thigh}$ ), inercia ( $I_{thigh}$ ), longitudes ( $long_{thigh}$ ) y posición del centro de gravedad ( $xg_{thigh}$ ) vienen parametrizados para poder modificar fácilmente el modelo en caso de que el sujeto de estudio cambie. En la columna *Translated from Origin of* hay que indicar la referencia a partir de la cual están referidos dichos parámetros. En este caso, CS1, que es el punto que une con la articulación de la cadera, está referido al sistema de referencia de la cadera. El *Origin Position Vector* ( $x,y,z$ ) es (0,0,0) lo que indica que origen del sistema de coordenadas del cuerpo anterior (tronco) y el del sistema de coordenadas situado en CS1 son coincidentes. Los otros dos puntos, CG y CS2, se definen a partir del sistema de referencia colocado en CS1. En todos los restantes bloques del modelo se sigue el mismo criterio, el punto CS1, que corresponde con el extremo proximal del segmento se hace coincidir con el extremo distal del cuerpo anterior, y los otros dos puntos son

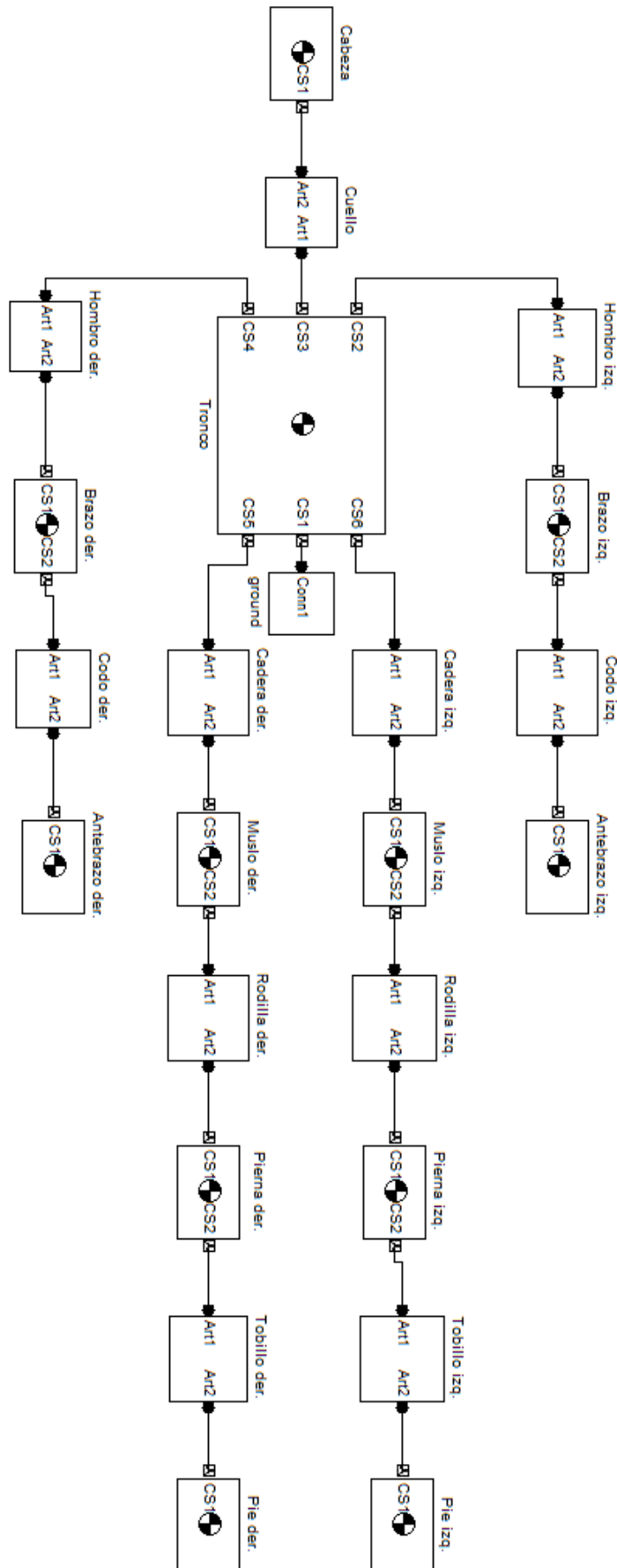


Figura 2.13: Diagrama de bloques del modelo biomecánico 2D formado por 12 sólidos rígidos (“bodies”) y 14 grados de libertad (“joints”).

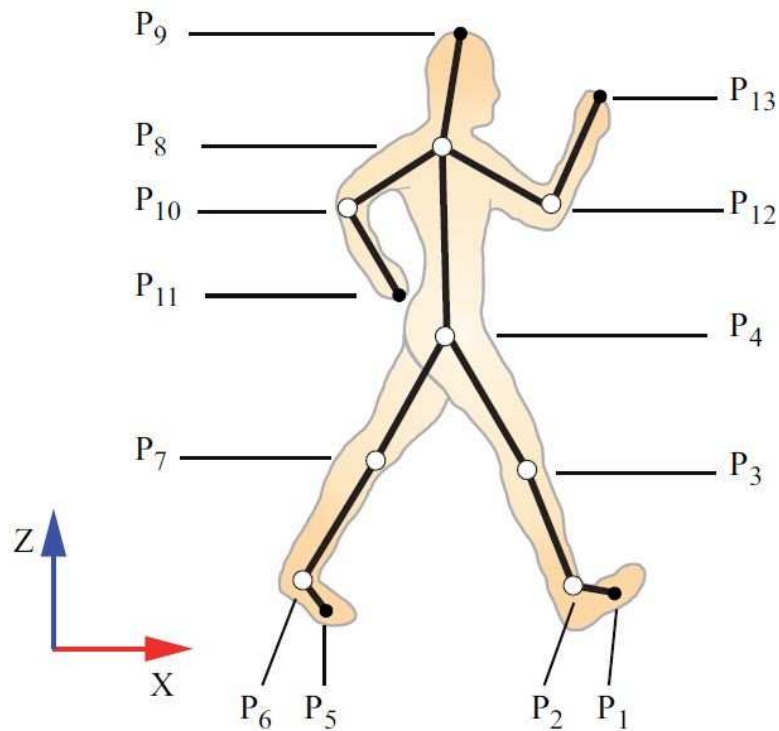


Figura 2.15: Puntos utilizados para definir la configuración del modelo 2D. Cada uno de los puntos representa el extremo proximal o distal de un eslabón.

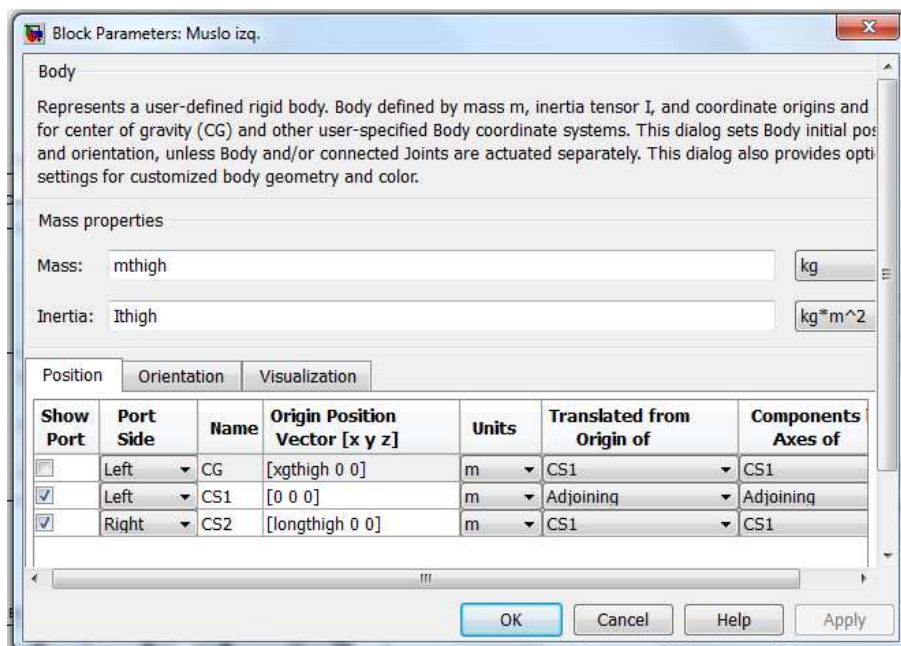


Figura 2.16: Cuadro de diálogo del *body* muslo. En los cuadros de diálogo de cada uno de los cuerpos se definen los parámetros característicos del mismo tales como extremo proximal, extremo distal, posición del centro de gravedad, masa y tensor de inercia respecto del centro de gravedad.

referidos a partir de CS1. La columna *Components Axes of* indica la orientación del sistema de coordenadas, es decir, coloca el nuevo sistema de coordenadas con la misma orientación que tenga el sistema de coordenadas que se le indica en el menú desplegable. Si la orientación no coincide con la de ninguno de los sistemas de coordenadas definidos con anterioridad, se puede cambiar la misma en la pestaña *Orientation* del mismo cuadro de diálogo. Como se indicó en la sección 2.1.1 los sistemas de referencia local de cada eslabón estarán colocados en el extremo proximal de cada eslabón y el eje X del mismo tendrá la dirección del eslabón y la orientación de extremo proximal a extremo distal.

Una vez definido el cuerpo hay que conectarlo a las correspondientes articulaciones. En este caso, el muslo debe ir conectado a dos articulaciones de revolución (cadera y rodilla). La configuración de la articulación de la rodilla izquierda se muestra en la Figura 2.17.

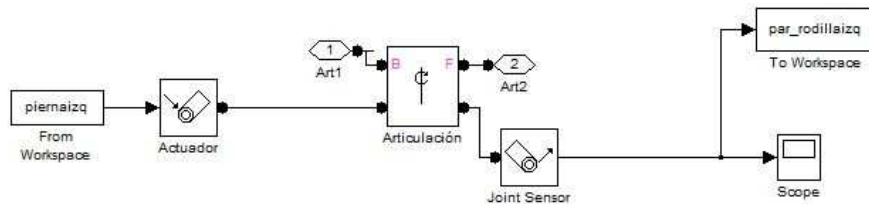


Figura 2.17: Diagrama de bloques de las articulaciones de revolución del modelo, actuadas por el bloque *Joint Actuator*. El par resultante en la articulación se obtiene mediante el bloque *Joint Sensor*.

Cada articulación cuenta con dos terminales *Base* y *Follower*. En el caso de la rodilla, el terminal *Base* se corresponde con el extremo distal del muslo y el terminal *Follower* con el extremo proximal de la pierna. Al bloque articulación de revolución únicamente hay que indicarle en que dirección tiene libertad de giro la articulación. Además de las conexiones, a la articulación hay que suministrarle el movimiento relativo que hay entre los dos eslabones que une. Esto se hace con el bloque *From Workspace*. Este bloque carga los valores de tiempo, posición, velocidad y aceleración del espacio de trabajo y los introduce en la articulación mediante un *Joint Actuator*. A la articulación, además se le conecta un sensor. Mediante este sensor se mide el par que se está ejerciendo sobre la articulación como consecuencia de llevar a cabo el movimiento indicado. Estos valores de par se pueden almacenar en variables mediante el bloque *To Workspace*. Finalmente en cada articulación también se coloca un visor (*Scope*) mediante el cual se puede visualizar la forma de la señal de par obtenida. Todas las articulaciones del modelo tienen la misma configuración descrita anteriormente con excepción de la pelvis (Figura 2.18).

Para modelar la pelvis se utiliza una articulación plana. Este tipo de articulaciones posee un grado de libertad de giro y dos grados de libertad de desplazamiento (las dos direcciones del plano sagital) por tanto además de introducir la posición, velocidad y aceleración relativa entre este eslabón y el anterior también hay que introducir el desplazamiento de la misma en las dos direcciones consideradas.

En este modelo hay que introducir los datos de posición, velocidad y aceleración relativa entre cada uno de los eslabones para obtener el par y las fuerzas ficticias en la pelvis que luego habrá que pasar a las fuerzas de contacto, además de los parámetros de cada uno de los bloques. Con todo lo anterior ya se puede llevar a cabo la simulación (Figura 2.19)

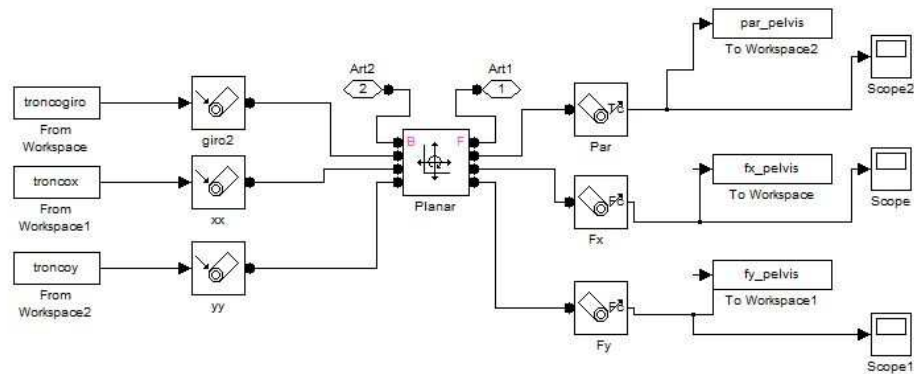


Figura 2.18: Diagrama de bloques de la representación de la pelvis. La pelvis tiene 3 grados de libertad (uno de rotación y dos de traslación).

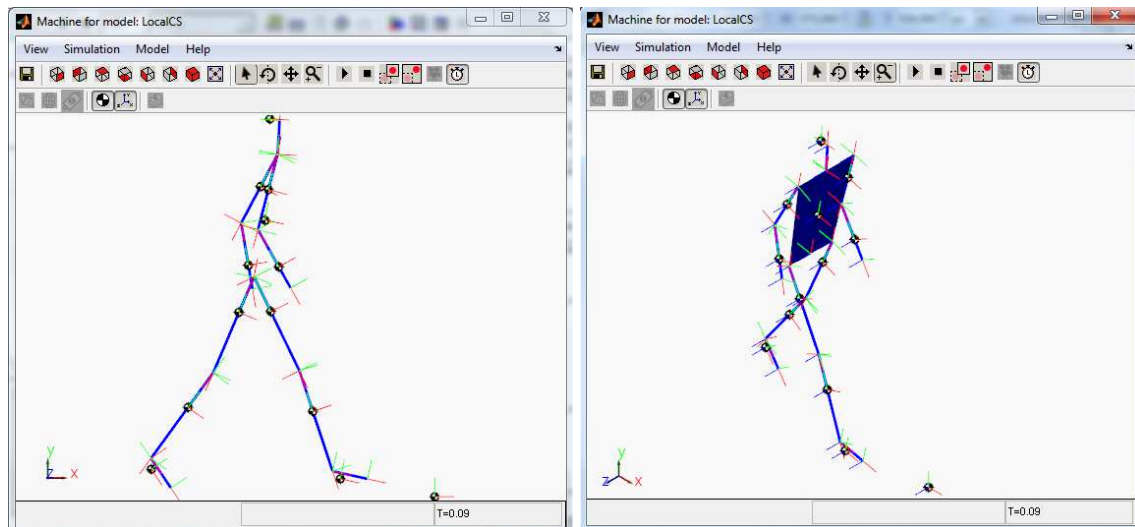


Figura 2.19: Ventana de simulación Simulink para visualizar la simulación del modelo biomecánico. En ella se muestran los sistemas de coordenadas adheridos a los extremos proximal y distal de cada articulación y al centro de gravedad de cada uno de los segmentos.

Una vez realizada la simulación durante 1,55 segundos (la duración de un ciclo de marcha) se obtienen las reacciones ficticias en la pelvis.

