



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA



UNIVERSITAT DE BARCELONA



**Projecte Final d'Estudis  
MÀSTER  
EN  
ENGINYERIA BIOMÈDICA**

**EB**

**ANÁLISIS DINÁMICO DE LAS  
FUERZAS DE CONTACTO ORTESIS-  
PIERNA MEDIANTE UN MODELO  
BIOMECÁNICO TRIDIMENSIONAL**

Barcelona, 2 de Junio del 2014

Autor: Amaia Ilzarbe Andrés

Director: Josep Maria Font Llagunes

Realizado en: Departamento de Ingeniería Mecánica (ETSEIB-UPC)

Fundació  
Catalunya  
La Pedrera

## RESUMEN

En este trabajo, se presenta el análisis dinámico de un modelo biomecánico con una ortesis de rodilla integrada mediante dos tipos de modelos de contacto diferentes, con la finalidad de estudiar las fuerzas de interacción ortesis-pierna generadas durante el ciclo completo de la marcha humana. Estas fuerzas se compararán con las presiones máximas admisibles (Pain Pressure Threshold) para asegurar el confort del paciente.

El estudio surge de un proyecto en el que se ha desarrollado un prototipo de una ortesis activa de rodilla y tobillo con control de apoyo (Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis) para asistir la marcha de lesionados medulares incompletos. A partir de este diseño, se han realizado simplificaciones tanto en la ortesis como en el modelo del cuerpo humano para poder cumplir con el plazo previsto. Sin embargo, a partir del modelo propuesto, se podrán realizar estudios de sensibilidad de parámetros, que con modelos más complejos supondrían un alto coste computacional.

El trabajo comprende todo el proceso requerido en cualquier estudio biomecánico: la captura del movimiento mediante cámaras de infrarojos y marcadores colocados en las distintas articulaciones, el análisis cinemático inverso para conocer los ángulos articulares, el análisis dinámico inverso, a partir de datos antropométricos y fuerzas de reacción pie-suelo, y por último, la estimación de los esfuerzos musculares que den lugar a la cinemática impuesta. Una vez se conocen estos datos, se introduce el modelo de contacto para evaluar las fuerzas de interacción ortesis-pierna mediante una simulación dinámica directa.



# TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN.....	1
TABLA DE CONTENIDOS.....	3
ÍNDICE DE FIGURAS Y TABLAS.....	5
GLOSARIO.....	7
PREFACIO .....	9
INTRODUCCIÓN .....	11
<b>CAPÍTULO 1 BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA.....</b>	<b>13</b>
1.1. Planos de Referencia.....	13
1.2. Ciclo de la marcha humana.....	15
1.3. Fases de la marcha humana .....	15
1.4. Lesión Medular.....	19
<b>CAPÍTULO 2 ESTADO DEL ARTE.....</b>	<b>21</b>
2.1. Análisis de la marcha humana.....	21
2.2. Cinemática.....	21
2.3. Dinámica.....	22
2.4. Electromiografía.....	22
2.5. Ortesis.....	23
2.5.1. Ortesis de extremidad inferior .....	24
2.5.2. Confort y áreas de tolerancia.....	27
<b>CAPÍTULO 3 OPENSIM Y DINÁMICA MULTICUERPO.....</b>	<b>31</b>
3.1. Opensim.....	31
3.1.1. Importación de datos experimentales.....	32
3.1.2. Escalado .....	32
3.1.3. Cinemática Inversa .....	33
3.1.4. Análisis dinámico .....	35
3.1.5. Control Muscular (CMC - Computed Muscle Control) .....	37
3.1.6. Modelos de contacto .....	39
<b>CAPÍTULO 4 METODOLOGÍA.....</b>	<b>47</b>
4.1. Definición del modelo de simulación.....	47
4.1.1. Sistemas de captura .....	47
4.1.2. Escalado .....	50
4.1.3. Cinemática Inversa (IK) .....	51
4.1.4. Simplificación del modelo biomecánico.....	52
4.2. Dinámica Inversa (ID) .....	66
4.3. Cálculo de control muscular (CMC) .....	68
4.4. Dinámica directa (FD) con el modelo de contacto .....	69
<b>CAPÍTULO 5 RESULTADOS DEL ANÁLISIS .....</b>	<b>71</b>
5.1. Fuerzas y presiones de contacto EFM.....	72
5.2. Fuerzas y presiones de contacto Hunt & Crossley.....	75
5.3. Comparación de los dos modelos.....	80
<b>CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO .....</b>	<b>85</b>
<b>AGRADECIMIENTOS .....</b>	<b>87</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>89</b>



# ÍNDICE DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 1-1 Posición anatómica con planos de referencia [3] .....	14
Figura 1-2 Rotaciones de las articulaciones (imagen editada de [4]).....	14
Figura 1-3 Fases durante el ciclo de la marcha [3] .....	15
Figura 1-4 División de las fases de la marcha humana(basado en [5]).....	16
Figura 1-5 Periodo de “weight acceptance” (imagen editada de [5]) .....	17
Figura 1-6 Periodo “single limb support” (imagen editada de [5]) .....	18
Figura 1-7 Periodo “limb advancement” (imagen editada de [5]) .....	19
Figura 2-1 Ortesis pasivas a) AFO [16] b) KAFO [17].....	25
Figura 2-2 a) exoeskeleto cuasi-pasivo del mit [18] y b) músculos artificiales neumáticos [20].....	25
Figura 2-3 a) Locomat [22] y b)RoboKnee [18] .....	26
Figura 2-4 Desarrollo y diseño de la ortesis activa SCKAFO.....	27
Figura 2-5 Estructuras y áreas a evitar [25] .....	28
Figura 2-6 Ensayo realizado por Belda-Lois et al. para medir el ppt [25] .....	29
Figura 3-1 Herramienta de escalado de OpenSim [31] .....	33
Figura 3-2 Diagrama de bloques de la cinemática inversa.....	34
Figura 3-3 problema de mínimos cuadrados en la cinemática inversa (editado de [31]) .....	34
Figura 3-4 diagrama de bloques de la dinámica inversa.....	35
Figura 3-5 Diagrama de bloques de la dinámica directa .....	37
Figura 3-6 diagrama de bloques del CMC .....	37
Figura 3-7 diagrama de bloques del algoritmo del cmc aplicado a la marcha humana [32] .....	38
Figura 3-8 Geometría de contacto en el modelo H&C [37] .....	41
Figura 3-9 curva de fricción de stribeck (ejemplo)(gráfica editada de [37]) .....	42
Figura 3-10 Modelo de contacto elastic foundation model o de winkler .....	43
Figura 3-11 Dos esferas con mallado triangular (a y B) en contacto [38] .....	43
Figura 3-12 a) Esferas de contacto en el modelo H&C b) Superficies de mallado en el modelo EFM [40] .....	45
Figura 3-13. Cálculo de presión de contacto en el caso de contacto esfera-plano [41].....	45
Figura 4-1 Modelo de partida de opensm.....	47
Figura 4-2 Representación esquemática de la distribución de las cámaras .....	48
Figura 4-3 Laboratorio de biomecánica UPC. Estudio de marcha sobre sujeto sano.....	48
Figura 4-4 Placa de fuerza multiaxial .....	49
Figura 4-5 Evolución temporal de las fuerzas de reacción pie-suelo (fpl_r pie derecho, fpl_l pie izquierdo) .....	49
Figura 4-6 Evolución de las fuerzas de contacto pie-suelo .....	50
Figura 4-7 Protocolo de marcadores .....	50
Figura 4-8 Evolución de los ángulos relativos de la rodilla y cadera derecha durante el ciclo completo.....	51
Figura 4-9 Modelo de OpenSim simplificado.....	52
Figura 4-10 Articulaciones del modelo de OpenSim simplificado y sus grados de libertad .....	53
Figura 4-11 Músculos utilizados para el análisis cmc.....	54
Figura 4-12 Ortesis comercial AFO sin modificar.....	55
Figura 4-13 Módulo del tobillo y detalle del encoder .....	55
Figura 4-14 Introducción de las propiedades del módulo de la tibia/pierna (orthosis_shank) .....	56
Figura 4-15 Diseño de ortesis activa sola y montada sobre un modelo de pierna.....	57
Figura 4-16 Introducción de las propiedades del módulo del fémur/muslo (orthosis_thigh) .....	58

Figura 4-17 Modelo esquemático de la ortesis incluyendo los velcros para el ajuste.....	59
Figura 4-18 Definición de los puntos de contacto del modelo.....	60
Figura 4-19 Definición de la relación entre sólidos rígidos de la ortesis.....	62
Figura 4-20 Modelo de contacto mediante hertz/hunt&crossley.....	63
Figura 4-21 Modelo de contacto mediante efm (elastic foundation model).....	65
Figura 4-22 Momento de flexión resultante en la cadera durante el ciclo de la marcha.....	67
Figura 4-23 Momento de flexión resultante en la rodilla durante el ciclo de la marcha.....	67
Figura 4-24 Momentos resultantes en la cadera y rodilla en función del tiempo [3].....	68
Figura 4-25 Ángulo de flexión de la cadera real y calculada tras cmc.....	68
Figura 4-26 Ángulo de flexión de la rodilla real y calculada tras cmc.....	69
Figura 4-27 Ángulo de flexión de la cadera.....	70
Figura 4-28 Ángulo de flexión de la rodilla.....	70
Figura 5-1 Puntos de contacto ortesis-pierna.....	71
Figura 5-2 Fuerzas normales durante el ciclo de la marcha (EFM).....	72
Figura 5-3 Fuerzas de fricción durante el ciclo de la marcha (EFM).....	73
Figura 5-4 Evolución temporal de las fuerzas normales de contacto (EFM).....	74
Figura 5-5 Presiones de contacto durante el ciclo de la marcha (EFM).....	74
Figura 5-6 Fuerzas normales durante el ciclo de la marcha (H&C).....	75
Figura 5-7 Fuerzas de fricción durante el ciclo de la marcha (H&C).....	76
Figura 5-8 Evolución temporal de las fuerzas normales de contacto (H&C).....	77
Figura 5-9 Presiones de contacto durante el ciclo de la marcha (H&C).....	77
Figura 5-10 Fuerzas normales durante el ciclo de la marcha (H&C) (Rigidez incrementada).....	79
Figura 5-11 Fuerzas de fricción durante el ciclo de la marcha (H&C) (Rigidez incrementada).....	79
Figura 5-12 Presiones de contacto durante el ciclo de la marcha (H&C) (Rigidez incrementada).....	80
Figura 5-13 Comparación de los modelos de contacto (contacto 1).....	81
Figura 5-14 Comparación de los modelos de contacto (contacto 2).....	81
Figura 5-15 Comparación de los modelos de contacto (contacto 3).....	82
Figura 5-16 Comparación de los modelos de contacto (contacto 4).....	82
Figura 5-17 Comparación de los modelos de contacto (contacto 5).....	83
Figura 5-18 Comparación de los modelos de contacto (contacto 6).....	83
Figura 5-19 Comparación de los modelos de contacto (contacto 7).....	84
Figura 5-20 Comparación de los modelos de contacto (contacto 8).....	84
Tabla 4-1 Propiedades del módulo de la tibia/pierna.....	57
Tabla 4-2 Propiedades del módulo del fémur/muslo.....	58
Tabla 4-3 Propiedades de los materiales de contacto obtenidos de [1].....	61
Tabla 4-4 Asociación de cada geometría de contacto al sólido al que pertenece.....	63
Tabla 4-5 Parámetros de contacto H&C.....	64
Tabla 4-6 Parámetros de contacto EFM.....	66
Tabla 5-1 Precargas de las tiras de ajuste (EFM).....	73
Tabla 5-2 Precargas de las tiras de ajuste (H&C).....	76
Tabla 5-3 Precargas de las tiras de ajuste (H&C) (rigidez incrementada).....	78

## GLOSARIO

### *Siglas*

AFO	Ankle-Foot Orthosis
AIS	ASIA Impairment Scale
API	Application Programming Interface
ASIA	American Spinal Injury Association
CMC	Computed Muscle Control
DLT	Direct Linear Transform
EMG	Electromiografía
EFM	Elastic Foundation Model
FD	Forward Dynamics
GDL	Grados de Libertad
GUI	Graphical User Interface
GRF	Ground Reaction Forces
HAL	Hybrid Assistive Leg
H&C	Hunt and Crossley
ID	Inverse Dynamics
IK	Inverse Kinematics
KO	Knee Orthosis
KAFO	Knee-Ankle-Foot Orthosis
MPT	Maximum Pressure Tolerance
MIT	Massachusetts Institute of Technology
PD	Proportional Derivative
PPT	Pain Pressure Threshold
SEA	Serial Elastic Actuator
SEMG	Electromiografía Superficial
SCKAFO	Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis

### *Términos*

$\mathbf{q}$	Vector de posiciones generalizadas
$\dot{\mathbf{q}}$	Vector de velocidades
$\ddot{\mathbf{q}}$	Vector de aceleraciones
$\mathbf{M}(\mathbf{q})$	Matriz de masas
$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$	Vector de términos inerciales que dependen de posición y velocidad
$\mathbf{G}(\mathbf{q})$	Vector de fuerzas gravitacionales
$\boldsymbol{\tau}$	Vector de fuerzas generalizadas
$w_m$	Factor de peso para el error de los marcadores
$w_c$	Factor de peso para el error de las coordenadas
$x_m$	Posición del marcador "m" en el modelo

$x_m^{exp}$	Posición experimental del marcador "m"
$\mathbf{q}$	Vector de coordenadas generalizadas en el modelo
$\mathbf{q}^{exp}$	Vector de coordenadas generalizadas medidas experimentalmente
$\boldsymbol{\tau}_m$	Momentos musculares netos
$[\mathbf{R}(\mathbf{q})]$	Matriz de brazos de palanca
$\mathbf{f}(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \dot{\mathbf{l}})$	Vector de fuerzas musculares
$\mathbf{a}$	Vector de activaciones musculares
$\mathbf{l}$	Vector de longitudes de los músculos
$\dot{\mathbf{l}}$	Vector de velocidades de los músculos
$\Lambda(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$	Dinámica de la contracción muscular
$\dot{\mathbf{a}}$	Vector de tasas de activación muscular
$\mathbf{x}$	Vector de excitaciones nerviosas
$k_v$	Constante de derivación del controlador proporcional-derivativo (PD)
$k_p$	Constante de proporcionalidad del controlador proporcional-derivativo (PD)
$J$	Función objetivo o función de coste
$C_j$	Tolerancia establecida por el optimizador para la coordenada j
$f_r$	Término de rigidez de la fuerza de contacto
$f_d$	Término de disipación de la fuerza de contacto
$f_f$	Término de fricción de la fuerza de contacto
$R$	Radio de curvatura
$E^*$	Módulo elástico compuesto
$E$	Módulo de Young
$\sigma$	Factor de excentricidad
$p$	Coefficiente de Poisson
$c^*$	Coefficiente de disipación efectivo
$v$	Velocidad de deslizamiento
$\mu$	Coefficiente de fricción efectivo
$v_t$	Velocidad de transición
$k$	Rigidez
$k_{EFM}$	Coefficiente de rigidez en Elastic Foundation Model
$k_{HC}$	Coefficiente de rigidez en el modelo Hunt & Crossley
$r$	Radio
$h_s$	Espesor de la capa elástica
$\delta_s$	Indentación relativa del muelle $s$
$P_m$	Presión de contacto media
$P_o$	Presión de contacto máxima (valor de pico)
$p_s$	Presión de contacto en el muelle $s$
$A_s$	Área del triángulo proyectado sobre la dirección normal

---

## PREFACIO

Este trabajo, que corresponde al Proyecto Final de Estudios del Máster de Ingeniería Biomédica, y que tiene como título "*ANÁLISIS DINÁMICO DE LAS FUERZAS DE CONTACTO ORTESIS-PIERNA MEDIANTE UN MODELO BIOMECÁNICO TRIDIMENSIONAL*", se ha desarrollado dentro del Grupo de Ingeniería Biomecánica (BIOMECA) del departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona (ETSEIB) y perteneciente al Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB).

La investigación realizada en este trabajo forma parte de un proyecto de ámbito nacional, que tiene como objetivo desarrollar un programa de simulación de la marcha de lesionados medulares que facilite el diseño de dispositivos asistenciales, como ortesis activas. El proyecto tiene como título "*Diseño de una ortesis activa innovadora para la marcha de lesionados medulares incompletos mediante métodos de análisis y predicción de movimiento y modelos músculo-esqueléticos complejos*" y ha sido aprobado por el Ministerio de Economía y Competitividad para el periodo 2013-2015.

Este proyecto nacional se desarrolla de forma coordinada entre el Departamento de Ingeniería Mecánica de la UPC, el Laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de La Coruña y el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Extremadura.

El presente trabajo a su vez es el inicio de una tesis doctoral que tiene como título "*DYNAMIC ANALYSIS AND SIMULATION OF ACTIVE ORTHOSIS-ASSISTED GAIT IN SPINAL CORD INJURED SUBJECTS USING BIOMECHANICAL MODELS*".



## INTRODUCCIÓN

Los dispositivos ortésicos suponen una gran ayuda para individuos con patologías en la marcha humana, proporcionando ayuda a la locomoción y/o rehabilitación. La marcha es un movimiento complejo gobernado por la actividad muscular, que controla la estabilidad del individuo a la vez de minimizar el coste metabólico. De este modo, alteraciones en la misma conllevan un coste energético adicional y una dificultad para el desplazamiento, pudiendo ser causa de discapacidad en el individuo. Un caso concreto es el de los lesionados medulares, los cuales requieren de sistemas de soporte y actuación exterior que asistan el movimiento patológico del tren inferior.

La investigación y desarrollo de las ortesis activas suponen una esperanza para esta población de lesionados, dándoles la oportunidad de caminar de manera más natural y eficiente. El diseño y análisis de estos dispositivos está dentro de un campo de estudio relativamente novedoso, lo que puede verse reflejado en la literatura disponible. La mayoría de los desarrollos se centran en el control y actuación del dispositivo, y suelen basarse en la combinación de ortesis comerciales con sistemas de aporte o disipación de energía, muelles y/o frenos, etc. Sin embargo, pocos estudios tienen en cuenta el interfaz paciente-ortesis [1].