### Obtención de las fuerzas de contacto

Una vez obtenidas las reacciones ficticias en la pelvis hay que compararlas con las reacciones obtenidas mediante las placas de fuerza en el laboratorio. Para hacer estas reacciones comparables, ambas deben ser trasladadas a un punto común que se denominará  $gr$ . Se tomará como punto de comparación la proyección del punto de la pelvis (punto  $P_4$  de la Figura 2.15) sobre el suelo. Las fuerzas que actúan sobre la pelvis se trasladan al punto  $gr$  mediante las siguientes expresiones:

$$Fx^{gr} = Rx_{ficticio}$$

$$Fy^{gr} = Ry_{ficticio}$$

$$Mz^{gr} = Par_{ficticio} - P_{4y} \times Rx_{ficticio}$$

Las fuerzas de las placas también deben ser trasladadas al punto común para poder realizar la comparación:

$$Fx_{placas}^{gr} = Fx_{placa1} + Fx_{placa2}$$

$$Fy_{placas}^{gr} = Fy_{placa1} + Fy_{placa2}$$

$$GMP^{gr} = Mz_{placa1} + Mz_{placa2} + 0,345 \times (Fy_{placa2} - Fy_{placa1}) - P_{4x} \times (Fy_{placa2} + Fy_{placa1})$$

Siendo  $P_{4x}$  y  $P_{4y}$  las coordenadas x e y del punto  $P_4$  correspondiente a la pelvis y 0,345 la distancia del centro de cada una de las placas al origen del sistema de coordenadas global.

Habiendo aplicado las expresiones anteriores ya se puede realizar la comparación entre las fuerzas ficticias obtenidas en la pelvis y las reacciones de contacto proporcionadas por las placas de fuerza.

El siguiente paso es calcular cómo se distribuye la diferencia entre las fuerzas de contacto en la pelvis y las obtenidas con las placas de contacto en los tobillos. Para ello se utilizan las expresiones indicadas a continuación:

$$G_{1x,y}^{gr}(t) = G_{FP1x,y}^{gr}(t) + \frac{t_t - t}{t_t - t_h} Error_{x,y}(t)$$

$$G_{2x,y}^{gr}(t) = G_{FP2x,y}^{gr}(t) + \frac{t - t_h}{t_t - t_h} Error_{x,y}(t)$$

$$G_{1z}^{gr}(t) = G_{FP1z}^{gr}(t) - G_{FP1y}^{gr}(t) \times P_{4x} - 0,345 \times G_{FP1y}^{gr}(t) + \frac{t_t - t}{t_t - t_h} Error_z(t)$$

$$G_{2z}^{gr}(t) = G_{FP2z}^{gr}(t) - G_{FP2y}^{gr}(t) \times P_{4x} + 0,345 \times G_{FP2y}^{gr}(t) + \frac{t - t_h}{t_t - t_h} Error_z(t)$$

$$Error_{x,y,z}(t) = G_{x,y,z}^{gr} - G_{FP1x,y,z} - G_{FP2x,y,z}$$

Mediante estas expresiones se obtienen las fuerzas de contacto de cada pie referidas al punto común ( $gr$ ). A continuación, estas fuerzas hay que referirlas a los tobillos que es donde realmente se aplican las fuerzas de contacto. Esto se consigue mediante las siguientes expresiones, para el pie derecho y el izquierdo respectivamente.

$$G1_x = G_{1x}^{gr}$$

$$G1_y = G_{1y}^{gr}$$

$$G1_z = G_{1z}^{gr} + G1_y \times (P_{4x} - P_{2x}) + G1_x \times P_{2y}$$

$$G2_x = G_{2x}^{gr}$$

$$G2_y = G_{2y}^{gr}$$

$$G2_z = G_{2z}^{gr} + G2_y \times (P_{4x} - P_{6x}) + G2_x \times P_{6y}$$

Siendo  $G1_x, G1_y, G1_z, G2_x, G2_y, G2_z$  las fuerzas de contacto en X y en Y y el momento en Z referidas al tobillo derecho y al izquierdo, respectivamente.

### Modelo inverso con fuerzas de contacto

Una vez obtenidas las fuerzas de contacto en los tobillos, se introducen como datos de entrada al modelo 2D para obtener los pares articulares que realmente tienen lugar durante la marcha del ser humano. Una vez introducidas estas fuerzas de contacto en el modelo, las reacciones ficticias en la pelvis deben desaparecer. El nuevo modelo, con las fuerzas de contacto, queda tal y como se muestra en la Figura 2.20.

Las fuerzas de contacto se introducen al modelo mediante actuadores. Cada pie debe contar con dos actuadores: uno que introduzca las fuerzas y otro que introduzcan los pares. Estos actuadores trabajan con las tres componentes de fuerza y par de modo que como el modelo de estudio es un modelo plano hay que introducir un vector nulo en las componentes correspondientes. Estos actuadores van a los puertos CS3 y CS4 que son repeticiones del puerto CS1, es decir, los tres puntos son coincidentes con el tobillo.

Para comprobar que se ha realizado el proceso correctamente y que el modelo utilizado es válido se debe verificar que han desaparecido del modelo las reacciones ficticias en la pelvis.

#### 2.2.2. Solución mediante formulación de dinámica multicuerpo

El cuerpo humano está formado por un conjunto de huesos unidos mediante articulaciones formando el esqueleto. Si se consideran los huesos como cuerpos rígidos es posible simplificar el cuerpo humano en un modelo multicuerpo compuesto por segmentos cuyo movimiento se puede describir imponiendo restricciones cinemáticas entre los mismos. De este modo se puede estudiar el movimiento con los conceptos de la mecánica clásica.

#### Determinación de pares absolutos

Como se indicó en el apartado 2.1.3, tras resolver el problema dinámico inverso a partir del método descrito en el mismo capítulo se obtienen unas fuerzas externas y pares que no son se corresponde con las fuerzas de contacto reales que actúan sobre el pie y los pares motores en las articulaciones. Por lo tanto, se deben obtener las fuerzas y pares reales mediante el procedimiento que se describe a continuación:

1. Transformar las fuerzas generalizadas  $Q_m$  en un conjunto de fuerzas externas equivalentes  $\tilde{G}$  y pares internos  $\tilde{T}_m$ .  $\tilde{G}$  es un vector de dimensión  $3 \times 1$  que contiene la fuerza que actúa en la articulación lumbar, punto  $P_4$  de la Figura 2.15, en sus componentes X e Z, y el par absoluto que actúa entre la pelvis y el sistema de referencia fijo (en la componente Y). El grafema tilde colocado sobre  $\tilde{G}$ , denota que estas fuerzas externas no están actuando en su localización real, que sería el contacto pie-suelo.
2. Trasladar las fuerzas externas  $\tilde{G}$  desde la articulación lumbar a los pies, siguiendo el mismo procedimiento descrito en el apartado 2.2.1. De este modo se obtienen las fuerzas externas que actúan sobre cada pie  $G_1$  y  $G_2$ , pie derecho e izquierdo respectivamente.
3. Utilizar las reacciones del suelo obtenidas,  $G_1$  y  $G_2$ , para calcular los pares internos reales  $T_m$ .

Los resultados se obtienen igualando el vector de fuerzas generalizadas debido a la estructura de las fuerzas y pares calculados cuando las fuerzas externas actúan sobre la pelvis (punto  $P_4$ ), y el vector de fuerzas generalizadas debido a las fuerzas y los momentos cuando las fuerzas externas actúan sobre su ubicación real .

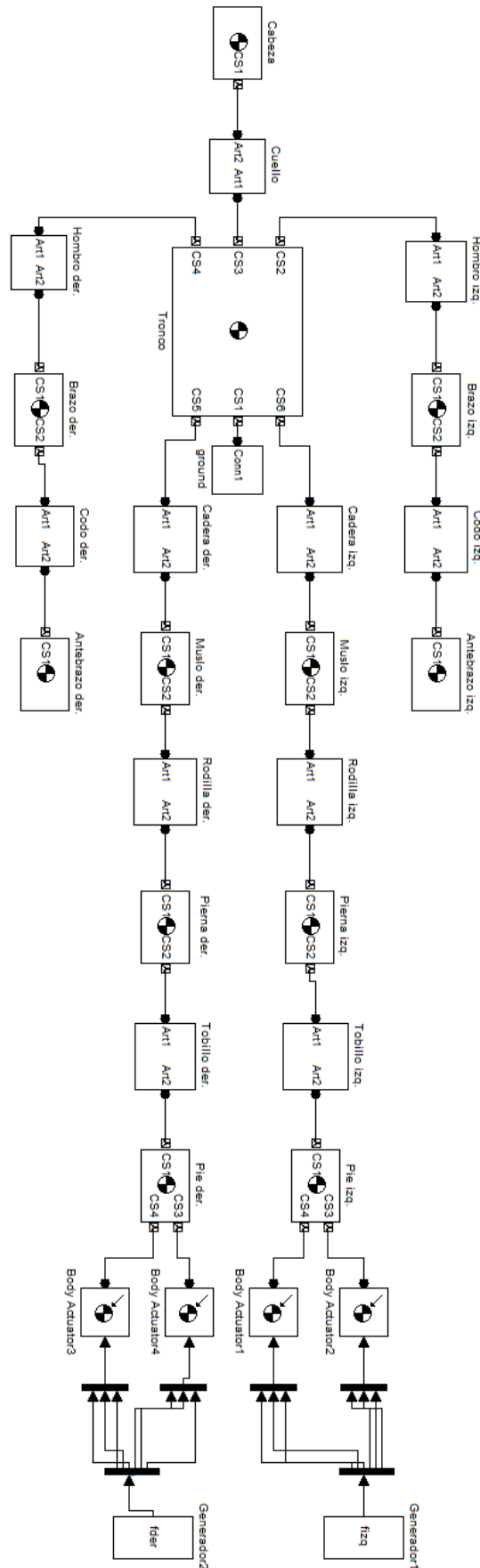


Figura 2.20: Diagrama de bloques del modelo biomecánico una vez introducidas las fuerzas de contacto en los tobillos mediante actuadores de fuerza y par.



Cada componente de  $Q_m$  es la fuerza generalizada relacionada con la componente correspondiente de la velocidad Virtual. Las dos primeras componentes de  $Q_m$  están relacionadas con la fuerza que actúa en la articulación lumbar de la pelvis:

$$F_{P_4} = \{Q_{m1}, Q_{m2}\} \quad (2.5)$$

las cuales son las dos componentes del vector de fuerzas externas  $\tilde{G}$ .

El resto de componentes de  $Q_m$  son los pares entre el suelo y cada uno de los segmentos que tienen que estar expresados en el marco de referencia global absoluto y se denominan  $\Gamma_s$ . Estos pares globales,  $\Gamma_s$ , fueron obtenidos como resultado del IDA. El principio de la potencia virtual establece una relación lineal entre los pares  $\Gamma_s$  y el conjunto de pares internos equivalentes  $\tilde{T}_m$ . En la Figura 2.21, se muestran esos dos tipos de pares para los miembros inferiores.

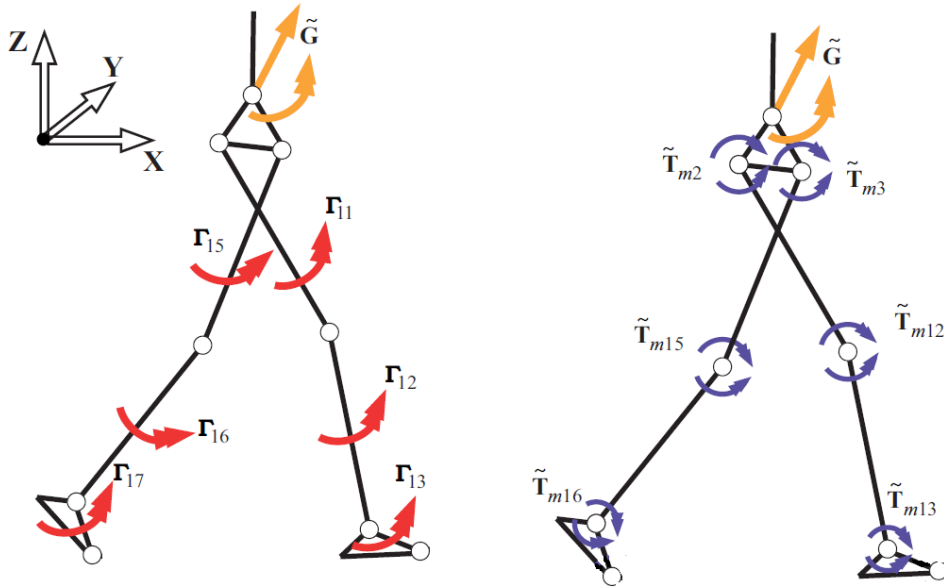


Figura 2.21: Esquema de los miembros inferiores. A la izquierda, pares absolutos y fuerzas y pares de contacto actuando sobre la pelvis. A la derecha, pares relativos calculados utilizando la pelvis como segmento de soporte.

A continuación se muestra cómo se calcularían los pares internos,  $\tilde{T}_m$ , para la pierna derecha:

$$\tilde{T}_{m13} = \Gamma_{13} \quad (2.6)$$

$$\tilde{T}_{m12} = \Gamma_{12} + \tilde{T}_{m13} \quad (2.7)$$

$$\tilde{T}_{m2} = \Gamma_{11} + \tilde{T}_{m12} \quad (2.8)$$

Del mismo modo, las ecuaciones anteriores se pueden escribir para cada uno de los segmentos del cuerpo humano. Como resultado de ellas, se determinan los pares internos en las articulaciones. Sin embargo, el vector de fuerzas y pares absolutos siguen permaneciendo sobre la pelvis. Este vector es lo que se denominó en el capítulo anterior como reacciones ficticias en la pelvis. Por lo tanto, deben ser trasladadas a su punto real de actuación siguiendo el mismo procedimiento que se explicó en el apartado 2.2.1, obteniendo las fuerzas y momentos de contacto que actúan sobre cada pie:  $G_1 = \{G_{F1}, G_{M1}\}$  y  $G_2 = \{G_{F2}, G_{M2}\}$ , donde el subíndice F y M representa fuerza y par, respectivamente.

## Determinación de pares relativos internos

Una vez conocidas las fuerzas de contacto ya se pueden calcular los pares articulares que realmente están teniendo lugar durante la marcha. Estos pares articulares internos se obtienen, para la pierna derecha, mediante las siguientes expresiones:

$$T_{m2} = \tilde{T}_{m2} - G_{M1} + (r_{J1} - r_{J13}) \wedge G_{F1} \quad (2.9)$$

$$T_{m12} = \tilde{T}_{m12} - G_{M1} + (r_{J12} - r_{J13}) \wedge G_{F1} \quad (2.10)$$

$$T_{m13} = \tilde{T}_{m13} - G_{M1} \quad (2.11)$$

donde  $r_{J_i}$  es la posición de la articulación  $J_i$  en el sistema de coordenadas absoluto.

De forma similar, se calculan los pares articulares del resto de articulaciones del modelo.

## 2.3. Análisis Dinámico Directo de la marcha humana (FDA)

Como se ha indicado en el capítulo anterior, los resultados obtenidos con el análisis dinámico inverso sirven como alimentación al modelo en el análisis dinámico directo. El objetivo del análisis dinámico directo es predecir la respuesta dinámica del cuerpo humano cuando se le introducen una serie de fuerzas. En este caso, se van a introducir los resultados obtenidos anteriormente de modo que debemos obtener como resultado del análisis dinámico directo el mismo movimiento articular que sirvió como entrada para realizar el análisis dinámico inverso. Sin embargo, en una aplicación real, es de esperar que los resultados varíen debido a errores en el integrador y de aproximación. Para introducir en el modelo directo los datos obtenidos en el inverso se han de recalculer para intervalos de tiempo de 0,001s en lugar de 0,01s. Para ello se utilizan Splines.