La finalidad de la ortesis es conseguir la función requerida con un ajuste correcto y cómodo sobre las estructuras biológicas. Al colocar la ortesis, se generan fuerzas de contacto y fricción entre el dispositivo y la piel, y su magnitud es crucial para tener en cuenta la salud física del paciente en la etapa de diseño. En este trabajo, se realiza el análisis dinámico de un modelo biomecánico del cuerpo humano con una ortesis de rodilla integrada mediante dos tipos de modelos de contacto diferentes, con la finalidad de estudiar las fuerzas de interfaz generadas durante la marcha humana. Estas fuerzas se compararán con las presiones máximas admisibles (PPT, Pain Pressure Threshold) para asegurar el confort y la salud del paciente.

El presente trabajo surge de un proyecto nacional, que tiene como objetivo desarrollar un programa de simulación de la marcha de lesionados medulares que facilite el diseño de dispositivos asistenciales, como ortesis activas. Así pues, se ha desarrollado una ortesis activa adaptable de tipo SCKAFO (Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis) para lesionados medulares incompletos C y D en la escala de ASIA, con función motora preservada parcialmente. Sin embargo, con el fin de acotar este proyecto fin de estudios dentro de los plazos previstos, en el modelo biomecánico, se ha integrado la ortesis únicamente con la articulación de la rodilla además de considerarla pasiva (sin actuación externa), entre otras simplificaciones.



# CAPÍTULO 1

## BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA

La marcha humana normal se puede definir como el método de locomoción en el que participan las dos piernas alternadamente para proporcionar soporte y movimiento [2]. Sin embargo, extendiendo un poco más, es un proceso complejo que involucra la acción conjunta del cerebro, la medula espinal, nervios periféricos, músculos, huesos y articulaciones. La comprensión de la biomecánica de la marcha humana es por tanto imprescindible a la hora de diseñar dispositivos ortésicos. Por ello, en este capítulo, se pretende presentar conceptos básicos de biomecánica para entender el análisis de la marcha humana, ya que es la que se estudiará para la evaluación de las fuerzas de interacción ortesis-pierna.

Primeramente, se realiza una breve descripción de los términos anatómicos utilizados; se continuará con una descripción más detallada del ciclo de la marcha humana; por último, se describe brevemente cuáles son los usuarios potenciales de este tipo de ortesis, clasificándolos según la ASIA (*American Spinal Injury Association*).

### 1.1. Planos de Referencia

En el estudio de la marcha humana, se utilizan términos biomecánicos relacionados con la anatomía, como son los planos y direcciones de referencia, así como los movimientos de rotación de las distintas articulaciones. En este trabajo, se presta especial atención a los movimientos de la pierna, ya que es la parte más implicada en la marcha humana y en contacto directo con la ortesis en estudio.

Los planos de referencia habituales son los que se muestran en la Figura 1-1. Se definen tres planos, estando el sujeto de pie y con la espalda recta: el plano sagital (secciona el cuerpo en su parte derecha e izquierda), plano frontal (secciona el cuerpo en parte anterior y posterior) y plano transversal (divide el cuerpo en parte superior e inferior).

Por temas de simplicidad y debido a que el movimiento de la marcha se produce esencialmente en el plano sagital, y es donde se esperan las máximas fuerzas de contacto, será considerado el plano de movimiento principal en el presente estudio. De todas formas, durante la captura de los datos del movimiento (marcha humana), existen movimientos en los planos frontal y transversal, por lo que el análisis se realiza con un modelo biomecánico tridimensional del cuerpo humano. Sin embargo, como ya se comentará más adelante, el modelo de contacto ortesis-pierna se definirá en el plano sagital.

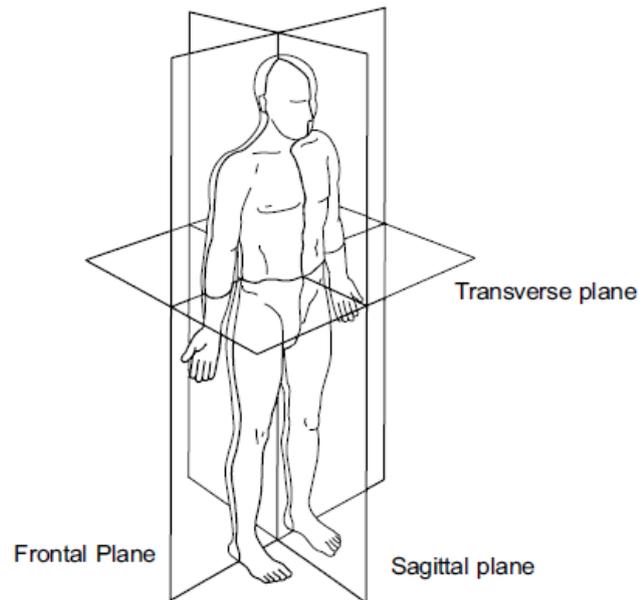


FIGURA 1-1 POSICIÓN ANATÓMICA CON PLANOS DE REFERENCIA [3]

Con respecto a los movimientos de rotación de los segmentos, estos se clasifican en función del plano en el que están contenidos. Así pues, la flexión y extensión (dorsiflexión o flexión plantar en el caso del tobillo) ocurren en el plano sagital, la abducción y aducción tienen lugar en el plano frontal y las rotaciones interna y externa se dan en el plano transversal, como se puede ver en la Figura 1-2. Por otro lado, cuando se dice *proximal*, se refiere a que se encuentra más cerca del tronco y *distal* a que se encuentra más lejos del tronco.

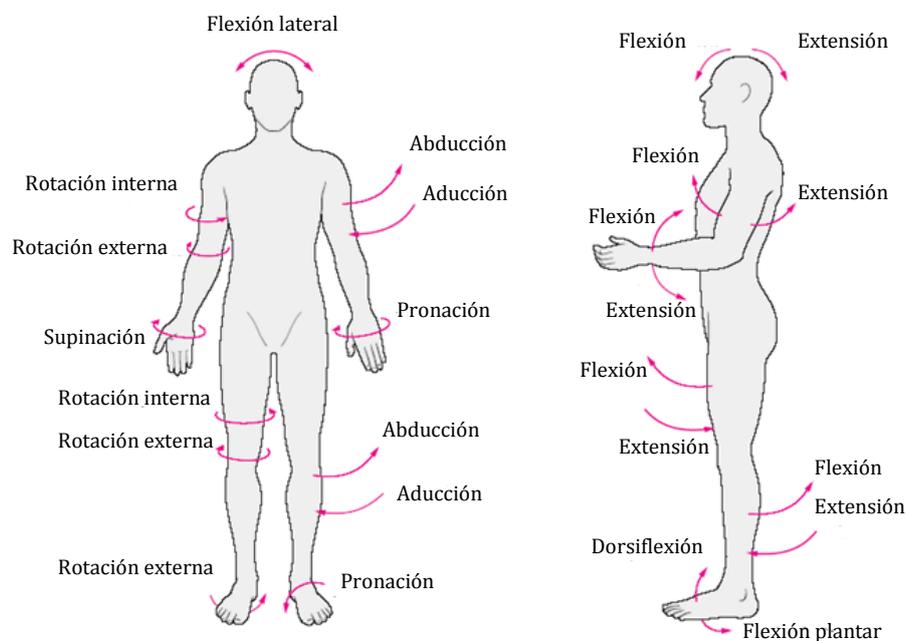


FIGURA 1-2 ROTACIONES DE LAS ARTICULACIONES (IMAGEN EDITADA DE [4])

## 1.2. Ciclo de la marcha humana

Como se ha mencionado anteriormente, la marcha humana normal (no patológica) se puede definir como la sucesión de eventos que involucra el uso alternado de las piernas para proporcionar soporte y movimiento, propulsando el cuerpo hacia adelante. Por otra parte, el ciclo de la marcha se define como el intervalo de tiempo entre dos eventos idénticos y consecutivos del caminar humano [2]. Se toma como principio del ciclo el instante en que el talón derecho hace contacto con el suelo y como final del ciclo el siguiente contacto con el suelo del mismo pie.

El ciclo de la marcha se divide en dos fases, la *fase de apoyo (Stance Phase)* y la *fase de oscilación o balanceo (Swing Phase)*. Durante la primera, el pie está en contacto con el suelo. Esta etapa ocupa alrededor del 60% del ciclo de la marcha normal, inicia con el contacto del talón en el suelo y finaliza al separar el antepié. En la segunda fase, el pie pasa a estar suspendido en el aire desplazándose hacia adelante hasta hacer contacto con el suelo, marcando el inicio de un nuevo ciclo. Esta etapa ocupa el 40% del ciclo de la marcha.

Esta sucesión de eventos ocurre exactamente igual en el miembro colateral, pero desplazado 50% en el tiempo, lo que da lugar a dos *fases de apoyo bipodal (First and Second Double support)* en las cuales los dos pies están en contacto con el suelo durante una duración aproximada del 10% del ciclo. Así pues, existe una *fase de apoyo monopodal (Single Limb Stance)* en el que solo uno de los miembros está en contacto con el suelo. La duración relativa de cada una de estas fases dependerá de la velocidad, ya que al aumentar ésta, disminuirá la proporción del apoyo bipodal frente al monopodal. La siguiente figura muestra las diferentes etapas del ciclo de la marcha.

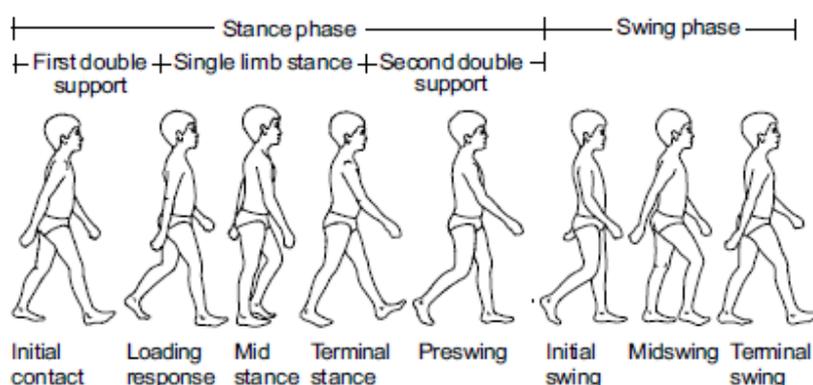


FIGURA 1-3 FASES DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA [3]

## 1.3. Fases de la marcha humana

La clasificación por fases de la marcha humana permite una mejor interpretación de los diferentes movimientos que se producen durante el ciclo. Según Perry [5], hay tres acciones básicas que deben realizarse: la aceptación del peso (*Weight Acceptance*), el apoyo de un solo miembro (*Single Limb Support*) y el avance del miembro (*Limb Advancement*). A su vez, dentro

de estas tres acciones, se definen ocho fases distintas: Contacto inicial (*Initial Contact*), respuesta de carga (*Loading Response*), mitad de la fase de apoyo (*Mid-Stance*), final de la fase de apoyo (*Terminal Stance*), pre-fase de balanceo (*Pre-Swing*), inicio de balanceo (*Initial Swing*), mitad de la fase de balanceo (*Mid-Swing*) y final de la fase de balanceo (*Terminal Swing*).

La fase de **Weight Acceptance** inicia la fase de apoyo (*Stance Phase*) y utiliza las dos primeras fases, *Initial Contact* y *Loading Response*. Posteriormente, tenemos la fase **Single Limb Support**, dentro de la cual tenemos el *Mid-Stance* y *Terminal Stance*. Por último, **Limb Advancement** comienza con el final de la fase de apoyo, con el *Pre-Swing*, continuando con las tres fases del swing: *Initial Swing*, *Mid-Swing* y *Terminal Swing*. A continuación se describen en un diagrama esta clasificación por fases de la marcha humana.

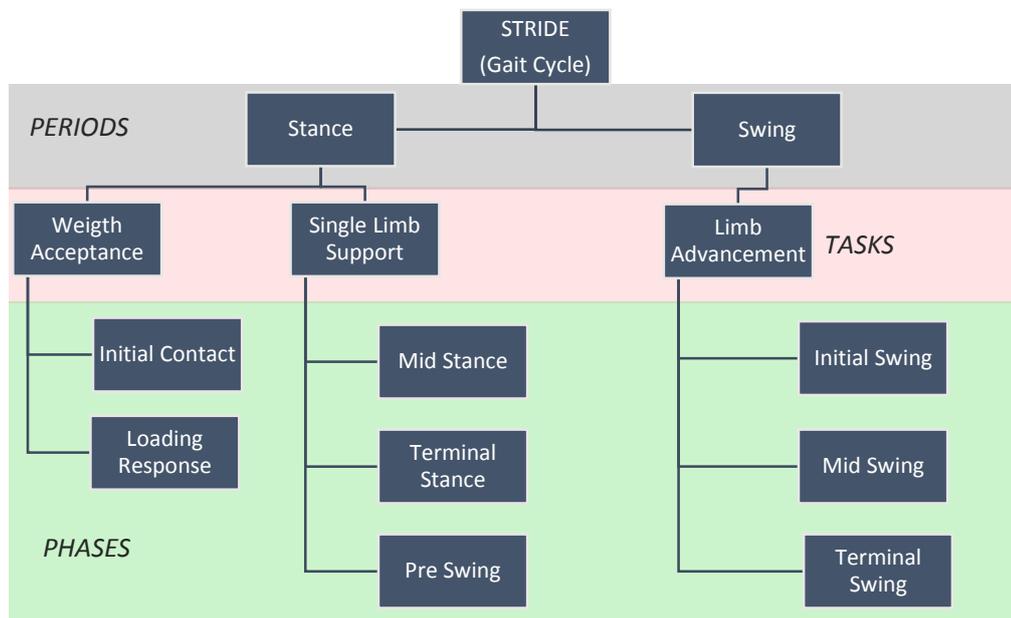


FIGURA 1-4 DIVISIÓN DE LAS FASES DE LA MARCHA HUMANA (BASADO EN [5])

### **Weight Acceptance**

La aceptación del peso es la tarea más exigente, requiere la transferencia del peso corporal sobre la pierna que acaba de terminar la fase de balanceo. Se inicia con la absorción del choque y sigue con la estabilidad y la preservación de la progresión. Estos tres patrones funcionales se dividen en dos fases: *Initial Contact* y *Loading Response*.

### **Initial Contact (Fase 1)**

Esta fase comienza en el momento en el que el pie entra en contacto con el suelo, representando el 2% del ciclo de la marcha aproximadamente. El contacto lo realiza el talón, la cadera se flexiona y la rodilla está totalmente extendida. El tobillo está dorsiflexionado.

### ***Loading Response (Fase 2)***

Representa sobre el 10% del ciclo de la marcha y comienza con el contacto del pie con el suelo, continuando hasta que el otro pie se levanta entrando en la fase del balanceo. Esta fase se caracteriza por la absorción del choque debido al impacto del pie sobre el suelo y por la aceptación del peso del cuerpo. Se transfiere en esta etapa el peso corporal a la pierna de referencia y la rodilla pasa a flexionarse para la absorción del choque. La pierna opuesta está en su fase *Pre-Swing*. En la Figura 1-5 se puede apreciar la configuración del cuerpo durante las dos fases anteriores.

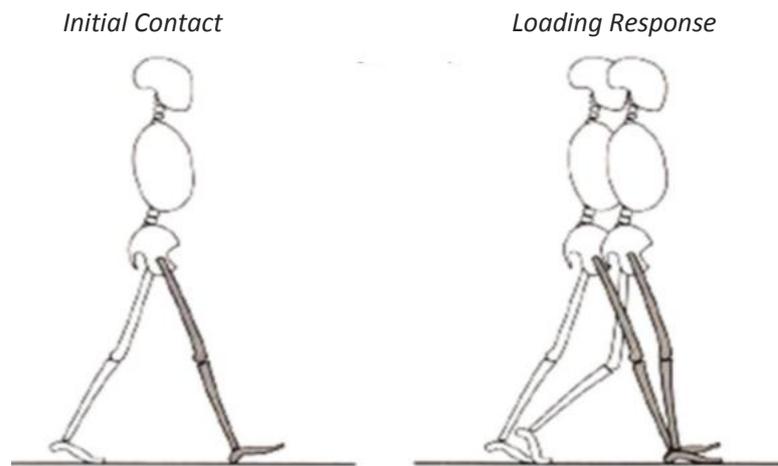


FIGURA 1-5 PERIODO DE "WEIGHT ACCEPTANCE" (IMAGEN EDITADA DE [5])

### ***Single Limb Support***

Este periodo comienza cuando la pierna opuesta entra en la fase de balanceo, y continúa hasta que se llega al contacto con el suelo, siendo por tanto la pierna de referencia aquella que soporta el peso del cuerpo. Las siguientes fases son las implicadas en este periodo y se muestran en la Figura 1-6:

#### ***Mid Stance (Fase 3)***

Representa la primera mitad del periodo cuando la pierna avanza sobre el pie estacionario gracias a la dorsiflexión del tobillo, con la rodilla y cadera extendidas. La pierna opuesta se encuentra avanzando en su fase de *Mid-Swing* con el tobillo moderadamente dorsiflexionado y la rodilla en extensión. Esta fase corresponde al intervalo aproximado entre el 10% y 30% del ciclo de la marcha.

#### ***Terminal Stance (Fase 4)***

Es la segunda fase del periodo *Single Limb Support* y representa aproximadamente el intervalo entre el 30% y 50% del ciclo de la marcha. Durante esta fase, el talón se levanta, la rodilla se

extiende más y luego comienza a flexionarse un poco y continúa hasta que el pie opuesto impacta sobre el suelo.

### ***Pre Swing (Fase 5)***

Es la fase final de la fase de apoyo e inicio de la fase de balanceo. Comienza con el *Initial Contact* de la pierna opuesta y termina con la separación del pie de referencia (*toe-off*). Representa entre el 50% y 60% del ciclo y la pierna de referencia se descarga del peso corporal preparándose para la fase de balanceo. Ocurre un incremento de la flexión plantar del tobillo de referencia, aumenta la flexión de la rodilla y disminuye la extensión de la cadera. La pierna opuesta está en cambio en la fase *Loading Response*.