Además de los pares articulares, las fuerzas y momentos externos (de contacto) se introducen como datos de entrada al modelo. También se va a guiar el movimiento de las articulaciones mediante una serie de actuadores de movimiento para estabilizar el modelo. Obviamente los pares que deberán ejercer estos actuadores deben de ser próximos a cero ya que se están introduciendo los pares relativos entre eslabones necesarios para el movimiento, de modo que, aparte de éstos no es necesario ejercer ningún par más.

El modelo utilizado para realizar el análisis dinámico directo es el mismo que se utilizó para realizar el análisis dinámico inverso. La única diferencia reside en los actuadores que se han comentado con anterioridad. En el nuevo modelo hay dos actuadores en cada articulación: uno de par y otro de movimiento (Figura 2.22).

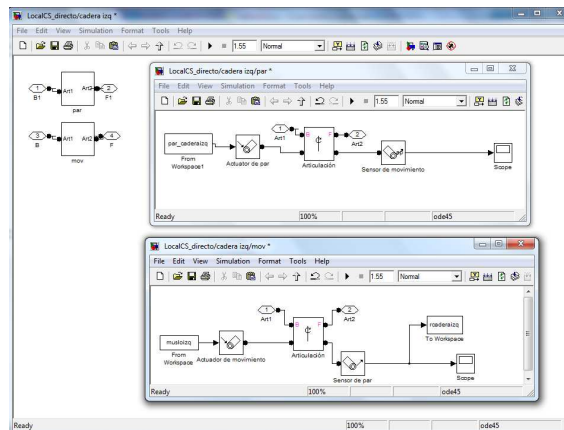


Figura 2.22: Diagrama de bloques articulación modelo del análisis directo. A la articulación se introduce par (sup.) y movimiento (inf.), por ello hacen falta dos *Joint Actuator*.

Por tanto, los resultados del análisis dinámico directo serán los movimientos relativos entre articulaciones que tienen lugar cuando el sujeto realiza unos determinados pares articulares y se ve sometido a una serie de fuerzas externas. De modo que si se introducen en el modelo los pares articulares de una persona con algún tipo de alteración en la marcha, éste será capaz de predecir cuál será el movimiento de la misma, siempre y cuando no actúe el segundo motor. Los otros resultados que se obtienen de dicho análisis son los pares correspondientes al segundo actuador, éstos son los que debería ejercer un sujeto sano cuando realiza unos esfuerzos adecuados, por tanto, estos deben ser prácticamente nulos.



## Capítulo 3

# Resultados y Discusión

En este trabajo se ha presentado un modelo multicuerpo 2D para representar el cuerpo humano mediante 12 eslabones rígidos y 14 grados de libertad. A partir de él se obtuvieron las reacciones y esfuerzos que tienen lugar durante un ciclo de marcha del ser humano. Para ello se llevó a cabo un análisis dinámico inverso que se resolvió de dos formas diferentes: mediante el modelado con la herramienta de simulación Simulink, en el entorno de Simmechanics, donde el modelo matemático se crea mediante diagramas de bloques; y, mediante la formulación de las ecuaciones del movimiento, aplicando las técnicas propias de la dinámica de sistemas multicuerpo.

Con este análisis inverso se obtienen los pares que realmente tienen lugar en las articulaciones durante el ciclo de la marcha a partir del movimiento relativo entre eslabones introducido.

Tras realizar el análisis inverso, se realizó un análisis directo a partir de los resultados obtenidos en el análisis anterior. Si el modelo es válido, el resultado que debe de dar son los mismos ángulos relativos entre articulaciones que se utilizaron como datos de entrada en el análisis inverso.

Por último, se estudiará la influencia de incorporar resortes (lineales y no lineales) a las articulaciones de las rodillas y los tobillos para reducir los requerimientos de potencia máxima del motor y su consumo energético.

En este capítulo se estudiarán los resultados obtenidos en cada uno de los análisis.

### 3.1. Resultados del Análisis Dinámico Inverso (IDA)

Como se ha visto a lo largo del proyecto, se ha resuelto el modelo mediante un análisis inverso realizado de dos formas diferentes. En este apartado se compararán los resultados obtenidos con cada una de las formas de análisis.

El primer paso a la hora de realizar el análisis inverso fue comparar las fuerzas ficticias obtenidas en la cadera con las fuerzas de las placas de fuerza. Para ello había que trasladar ambos vectores de fuerza a un punto común denominado *gr*. Dicho punto es la proyección vertical del punto proximal de la pelvis sobre el suelo. Los resultados obtenidos mediante la resolución del modelo mediante diagrama de bloques se etiquetarán con el nombre “BLOQUES” y los obtenidos mediante la resolución de las ecuaciones del movimiento se etiquetarán con el nombre “FORMULACIÓN”.

En primer lugar, interesa comparar las fuerzas ficticias a aplicar sobre la pelvis para que el movimiento del modelo coincida con el capturado en laboratorio. En la Figura 3.1, se muestra la comparativa de las reacciones ficticias obtenidas en la pelvis mediante los dos métodos de resolución del problema dinámico inverso. Como se puede observar se han obtenido los mismos resultados por ambos caminos.

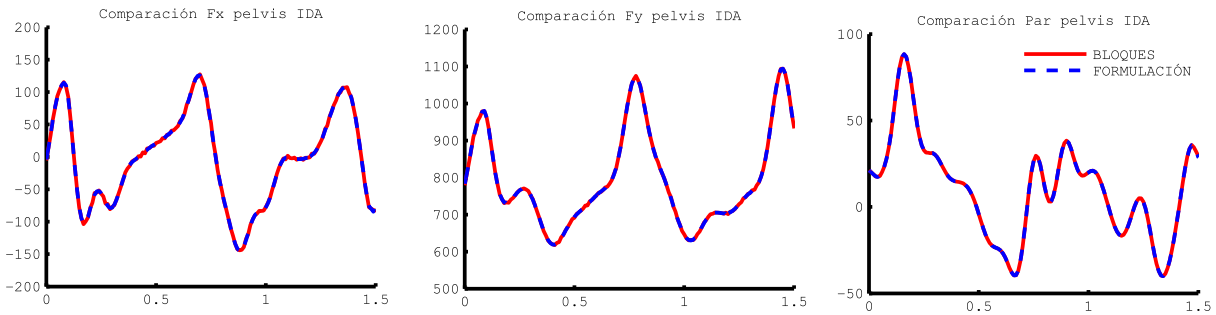


Figura 3.1: Comparación de las reacciones ficticias obtenidas en la pelvis mediante las dos formas de resolución empleadas (Fuerza y par en N y Nm, respectivamente y tiempo en segundos).

El siguiente paso es, según la metodología definida en el Capítulo 2: Material y Métodos, comparar las fuerzas registradas en las placas con las obtenidas para la pelvis, proyectadas sobre un punto, en el suelo y en la vertical del punto que representa la pelvis (Figura 3.2).

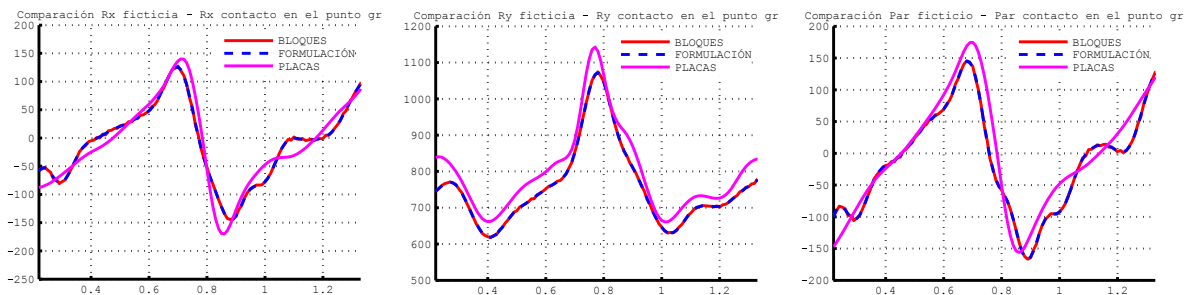


Figura 3.2: Comparación de las fuerzas de contacto obtenidas mediante el análisis inverso resuelto mediante diagramas de bloques y formulación matemática con los datos obtenidos de las placas de fuerza (Fuerza y par en N y Nm, respectivamente y tiempo en segundos).

Como se comprueba en la Figura 3.2, los resultados del análisis inverso obtenidos por cada uno de los métodos son coincidentes. Los siguientes resultados obtenidos en el análisis inverso son las fuerzas de contacto referidas a cada uno de los tobillos. En la Figura 3.3 se muestra la comparativa de las fuerzas de contacto obtenidas por cada uno de los dos métodos, encontrando nuevamente una coincidencia en las curvas obtenidas.

Por último, se ha de comprobar que los resultados del análisis inverso, los pares en cada una de las articulaciones del ser humano consideradas, coinciden, independientemente del método de resolución del problema inverso utilizado. Los resultados de los pares articulares correspondientes al miembro superior del cuerpo humano se muestran en la Figura 3.4 y los correspondientes al miembro inferior en Figura 3.5. Nuevamente, las curvas obtenidas por ambos métodos son coincidentes. Debe considerarse que la comparativa se refiere a pares relativos; para la formulación multibody, éstos se han obtenido según la metodología introducida en el Capítulo 3: Material y Métodos.

Por tanto, se comprueba que el modelo multicuerpo 2D es válido ya que se han obtenido los mismos resultados mediante dos métodos diferentes.

Otra forma de comprobar que se ha realizado el proceso correctamente y que el modelo utilizado es válido consiste en verificar que han desaparecido del modelo las reacciones ficticias en la pelvis. Como se observa en la Figura 3.6, las reacciones en X y en Y se han anulado completamente. En el momento hay un pequeño error aunque no significativo ya que el par residual es de unos 2 Nm frente a los 80 Nm iniciales. Este pequeño error se atribuye a errores de aproximación en los cálculos.

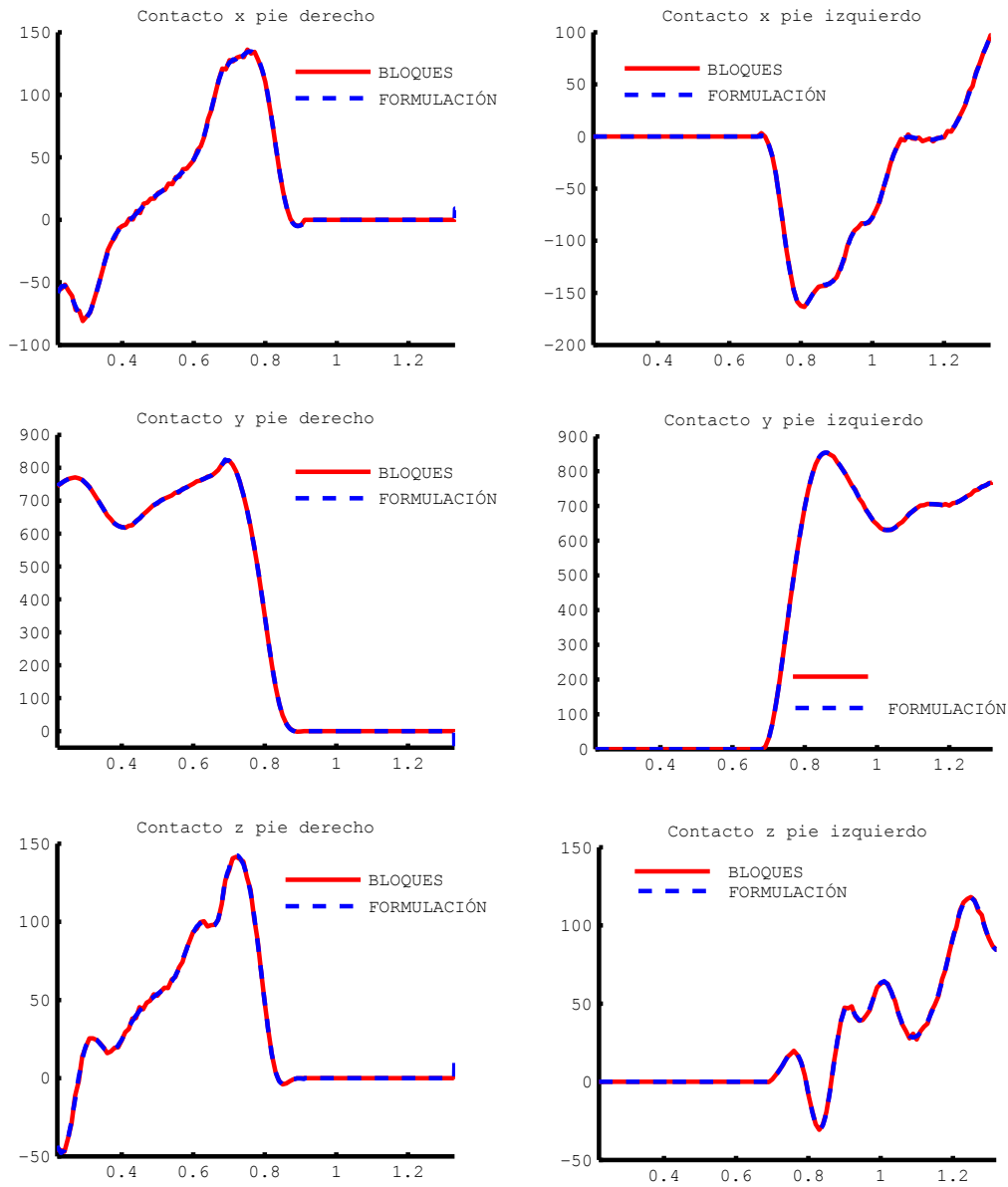


Figura 3.3: Comparación de las fuerzas de contacto obtenidas por cada uno de los métodos de resolución del problema dinámico inverso. El contacto x e y se muestra en N, el contacto z en Nm y el tiempo en segundos.

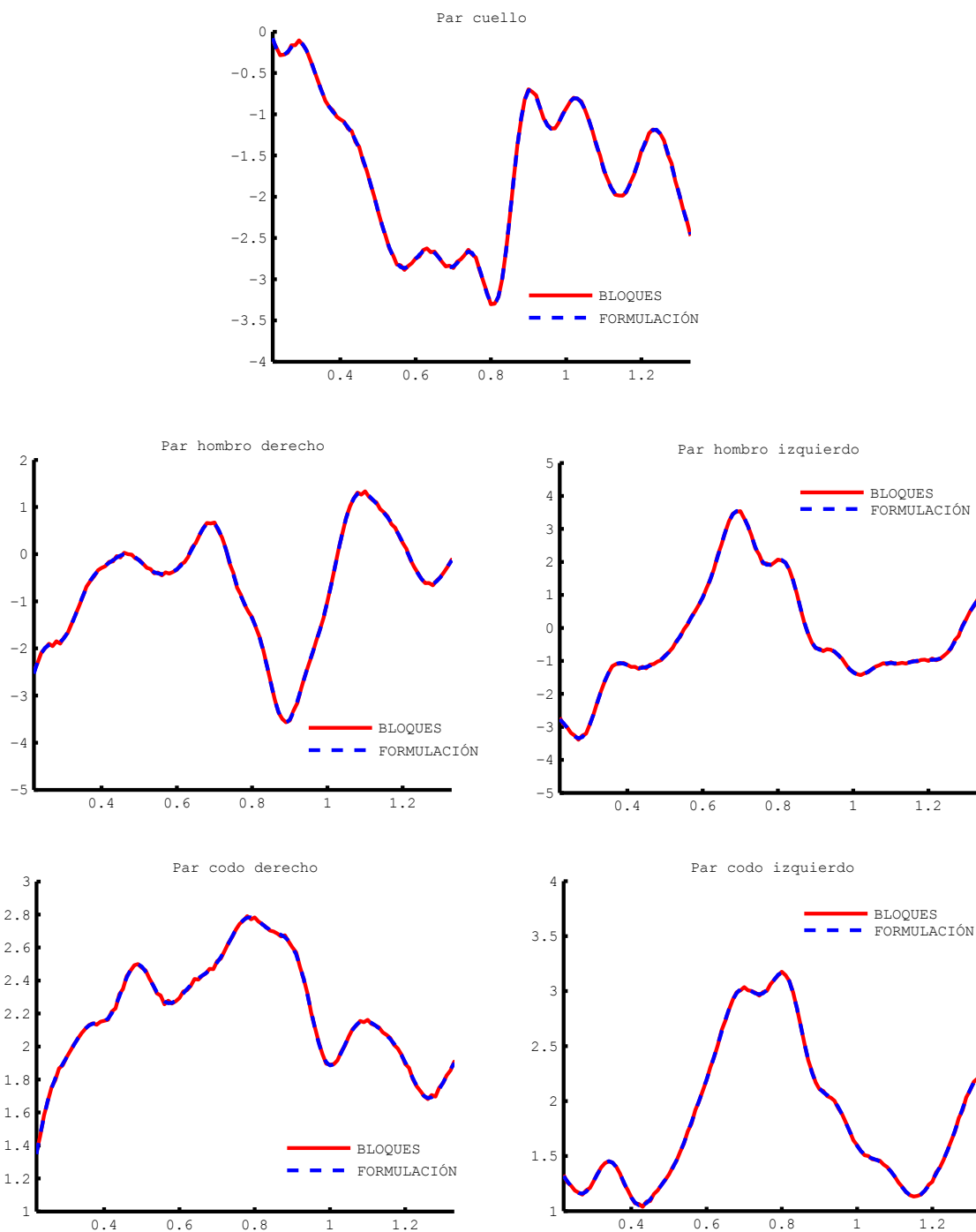


Figura 3.4: Comparación de los pares articulares del miembro superior del cuerpo humano obtenidos mediante los diferentes métodos de cálculo (par en Nm y tiempo en s).



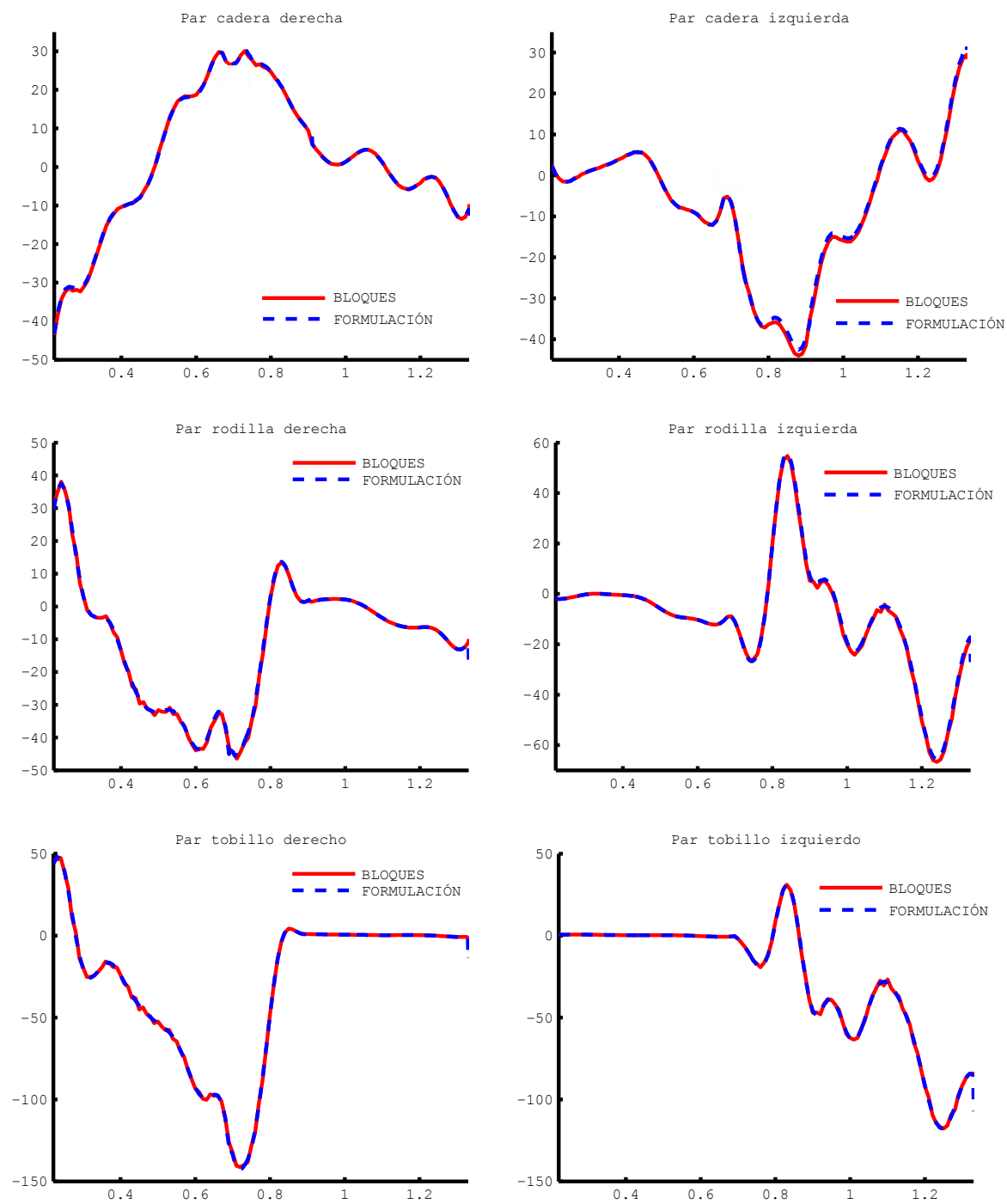


Figura 3.5: Comparación de los pares articulares del miembro inferior del cuerpo humano obtenidos mediante los diferentes métodos de cálculo (par en Nm y tiempo en s).

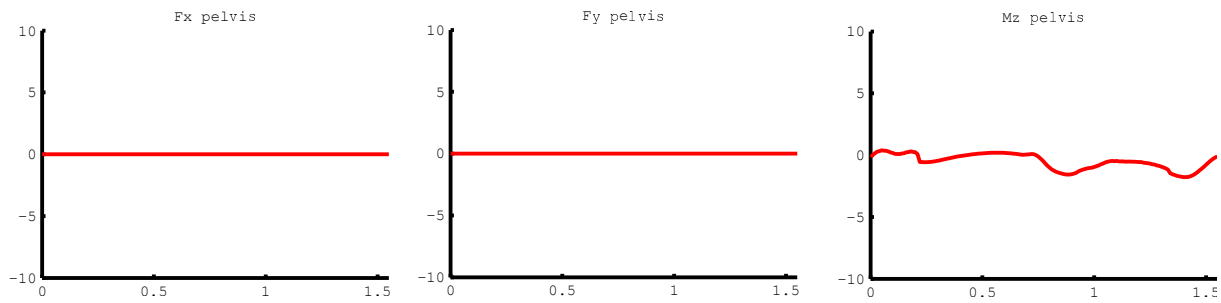


Figura 3.6: Reacciones residuales en la pelvis una vez introducidas las fuerzas de contacto ( $F_x$  y  $F_y$  en N,  $M_z$  en Nm y tiempo en s).

Por tanto, los pares obtenidos en las articulaciones, ahora que se han anulado las reacciones ficticias en la cadera, serán los pares que realmente tiene que realizar el sistema musculoesquelético para poder llevar a cabo la marcha normal. Estos pares serán los que sirvan como datos de entrada para el análisis dinámico directo.

### 3.2. Resultados del Análisis Dinámico Directo (FDA)

Como se explicó en el Capítulo 2.3, los resultados obtenidos mediante dinámica inversa se introducen como datos de entrada al modelo sobre el cual se realiza un análisis dinámico directo. El análisis dinámico directo tiene como objetivo predecir el movimiento que presentará el cuerpo humano cuando se somete a una serie de fuerzas tanto externas como internas. Por lo tanto, si se introducen los pares resultante del análisis inverso, el análisis directo dará como resultado el movimiento que se le introdujo como datos de entrada al análisis inverso.

Por tanto, los resultados del análisis dinámico directo serán los movimientos relativos entre articulaciones que tienen lugar cuando el sujeto realiza unos determinados pares articulares y se ve sometido a una serie de fuerzas externas. De modo que si se introducen en el modelo los pares articulares de una persona con algún tipo de alteración en la marcha, éste será capaz de predecir cuál será el movimiento de la misma, siempre y cuando no actúe el segundo motor. Los otros resultados que se obtienen de dicho análisis son los pares correspondientes al segundo actuador, éstos son los que debería ejercer un sujeto sano cuando realiza unos esfuerzos adecuados, por tanto, estos deben ser prácticamente nulos.

En la Figura 3.7 y la Figura 3.8 se muestran los resultados obtenidos para la parte derecha del cuerpo humano en los miembros inferior y superior respectivamente.

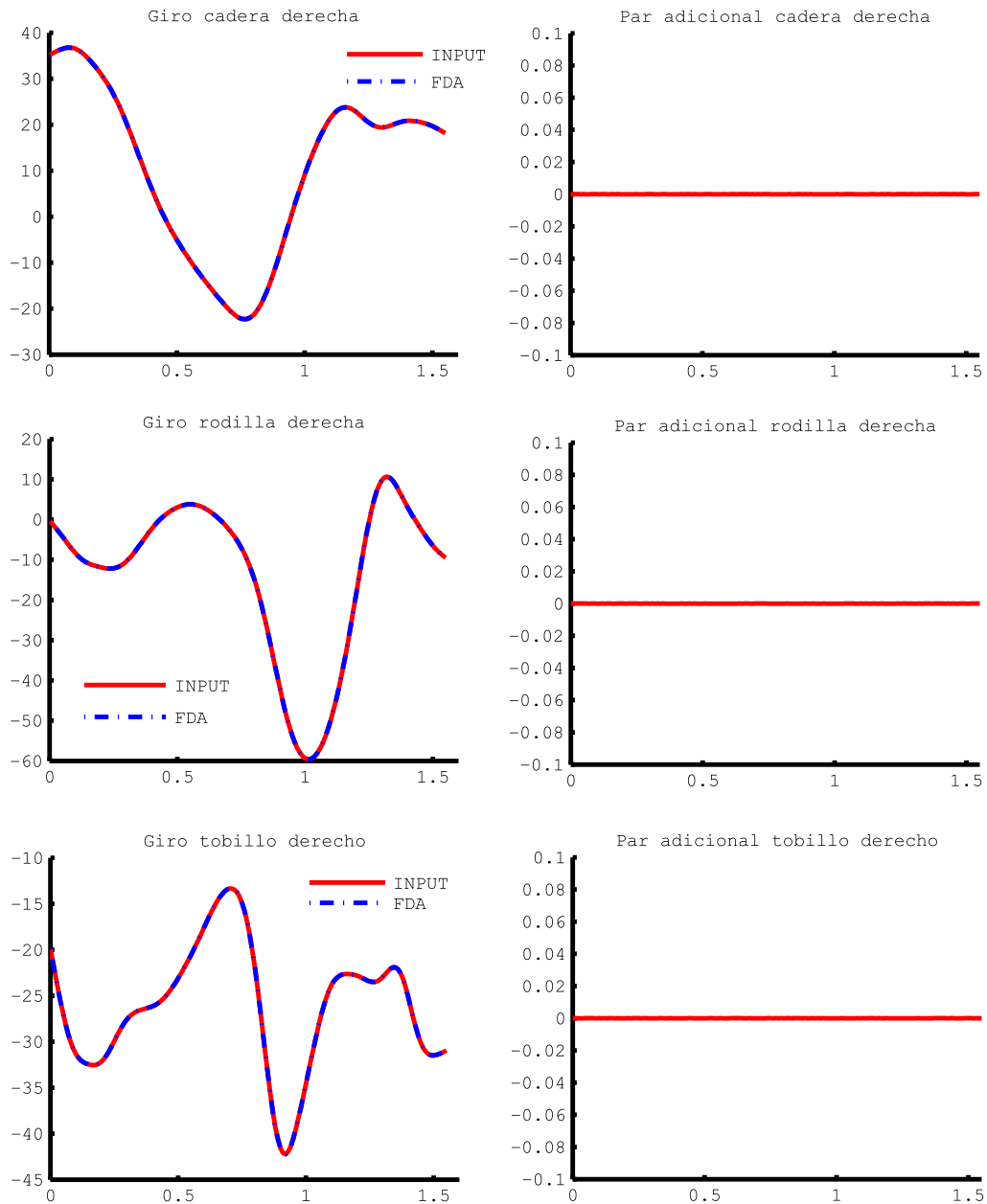


Figura 3.7: Comparativa entre el movimiento obtenido por el FDA y el medido en el laboratorio (INPUT) a la izquierda y par adicional que debería realizar la articulación para seguir el movimiento a la derecha. Miembro derecho inferior (giro en grados, par en Nm y tiempo en s).

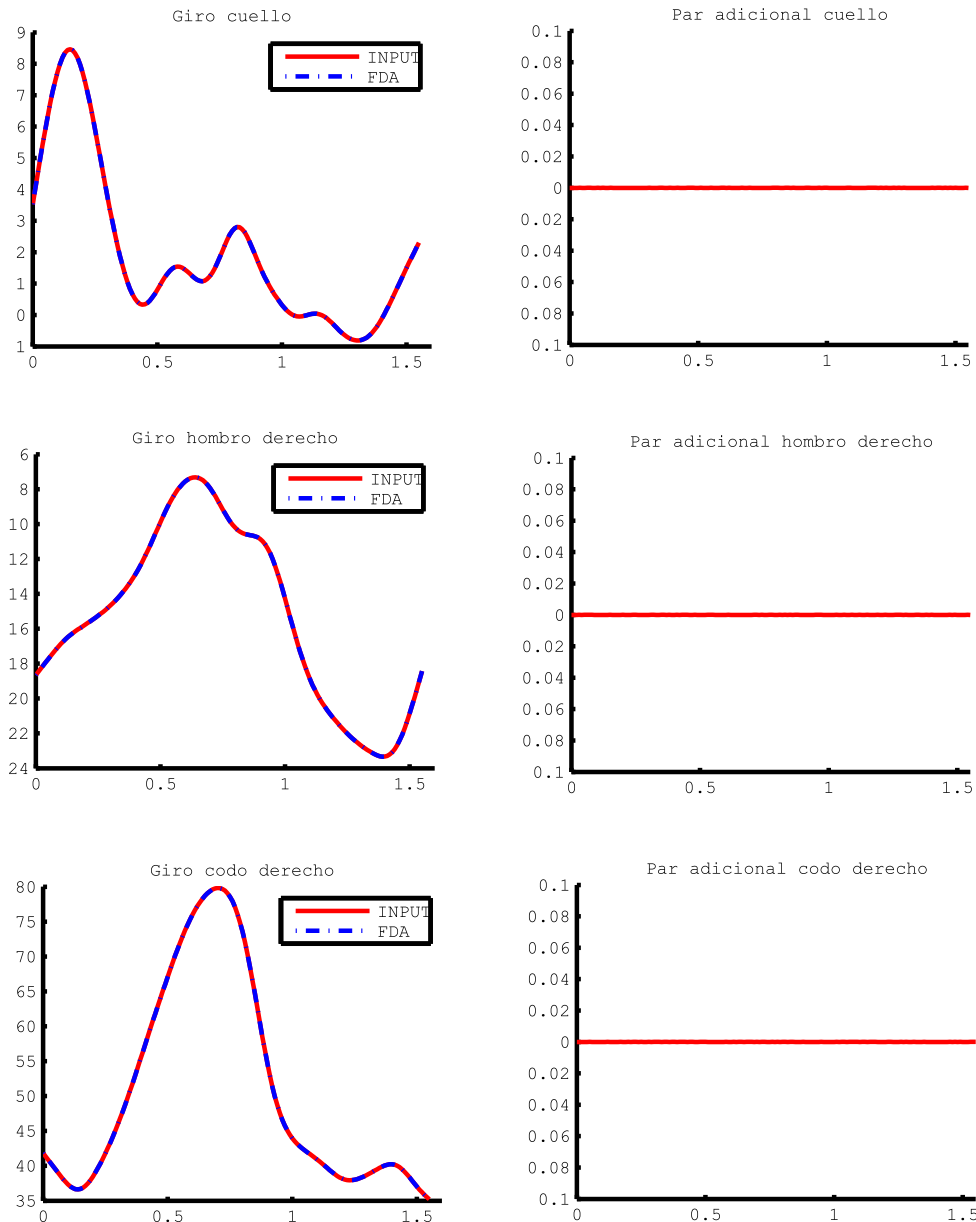


Figura 3.8: Comparativa entre el movimiento obtenido por el FDA y el medido en el laboratorio (INPUT) a la izquierda y par adicional que debería realizar la articulación para seguir el movimiento a la derecha. Miembro derecho superior (giro en grados, par en Nm y tiempo en s).