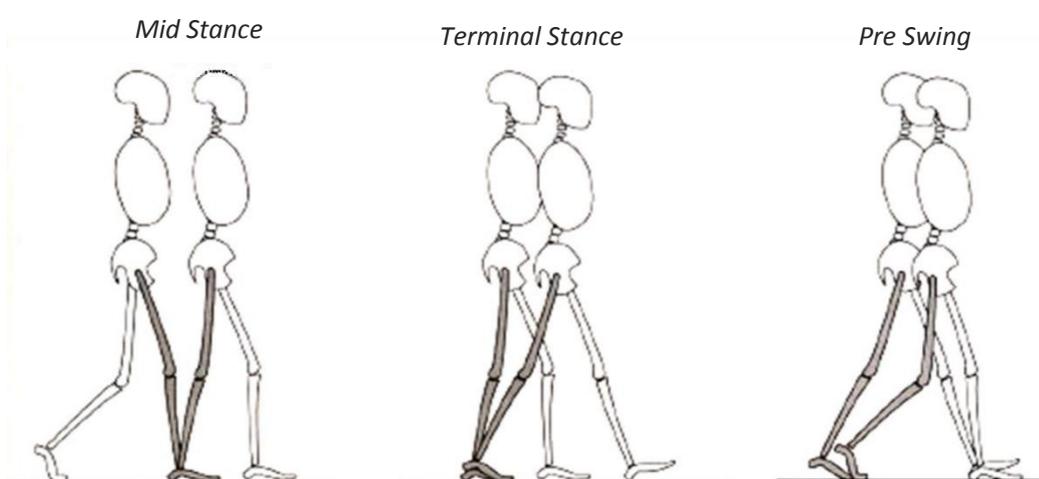


FIGURA 1-6 PERIODO "SINGLE LIMB SUPPORT" (IMAGEN EDITADA DE [5])

### **Limb Advancement**

Las distintas fases de este periodo se muestran en la Figura 1-7.

### ***Initial Swing (Fase 6)***

Esta fase comienza cuando el pie se levanta del suelo y termina cuando la pierna que oscila está justo frente a la pierna apoyada. Se caracteriza por un aumento de la flexión de la rodilla para evitar el roce con el suelo y por una flexión de la cadera para el avance. La pierna opuesta está en el inicio del *Mid-Stance*. Esta fase ocurre aproximadamente entre el 60% y 73% del ciclo.

### ***Mid Swing (Fase 7)***

En el inicio, la pierna de oscilación está justo a la contra de la de apoyo y avanzará hasta que la pierna que balancea quede por delante y la postura de la cadera y rodilla sean iguales. Esta fase ocurre entre el 73% y 87% del ciclo y se caracteriza por un descenso de la flexión de la rodilla.

### ***Terminal Swing (Fase 8)***

Esta fase corresponde al intervalo entre el 87% y 100% del ciclo de la marcha y se completa el avance de la pierna de referencia gracias a la extensión de la rodilla. La cadera se mantiene flexionada y el tobillo dorsiflexionado de manera neutral. La fase termina cuando el pie entra de nuevo en contacto con el suelo, comenzando un nuevo ciclo. La pierna opuesta está en su *Terminal Stance*.

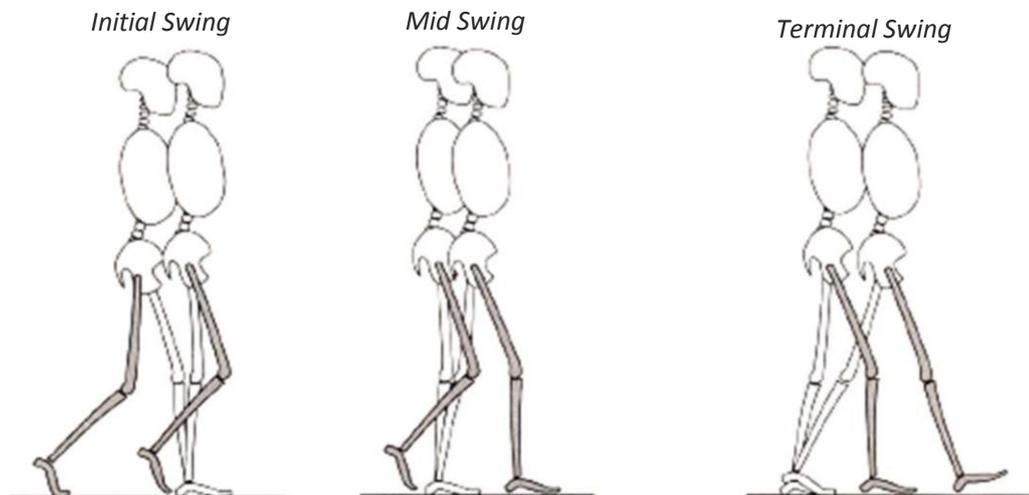


FIGURA 1-7 PERIODO "LIMB ADVANCEMENT" (IMAGEN EDITADA DE [5])

### **1.4. Lesión Medular**

Las lesiones medulares o mielopatías son alteraciones de la médula espinal causadas por traumas o patologías, pudiendo provocar pérdida de sensibilidad y/o movilidad debido a disfunciones en las fibras nerviosas que transmiten impulsos desde y hacia el cerebro. Dependiendo de la severidad y ubicación de la lesión, el paciente puede perder sensibilidad y/o movilidad de algunos segmentos corporales.

Las lesiones medulares se pueden clasificar en completas e incompletas. Las lesiones completas son aquellas en las que no hay funcionalidad por debajo del nivel de la lesión. Sin embargo, se debe comentar que muchos pacientes, a pesar de sufrir ausencia sensorial y motora, tienen ciertas zonas en las que algunas funciones se preservan parcialmente. Así pues, la American Spinal Injury Association (ASIA) clasifica un paciente lesionado medular completo cuando no hay preservación de la función sensitiva o motora en los segmentos sacros S4-S5, situados en la región más baja de la médula espinal. En las lesiones incompletas en cambio, el paciente puede tener algo de sensibilidad por debajo del nivel de la lesión. Las lesiones incompletas son variables, puede que la persona sea capaz de mover más un miembro que otro, sentir partes del cuerpo que no puede mover o tener más funcionalidad en una parte del cuerpo que en otras.

Para caracterizar la severidad de la lesión se utiliza la escala AIS (ASIA Impairment Scale) que va desde la A hasta la E, en la que la A corresponde a una lesión medular completa y la E a función

motora y sensorial normales. Los niveles B, C y D, corresponden a lesiones medulares incompletas. Un lesionado medular tipo B preserva parcialmente la función sensorial por debajo del nivel de la lesión pero con ausencia de la función motora. Los de tipo C preservan la función motora por debajo del nivel neurológico y más de la mitad de los músculos principales por debajo del nivel neurológico tienen un balance muscular menor de 3 en una escala de 5. Los lesionados medulares de tipo D tienen un grado de funcionalidad muscular igual o mayor a 3 en la escala de 5 en al menos la mitad de los músculos principales por debajo del nivel de la lesión [6]. Cuando la lesión tiene lugar a la altura de las vértebras lumbares o sacras siendo incompleta de tipo C o D, el paciente sufre una disminución del control sobre los músculos de las caderas y piernas, pero puede caminar de manera descontrolada y lenta con un alto coste energético. Este tipo de pacientes podrían ver reducido este coste energético, así como mejorada la estética de la marcha patológica, mediante la ortesis activa utilizada en el presente trabajo.

## CAPÍTULO 2

### ESTADO DEL ARTE

#### 2.1. Análisis de la marcha humana

Existen diferentes modos del andar humano; por ejemplo, el de un ser humano sano, que generalmente se define como marcha normal, y el de un ser humano deficiente físicamente, dando lugar a una marcha anormal o patológica. El análisis de la marcha sirve de herramienta clínica para decidir sobre el tratamiento y/o rehabilitación de diversos trastornos de la marcha. Sin embargo, también se utiliza fuera del campo clínico, para optimización del rendimiento de deportistas, diseño de productos de calzado o diseño de dispositivos ortésicos o exoesqueletos. Existen tres categorías distintas dentro del análisis de la marcha: la cinemática, es decir, el estudio del movimiento, tanto temporal como espacial; la cinética o dinámica, el estudio de fuerzas de contacto pie-suelo y las fuerzas articulares; y el estudio de la actividad muscular, por ejemplo, la electromiografía. De este modo, se puede obtener el movimiento que realiza el sujeto, las fuerzas en las articulaciones y la actuación de cada músculo sobre la articulación. Esto último se conoce como *problema del repartimiento muscular*, que queda fuera del alcance del proyecto, pero es debido a que al ser el cuerpo humano un sistema sobreactuado, utilizará diferentes grupos musculares de manera que se optimice algún criterio fisiológico durante el movimiento. En los siguientes apartados se describen los sistemas de captura utilizados para la adquisición de los datos en el laboratorio así como el estado del arte de los dispositivos ortésicos, profundizando en las ortesis de extremidad inferior.

#### 2.2. Cinemática

Las mediciones de rotaciones angulares de articulaciones individuales, así como las traslaciones de los segmentos y del centro de masas total del cuerpo, son necesarias para distinguir la marcha patológica de la normal mediante la comparación de los patrones [7].

El análisis cinemático observa y describe el movimiento de los objetos sin tener en cuenta la causa que conduce al movimiento, centrándose en la movilidad articular, desplazamientos lineales y angulares, velocidades y aceleraciones de los segmentos corporales.

El análisis cinemático de la marcha puede subdividirse en técnicas de medición directa y técnicas de medición por imágenes. En las técnicas de medición directa se incluyen los goniómetros [5], acelerómetros, y otros [8]. Estas técnicas son adecuadas para algunas aplicaciones, pero en general son difíciles de usar, y la información producida carece de detalle.

El análisis cinemático por imagen utiliza marcadores reflectantes colocados estratégicamente en las distintas articulaciones del cuerpo para registrar la marcha de la persona en un espacio

tridimensional mediante cámaras para captura de movimiento. En un entorno de análisis de la marcha tradicional, se utilizan varias cámaras para capturar el desplazamiento de cada esfera reflectante en un volumen 3D calibrado. La posición en tres dimensiones (3D) de cada marcador reflectante se estima a través de un algoritmo de transformada lineal directa (DLT, Direct Lineal Transform). Este algoritmo utiliza la posición del marcador en dos dimensiones (2D) en relación con cada cámara para estimar la posición respectiva del marcador en 3D [9]. Mediante el vídeo capturado, es posible calcular los ángulos de las articulaciones y velocidades durante la marcha.

### **2.3. Dinámica**

La dinámica describe los factores que dan lugar al movimiento, centrándose principalmente en las fuerzas implicadas. El análisis dinámico de la marcha generalmente trata sobre el estudio de momentos y potencias articulares.

Los momentos internos son generados por la actividad muscular, restricciones de los ligamentos y limitaciones estructurales de las articulaciones. Las principales fuerzas externas implicadas en la locomoción humana son la gravedad y las fuerzas y momentos de reacción entre el suelo y el pie. Durante el ciclo de la marcha, el cuerpo aplica fuerza sobre el suelo mientras que el suelo vuelve a aplicar la misma fuerza pero en sentido contrario sobre el cuerpo. Estas reacciones ejercidas por el suelo sobre la planta del pie se pueden representar por su componente vertical y horizontal. A su vez, la horizontal se puede dividir en su componente antero-posterior y medio-lateral (correspondiente a la fricción)[10].

Para llevar a cabo un análisis dinámico, es necesario conocer la ubicación de las articulaciones y las fuerzas externas que actúan en el cuerpo. La ubicación puede ser proporcionada por el análisis cinemático, mientras que las fuerzas externas por lo general requieren de su medición. Para ello, se utilizan placas de fuerza para recoger información cuantitativa de las fuerzas de reacción en la dirección vertical, de las fuerzas de cizallamiento de transmisión a lo largo de la superficie de la placa, del momento en los tres ejes, así como de la propagación del centro de presión.

### **2.4. Electromiografía**

Las señales eléctricas se producen durante la contracción muscular, y con el uso de electrodos es posible registrar estas señales que representan las funciones de los principales grupos musculares. La electromiografía (EMG) registra esta actividad eléctrica del músculo, que normalmente genera una corriente eléctrica cuando se contrae o cuando su nervio es estimulado. De este modo, permite monitorizar la evolución de la señal eléctrica originada por la despolarización de la membrana muscular durante la contracción de un músculo. Básicamente

detecta los cambios en los potenciales de acción de las unidades motoras en presencia de esfuerzo o actividad física voluntaria.

Se utilizan dos tipos de electrodos en la adquisición de la señal EMG: electrodos superficiales o electrodos de aguja. Los electrodos de superficie han ganado más aceptación debido a su facilidad de aplicación y porque no se requiere penetración en la piel, siendo mucho menos invasivos. Generalmente el EMG para estudios biomecánicos más utilizado es el de electrodos superficiales (SEMG). Sin embargo, no pueden usarse fácilmente para detectar la actividad de los músculos profundos, por ejemplo, el músculo tibial posterior. Además, estos electrodos están sujetos al fenómeno de *cross-talk*, donde la actividad de músculos pequeños puede verse influenciada por la actividad de músculos adyacentes de mayor tamaño. Ante esto, los electrodos de aguja presentan las ventajas de poder medir músculos profundos, con mayor precisión y evitando el registro de *cross-talk* de músculos adyacentes. Por lo tanto, la SEMG aporta una imagen general de la activación muscular, frente a la actividad de unas pocas fibras que devuelve la EMG de aguja.

Se debe comentar que aunque la información útil acerca de la acción muscular se obtiene de los momentos articulares, lo que se tiene es el momento causado por varios músculos, por lo que la contribución de músculos individuales no se puede determinar sin información adicional. Este componente añadido sólo se proporciona a través del EMG o mediante el uso de modelos avanzados multicuerpo y métodos de optimización [7].

## 2.5. Ortesis

Según lo definido por la Organización Internacional de Estándares de la Sociedad Internacional de Prótesis y Ortesis, una ortesis es cualquier dispositivo aplicado externamente utilizado para modificar las características estructurales y funcionales del sistema neuromuscular esquelético. Las ortesis se pueden dividir en muchos subtipos: ortesis del miembro superior, ortesis espinales y ortesis del miembro inferior. Dentro de cada subtipo a su vez es posible encontrar muchos otros tipos.

Una ortesis se puede clasificar como un dispositivo **estático** o **dinámico**. Una ortesis estática es rígida y se utiliza para apoyar las partes del cuerpo debilitadas o paralizadas en una posición particular. Como la palabra estática implica, estos dispositivos no permiten movimiento sino que sirven de soporte rígido en el caso de las fracturas, inflamaciones de tendones y tejido blando y cuando se tienen lesiones nerviosas. Una ortesis dinámica se utiliza para facilitar el movimiento del cuerpo y así permitir su función óptima. Este tipo de ortesis se utiliza principalmente para complementar la actuación de los músculos débiles.

A pesar de los muchos tipos de ortesis, todos ellos tienen las mismas funciones básicas como son la corrección del sistema músculo-esquelético, la conservación o mejora de la postura, de la

estabilidad y de la marcha, la sustentación o soporte del peso corporal, la eliminación o alivio del dolor y la reducción de cargas en ciertas partes del cuerpo.

El objetivo principal de este trabajo es calcular las fuerzas de contacto en el interfaz de una ortesis con la pierna humana. Así pues, en este capítulo se realiza una breve descripción de las ortesis existentes del miembro inferior.

Al final del capítulo, se hablará sobre dos características fundamentales en el diseño de dispositivos ortésicos, que son las zonas de confort y de tolerancia. Las cargas transmitidas por la ortesis a la pierna pueden producir presiones de contacto que pueden comprometer la seguridad, comodidad y salud del usuario. El objetivo de este trabajo es el estudio de estas presiones de contacto para un ciclo de la marcha no patológica con la finalidad de compararlas con los niveles máximos de presión que las áreas y estructuras anatómicas son capaces de soportar.

### **2.5.1. Ortesis de extremidad inferior**

Las ortesis de extremidad inferior sirven para complementar la función del sistema músculo-esquelético durante la marcha humana, reducir el dolor, disminuir la carga, controlar el movimiento y/o frenar la progresión de una deformidad. Así pues, la ortesis de miembro inferior va unida a segmentos de la extremidad con la finalidad de mejorar su función, dando apoyo mediante la estabilización de la marcha, el alivio del dolor mediante la transferencia de la cargas a otra zona, ayudando en la corrección de deformidades flexibles, en el control de movimiento y en la prevención de la progresión de las deformidades fijas.

En general, las ortesis pueden clasificarse según la articulación para la cual están diseñadas [11]. Dentro de las ortesis para extremidades inferiores existen las llamadas **AFO (Ankle Foot Orthosis)**, cuya función se limita normalmente a la corrección del ángulo del tobillo durante el ciclo de la marcha con el fin de evitar una flexión plantar excesiva, que es una de las causas de la marcha patológica del “pie equino” [12]. También están las **KO (Knee Orthosis)**, que normalmente se usan para controlar y moderar la hiperextensión de la rodilla pero permitiendo la flexión total de la misma. También pueden aplicarse cuando se tiene osteoartritis en la rodilla para alivio del dolor o en tratamientos o protección estructural de la rodilla. Otro tipo de ortesis son las **KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis)**, que además de la parte del tobillo incluyen la articulación de la rodilla. Las KAFO están dirigidas a pacientes con disfunción en la marcha más grave, incluyendo ausencia parcial de control muscular [13]. Una variante de las ortesis de rodilla-tobillo son las llamadas **SCKAFO (Stance-Control Knee Ankle Foot Orthosis)** [14], cuya diferencia radica en que permiten el movimiento libre de la rodilla durante la fase de balanceo u oscilación (*Swing Phase*), pero aplican una resistencia a la flexión durante la fase de apoyo (*Stance Phase*). Este sistema está indicado para individuos con debilidad en los músculos

cuádriceps. Existen también ortesis de cadera, compuestas por un soporte pélvico y soportes para los muslos, que dependiendo de si son motorizadas o no, estarán más orientadas hacia la corrección de la postura o hacia asistir el movimiento en esta parte del cuerpo [15]. En la Figura 2-1 se presentan dos productos comerciales de ortesis tipo AFO y KAFO.

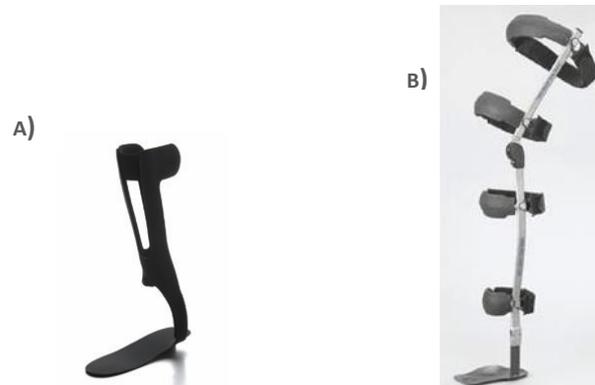


FIGURA 2-1 ORTESIS PASIVAS A) AFO [16] B) KAFO [17]

Otra clasificación de las ortesis es que pueden ser **pasivas** o **activas**. Las ortesis pasivas suelen tener elementos pasivos destinados al soporte de partes del cuerpo debilitadas o paralizadas, mientras que las activas pueden contener sistemas motorizados con la finalidad de asistir el movimiento de la extremidad. En este ámbito, existen muchos sistemas de actuación desde actuadores lineales o rotativos, sistemas cuasi-pasivos de absorción y cesión de energía de manera controlada mediante muelles [18] e incluso músculos artificiales (en base a actuadores neumáticos como se muestra en la Figura 2-2 (Músculos de McKibben - o polímeros electroactivos) [19]).



FIGURA 2-2 A) EXOSKELETO CUASI-PASIVO DEL MIT [18] Y B) MÚSCULOS ARTIFICIALES NEUMÁTICOS [20]

La primera ortesis activa controlable fue una patente de 1942 de un dispositivo de accionamiento hidráulico que añadía actuación a las articulaciones de la cadera y de la rodilla. Los primeros exoesqueletos activos se desarrollaron en la Universidad de Belgrado entre 1960 y 1970 con la finalidad de ayudar a las personas con paraplejía debido a lesiones de la médula espinal. Sin embargo, eran dispositivos que se limitaban a movimientos muy predefinidos y por

ello tuvieron un éxito limitado. De todas formas, gracias al avance en los últimos años, se pueden encontrar nuevos dispositivos de rehabilitación y ortesis activas disponibles en el mercado.

Las ortesis activas aportan o disipan energía y/o liberan energía almacenada en muelles en las articulaciones durante las fases adecuadas de la marcha. Estos sistemas utilizan un patrón de movimiento predefinido, técnicas clásicas de control mediante sensores o el control basado en EMG [21]. Por ejemplo, el “Locomat”, mostrado en la Figura 2-3, se sirve de la estrategia de un patrón de movimiento predefinido para entrenamiento de la musculatura y transmisiones nerviosas en pacientes con pérdida de locomoción, principalmente lesionados medulares o con daño cerebral adquirido. El “RoboKnee” de *Yobotics, Inc.*, que se puede observar en la Figura 2-3, se desarrolló en el MIT y consiste en una rodillera que funciona en paralelo a la del usuario de modo que transfiere las cargas al tobillo con el fin de reducir el coste metabólico en personas sanas. El “HAL” (Hybrid Assistive Leg) se desarrolló en la Universidad de Tsukuba en Japón y está conectado a la pierna del paciente, de modo que proporciona movimiento en función de la medida de señales EMG [18].



FIGURA 2-3 A) LOCOMAT [22] Y B) ROBOKNEE [18]

En el MIT, desarrollaron una ortesis motorizada tobillo-pie (AFO) destinada al tratamiento de la patología de la marcha conocida como “pie equino”: consiste en una ortesis de tobillo-pie pasiva con la adición de un actuador lineal elástico en serie (SEA) que aplica una fuerza entre el talón y la parte posterior de la pierna para corregir el ángulo del pie en función de la fase de la marcha. El control del dispositivo se basa en la medición de seis sensores de presión plantar y dos potenciómetros para monitorizar las fases de contacto con el suelo y los ángulos en el tobillo, respectivamente, y así poder distinguir los tres estados de la marcha (dos de contacto y uno de balanceo) [23].

En este trabajo en concreto, el estudio se centra en una ortesis activa adaptable de tipo SCKAFO (Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis) desarrollada por el grupo de investigación de Ingeniería Biomecánica (BIOMEC) para lesionados medulares incompletos C y D [24]. Consiste

en un sistema biomecatrónico cuyo diseño se ha llevado a cabo para colaborar con el sistema músculo-esquelético del lesionado medular con el fin de conseguir una marcha similar a la normal. El prototipo se sirve de sensores y actuadores con el fin de bloquear la flexión de la rodilla cuando el sujeto inicia la fase de contacto con el suelo (*Initial Contact*) para estabilizar la marcha, y se desbloquea y actúa la extensión de rodilla de la pierna opuesta cuando ésta pierde el contacto con el suelo, iniciando la fase de balanceo. Además de esto, la ortesis dispone de un dispositivo anti-equino en la articulación del tobillo, que limita el ángulo de flexión plantar del tobillo durante la fase de balanceo de la marcha [24]. En la Figura 2-4 se puede observar el prototipo de la ortesis desarrollada, el modelo CAD y una paciente lesionada medular llevándola.

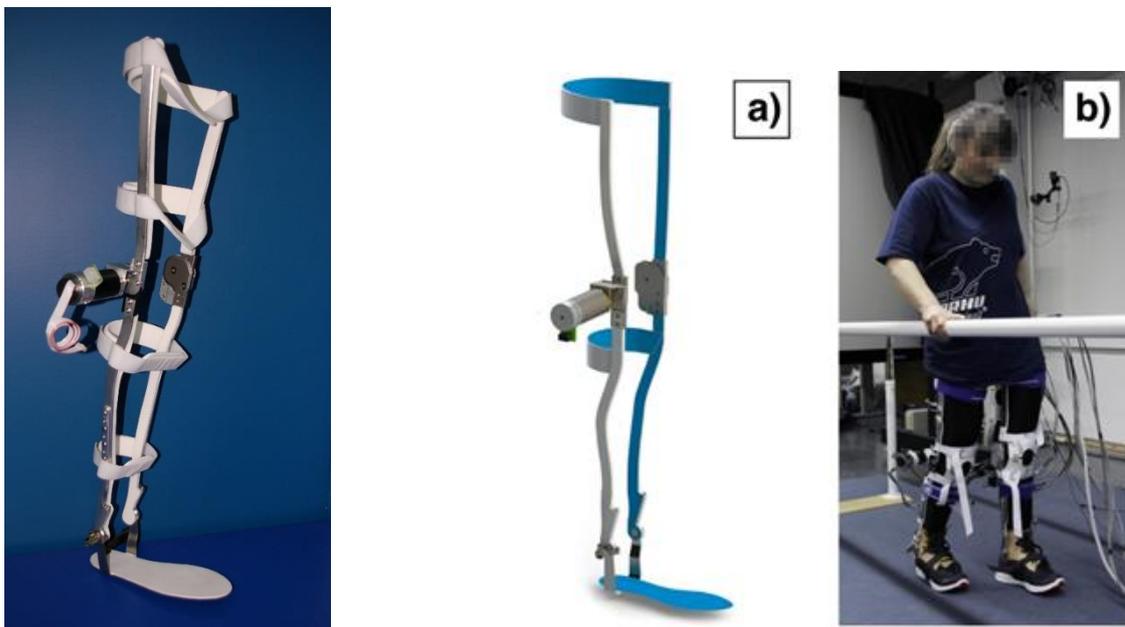


FIGURA 2-4 DESARROLLO Y DISEÑO DE LA ORTESIS ACTIVA SCKAFO

### 2.5.2. Confort y áreas de tolerancia

La finalidad de la ortesis es conseguir o restaurar la función requerida mediante un ajuste correcto y cómodo sobre las estructuras biológicas. Cuando se coloca una ortesis, se generan fuerzas de contacto sobre la piel del individuo y conocer la magnitud de estas fuerzas es crucial desde el punto de vista de confort y salud del paciente. Lo ideal es que el usuario no sienta restricción alguna a la hora de seguir los patrones de movimiento naturales. De este modo, la cinemática juega un papel clave en el diseño de las ortesis (o exoesqueletos) ya que si el dispositivo y el sujeto no son cinemáticamente compatibles, aparecerá una fuente de fuerzas de interacción no ergonómicas. La razón de esta incompatibilidad puede ser debida a la variabilidad en la vida real de los parámetros biomecánicos entre los sujetos, así como la variabilidad de algunos parámetros dentro de los sujetos individuales durante el movimiento. Además, la ortesis

y las articulaciones biológicas del humano (en este caso únicamente la articulación de la rodilla) deben alinearse para conseguir un funcionamiento correcto. Sin embargo, esto es difícil de conseguir y la desalineación de las articulaciones suele generar fuerzas de interacción indeseadas, restringiendo los rangos de movimiento naturales e incluso pudiendo llegar a producir úlceras por presión en la piel del usuario[19].

Por otro lado, también es importante conocer dónde se genera el contacto ortesis-pierna para evitar la transferencia de cargas a nervios o vasos superficiales. Además, cabe destacar que en el caso de que la ortesis la utilicen pacientes con patologías neuromusculares que dan lugar a una falta de sensibilidad en la pierna, un diseño incorrecto desde el punto de vista de contacto podría dar lugar a heridas [1]. Por lo tanto, la elección adecuada del número de contactos y su posicionamiento dependerá de los requisitos de la patología concreta o rehabilitación y afectarán en las fuerzas de interfaz ortesis-pierna. Estas fuerzas a su vez causan las presiones de contacto generadas entre los tejidos blandos de la pierna y la ortesis. Estas presiones se pueden comparar con unos límites de presión admisibles (PPT-Pain Pressure Thresholds) para evaluar el confort del paciente. Por lo tanto, para el diseño correcto de dispositivos ortésicos es necesario tener en cuenta tanto el confort como las áreas de concentración de tensiones. Interesa conocer las zonas anatómicas y estructuras que soporten mayores cargas así como los máximos niveles de presión para evitar isquemias que comprometan a los tejidos, además de asegurar la comodidad del paciente.

Con respecto a la extremidad inferior, teniendo en cuenta un estudio realizado por Belda-Lois et al. en [25], las principales estructuras que se deben proteger son las siguientes: la cabeza del peroné (1); patella (2); cóndilos rodilla (3); proceso tibial (4); tobillo maléolo (5); trocánter (6); tendón de Aquiles (7); tendón del cuádriceps (8); tendones isquio-tibiales (9); la ingle (10); cavidad poplíteica (11); área de movimiento de la cadera (12), área de movimiento de la rodilla (13); área de movimiento del tobillo (14), como se muestra en la Figura 2-5.

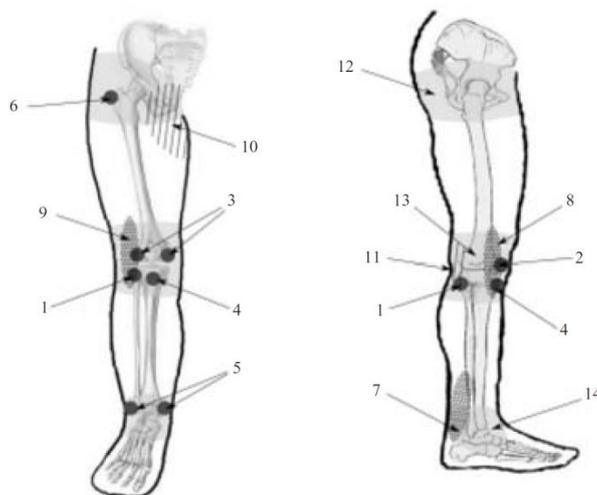
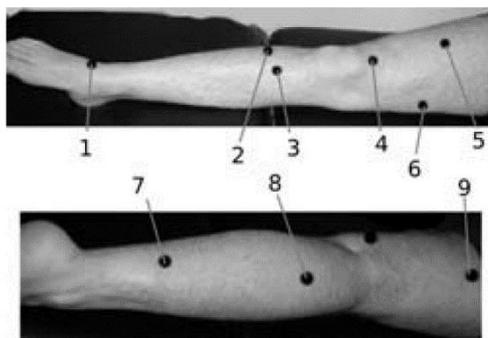


FIGURA 2-5 ESTRUCTURAS Y ÁREAS A EVITAR [25]

Así pues, se dispone en la literatura de umbrales para el diseño de ortesis, proporcionando valores máximos de presión en determinadas regiones del cuerpo humano y en particular, de la pierna humana. Estos umbrales, denominados como PPT (Pain Pressure Threshold) establecen los límites para las presiones de contacto que se mantienen por debajo de la aparición de dolor. De este modo, las fuerzas máximas permitidas en los miembros inferiores variarán de acuerdo a su punto de aplicación y la dimensión de la zona de contacto. Con el fin de investigar posibles diferencias en la tolerancia a la presión en la extremidad inferior, en el estudio de Belda-Lois et al. [25] midieron el umbral de dolor de presión (PPT) o Tolerancia máxima a la presión (MPT) (punto a partir del cual el usuario comienza a sentir dolor) localizando los puntos de medida según la posición habitual que suelen tener los elementos de transmisión de carga en los dispositivos ortésicos. Así pues, de acuerdo con este estudio, la tolerancia a la presión para el miembro inferior se puede dividir en 3 grupos que presentan diferente sensibilidad al dolor y por lo tanto, establecer los niveles de presión que van desde 281 kPa hasta 557 kPa como se verá en la Figura 2-6. Para comprobar la comodidad de la ortesis, las presiones generadas en los puntos de interfaz se calculan teniendo en cuenta las fuerzas de contacto generadas y las áreas de contacto correspondientes.



Anatomical point	PPT (kPa)	Homogeneous group
P1	281.7	1
P2	545.5	3
P3	588.1	3
P4	628.1	3
P5	482.7	2
P6	281.9	1
P7	557.7	3
P8	416.6	2
P9	470.5	2

FIGURA 2-6 ENSAYO REALIZADO POR BELDA-LOIS ET AL. PARA MEDIR EL PPT [25]



## CAPÍTULO 3

### OPENSIM Y DINÁMICA MULTICUERPO

#### 3.1. OpenSim

Existen varios códigos computacionales disponibles para el modelado y análisis biomecánico, como por ejemplo el SIMPACK [26], AnyBody Modeling System™ (AnyBody Technology, Aalborg, Denmark), MADYMO® (Tass, Rijswijk, Netherlands), PC Crash™ (MEA Forensic, Vancouver, Canada), LifeModeler™ (LifeModeler, Inc., San Clemente, CA), SIMM [27] y OpenSim [28]. Estas herramientas computacionales utilizan la metodología de análisis de sistemas multicuerpo para llevar a cabo estudios cinemáticos y dinámicos, proporcionando la posibilidad de controlar un amplio rango de variables humanas como pueden ser datos cinemáticos (las posiciones, velocidades y aceleraciones), datos dinámicos (fuerzas musculares y fuerzas articulares) y el gasto metabólico (consumo de energía metabólica). Además, se pueden incluir en los modelos computacionales del cuerpo humano prótesis y/o ortesis con la finalidad de investigar aspectos relacionados con el diseño y el control de dichos dispositivos en el ordenador [29].

En este capítulo, se explica el procedimiento del software OpenSim para modelar y sobre todo, para analizar la cinemática y la dinámica de los sistemas músculo-esqueléticos. Al tratarse de un trabajo en el que al modelo multicuerpo, se le añade el dispositivo ortésico mediante modelos de contacto, también se describirán los modelos de contacto disponibles en OpenSim.

En este contexto, el modelado de la fuerza muscular y del contacto pierna-ortesis comprende cuatro tareas principales: (i) desarrollar un modelo de OpenSim de la extremidad inferior, (ii) realizar el análisis cinemático inverso para encontrar el conjunto de coordenadas generalizadas del modelo que mejor coincida con la cinemática experimental grabada durante la captura del movimiento, (iii) introducir los principales músculos y los tendones asociados responsables de la cinemática deseada en el modelo y (iv) definir el modelo de contacto para calcular las fuerzas de interacción ortesis-pierna.

OpenSim es un software de código abierto desarrollado en el marco de metodologías de sistemas multicuerpo que (i) permite la construcción y simulación de modelos músculo-esqueléticos, (ii) permite la visualización del movimiento experimental y simulado, y (iii) proporciona un conjunto de herramientas de análisis, tales como la *cinemática inversa*, la *dinámica inversa*, *optimización estática*, *dinámica directa*, el *control muscular computarizado (CMC)*, etc. También ofrece una herramienta de *escalado* para la realización de simulaciones específicas de un sujeto concreto [29].

Los modelos en OpenSim constan de varios elementos (componentes). Entre ellos se incluyen: huesos (cuerpos rígidos), articulaciones (movilizadores, restricciones y fuerzas), elementos de contacto (restricciones rígidas y fuerzas compatibles), así como los ligamentos y actuadores musculares (fuerzas). La representación de los comandos neurales procedentes del sistema nervioso central que controlan la actividad muscular y por lo tanto la generación de fuerza muscular es fundamental para la simulación neuro-músculo-esquelética. De este modo, OpenSim también proporciona un elemento controlador mediante funciones definidas por el usuario, sistemas de control, así como por medio de modelos simplificados para la estimación del control de realimentación directa [29].

OpenSim ofrece una plataforma online [30] en la que la comunidad biomecánica puede aportar proyectos nuevos, modelos, bibliotecas, tutoriales, etc. Esta plataforma permite de este modo probar, analizar y hacer uso de modelos de distintas fuentes, promoviendo así la colaboración multi-institucional. OpenSim incluye dos interfaces: una aplicación del usuario final con un interfaz gráfico del usuario (GUI- Graphical User Interface ) y un interfaz de programación de la aplicación (API - Application Programming Interface) que permite a los investigadores acceder y personalizar la funcionalidad básica de OpenSim . El núcleo del software está escrito en C++, y el interfaz gráfico de usuario (GUI) está escrito en Java [29].

### **3.1.1. Importación de datos experimentales**

Se trata de introducir en el programa OpenSim los datos experimentales que se han recogido en el laboratorio. Generalmente se trata de la trayectoria de los marcadores colocados en las articulaciones de interés o en puntos estratégicos durante la captura del movimiento (Apartado 2.2), las fuerzas y momentos de reacción con el suelo (Apartado 2.3) y/o electromiografía (Apartado 2.4). Todos estos datos se deben sincronizar y procesar para importarlos al OpenSim.

### **3.1.2. Escalado**

Cuando se utiliza un modelo genérico procedente de alguna de las librerías disponibles en la plataforma de OpenSim, el siguiente paso debe ser el del escalado del modelo para que coincida con los datos experimentales capturados en el laboratorio para un sujeto específico. Consiste en modificar la antropometría o dimensiones físicas de los elementos del modelo genérico de modo que coincida con la antropometría del sujeto en particular. Es una de las etapas más importantes para el análisis de la cinemática inversa y dinámica inversa, debido a que la solución de estas simulaciones es muy sensible a la precisión obtenida durante la etapa de escalado. En OpenSim, se ajustan tanto las dimensiones de los segmentos del cuerpo como las propiedades de masa e inercias. El escalado se realiza en base a una combinación de las distancias medidas entre las posiciones de los marcadores (en x, y, z) y unos factores de escalado especificados manualmente.