Como se puede observar en las Figuras 3.7 y 3.8, el movimiento obtenido del análisis dinámico directo es el mismo movimiento que se utilizó como dato de entrada al modelo inverso. Además, el par adicional introducido por el segundo actuador al sistema es prácticamente nulo. De lo anterior se puede concluir que los resultados obtenidos con el análisis dinámico directo son correctos.

En este apartado se van a calcular las pequeñas diferencias existentes entre el movimiento resultado del FDA y el movimiento que realmente debería seguir la articulación. Para ello se va a representar la diferencia entre los movimientos relativos de cada una de las articulaciones. Para no alargar mucho la redacción del apartado sólo se representarán los resultados correspondientes a las articulaciones de la parte izquierda del cuerpo, es decir, hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo izquierdos, siendo similares los resultados obtenidos para la parte derecha. Los resultados se muestran en la Figura 3.9.

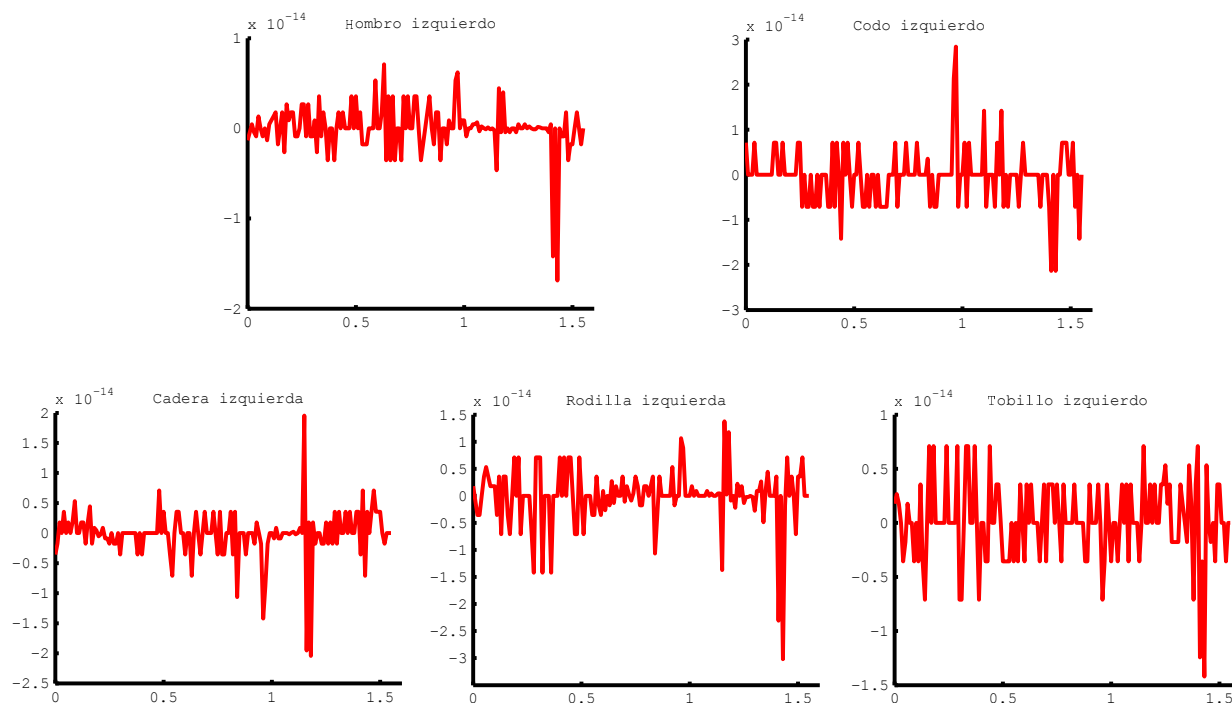


Figura 3.9: Diferencia en grados entre el movimiento real de la articulación y el calculado mediante el Análisis Dinámico Directo (FDA).

Como se puede observar en la Figura 3.9, los errores en el seguimiento del movimiento son prácticamente nulos (del orden de  $10^{-14}$ ) con lo que queda validado el análisis dinámico directo.

### 3.3. Aplicación: Estudio de la reducción del gasto energético en la marcha mediante elementos elásticos pasivos

Los pacientes con lesiones medulares tienen limitado el control sobre la musculatura del tren inferior de modo que requieren un elevado coste metabólico y ayuda de soportes para mantener una marcha patológica. Las órtesis están diseñadas para disminuir ese coste metabólico y permitir a estas personas caminar de manera más natural y eficiente al asistir la flexión y extensión de la pierna durante la fase de balanceo a costa del consumo energético de uno o varios motores. Para ayudar a la marcha de estos pacientes, en los últimos años se ha propuesto incorporar los Actuadores de Rigidez Variable (ARV) en las órtesis y prótesis, ya sea en rodilla o en el tobillo. Mediante el uso de estos actuadores se pueden reducir en más de un 50 % el par máximo necesario en los actuadores [37].

El modelo creado servirá para analizar la contribución de elementos elásticos pasivos en la reducción del gasto energético durante la marcha bajo la hipótesis de que el individuo no puede realizar ningún esfuerzo musculoesquelético en la articulación de rodilla o tobillo, aunque el procedimiento de estudio sería el mismo en el caso de que el individuo tuviera tan solo un % de discapacidad. Por tanto, la prótesis u órtesis que utilice debe estar actuada por un motor que sea capaz de proporcionar todo el par requerido (el obtenido con el análisis inverso de la marcha). Si se introduce un elemento elástico pasivo, por ejemplo un ARV, en la prótesis u órtesis se disminuyen los requerimientos de dicho motor lo que conlleva un gran ahorro energético y una reducción de peso significativa.

Para obtener el consumo del motor se necesitan las curvas características del mismo de modo

que se va a realizar una simplificación. Se sabrá si disminuye o aumenta el consumo comparando las curvas de potencia. Esto se puede realizar ya que la potencia depende del par y de la velocidad de giro y, ésta última, permanece constante. Por lo tanto, se puede deducir que si la potencia disminuye (al disminuir el par), también lo hará el consumo energético del motor.

Se van a analizar dos situaciones diferentes:

1. El sujeto no puede realizar ningún tipo de esfuerzo con la rodilla
2. El sujeto no puede realizar ningún tipo de esfuerzo con el tobillo

Para estudiar cómo reducir los requerimientos de potencia en el motor se van a estudiar cada una de las situaciones anteriores utilizando resortes lineales y no lineales. Considerando que la ecuación que describe el resorte no lineal será la que tenga que conseguir el Actuador de Rigidez Variable.

El procedimiento para realizar el análisis es el siguiente:

1. Se obtiene la gráfica del par requerido por la articulación correspondiente en función de su ángulo relativo para una marcha normal.
2. Se aproxima la nube de puntos obtenida mediante una recta (resorte lineal) u otro tipo de curva (resorte no lineal). Esta nube de puntos se corresponde con cada uno de los instantes de tiempo de la simulación. Se utilizarán curvas exponenciales para los resortes no lineales. La ecuación de esta curva será la ecuación de comportamiento de los resortes. El procedimiento llevado a cabo es el descrito anteriormente ya que la rigidez de un resorte es la derivada del par con respecto al ángulo.
3. Se introduce en la articulación el par ejercido por el resorte.
4. Se compara el nuevo par aplicado por el motor con el inicial para ver la reducción del mismo debido a la colocación del elemento pasivo.

### **3.3.1. Caso 1: El sujeto no puede realizar ningún tipo de esfuerzo con la rodilla**

La curva de rigidez de un actuador de rigidez variable se obtiene como la derivada de la curva de par con respecto a la desviación angular, por lo tanto, el primer paso es obtener la gráfica del par de la articulación con respecto al ángulo relativo de la misma, en la Figura 3.10 se muestran estas gráficas para cada una de las rodillas. Las gráficas representan el par frente al ángulo para un ciclo completo del paso, por lo que se obtienen distintos valores de par para un mismo ángulo dependiendo de la fase de la marcha en la que se encuentre.

El siguiente paso es aproximar mediante la curva correspondiente los resultados obtenidos en la gráfica de la Figura 3.10. Para ello se utiliza la *Curve Fitting Toolbox* de Matlab para obtener la curva de par que debería seguir el actuador de rigidez variable a colocar en la articulación.

#### **3.3.1.1. Aproximación con resortes lineales**

El primer estudio que se va a llevar a cabo es cómo se reducirían los requerimientos del motor encargado de proporcionar el par necesario a la persona discapacitada en la rodilla si se introduce un resorte lineal en la misma. Para ello hay que aproximar mediante una recta la nube de puntos obtenida con anterioridad obteniendo las aproximaciones de la Figura 3.11. Esta aproximación se ha realizado proporcionando el mismo peso a todo los puntos de la recta.

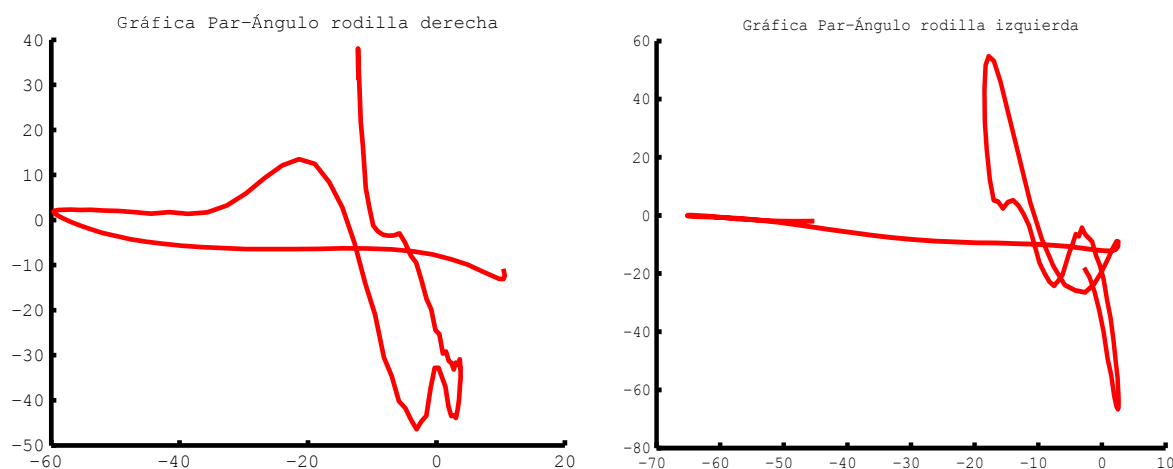


Figura 3.10: Par relativo entre muslo y pierna (Nm) en función del ángulo relativo entre ambos eslabones (grados).

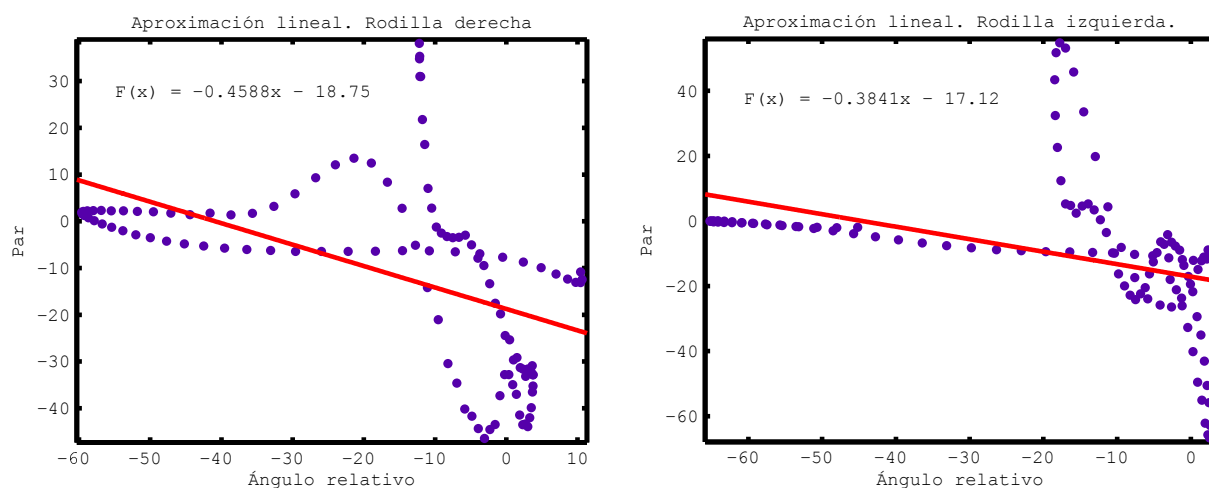


Figura 3.11: Aproximación lineal en ambas rodillas.

La ecuación de la recta de aproximación obtenida es la que deberá seguir el resorte lineal. Hay que tener en cuenta, en todas las expresiones que se obtengan en el capítulo, que es difícil obtener exactamente con un ARV las curvas de aproximación que se han obtenido. Se obtiene el tipo de curva  $y$ , a partir de ahí, se pueden ir variando los parámetros de diseño de un actuador de rigidez variable ya existente hasta obtener una curva de rigidez lo bastante aproximada a las curvas obtenidas. Por ejemplo, en el ARV [20], se podría ir ajustando la curva de rigidez variando la pretensión del cable, el radio de las poleas, el resorte utilizado, la inclinación de la leva, ect. hasta conseguir una configuración con una curva de rigidez lo más aproximada a la obtenida.

Por tanto, el siguiente paso es introducir al sistema en la rodilla un resorte que siga la ecuación obtenida. Para ello, se actúa la articulación correspondiente, en este caso la rodilla, con un *Joint Actuator* al que se le introduce la curva de par que ejerce el elemento elástico pasivo (Figura 3.12).

Tras introducir el par que ejercen los resortes lineales en cada una de las rodillas se obtienen las gráficas de la Figura 3.13.

Para evaluar la utilidad del uso de resortes lineales, se van a obtener las curvas de la potencia que debería suministrar el motor en cada uno de los casos. La potencia se calculará como  $Pot =$

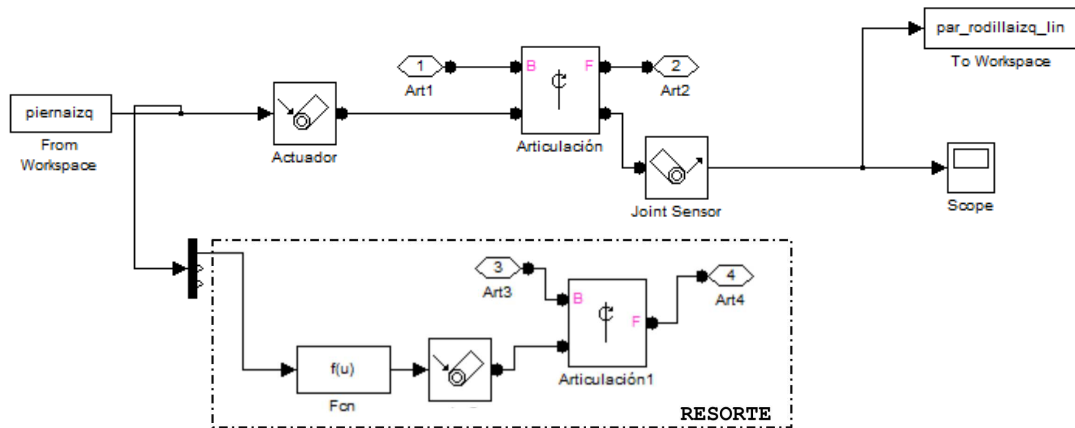


Figura 3.12: El resorte se modela como un actuador de par en la articulación que se alimenta de la curva de par correspondiente.

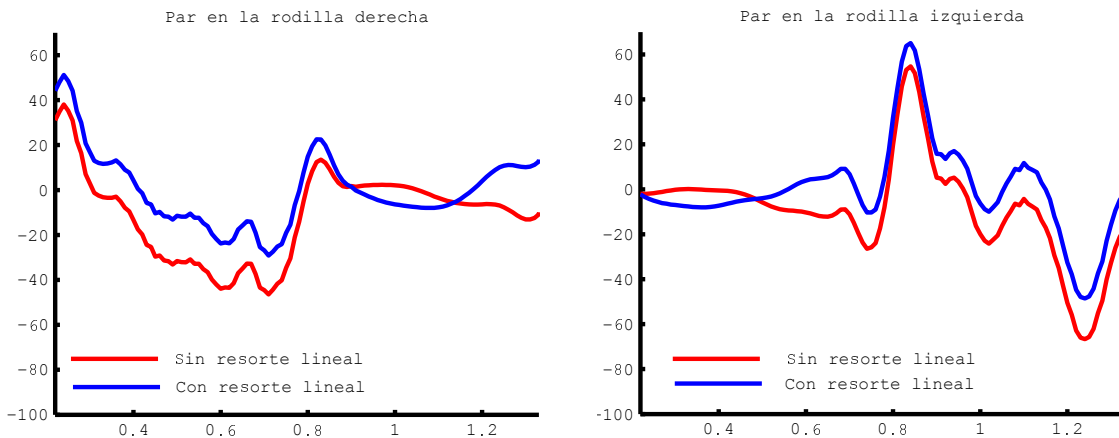


Figura 3.13: Comparativa de par (Nm) en la rodilla con y sin resorte lineal

$Par \times velocidad_{angular}$ . Se pueden comparar dos valores con y sin resorte:

1. La potencia máxima (instantánea) que debe ser capaz de suministrar el motor. Si la potencia máxima instantánea es menor se necesitarán motores más livianos.
2. La energía consumida. La energía consumida se puede expresar como  $Energia = Potencia \times tiempo$ , por lo tanto, se corresponde con la integral de la curva de potencia en el tiempo.

Por tanto, se obtienen las curvas de potencia para cada una de las rodillas (Figura 3.14). Como se puede apreciar en dichas gráficas, la potencia máxima instantánea no disminuye sino que aumenta de 80 W a 100 W para la rodilla derecha y de 100 W a 120 W para la rodilla izquierda lo que lleva a la conclusión de que el uso del resorte seleccionado para la rodilla no reporta beneficio en cuanto a la disminución de la potencia de pico del motor. Puede ser que el resorte seleccionado no sea el óptimo y que con otro resorte de otra rigidez se obtenga una solución más adecuada.

Se va a comprobar si al menos conlleva una disminución del consumo energético. El consumo energético del motor se corresponde con la integral de la curva de potencia en el tiempo. Esto se corresponde con el área bajo la curva de Potencia-tiempo. En el caso de que hubiera valores



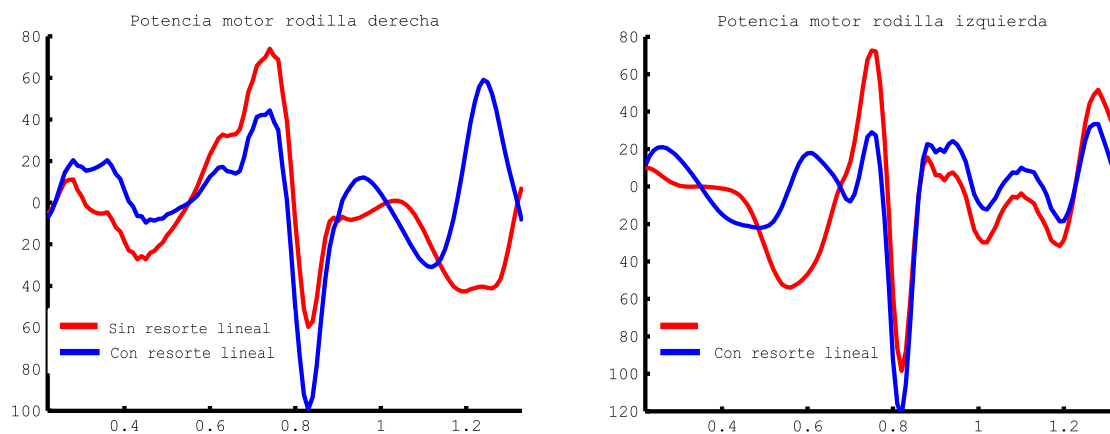


Figura 3.14: Comparativa de potencia (W) de motor en las rodillas con y sin resorte lineal

negativos en la curva, la integral se resolvería para el valor absoluto de la curva ya que aunque en un periodo de la curva indique una potencia negativa, el motor sigue realizando par, aunque en sentido contrario. Para calcular la integral definida de la curva de potencia en el tiempo, Matlab nos ofrece la función *trapz* (X,Y) de Matlab. Este comando calcula la integral de Y con respecto a X utilizando el método trapezoidal. Siendo X en este caso el vector de tiempos e Y el valor absoluto de la curva de potencia. En la tabla 3.1 se muestran los resultados obtenidos para cada una de las rodillas.

	Rodilla derecha		Rodilla izquierda	
	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)
Sin resorte	80	25,0441	100	26,0599
Con resorte	100	23,5036	120	20,2547
Aumento/Reducción	+25 %.	-6 %	+20 %	-22 %

Cuadro 3.1: Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes lineales en las rodillas

Se concluye a partir de los resultados anteriores que la colocación del resorte lineal en la articulación de la rodilla sí disminuye el consumo energético del motor aunque no disminuya el pico de potencia máxima sino que aumente.

### 3.3.1.2. Aproximación con resortes no lineales

En este caso se va a aproximar la nube de puntos de la gráfica par-ángulo relativo mediante una curva exponencial. El proceso es el mismo que se siguió en el apartado anterior. Los resultados de la aproximación se muestran en la Figura 3.15.

Se introducen los resortes correspondientes en cada una de las rodillas y se obtienen las curvas de par (Figura 3.16).

Siguiendo el mismo procedimiento explicado en el apartado anterior se calcula la potencia consumida por el motor en cada uno de los casos y para cada una de las rodillas (Figura 3.17). Como se puede observar en estas gráficas la potencia instantánea disminuye de 80 W a 40 W para la rodilla derecha, lo que supone una disminución del 50 %, y una disminución de 100 W a 60 W para la rodilla izquierda, lo que supone una disminución del 40 %. En la Tabla 3.2 se muestran los resultados obtenidos en cuanto a potencia máxima y disminución de energía consumida por el motor.

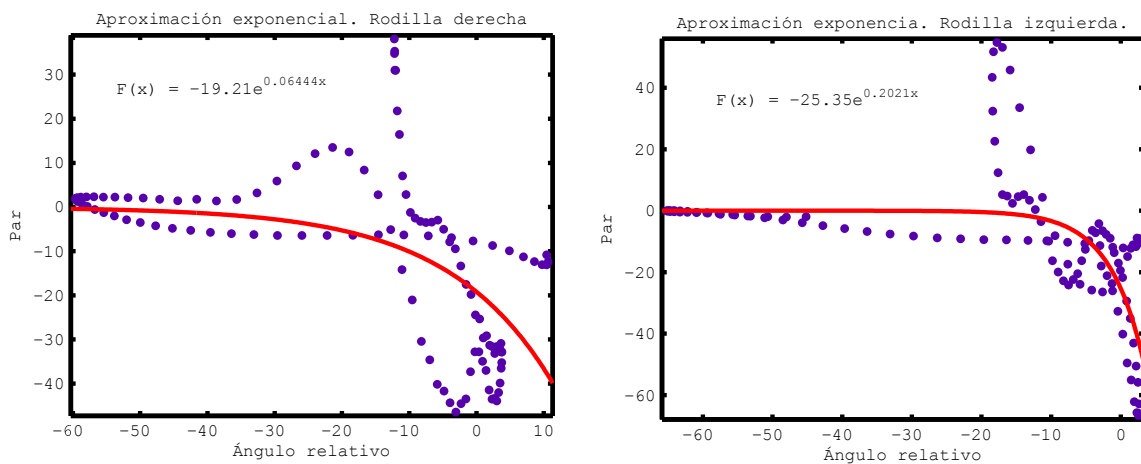


Figura 3.15: Aproximación exponencial en ambas rodillas

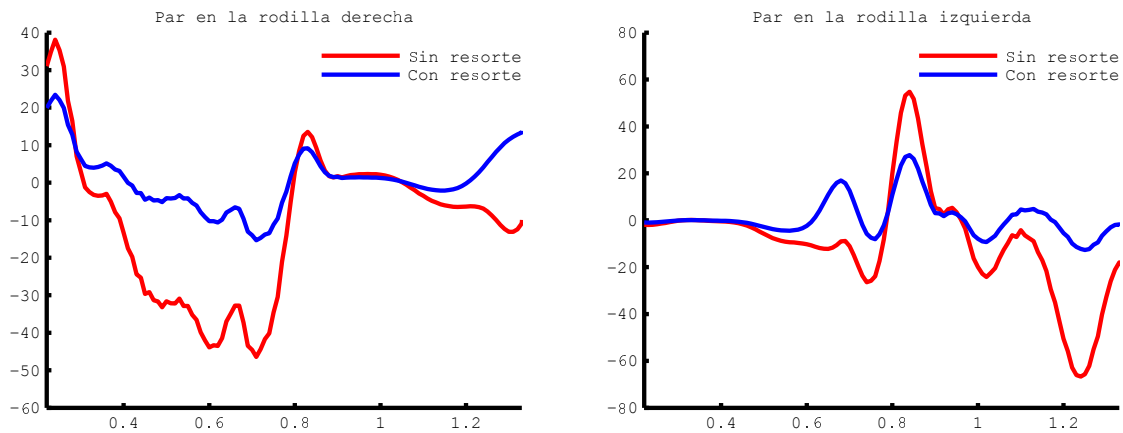


Figura 3.16: Comparativa de par (Nm) en la rodilla con y sin resorte no lineal

	Rodilla derecha		Rodilla izquierda	
	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)
Sin resorte	80	25,0441	100	26,0599
Con resorte	40	10,3781	60	9,5923
Aumento/Reducción	-50 %.	-59 %	-40 %	-63 %

Cuadro 3.2: Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes no lineales en las rodillas

Como se acaba de comprobar los resultados obtenidos con resortes no lineales son bastante mejor que los obtenidos con resortes lineales ya que se ha conseguido disminuir tanto los picos de potencia máxima instantánea como el consumo energético, siendo este aún más bajo que para el caso de resortes lineales.

### 3.3.2. Caso 2: El sujeto no puede realizar ningún tipo de esfuerzo con el tobillo

Se va a realizar un estudio semejante en los tobillos al llevado a cabo en las rodillas. Por tanto, se obtienen las gráficas de par en función del ángulo relativo para cada una de los tobillos (Figura 3.18).

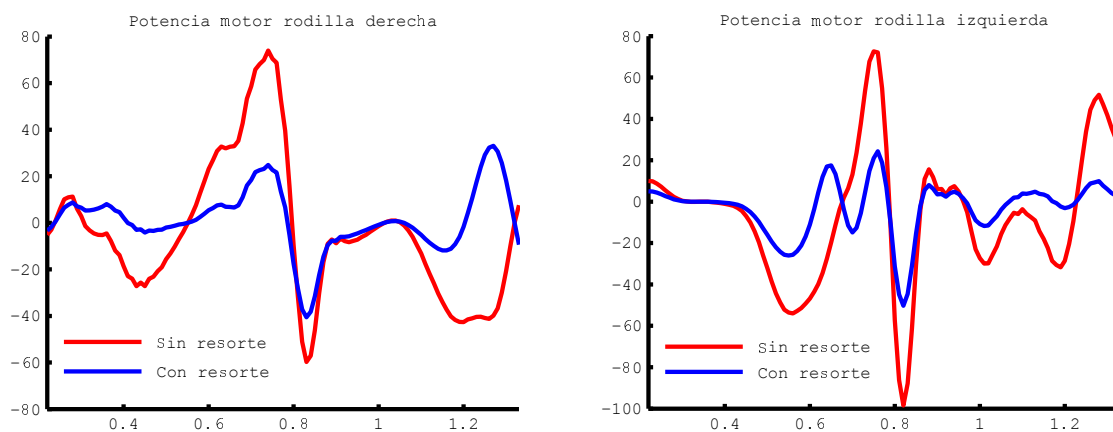


Figura 3.17: Comparativa de potencia (W) de motor en las rodillas con y sin resorte no lineal

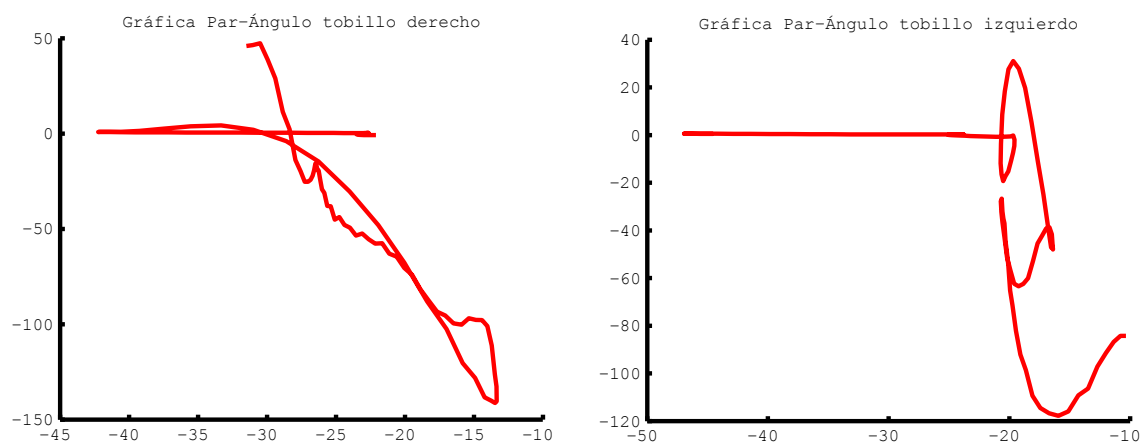


Figura 3.18: Par relativo entre pierna y pie (Nm) en función del ángulo relativo entre ambos eslabones (grados).

### 3.3.2.1. Aproximación con resortes lineales

El siguiente paso es aproximar de forma lineal las gráficas obtenidas en la Figura 3.18 obteniendo los resultados de la Figura 3.19.

Una vez obtenidas las aproximaciones correspondientes se introducen los resortes adecuados en cada uno de los tobillos y se procede a comparar los pares articulares obtenidos con y sin resorte lineal, obteniendo los resultados de la Figura 3.20.

Se obtienen las curvas de potencia para estudiar cómo varían los requerimientos de potencia del motor. Las curvas de potencia para cada uno de los tobillos se muestran en la Figura 3.21.