Las ubicaciones de los marcadores se obtienen como se ha dicho a partir de los equipos de captura de movimiento. Por otro lado, el modelo sin escalar tiene un conjunto de marcadores virtuales colocados en las mismas localizaciones anatómicas que los marcadores experimentales. De este modo, las dimensiones de cada segmento en el modelo se ajustan a escala de manera que las distancias entre los marcadores virtuales coincidan con las distancias entre los marcadores experimentales. También se pueden utilizar factores de escalado manual, que pueden provenir de otros análisis antropométricos. Una vez que las dimensiones de los segmentos se hayan reducido para que coincidan con las del sujeto, posteriormente se pueden mover algunos o todos los marcadores virtuales del modelo para que coincidan con las localizaciones de los marcadores experimentales en una posición estática (captura del sujeto quieto).

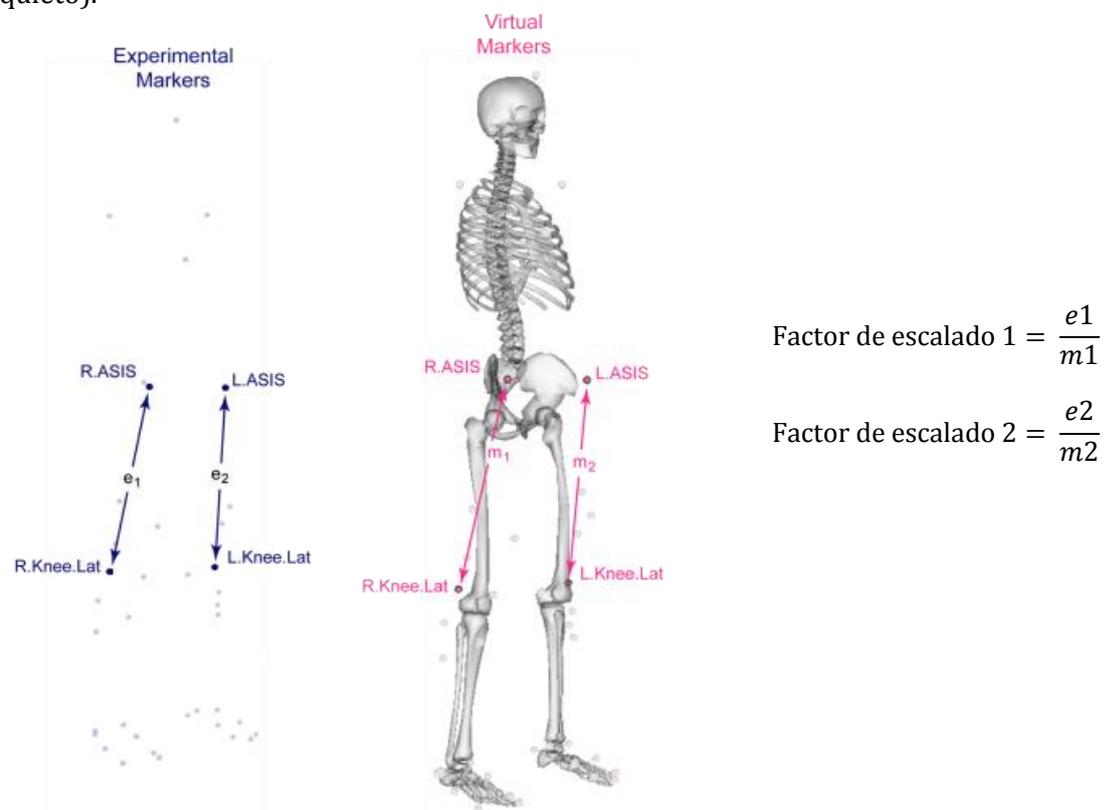


FIGURA 3-1 HERRAMIENTA DE ESCALADO DE OPENSIM [31]

### 3.1.3. Cinemática Inversa

Una vez se tiene el modelo ajustado al sujeto particular con el que se han realizado las medidas, la cinemática inversa (IK) sirve para obtener los valores de las coordenadas generalizadas (ángulos y posiciones) del modelo que mejor coincidan con la cinemática experimental capturada en el laboratorio. Normalmente, la cinemática experimental incluye posiciones experimentales de los marcadores y, a partir de estas posiciones, interesa obtener los valores de los ángulos articulares. La herramienta IK pasa por cada instante de tiempo del movimiento y calcula los valores de coordenadas generalizadas para que la posición en ese instante se parezca

lo máximo posible a la experimental. En la Figura 3-2 se observan las entradas y salidas del análisis de cinemática inversa. Las coordenadas deseadas serán aquellas que se miden directamente como por ejemplo, midiendo ángulos relativos mediante de goniómetros.



FIGURA 3-2 DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA CINEMÁTICA INVERSA

Matemáticamente, esto se expresa como un problema de mínimos cuadrados ponderados (Figura 3-3), cuya solución tiene como objetivo reducir el error tanto de los marcadores como de las coordenadas.

$$\min \left[ \sum_{m=1}^{\#Markers} w_m \|x_m^{exp} - x_m(\mathbf{q})\|^2 + \sum_{c=1}^{\#Coordinates} w_c \|q_c^{exp} - q_c\|^2 \right] \quad (\text{EQ. 3-1})$$

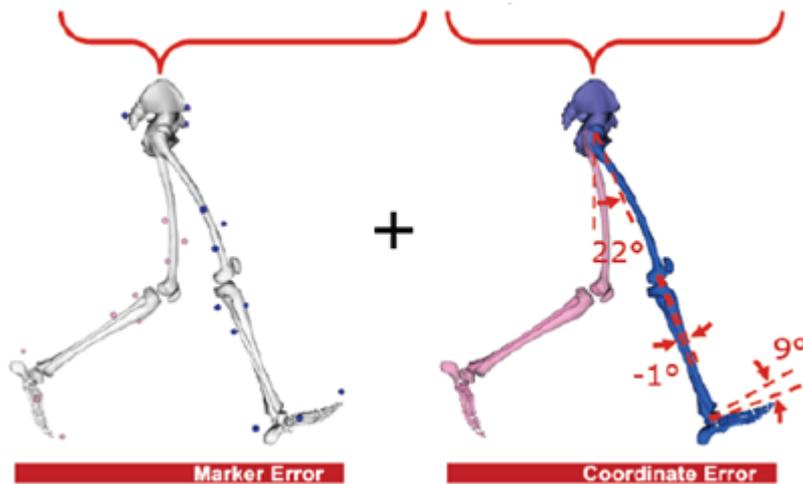


FIGURA 3-3 PROBLEMA DE MÍNIMOS CUADRADOS EN LA CINEMÁTICA INVERSA (EDITADO DE [31])

Se definen a continuación los términos de la ecuación:

$w_m$  → Factor de peso para el error de los marcadores.

$w_c$  → Factor de peso para el error de las coordenadas.

$x_m$  → Posición del marcador "m" en el modelo.

$x_m^{exp}$  → Posición experimental del marcador "m."

$q_c$  → Coordenada generalizada "c" en el modelo.

$q_c^{exp}$  → Coordenada generalizada "c" medida experimentalmente.

### 3.1.4. Análisis dinámico

La dinámica es el estudio del movimiento teniendo en cuenta las fuerzas y momentos que lo producen.

La dinámica inversa (ID) determina las fuerzas que causan el movimiento particular y sus resultados se utilizarán para decidir cómo se utilizan los músculos para ese movimiento. Para determinar estos torsores articulares (fuerzas internas y momentos), las ecuaciones del movimiento del sistema se resuelven a partir de los datos conocidos de fuerzas externas (fuerzas de reacción entre el pie y el suelo), aceleraciones (derivando los ángulos y posiciones dos veces) y parámetros antropométricos (propiedades de masa, longitudes de segmentos, etc.) del modelo músculo-esquelético. En la Figura 3-4 se muestra el diagrama de bloques para este análisis.



FIGURA 3-4 DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA DINÁMICA INVERSA

La ecuación del movimiento se puede escribir de la siguiente manera:

$$\underbrace{\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q})}_{\text{Known}} = \boldsymbol{\tau} \rightarrow \text{Unknown} \quad (\text{Eq. 3-2})$$

Siendo  $N$  el número de grados de libertad, tenemos que:

$\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}} \in R^N \rightarrow$  Vectores de posiciones, velocidades y aceleraciones respectivamente.

$\mathbf{M}(\mathbf{q}) \in R^{N \times N} \rightarrow$  Matriz de masas del sistema.

$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \in R^N \rightarrow$  Vector de términos inerciales que dependen de posición y velocidad.

$\mathbf{G}(\mathbf{q}) \in R^N \rightarrow$  Vector de fuerzas gravitacionales.

$\boldsymbol{\tau} \in R^N \rightarrow$  Vector de fuerzas generalizadas.

El movimiento del modelo está completamente definido por las posiciones, velocidades y aceleraciones. En consecuencia, todos los términos en el lado izquierdo de las ecuaciones de movimiento son conocidos. Se desconoce el término del lado derecho de las ecuaciones del movimiento. La herramienta de *dinámica inversa* utiliza por tanto el movimiento conocido del modelo para resolver las ecuaciones de movimiento y conocer así el vector de las fuerzas generalizadas  $\boldsymbol{\tau}$ . Este vector está formado básicamente por términos de fuerzas de reacción (conocidas) y términos de fuerzas que actúan los grados de libertad (desconocidos), y son calculables debido a que se trata de un problema determinado, es decir, se tienen tantas ecuaciones como grados de libertad.

La dinámica directa (FD), sin embargo, es la solución que resulta de la integración de las ecuaciones diferenciales que definen la dinámica del modelo músculo-esquelético. A diferencia de la dinámica inversa, donde se conoce el movimiento del modelo y se determinan las fuerzas y momentos que lo generan, en la dinámica directa, se simula el movimiento a partir de las fuerzas y momentos aplicados. El vector de aceleraciones  $\ddot{\mathbf{q}}$  se puede escribir en función de los términos de inercia y fuerzas aplicadas sobre el esqueleto:

$$\ddot{\mathbf{q}} = [\mathbf{M}(\mathbf{q})]^{-1}\{\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \boldsymbol{\tau} + \mathbf{F}\} \quad (\text{Eq. 3-3})$$

Donde  $\boldsymbol{\tau}$  es el vector de fuerzas generalizadas,  $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$  representa el vector de términos inerciales que dependen de posición y velocidad,  $\mathbf{q}$  es el vector de coordenadas,  $\dot{\mathbf{q}}$  sus velocidades,  $\mathbf{G}(\mathbf{q})$  fuerzas gravitacionales,  $\mathbf{F}$  otras fuerzas aplicadas al modelo (pueden ser las fuerzas de contacto con una ortesis externa) y  $[\mathbf{M}(\mathbf{q})]^{-1}$ , la inversa de la matriz de masas.

En la simulación de dinámica directa, se tiene en cuenta la propia dinámica del sistema multicuerpo además de la dinámica de contracción muscular, y ambas se encuentran acopladas. Los momentos musculares netos  $\boldsymbol{\tau}_m$ , son el resultado de los brazos de palanca  $[\mathbf{R}(\mathbf{q})]$ , multiplicados por las fuerzas musculares  $\mathbf{f}(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \dot{\mathbf{l}})$ , que son función de las activaciones musculares  $\mathbf{a}$ , de las longitudes de las fibras musculares  $\mathbf{l}$ , y de sus velocidades  $\dot{\mathbf{l}}$ . Las velocidades de las fibras musculares se rigen por la dinámica de la contracción muscular  $\Lambda(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ , que es dependiente de las activaciones musculares y longitudes de las fibras, así como de las coordenadas y sus velocidades. El vector de activaciones dinámicas  $\mathbf{a}$ , describe cómo las tasas de activación  $\dot{\mathbf{a}}$  de los músculos responden a las excitaciones nerviosas  $\mathbf{x}$ , que generalmente son los controles de entrada del modelo. Estos forman un conjunto de ecuaciones diferenciales que describen la dinámica del modelo del aparato locomotor.

$$\boldsymbol{\tau}_m = [\mathbf{R}(\mathbf{q})]\mathbf{f}(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \dot{\mathbf{l}}) \quad (\text{Eq. 3-4})$$

$$\dot{\mathbf{l}} = \Lambda(\mathbf{a}, \mathbf{l}, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \quad (\text{Eq. 3-5})$$

$$\dot{\mathbf{a}} = \mathbf{A}(\mathbf{a}, \mathbf{x}) \quad (\text{Eq. 3-6})$$

Por lo tanto, este análisis trata de generar la evolución temporal de los *estados* mediante la integración dinámica de este sistema de ecuaciones en respuesta a los controles de entrada y las fuerzas externas aplicadas. El *estado* de un modelo es la colección de todas las variables definidas en un instante de tiempo determinado, que viene regido por la dinámica. Así pues, la dinámica del modelo describe cómo el modelo avanza de un estado dado a otro a través del tiempo. En un modelo músculo-esquelético, los estados son las coordenadas y sus velocidades, las activaciones musculares y longitudes de las fibras musculares. Para el análisis dinámico de un modelo se requiere conocer el estado y así poder calcular la variación de los estados del modelo

(aceleraciones articulares, las tasas de activación, y las velocidades de contracción de las fibras) en respuesta a las fuerzas y los controles de entrada.

De este modo, la simulación consiste en la integración de las ecuaciones dinámicas del modelo a partir de un estado inicial especificado por el usuario. Al aplicar los controles, las tasas de activación, las velocidades y las longitudes de las fibras musculares, se calculan las aceleraciones. Así, mediante integración numérica se pueden calcular los nuevos estados tras intervalos de tiempo cortos. OpenSim utiliza el integrador de quinto orden *Runge-Kutta-Feldberg* para resolver las ecuaciones dinámicas y así obtener las trayectorias de los estados del modelo para cada instante de tiempo. Se ha de decir que la herramienta de dinámica directa (FD) es un sistema en bucle abierto en el que se aplican los controles musculares (actuación muscular sin mecanismo de corrección) y por lo tanto, los estados no están obligados a seguir la trayectoria deseada, ya que no hay control. En la Figura 3-5 se muestran las entradas y salidas para el análisis dinámico directo.



FIGURA 3-5 DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA DINÁMICA DIRECTA

### 3.1.5. Control Muscular (CMC - Computed Muscle Control)

El propósito del control muscular computarizado (CMC) es calcular un conjunto de excitaciones musculares que impulsará el modelo músculo-esquelético dinámico para el seguimiento de la cinemática deseada, en presencia de fuerzas externas aplicadas, tal y como se muestra en el diagrama de la Figura 3-6.



FIGURA 3-6 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CMC

El CMC hace esto mediante el uso de una combinación de control proporcional - derivativo (PD) y la optimización estática, tal y como se puede observar en la Figura 3-7.

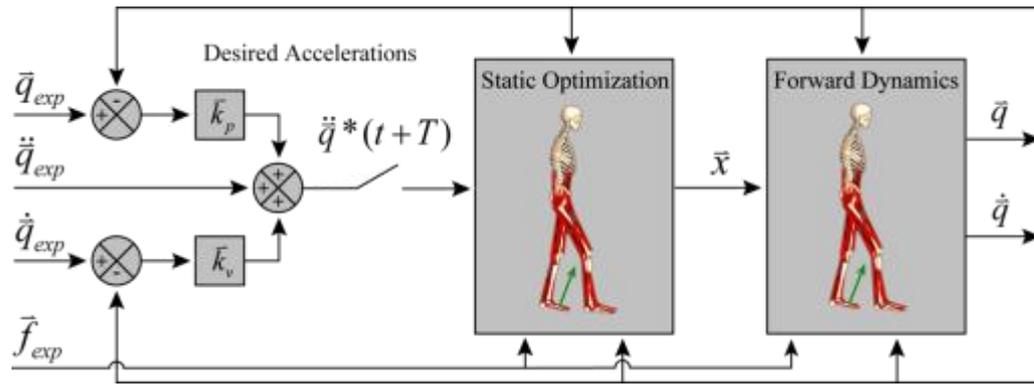


FIGURA 3-7 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ALGORITMO DEL CMC APLICADO A LA MARCHA HUMANA [32]

Antes de comenzar el algoritmo de CMC, se calculan los estados iniciales del modelo. Los estados comprenden las coordenadas generalizadas (ángulos articulares), velocidades generalizadas (velocidades angulares) y los estados musculares (niveles de activación muscular y longitudes de las fibras musculares).

El primer paso en el algoritmo consiste en calcular un conjunto de aceleraciones deseadas  $\ddot{\mathbf{q}}^*$ , que darán lugar a las coordenadas del modelo  $\mathbf{q}$ , a partir de las coordenadas experimentales  $\mathbf{q}_{\text{exp}}$ . Las aceleraciones deseadas se calculan utilizando la siguiente ley de control PD:

$$\ddot{\mathbf{q}}^*(t+T) = \ddot{\mathbf{q}}_{\text{exp}}(t+T) + k_v[\dot{\mathbf{q}}_{\text{exp}}(t) - \dot{\mathbf{q}}_{\text{exp}}(t)] + k_p[\mathbf{q}_{\text{exp}}(t) - \mathbf{q}_{\text{exp}}(t)] \quad (\text{Eq. 3-7})$$

Donde  $k_v$  y  $k_p$  son las ganancias derivativa y de proporcionalidad, que multiplican los errores de velocidad y posición, respectivamente. Debido a que las fuerzas musculares no pueden cambiar instantáneamente, las aceleraciones deseadas se calculan para un tiempo pequeño  $T$  en el futuro.  $T$  se elige típicamente alrededor de 0,01 segundos, ya que este intervalo de tiempo es suficientemente corto para permitir un control adecuado, pero lo suficientemente largo para permitir que las fuerzas musculares cambien. Para modelos músculo-esqueléticos, se suelen usar valores de  $k_v = 20$  y  $k_p = 100$ , dando lugar a errores muy bajos entre las coordenadas calculadas y experimentales.