Como se puede apreciar en dichas gráficas, la potencia máxima instantánea en este caso sí disminuye significativamente para el caso de resortes lineales. En el tobillo derecho se consigue una disminución de casi 170 W y, en el izquierdo, una disminución de 70 W en el pico de potencia. Por tanto, se saca como conclusión que el uso de resortes lineales en los tobillos sí que reporta beneficios en cuanto al pico de potencia máxima instantánea. El siguiente paso es comprobar si conlleva una disminución del consumo energético calculando el área bajo la curva de potencia. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 3.3.

Como se comprueba a partir de los resultados de la Tabla 3.3 que además de disminuir el pico

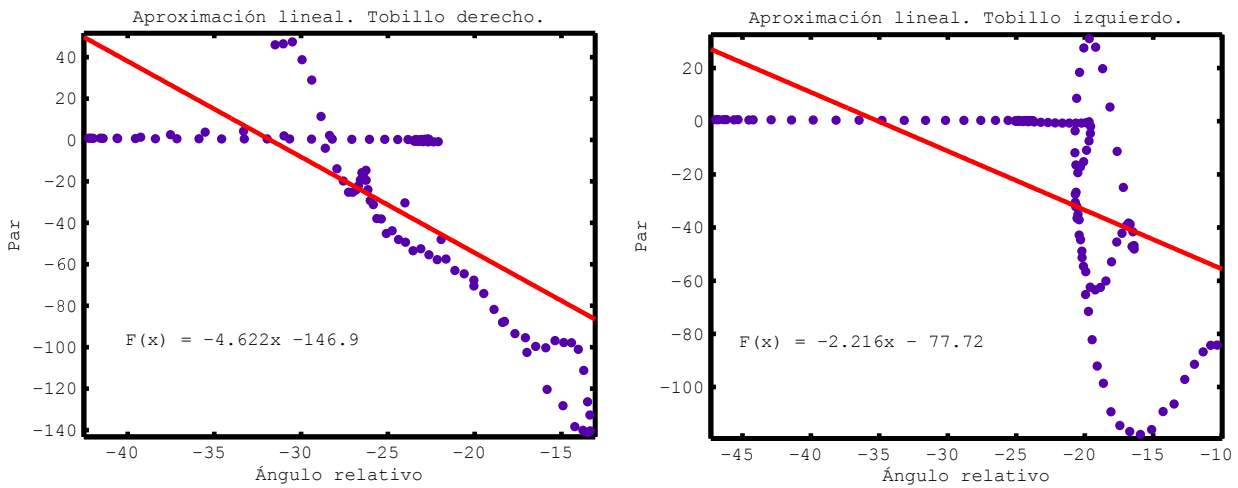


Figura 3.19: Aproximación lineal en ambos tobillos

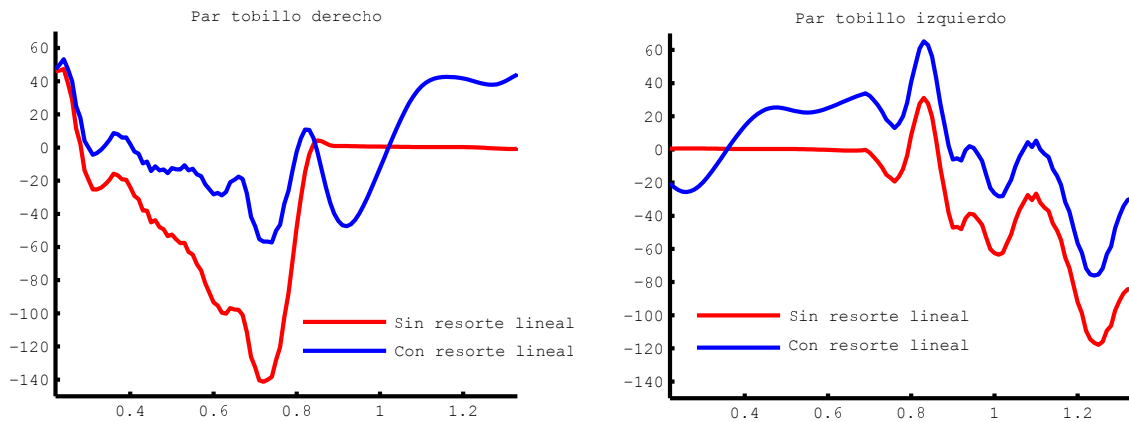


Figura 3.20: Comparativa de par (Nm) en los tobillos con y sin resorte lineal

	Tobillo derecho		Tobillo izquierdo	
	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)
Sin resorte	250	37,0036	170	23,8008
Con resorte	80	12,9385	100	11,9536
Aumento/Reducción	-68 %	-65 %	-41 %	-50 %

Cuadro 3.3: Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes lineales en los tobillos

de potencia máxima demandada, los resortes lineales también son útiles a la hora de disminuir el consumo energético.

### 3.3.2.2. Aproximación con resortes no lineales

En este caso se va a aproximar la nube de puntos de la gráfica par-ángulo relativo mediante una curva exponencial. El proceso es el mismo que se siguió en el apartado anterior. Los resultados de la aproximación se muestran en la Figura 3.22.

Se introducen los resortes correspondientes en cada uno de los tobillos y se obtienen las curvas de par (Figura 3.23).

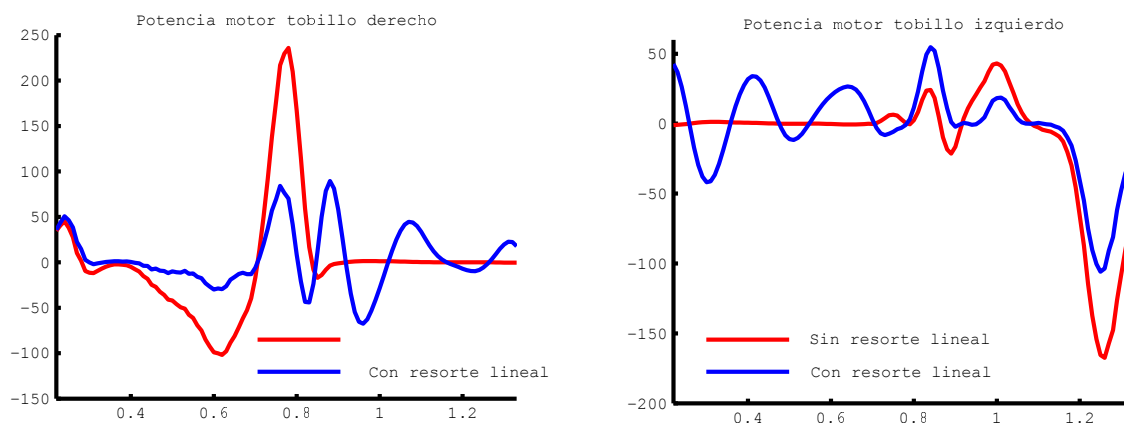


Figura 3.21: Comparativa de potencia (W) de motor en los tobillos con y sin resorte lineal

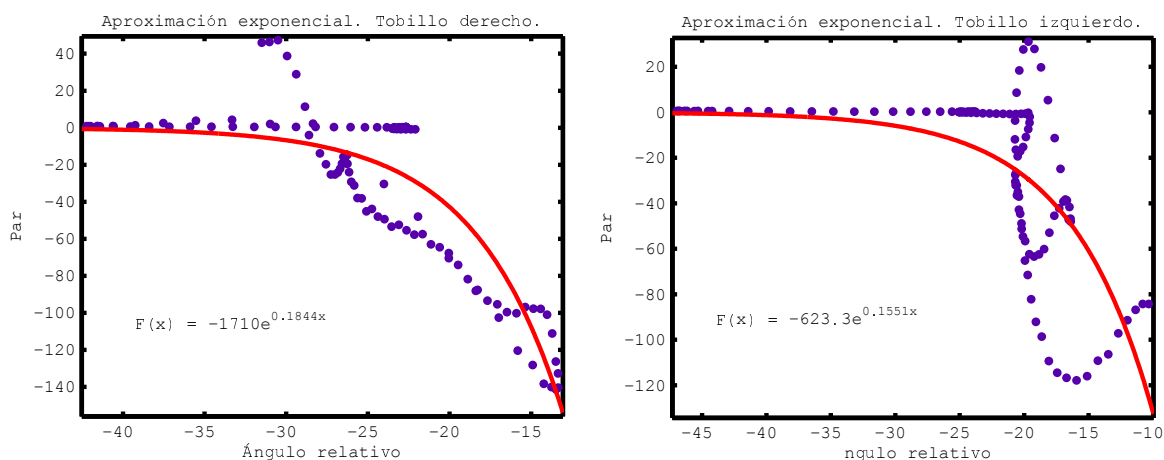


Figura 3.22: Aproximación exponencial en ambos tobillos

A continuación se obtienen las curvas de potencia para cada caso (con resorte y sin resorte) y para cada uno de los tobillos (Figura 3.24). Como se puede observar en esta figura la potencia instantánea disminuye de casi 250 W a 80 W para el tobillo derecho, lo que supone una disminución del 70 %, y una disminución de 170 W a 90 W para el tobillo izquierdo, lo que supone una disminución de casi un 50 % en el pico de potencia máximo instantáneo.

	Tobillo derecho		Tobillo izquierdo	
	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)	$Pot_{max}$ (W)	$E_{consumida}$ (J)
Sin resorte	250	37,0036	170	23,8008
Con resorte	80	8,4908	90	8,2973
Aumento/Reducción	-68 %.	-77 %	-47 %	-65 %

Cuadro 3.4: Resultados del análisis de la utilidad del uso de resortes no lineales en los tobillos

En base a los resultados obtenidos (Tabla 3.4), el uso de resortes no lineales muestra una mejora significativa respecto a los resortes lineales en cuanto a consumo de potencia, sin embargo muestra resultados similares en cuanto a la reducción del pico máximo de potencia instantánea, de modo que habría que analizar qué tipo de resorte convendría más teniendo en cuenta que es mucho más sencilla la obtención de un resorte lineal a la obtención de uno no lineal que siga la progresión

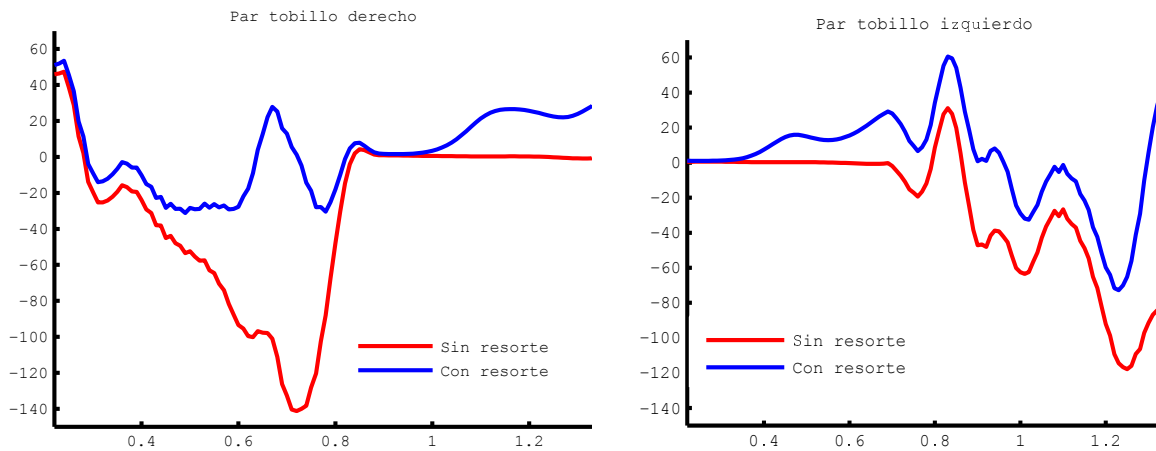


Figura 3.23: Comparativa de par (Nm) en el tobillo con y sin resorte no lineal

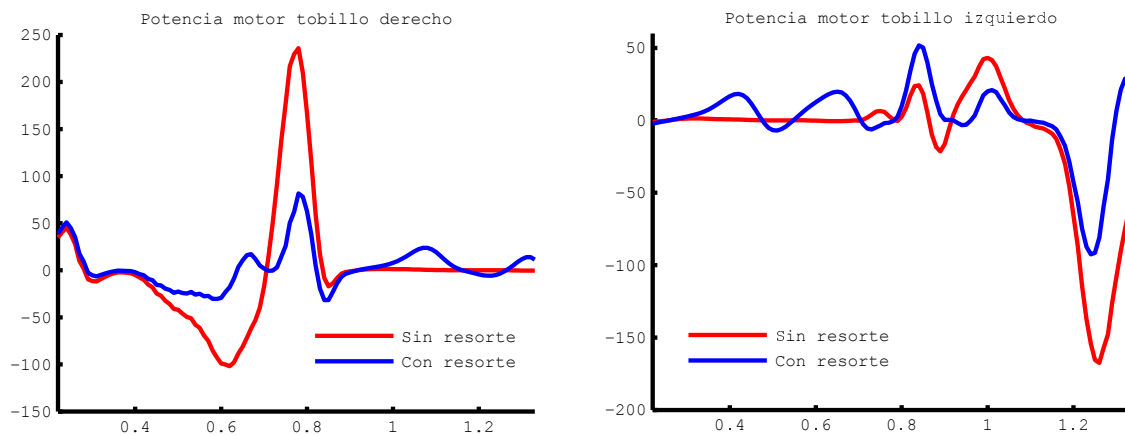


Figura 3.24: Comparativa de potencia (W) de motor en los tobillos con y sin resorte no lineal

obtenida.

Además, hay que comprobar que tras la colocación del elemento elástico pasivo en la articulación correspondiente, el nuevo par motor sigue garantizando la misma cinemática en la articulación que la que tendría un paciente en condiciones normales, sin la utilización de ningún elemento elástico pasivo. Para ello, se representa la aceleración angular de cada una de las articulaciones antes y después de introducir el elemento elástico pasivo (Figura 3.25).

Por lo tanto, la colocación de un elemento elástico pasivo en la articulación no modifica la cinemática de la misma, únicamente reduce el par que debe ejercer el motor para garantizar dicha cinemática.

### 3.4. Resultados del uso de resortes en la ayuda en la marcha

En el Capítulo 3.3, se hizo un estudio de cómo influyen la colocación de resortes (lineales o no lineales) en las articulaciones de la rodilla y tobillo como simplificación para estudiar cómo afectaría el uso de Actuadores Rigidez Variable a la marcha humana.

Se llegó a la conclusión de que el uso de elementos elásticos pasivos en las articulaciones de las rodillas y los tobillos, normalmente disminuye la potencia máxima instantánea que debe proporcionar

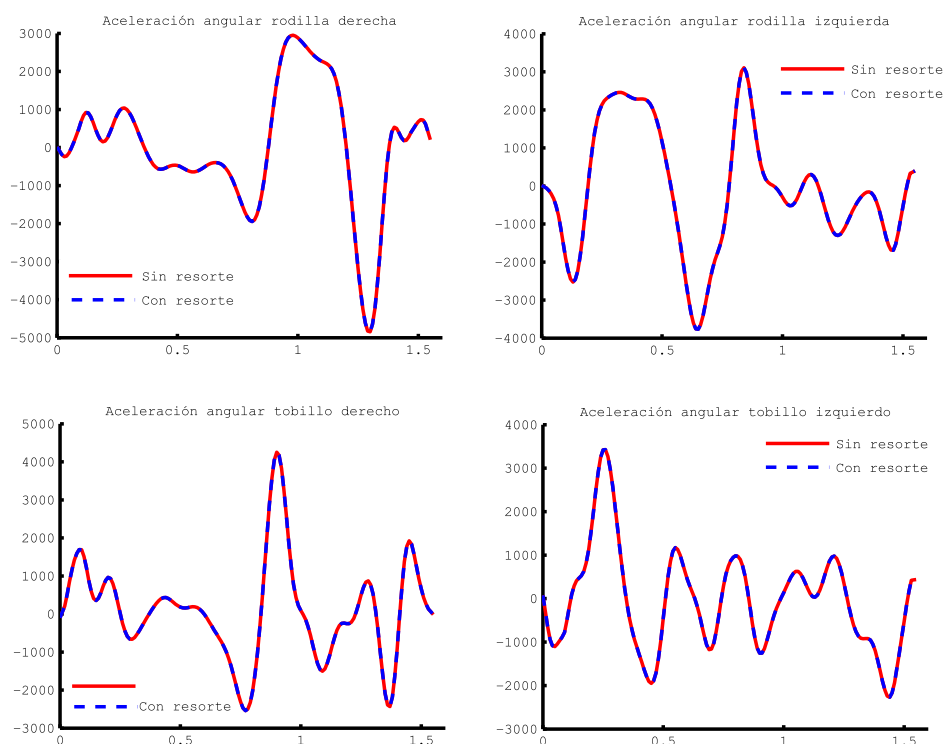


Figura 3.25: Comparativa aceleración angular ( $rad/s^2$ ) en las rodillas y los tobillos con y sin elemento elástico pasivo

nar el motor así como el consumo energético del mismo. Con los resortes no lineales se han obtenido mejores resultados que con los lineales, aunque en algunos casos, éstos no notablemente mejores. En esta situación, hay que considerar que conseguir una determinada curva de rigidez mediante un resorte no lineal, es un trabajo arduo en comparación a conseguirla con un resorte lineal. Por tanto, en los casos en los que la mejoría obtenida con el uso de resortes no lineales no es significativa con respecto a los resultados obtenidos con un resorte lineal es aconsejable el uso de éste último debido a su facilidad de obtención y a que seguramente habrá que invertir menos recursos económicos en el mismo.

En los casos en los que el uso de una curva de rigidez no lineal reporte una mejoría bastante significativa, habrá que diseñar el correspondiente actuador de rigidez variable que consiga dicha curva de rigidez.

A la hora de decantarse por una solución u otra a la vista de los resultados, hay que tener en cuenta entre otros muchos factores el precio, el tiempo que lleva desarrollar un determinado tipo de elemento pasivo, si el peso que se reduce al disminuir el motor luego no se incrementa al introducir el elemento pasivo, etc.

Los resultados obtenidos en el Capítulo 3.3, se muestran en la Figura 3.26 y en la Tabla 3.5.

A partir de los resultados obtenidos, se puede observar que, excepto para el caso del uso del resorte lineal propuesto en la articulación de la rodilla, el uso de resortes, tanto lineales como no lineales, reporta una ventaja en cuanto a la disminución de los requerimientos del motor. Se obtienen disminuciones del pico de potencia máximo instantáneo del motor de hasta el 68 % en el tobillo izquierdo (para ambos tipos de resortes) y disminuciones en la energía consumido de hasta el 65 % en el caso de resortes lineales y el 77 % en caso de resortes no lineales.

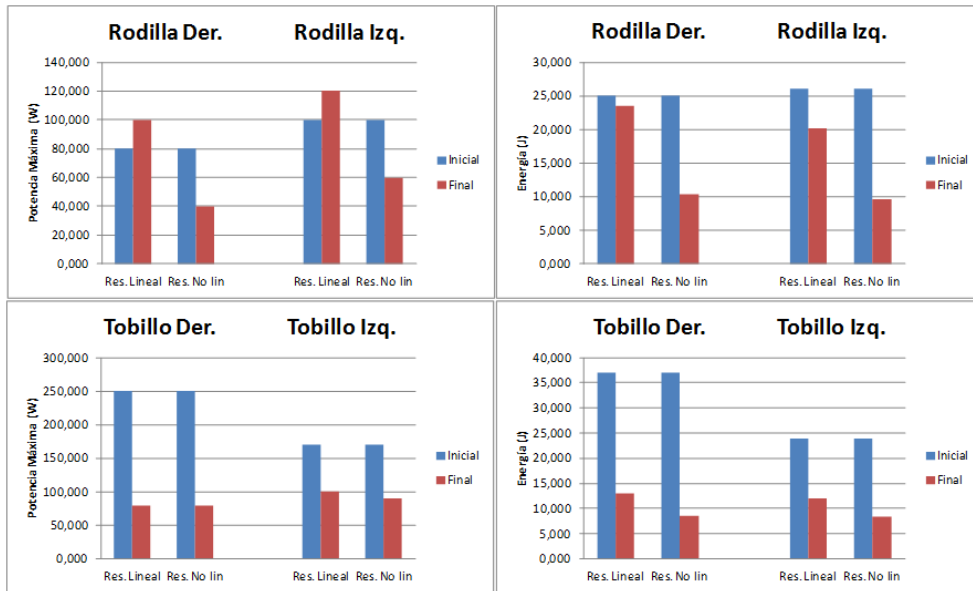


Figura 3.26: Resultados del estudio del uso de resortes lineales y no lineales en la asistencia a la marcha humana.

		Rodillas		Tobillos	
		Derecha	Izquierda	Derecho	Izquierdo
Resorte lineal	Reducción $P_{max}$	+25 %	+20 %	-68 %	-41 %
	Reducción $E_{consumida}$	-6 %	-22 %	-65 %	-50 %
Resorte no lineal	Reducción $P_{max}$	-50 %	-40 %	-68 %	-47 %
	Reducción $E_{consumida}$	-59 %	-63 %	-77 %	-65 %

Cuadro 3.5: Reducciones en los requerimientos del motor por el uso de resortes



## Capítulo 4

# Conclusiones y trabajos futuros

### 4.1. Conclusiones

En este trabajo se ha llevado a cabo una metodología basada en sistemas multicuerpo para realizar el análisis dinámico de la marcha humana.

El análisis dinámico inverso ha permitido obtener reacciones articulares sobre un modelo biomecánico (modelo bidimensional de cuerpo completo formado por 12 sólidos rígidos y 14 grados de libertad: 12 de ellos de revolución y 2 de desplazamiento lineal), a partir de datos sobre la cinemática del movimiento y fuerzas de contacto pie-suelo (obtenidas por Pamiès i Vilà [7] en experimentos realizados en el laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad Politécnica de Cataluña). Este modelo biomecánico se ha resuelto mediante dos métodos de análisis: formulación multibody y módulo SimMechanics de Matlab. Los resultados obtenidos con ambos métodos coinciden exactamente, lo que permite validar el modelo dinámico inverso.

El análisis dinámico directo permite determinar la marcha de un sujeto conociendo las fuerzas que actúan sobre él. En este proyecto, los resultados del IDA se han introducido en el modelo de SimMechanics para dinámica directa. Se ha comprobado que no es necesario introducir ningún par articular adicional a los definidos por el IDA para que el modelo sea estable y la marcha calculada idéntica a la utilizada para el IDA, lo que permite validar el modelo FDA.

Finalmente se llevó a cabo un estudio sobre la influencia del uso de elementos elásticos pasivos en las articulaciones de la rodilla y el tobillo para ayudar en la marcha a personas que no puedan realizar ningún tipo de esfuerzo en dichas articulaciones y, por tanto, deban hacer uso de alguna prótesis u órtesis. Se han estudiado dos casos: sujeto incapaz de realizar par en la rodilla y sujeto incapaz de realizar par en el tobillo. En el primer caso no se ha obtenido una reducción del pico de potencia pero se ha obtenido una reducción del 6 % y 22 % en el consumo energético para la rodilla derecha e izquierda, respectivamente, usando actuadores lineales. Considerando actuadores no lineales se consigue una reducción del pico de potencia del 50 % para la rodilla derecha y del 40 % para la rodilla izquierda además de una disminución en la energía consumida por el motor de un 59 % y 63 % para rodilla derecha e izquierda respectivamente. De este análisis se concluye que en las rodillas es recomendable el uso de resortes no lineales ya la potencia máxima demandada instantáneamente se reduce a la mitad y el consumo energético del motor en más de la mitad. En el caso de que el sujeto no pueda realizar par en el tobillo, la reducción que se obtiene en potencia máxima se eleva al 68 % y 41 % y en consumo al 65 % y 50 % en resorte de respuesta lineal para tobillo derecho e izquierdo, respectivamente. Cuando se considera respuesta no lineal, estos valores se elevan a 68 % y 47 % y 77 % y 65 %, respectivamente, indicando que es muy recomendable introducir elementos elásticos pasivos en las órtesis.

## 4.2. Trabajos futuros

A continuación se numeran una serie de líneas de investigación que se pueden llevar a cabo en relación con este trabajo:

1. Desarrollar un modelo más completo, incorporando más grados de libertad para definir las articulaciones con más grado de detalle, no únicamente como una articulación de revolución.
2. Desarrollar un modelo 3D para llevar a cabo los análisis considerados a lo largo del proyecto.
3. Desarrollar un modelo de contacto pie-suelo mediante el cual se puedan calcular directamente las fuerzas de contacto sin necesidad de utilizar placas de fuerza.
4. El análisis dinámico directo desarrollado puede ser el primer paso en el campo de la predicción del movimiento. Una herramienta que permita predecir el movimiento de sujetos reales bajo determinadas condiciones de esfuerzos. Esto sería de gran ayuda en el diseño de dispositivos de prótesis u órtesis.
5. En este proyecto se han utilizado los modelos del análisis dinámico inverso y directo para estudiar la marcha humana pero también podrían utilizarse para el estudio de diferentes movimientos de los seres humanos, tales como la carrera, la natación, el salto, etc.
6. Desarrollar un actuador de rigidez variables que se amolde a los requerimientos de curvas de par obtenidos en este trabajo y para distintas velocidades de marcha.

# Bibliografía

- [1] G. Hay, *The biomechanics of Sports Techniques*, Prentice Hall, 1978.
- [2] S. C. Vázquez, *La marcha: historia de los procedimientos de análisis*, *Biociencias* 2.
- [3] J. Sánchez-Lacuesta, *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, Instituto de Biomecánica de Valencia, 1993.
- [4] J. P. Paul, *History and fundamentals of gait analysis*, *Bio-Medical Materials and Engineering* (1998) 123–1235.
- [5] J. M. G. S. N. C. S. M. Comín, A. Aparicio, *Análisis de las presiones plantares. técnicas y aplicaciones.*, *Medicina de rehabilitación* 12 (3) (1999) 22–30.
- [6] H. Hazte, *The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications.*, *Journal of Biomechanics* 35 (2002) 109–115.
- [7] R. P. i Vilá, *Application of multibody dynamics techniques to the analysis of human gait*, Master's thesis, Universidad Politecnica de Cataluna (2012).
- [8] A. K. J.A.C Ambrósio, *Multibody dynamics of biomechanical model for human motion via optimization*, *Computational Methods in Applied Sciences* 4 (2007) 245–272.
- [9] M. W. M. R. F.L. Buczek, K.M. Cooney, *Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait.*, *Clinical Biomechanics* 21 (3) (2006) 288–296.
- [10] A. R. M. C. M. Garcia, A. Chatterjee, *The simplest walking model: stability, complexity and scaling*, *Journal of Biomechanical Engineering* 120 (2) (1998) 281–288.
- [11] K. R. B.J.Fregly, J.A. Reinbolt, *Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation.*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54 (9) (2007) 1687–1695.
- [12] D. G. Vallejo, *Three-dimensional simulation of human walking optimizing aesthetics and energy*, Master's thesis, Universidad de Sevilla (2010).
- [13] M. H. S. Delp, P. Loan, *An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures.*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37 (8) (1990) 757–767.
- [14] M. P. F.C. Anderson, *A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions.*, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2 (1999) 201–231.
- [15] M. P. F.C. Anderson, *Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent.*, *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 153–161.
- [16] W. S. M. Ackermann, *Dynamic analysis of human gait disorder and metabolical cost estimation.*, *Archive of Applied Mechanics* 75 (2006) 569–594.

- 
- [17] B. V. K. H. D. L. V.R. Ham, T.G. Sugar, Compliant actuator designs: Review of actuators with passive adjustable compliance/controllable stiffness for robotic applications, *IEEE Robotics and Automation Magazine* 16 (3) (2010) 81–94.
- [18] M. P. M.P.T. Silva, J.A.C. Ambrósio, Biomechanical model with joint resistance for impact simulation., *Multibody System Dynamics* 1 (1) (1997) 65–84.
- [19] V. Zatsiorsky, In vivo body segment parameters determination using a gamma-scanner method., *Biomechanical of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics* (1990) 186–202.
- [20] S. S. Salinas, Diseño y análisis de un actuador de rigidez variable para robots de servicio, Master's thesis, Universidad de Almería (2012).
- [21] A. G. J. T. D. G. A. J. S. Sánchez, J. López, Actuador con mecanismo de rigidez variable y par umbral., *Patente de invención.ES2387228 B2* (05.02.2013).
- [22] S. E.C. Wentink, H.F.J.M. Koopman, Variable stiffness actuated prosthetic knee to restore knee buckling during stance: A modeling study., *Medical Engineering and Physics* 35 (2012) 838–845.
- [23] M. W. G.A. Pratt, Series elastic actuator, *IEEE International Workshop on Intelligent Robots and Systems*, Pittsburg, USA. (1995) 399–406.
- [24] S. D. S.A. Migliore, E.A. Brown, Biologically inspired joint stiffness control., *IEEE International Conference on Robotics and Automation* (2005) 4159–4524.
- [25] K. H. M. H. R. B. J. Hitt, T. Sugar, Robotic transtibial prosthesis with biomechanical energy regeneration, *Industrial Robot: An International Journal* 36 (5) (2009) 441–447.
- [26] J. W. E. M.-V. S. Au, H. Herr, Powered ankle-foot prosthesis for the improvement of amputee ambulation, *Conference of the IEEE EMBS* (2007) 3020–3026.
- [27] B. V. B. V.-D. L. V.R. Ham, V.M. Damme, Maccopa, the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator: a 3dof joint with two independent compliances, *International Applied Mechanics* 43 (4) (2007) 467–474.
- [28] R. V. H. M. V. D. P. B. D. L. B. Vanderborght, B. Verrelst, Development of a compliance controller to reduce energy consumption for bipedal robots, *Autonomous Robots* 24 (4) (2008) 419–434.
- [29] R. V. H. M. V. D. D. L. Y. M. B. D. P. B. B. Vanderborght, B. Verrelst, Exploiting natural dynamics to reduce energy consumption by controlling the compliance of soft actuators, *The International Journal of Robotics Research* 25 (4) (2006) 343–358.
- [30] D. H. T. Sugar, K. Hollander, Adjustable robotic tendon using a jack spring, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (2005) 113–118.
- [31] A. R. W. Hurst, J. Chestnutt, The actuator with mechanically adjustable series compliance, *IEEE Transactions on Robotics* 26 (2010) 597–606.
- [32] W. L. S. K. J. Choi, S. Hong, Variable stiffness joint using leaf springs for robot manipulators., *IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe International Conference Center* (2009) 4363–4368.
- [33] J. S. J.J. Park, H.S. Kim, Safe robots arm with safe joint mechanism using nonlinear spring system for collision safety, *IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe International Conference Center* (2009) 3371–3376.

- 
- [34] M. W. A. A.-S. O. Eiberger, S. Haddadin, On joint design with intrinsic variable compliance: derivation of the dlr qa-joint, En IEEE International Conference on Robotics and Automation, Anchorage, Alaska, USA (2008) 1687–1694.
  - [35] H. H. E.C. Martinez-Villalpando, Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking, *Journal of Rehabilitation Research and Development* 46 (3) (2009) 361–374.
  - [36] J. O. C.L. Vaughan, B.L. Davis, *Dynamics of human gait*, 2nd Edition, Cape Town, South Africa, 1992.
  - [37] W. V. D. W. Shiqian, Spring uses in exoskeleton actuation desing, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
  - [38] E. B. J. García de Jalón, *Kinematic an dynamic simulation of multibody systems: the real-time challenge*, Springer-Verlag, New York.