El siguiente paso del CMC es calcular los controles de los actuadores  $x$ , que darán lugar a las aceleraciones deseadas  $\ddot{\mathbf{q}}^*$ . La mayoría de las veces los controles están compuestos por excitaciones musculares, pero esto no es necesario. Se puede utilizar cualquier tipo de actuador, como por ejemplo la actuación externa que proporciona una ortesis activa. La *Optimización Estática* se utiliza para distribuir la carga a través de actuadores sinérgicos. Actualmente OpenSim dispone de dos formulaciones para este problema de repartimiento muscular. La primera formulación, llamada el *Slow Target*, se compone de una función objetivo o coste ( $J$ ) que es una suma ponderada del control de los actuadores al cuadrado más la suma de los errores de aceleraciones deseadas:

$$J = \sum_{i=1}^{nx} x_i^2 + \sum_{j=1}^{nq} w_j (\ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j)^2 \quad (\text{Eq. 3-8})$$

La segunda formulación se denomina *Fast Target* y la función objetivo es la suma de los cuadrados de los controles, es decir, consiste en el primer término de la (Eq. 3-8), pero además tiene en cuenta un conjunto de restricciones de igualdad que exige que las aceleraciones deseadas  $\ddot{q}_j^*$  estén dentro de la tolerancia  $C_j$  establecida por el optimizador.

Esta segunda optimización devuelve mejores resultados, sin embargo, cuando el modelo no es suficientemente rígido, puede fallar debido a que las restricciones no pueden cumplirse. El último paso en el algoritmo de CMC consiste en utilizar los controles calculados para llevar a cabo una simulación dinámica directa estándar, avanzando en el tiempo cada  $T$ . Esto se repite hasta que el tiempo alcanza el final del intervalo del movimiento deseado. Una vez que finaliza la ejecución de CMC, si se requiere, se pueden comparar los patrones de excitación muscular calculados con las mediciones electromiográficas.

Se debe comentar que la herramienta de dinámica directa (Apartado 3.1.4) utiliza el mismo modelo y configuración de los actuadores utilizada en la CMC, junto con los estados y los controles calculados durante la etapa inicial del CMC, para ejecutar una simulación dinámica muscular directa que tiene como objetivo reproducir el mismo movimiento seguido por el CMC. Sin embargo, a diferencia del CMC, que utiliza controladores en un sistema de bucle cerrado para garantizar el seguimiento de las trayectorias deseadas, la herramienta de Dinámica Directa es un sistema de bucle abierto, como se ha comentado anteriormente. De este modo, los controles de los actuadores se aplican ciegamente sin ninguna retroalimentación o mecanismo de corrección que garantice un seguimiento preciso. En teoría, con las mismas condiciones del CMC e introduciendo los controles exactos, debería de reproducirse la misma trayectoria calculada mediante la CMC. Sin embargo, debido a pequeñas diferencias en los valores (debido al truncamiento o redondeo) o las formas en que estos valores son utilizados por la herramienta dinámica directa, la simulación se desviará un poco de la trayectoria esperada. Esto es particularmente un problema en el caso de las simulaciones largas, en las que las pequeñas diferencias tienen más tiempo para acumularse y por tanto las divergencias pueden llegar a ser más notables, causando finalmente una simulación completamente inestable.

### 3.1.6. Modelos de contacto

Los modelos biomecánicos a menudo implican el contacto entre los distintos componentes del modelo. En muchos casos, estos contactos pueden ser idealizados por medio de articulaciones o restricciones. Sin embargo, las fuerzas de contacto reales surgen de deformaciones de los materiales a partir de los cuales se componen los sistemas biológicos. OpenSim proporciona dos modelos de contacto compatibles que tienen en cuenta deformaciones para generar estas

fuerzas de contacto. Uno se basa en la teoría de contacto de Hertz [33][34], modelo de contacto H&C (*Hunt and Crossley*), que genera analíticamente fuerzas a partir de deformaciones y velocidad de deformación basándose en la teoría de la elasticidad, pero limitándose a geometrías simples. El segundo es el EFM (*Elastic Foundation Model*), que utiliza mallados para representar superficies geométricas complicadas, pero calcula fuerzas usando un modelo elástico simplificado. Ambos modelos utilizan un modelo de disipación descrito por Hunt y Crossley [35] y un modelo de fricción Stribek [36]. Para cada elemento de contacto, se produce una fuerza compuesta por tres efectos: rigidez  $f_r$ , disipación  $f_d$  y fricción  $f_f$  [37]:

$$f = (f_r + f_d) \cdot \mathbf{n} + f_f \cdot \mathbf{t} \quad (\text{Eq.3-9})$$

Siendo  $\mathbf{n}$  el vector unitario normal al plano de contacto y  $\mathbf{t}$ , el vector unitario tangencial con sentido opuesto a la velocidad de deslizamiento. El cálculo de  $f_r$  es diferente según el modelo de contacto utilizado (H&C o EFM), pero una vez definido, las fuerzas debidas a la disipación y fricción se calculan de la misma manera para ambos métodos.

#### **Modelo de contacto Hertz/ Hunt & Crossley**

OpenSim únicamente proporciona este tipo de contacto para planos, esferas y elipsoides. La Figura 3-8 ilustra la geometría de contacto para el caso de dos esferas. Para describir la implementación del modelo, se considerará la colisión entre dos cuerpos, B1 y B2, en la que la esfera atada al cuerpo B1 entra en contacto con la que está unida a B2. La fuerza normal de contacto será función de la deformación de las superficies, entre otros parámetros. Esta deformación se calcula como el desplazamiento  $x$ , que consiste en la deformación total de las dos superficies en la dirección normal al plano tangente. De este modo, cuando  $x > 0$ , las superficies están en contacto. La fuerza normal resultante, dimensión del área de contacto y la distribución de presiones se determinarán a partir de las propiedades del material, la geometría del contacto sin deformar y la deformación  $x$ .

La magnitud de la fuerza  $f_r$  es:

$$f_r = f_{Hz} = \left( \frac{4}{3} \sigma R^{1/2} E^* \right) x^{3/2} \quad (\text{Eq. 3-10})$$

Donde  $R$  es el radio de curvatura compuesto,  $E^*$  el módulo elástico compuesto y  $\sigma$  el factor de excentricidad que en el caso de contacto circular será 1. Se debe tener en cuenta que aunque los materiales se consideren elásticos lineales, la relación fuerza-desplazamiento no es lineal debido al cambio de la geometría durante el contacto. Más adelante se describirá con más detalle el cálculo de  $R$  y  $E^*$  para el caso del contacto esfera-plano, que es el modelo utilizado en este estudio.

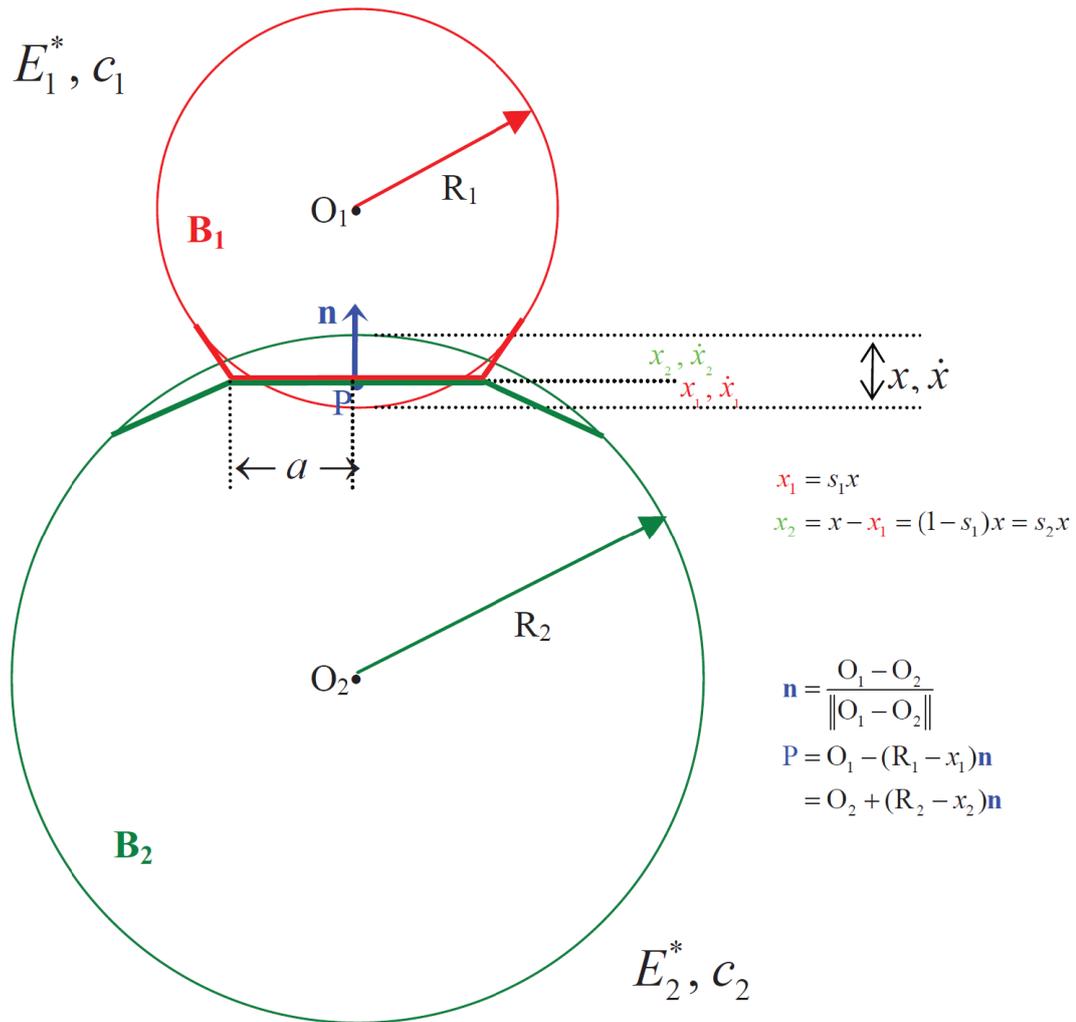


FIGURA 3-8 GEOMETRÍA DE CONTACTO EN EL MODELO H&amp;C [37]

Para la aplicación de esta fuerza, el programa calcula el punto de contacto P instantáneo cuya localización dependerá de la rigidez relativa de los dos materiales en contacto. Si los dos materiales son iguales, P estará en la mitad de la distancia entre ambas superficies. Sin embargo, si un material es mucho más rígido que el otro, P estará mucho más cerca de la superficie que deforma menos (más rígida). La fuerza de contacto estará aplicada en cada cuerpo en el punto P a lo largo de la dirección normal al área de contacto, en sentidos opuestos.

Para aplicar la disipación de Hunt y Crossley de manera adecuada, las velocidades de impacto deberán ser suficientemente bajas para que no se produzca la deformación permanente de los materiales. Una vez se tiene la magnitud de la fuerza debido a la rigidez, la fuerza de disipación se calcula de la siguiente manera [37]:

$$f_d = f_{HC} = \frac{3}{2} f_{Hz} c^* \dot{x} \quad (\text{Eq. 3-11})$$

Con  $c^*$ , el coeficiente de disipación efectiva, que dependerá de las propiedades de los dos materiales de contacto, que se suelen determinar de ensayos de impacto de manera experimental, y tiene unidades de s/m. De este modo, la fuerza total en la dirección normal  $f_n$  será:

$$f_n = f_r + f_d \quad (\text{Eq. 3-12})$$

La fuerza debida a la fricción se calcula a partir de la velocidad relativa en el plano de contacto en el punto P de ambas superficies y se opone al sentido de la velocidad de deslizamiento. Siendo  $v$  la velocidad de deslizamiento (valor absoluto de la velocidad relativa):

$$f_f = \mu(v)f_n \quad (\text{Eq. 3-13})$$

Siendo  $\mu$  el coeficiente de fricción efectivo que depende de la velocidad de deslizamiento y está parametrizado a partir de las propiedades superficiales de los materiales de contacto, tal y como se puede ver en la gráfica de la Figura 3-9: coeficientes de fricción estático, dinámico y viscoso y la velocidad de transición  $v_t$  a la cual la fricción estática alcanza su valor máximo.

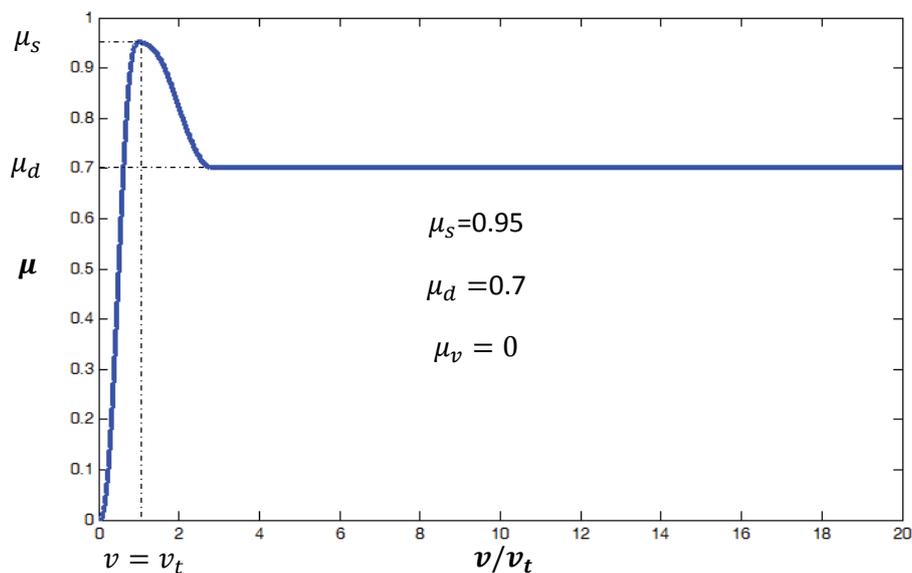


FIGURA 3-9 CURVA DE FRICCIÓN DE STRIBECK (EJEMPLO) (GRÁFICA EDITADA DE [37])

### **Modelo de contacto Elastic Foundation Model**

El Elastic Foundation Model (EFM) asume que los sólidos en contacto son cuerpos rígidos pero con una fina capa de material elástico de espesor  $h_s$  en la superficie, tal y como se puede observar en la Figura 3-10. Las propiedades elásticas lineales se determinan en función de las propiedades de los materiales en contacto. Este método también es referido como Winkler Elastic Foundation.

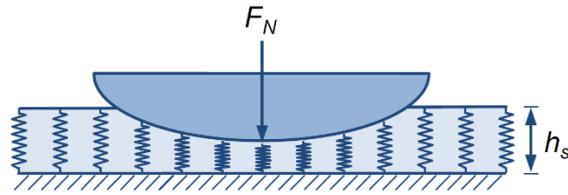


FIGURA 3-10 MODELO DE CONTACTO ELÁSTICO FOUNDATION MODEL O DE WINKLER

En este modelo, la geometría de cada superficie puede llegar a ser complicada y se aproxima a un mallado triangular de densidad adecuada. En el centro de cada triángulo, en cada una de las dos superficies de contacto, se coloca un muelle de rigidez  $k$ , que se obtiene a partir del área del triángulo  $A_s$ , propiedad de los materiales en contacto  $E^*$  y el espesor  $h_s$ .

Tal y como se muestra en la Figura 3-11, el programa determina todos los triángulos de un cuerpo A cuyos centroides están en el interior del cuerpo B, teniendo en cuenta solo la geometría no deformada. Para cada uno de estos triángulos, se determina el punto S en la superficie del cuerpo B que más cerca esté del centroide. El desplazamiento  $x$  se define como la distancia entre el centroide y S. De este modo, se aplica una fuerza  $kx$  en ambos cuerpos usando un punto de contacto P a lo largo de la línea entre el centroide y S, cuya posición dependerá de la rigidez relativa entre ambos cuerpos.

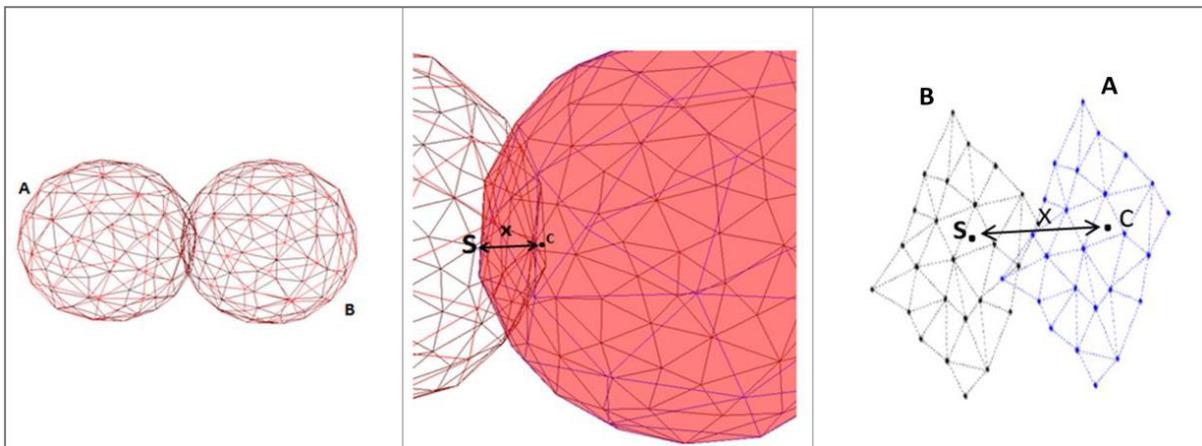


FIGURA 3-11 DOS ESFERAS CON MALLADO TRIANGULAR (A Y B) EN CONTACTO [38]

La presión de contacto en un muelle  $s$  se describe de la siguiente manera [39]:

$$p_s = \frac{E_w}{h_s} \delta_s \quad (\text{Eq. 3-14})$$

Donde  $\delta_s$  es lo mismo que el desplazamiento  $x$ , es decir, la indentación relativa del muelle  $s$ ,  $E_w$  es el módulo de Winkler para la capa elástica y  $h_s$  es el espesor de dicha capa. Para el caso en el que uno de los cuerpos es el que deforma (el otro cuerpo se considera infinitamente rígido), el módulo de Winkler viene dado por la siguiente expresión [39]:

$$E_w = \frac{(1-p)E}{(1+p)(1-2p)} \quad (\text{Eq. 3-15})$$

Siendo  $E$  el módulo de Young de material que deforma y  $p$  su coeficiente de Poisson. Por lo tanto, introduciéndolo en la [Eq. 3-14][39]:

$$p_s = \frac{(1-p)E}{(1+p)(1-2p)} \frac{\delta_s}{h_s} \quad (\text{Eq. 3-16})$$

La fuerza total soportada por la capa elástica se calcula sumando las fuerzas de contacto de todos los elementos en la dirección normal de la superficie de contacto [39]:

$$f_r = \sum p_s A_s = \sum kx \quad (\text{Eq. 3-17})$$

Siendo  $A_s$  el área del triángulo proyectado sobre la dirección normal.

El término de disipación de Hunt y Crossley se calcula del siguiente modo [37], y la suma de todos los elementos completa la fuerza normal:

$$f_d = f_{HC} = \sum kx(c^* \dot{x}) \quad (\text{Eq. 3-18})$$

Esto se repite de forma independiente para cada uno de los triángulos solapados. Si el cuerpo B también es un modelo EFM, se realiza el mismo cálculo para cada uno de sus triángulos cuyos centroides se encuentran dentro de A. Se suman entonces todas las fuerzas en cada triángulo para calcular la fuerza neta. Posteriormente, la fuerza de fricción de Stribeck se calcula de igual modo que en el modelo de Hertz/H&C explicado en el apartado anterior.

En conclusión, el modelo de contacto de Hunt y Crossley (Hertz/H&C) se debe aplicar cuando las superficies pueden ser modeladas como esferas, elipsoides o planos, mientras que el modelo EFM es adecuado para los casos en los que al menos una de las superficies se debe definir como un volumen con mallado triangular.

En la Figura 3-12 se muestra un ejemplo de cada uno de los modelos aplicados para el cálculo de las fuerzas de contacto pie-suelo.

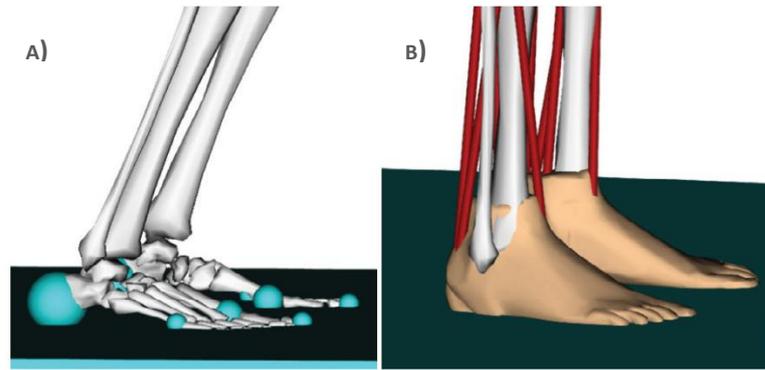


FIGURA 3-12 A) ESFERAS DE CONTACTO EN EL MODELO H&C B) SUPERFICIES DE MALLADO EN EL MODELO EFM [40]

### **Cálculo de Presión de Contacto**

Para comprobar la comodidad de la ortesis, las presiones generadas en los puntos de interfaz se calculan teniendo en cuenta las fuerzas de contacto generadas y las áreas de contacto correspondientes, calculadas a partir de la deformación (indentación) y el radio de la esfera. En la siguiente figura se observa el caso concreto de contacto esfera-plano.

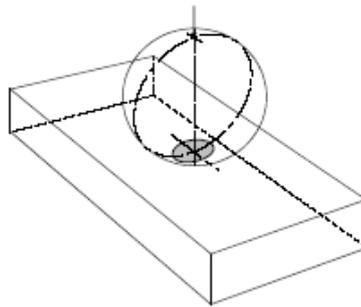


FIGURA 3-13. CÁLCULO DE PRESIÓN DE CONTACTO EN EL CASO DE CONTACTO ESFERA-PLANO [41]

Para el caso del contacto esfera-plano, se tiene una región de contacto circular con un radio  $r$ , [33] [41]:

$$r = \sqrt[3]{\frac{3FR}{4E}} \quad (\text{Eq. 3-19})$$

Así, se tiene una distribución de presiones parabólica tal que la presión de contacto media  $P_m$  y de pico (máxima)  $P_o$  se definen de la siguiente manera [33] [41]:

$$P_m = \frac{F}{\pi r^2} = \frac{2P_o}{3} \rightarrow P_o = \frac{3F}{2\pi r^2} \quad (\text{Eq. 3-20})$$

De este modo, se calcularán las presiones de contacto máximas  $P_o$  generadas durante la simulación, para ambos modelos, a partir de la fuerza normal en cada una de las superficies de contacto. Se compararán posteriormente con los umbrales definidos en el apartado 2.5.2 con el fin de evaluar el confort del paciente.



## CAPÍTULO 4

### METODOLOGÍA

#### 4.1. Definición del modelo de simulación

Como ya se ha mencionado, existe un gran repositorio de modelos existentes en *SimTK.org* [30]. Para el análisis dinámico de este trabajo en concreto, se ha utilizado el modelo *gait2392\_simbody.osim* realizando posteriormente algunas modificaciones y simplificaciones como se irá describiendo en los próximos apartados.

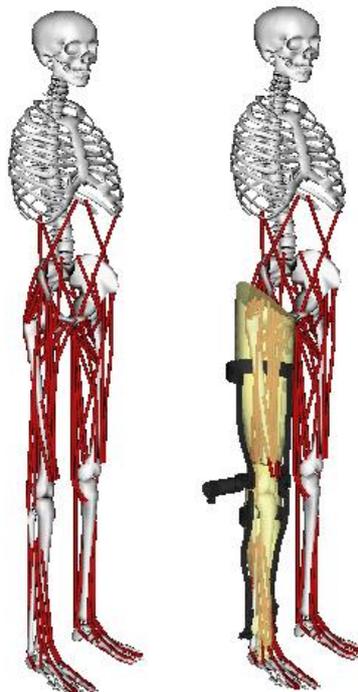


FIGURA 4-1 MODELO DE PARTIDA DE OPENSIM

Como se puede apreciar en la Figura 4-1, el modelo multicuerpo de partida consta de 12 segmentos (cuerpos rígidos), 23 grados de libertad y 92 músculos, sin incluir ligamentos. Se introduce posteriormente la geometría aproximada de la pierna y la ortesis (ficheros de Solidworks) para posteriormente poder crear los modelos de contacto de manera más sencilla y visual.

##### 4.1.1. Sistemas de captura

El sistema de captura que dispone el laboratorio de biomecánica consiste en un conjunto de cámaras que registran el movimiento mediante el uso de unos marcadores que se sitúan en puntos estratégicos del cuerpo, y las dos placas de fuerza que permiten la medida de las fuerzas de contacto pie-suelo del individuo. Ambos sistemas permiten enviar los datos capturados a un ordenador donde se tratan mediante Matlab.

### Sistema óptico

En el laboratorio de biomecánica de la UPC hay un sistema óptico de captura de la marca *Natural Point* y modelo *Optitrack*, que consta de 12 cámaras infrarrojas cuya luz se refleja en unos marcadores colocados sobre el cuerpo del sujeto a estudiar. La distribución de las cámaras es la adecuada para poder capturar el movimiento en un espacio de trabajo apto para estudiar el movimiento de la marcha humana, tal y como se muestra en la Figura 4-2.

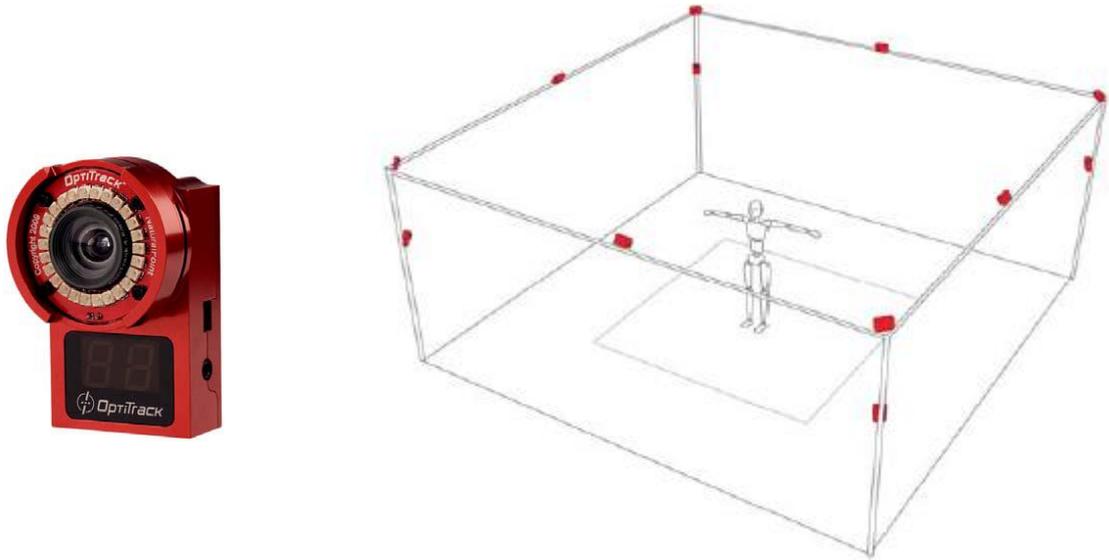


FIGURA 4-2 REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE LA DISTRIBUCIÓN DE LAS CÁMARAS

A continuación se puede observar una imagen del laboratorio de biomecánica donde se realizó la captura del movimiento.



FIGURA 4-3 LABORATORIO DE BIOMECÁNICA UPC. ESTUDIO DE MARCHA SOBRE SUJETO SANO

### Placas de fuerza

Como se ha comentado en el Capítulo 2, los estudios biomecánicos que analizan la marcha humana parten del movimiento capturado por el sistema óptico, pero además se dispone de las fuerzas de contacto pie-suelo para poder aplicar la dinámica inversa a partir de éstas. Las placas de fuerza son los instrumentos que se utilizan para cuantificar estas fuerzas. La mayoría se basa en transductores piezoeléctricos que miden pequeños desplazamientos generando una carga eléctrica en consecuencia. En general, suelen obtener información de las fuerzas y momentos aplicados en las tres direcciones del espacio. En el laboratorio de biomecánica en concreto se dispone de dos placas *Amti* modelo *Accugait*. La siguiente figura muestra un modelo de placa de fuerza multiaxial.

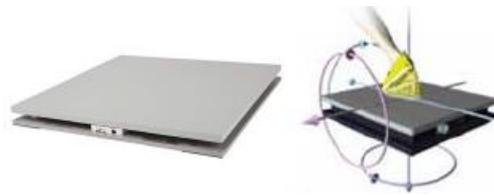


FIGURA 4-4 PLACA DE FUERZA MULTIAXIAL

A continuación se muestra la componente vertical de las fuerzas de reacción durante la captura del movimiento, que servirá para poder determinar exactamente el inicio y final de un ciclo de la marcha y así poder acotar la duración de la simulación para el estudio de la fase que interese.

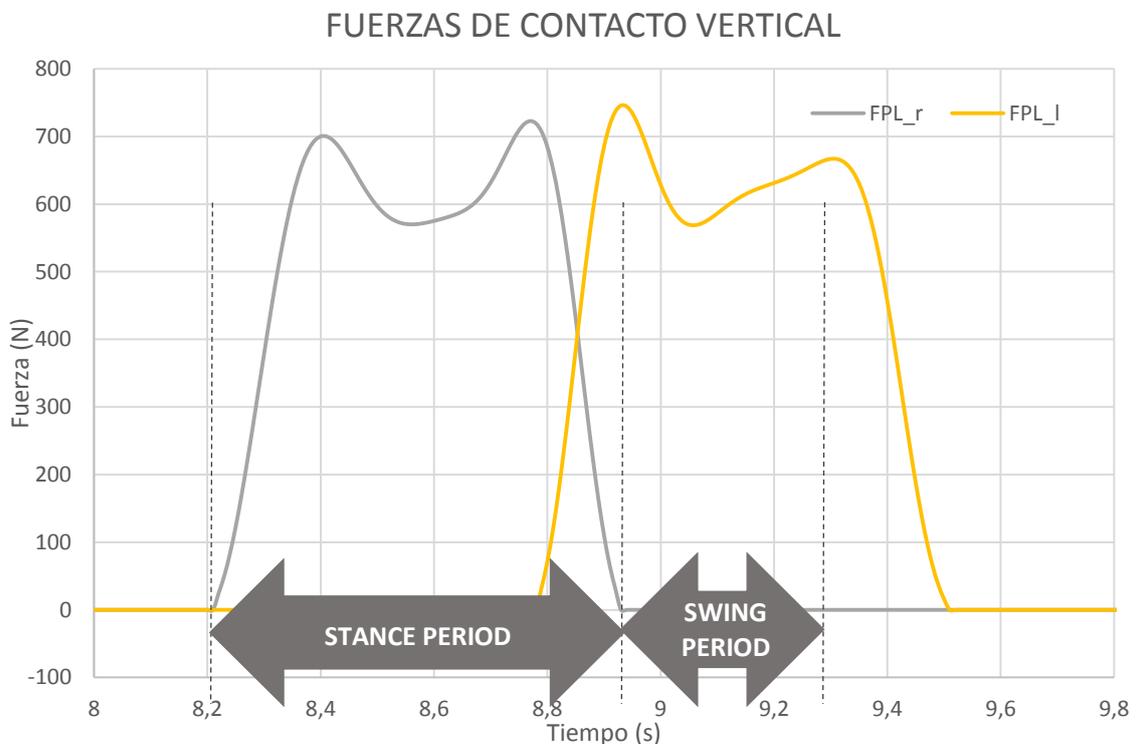


FIGURA 4-5 EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LAS FUERZAS DE REACCIÓN PIE-SUELO (FPL\_R PIE DERECHO, FPL\_L PIE IZQUIERDO)

En la Figura 4-5 se muestra la evolución temporal de la fuerza vertical de contacto entre el pie y el suelo obtenida a partir de las placas de fuerza. A continuación se puede observar la simulación de un ciclo entero, desde el impacto de talón derecho inicial hasta el siguiente.

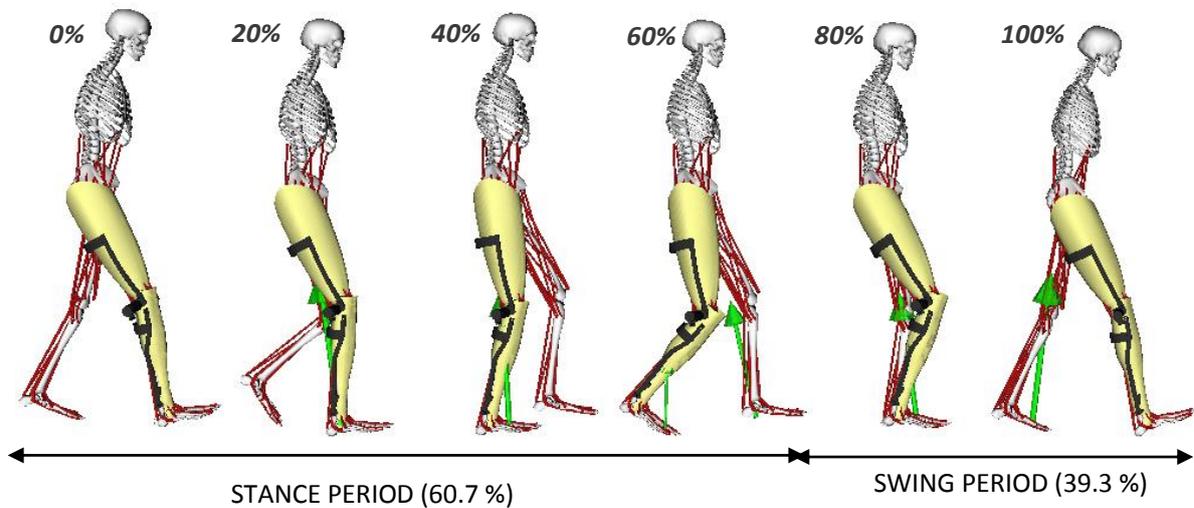


FIGURA 4-6 EVOLUCIÓN DE LAS FUERZAS DE CONTACTO PIE-SUELO

#### 4.1.2. Escalado

Para poder ajustar el modelo de OpenSim al sujeto específico del que se tomaron las medidas, se debe realizar el escalado. En este caso concreto, se capturó el movimiento de la marcha humana de un individuo sano. El sujeto en cuestión es un hombre de 68 kg y altura 1.83m. Se utilizaron 34 marcadores teniendo en cuenta el protocolo de la siguiente figura.

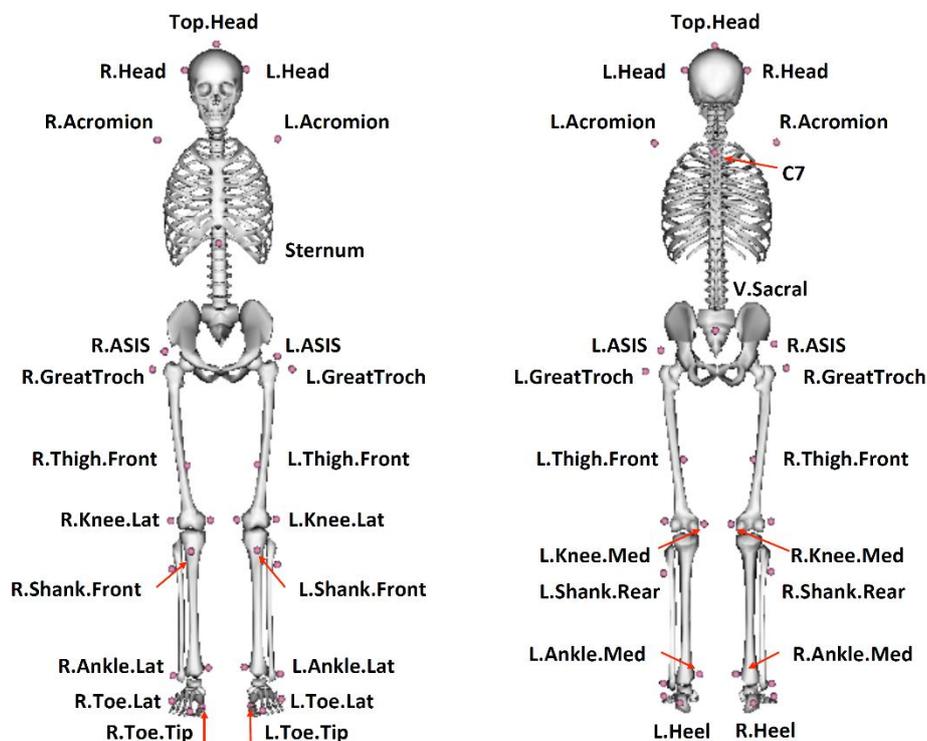


FIGURA 4-7 PROTOCOLO DE MARCADORES

Para realizar el escalado, se introduce al programa una captura de la posición de los marcadores durante un periodo de tiempo en el que el sujeto está quieto, además del peso del sujeto. Aquellos marcadores en los que se tenga una mayor confianza en cuanto a su posicionamiento correcto con respecto de los marcadores teóricos (virtuales del programa), tendrán unos factores de peso mayores para la optimización. Una vez se ajustan las longitudes de los segmentos así como las propiedades inerciales y de masa del modelo teórico al del individuo en estudio, se guarda el modelo actualizado y se trabajará posteriormente en este último.

#### 4.1.3. Cinemática Inversa (IK)

Se realiza la cinemática inversa del modelo ajustado para pasar de los datos de posición de los marcadores a coordenadas generalizadas del modelo en cuestión (ángulos articulares). Se muestra a continuación la evolución de los ángulos de flexión de la cadera y rodilla de la pierna derecha, tras realizar la cinemática inversa.

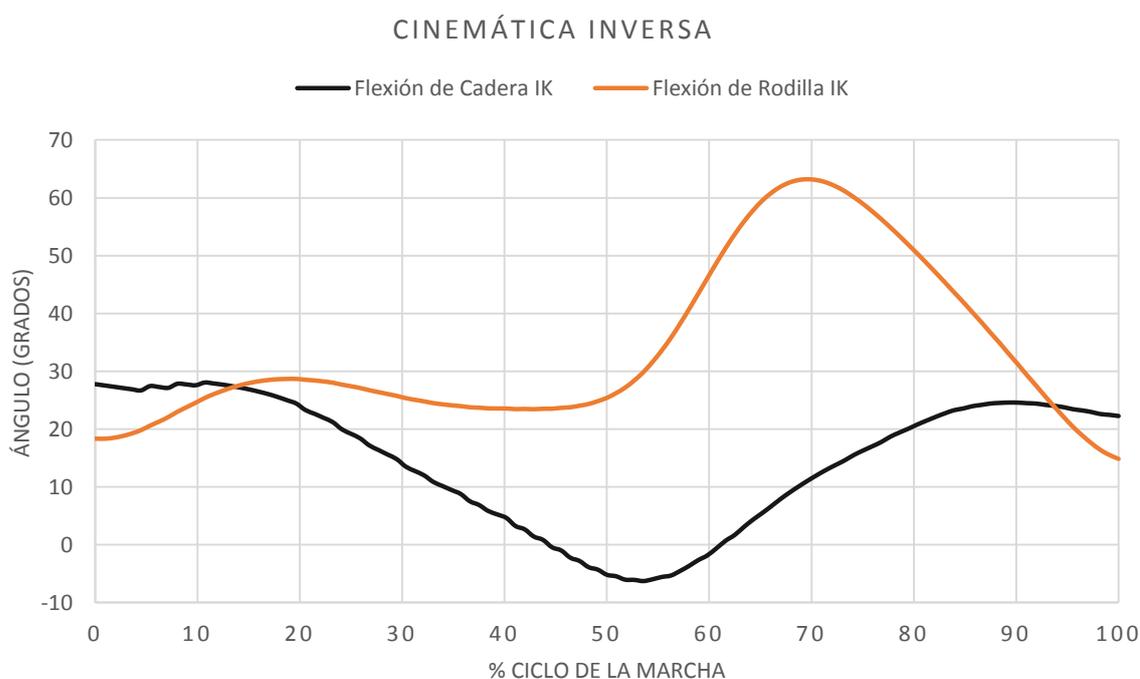


FIGURA 4-8 EVOLUCIÓN DE LOS ÁNGULOS RELATIVOS DE LA RODILLA Y CADERA DERECHA DURANTE EL CICLO COMPLETO

Se comprueba que los resultados son lógicos, teniendo en cuenta que al inicio del ciclo de la marcha, cuando ocurre el impacto del talón derecho, la cadera derecha está flexionada y se va extendiendo conforme avanza el ciclo, hasta que al final de la fase de apoyo vuelve a flexionarse durante la etapa del balanceo. Se comprueba también que la rodilla está en todo momento flexionada, aumentando esta flexión justo antes de entrar en la fase de balanceo. Los rangos de los ángulos están dentro de los valores normales [3].

#### 4.1.4. Simplificación del modelo biomecánico

Debido a que el objetivo de este trabajo se centra en la creación de modelos de contacto que simulen la interacción ortesis-pierna para el análisis de las fuerzas generadas, se ha simplificado el modelo para poder reducir el tiempo de cálculo así como los posibles errores, debido a que cuanto más larga sea la simulación, el resultado de la dinámica directa divergirá más de la cinemática impuesta. Se trata más por lo tanto de validar el modelo de contacto mediante la comparación de los modelos disponibles en OpenSim (Hertz/Hunt&Crossley y Elastic Foundation Model) y la obtención de resultados coherentes, para posteriormente poder aplicarlo a estudios más exhaustivos y concretos de la marcha humana (Capítulo 6). A continuación, se irán describiendo las diferentes partes del modelo de OpenSim utilizado para el análisis, con las modificaciones llevadas a cabo con respecto al modelo inicial de partida:

- Reducción del número de segmentos/cuerpos rígidos debido a que solo se trabajará con la pierna derecha. Se elimina el resto de los elementos, quedando el modelo con los elementos de la siguiente figura.

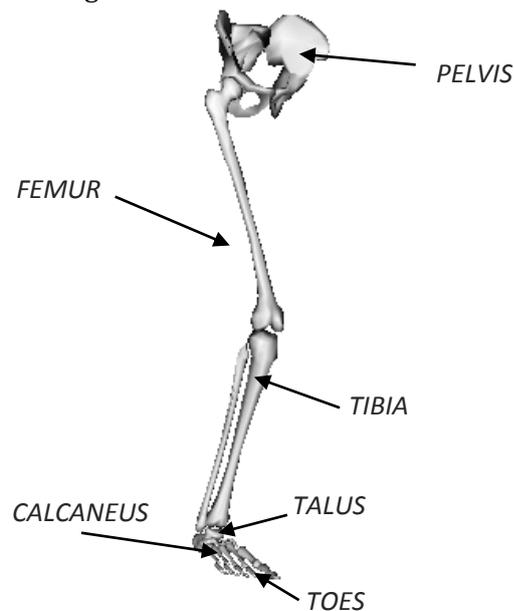


FIGURA 4-9 MODELO DE OPENSIM SIMPLIFICADO

- Reducción de grados de libertad/coordenadas generalizadas por el hecho de haber reducido el número de cuerpos o segmentos del modelo. Además del conjunto de cuerpos rígidos, también se ha de definir la relación entre ellos (articulaciones). En el programa, cada cuerpo viene definido como un sistema de referencia al cual se le asocia el centro de masas y la inercia. La articulación a su vez se define a partir de otro sistema de referencias fijado al cuerpo, de modo que permite el movimiento relativo correspondiente con respecto del sólido rígido adyacente, es decir, define la relación cinemática entre ambos cuerpos.

Se describen a continuación las articulaciones definidas en el modelo de OpenSim, así como sus grados de libertad. Se permite el movimiento en el espacio 3D a pesar de que prácticamente se realice en el plano sagital, ya que la captura del movimiento se ha realizado en el espacio.

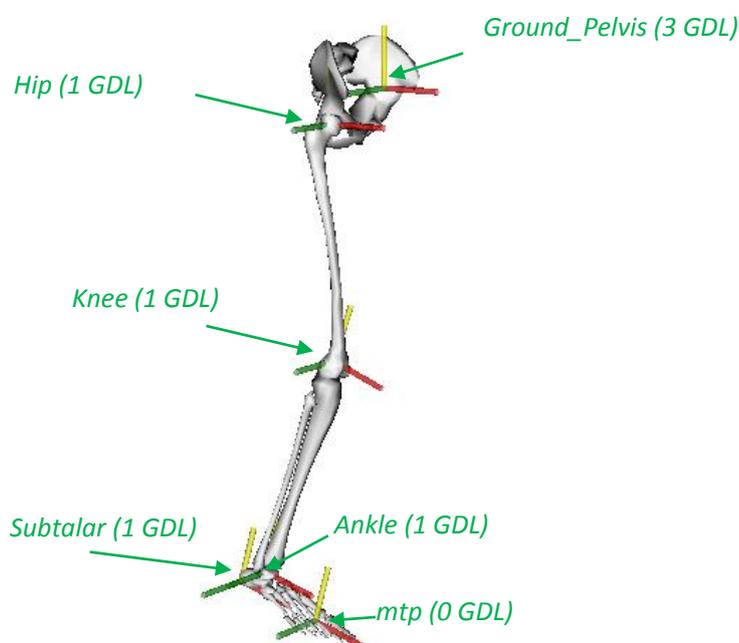


FIGURA 4-10 ARTICULACIONES DEL MODELO DE OPENSIM SIMPLIFICADO Y SUS GRADOS DE LIBERTAD

- **Ground-Pelvis:** se permiten a la pelvis las tres traslaciones (x, y, z) y se fijan las rotaciones en el espacio.
- **Hip:** se permite la flexión/extensión de la cadera, bloqueando la abducción/aducción y rotación interna/externa, limitándose al plano sagital. Es la articulación de unión entre los cuerpos *Femur (Child)* y *Pelvis (Parent)*.
- **Knee:** flexión/extensión de la rodilla. Permite la rotación relativa entre los cuerpos *Femur (Parent)* y *Tibia (Child)*.
- **Ankle:** flexión/extensión del tobillo. Articulación entre la *Tibia (Parent)* y *Talus (Child)*.
- **Subtalar:** pronación/supinación subtalar. Articulación entre el *Talus (Parent)* y *Calcaneus (Child)*.
- **Mtp:** Se restringe mediante la opción "Clamped" de OpenSim la rotación de los metacarpianos, ya que no influirá en los resultados de las fuerzas de contacto que se consideran en este trabajo, puesto que no se ha integrado el módulo del pie como se describe más adelante. Sería la articulación que permite la rotación relativa entre el *Calcaneus (Parent)* y *Toes (Child)*.

Todos estos grados de libertad o movimientos relativos permitidos entre los distintos sólidos se definen en OpenSim mediante articulaciones del tipo "CustomJoint" donde se

pueden definir las coordenadas con sus rangos de movimiento y valores por defecto (estado inicial).

- Reducción de músculos utilizando únicamente los correspondientes a la pierna derecha, que son los actuadores que generarán el movimiento prescrito en la cinemática de entrada. Esta actuación muscular se calculará durante el análisis CMC y será la entrada para el análisis de dinámica directa en la que se incluye el modelo de contacto, como se verá posteriormente. Se observa a continuación el modelo con los músculos utilizados en la simulación.



FIGURA 4-11 MÚSCULOS UTILIZADOS PARA EL ANÁLISIS CMC

- Limitación del movimiento al ciclo de la marcha completa, desde el primer impacto del talón derecho hasta el siguiente. Por lo tanto, a partir de ahora, los análisis se realizarán en el intervalo de tiempo entre los segundos 8.18s y 9.30s, siendo el instante 8.18s un poco antes del impacto de talón que ocurre en el tiempo 8.22s, como se puede ver en la Figura 4-5, para observar el efecto del impacto en las fuerzas de contacto y para que el programa pueda ejecutar el transitorio inicial del CMC en el que se calculan los estados musculares iniciales.

### ***Integración de la ortesis***

#### ***Propiedades y diseño mecánico de la ortesis***

La ortesis SCKAFO (Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis) desarrollada en el proyecto nacional del que surge este estudio, está dividida en dos partes, una para el módulo del tobillo y la otra para el módulo de la rodilla. Se ha de decir que en el presente análisis únicamente se ha modelado el contacto para el caso de una ortesis de rodilla, es decir, introduciendo solo la articulación de la rodilla. En estudios posteriores la idea será integrar también el módulo del

tobillo para analizar todo el ciclo de la marcha introduciendo las fuerzas de reacción pie-suelo sobre la planta del dispositivo ortésico. A pesar de ello, se describirá a continuación brevemente cada parte del dispositivo explicando la integración de cada uno en el modelo de OpenSim.

- *Módulo del tobillo*

El módulo del tobillo se basa en una ortesis pasiva comercial de tipo AFO, que se ha modificado para adaptarle un encoder en la articulación. La ortesis está constituida por dos barras de aluminio, una a cada lado de la pierna, que hacen de soporte y estarán ajustadas a la pierna con cintas de velcro. Una articulación de tipo Klenzak (dispositivo utilizado en ortesis que, mediante muelles de compresión o torsión, obliga al pie a la flexión dorsal) a cada lado del tobillo evita la hiperextensión del pie. Un estribo metálico con una plantilla constituye el soporte del pie, que se colocará dentro del zapato. Se observa a continuación la ortesis AFO comercial utilizada en el prototipo.



FIGURA 4-12 ORTESIS COMERCIAL AFO SIN MODIFICAR

Esta ortesis aplica en todo momento un par “antiequino” que puede ser regulado puesto que el muelle encargado de aplicarlo, tiene un extremo sujeto a un tornillo que permite variar su posición longitudinal. También cuenta con un mecanismo de bloqueo por forma que restringe el movimiento de flexión dorsal del pie a un máximo de 20°. El módulo del tobillo, tras la modificación de la AFO comercial, resulta de la siguiente manera.

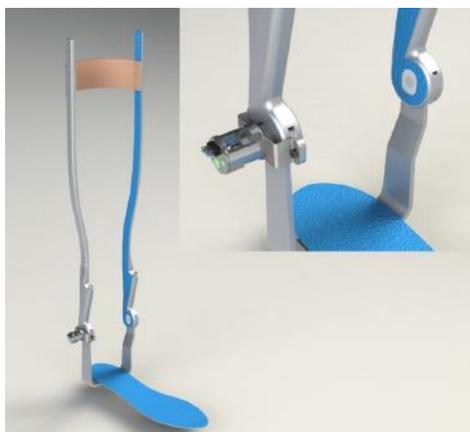


FIGURA 4-13 MÓDULO DEL TOBILLO Y DETALLE DEL ENCODER

En el modelo de OpenSim se han considerado únicamente las barras laterales junto con el velcro, sin tener en cuenta el estribo metálico con la plantilla (ortesis de rodilla únicamente). Además, se ha incluido el contacto que generaría otra cinta de velcro adicional situada más abajo que la de la Figura 4-12, para asegurar un mejor ajuste de la ortesis, ya que el prototipo real ya la tiene incluida. Lo mismo ocurrirá con la parte superior del dispositivo. A partir de ahora por tanto se denominará a este módulo modificado *Módulo de la tibia/pierna (Orthosis\_Shank)*, y se muestra en la siguiente figura.

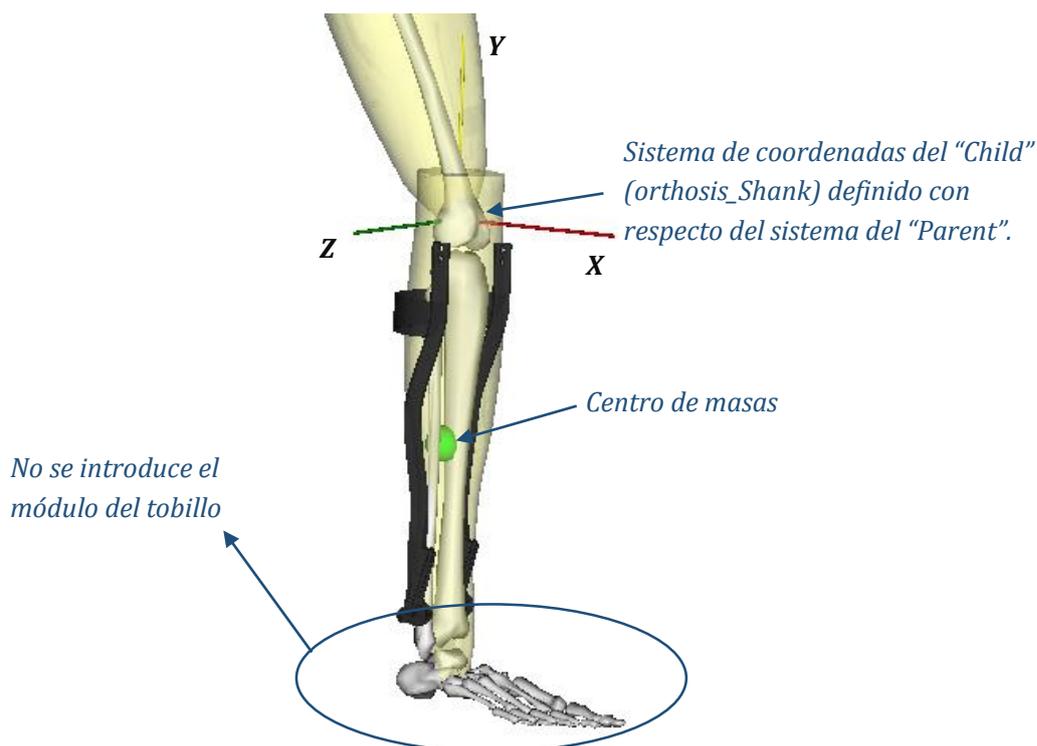


FIGURA 4-14 INTRODUCCIÓN DE LAS PROPIEDADES DEL MÓDULO DE LA TIBIA/PIERNA (ORTHOSIS\_SHANK)

Para introducir las propiedades de este módulo, debe definirse como un cuerpo rígido (*Body*). Se calculan previamente en Solidworks la masa y momentos de inercia con respecto del centro de masas del conjunto, teniendo en cuenta el sistema de referencias en el que está definido. Posteriormente, se trasladan estos datos al sistema de referencias que utiliza OpenSim, y se posiciona el módulo con respecto del sistema de coordenadas de su *Parent body*, que podrá ser la *Tibia* o el *orthosis\_thigh (módulo del fémur/muslo)*, según el análisis, como se explicará más adelante.

Las propiedades de este cuerpo, ya pasadas al sistema de referencia que utiliza OpenSim, son las siguientes:

TABLA 4-1 PROPIEDADES DEL MÓDULO DE LA TIBIA/PIERNA

PROPIEDAD	VALOR
Masa	0.388399 Kg
<b>Posición de Centro de Masas</b> (Con respecto de su sistema de referencias dibujado en la figura)	X=-0.00433707 m Y=-0.246508 m Z=0.00542571 m
<b>Momentos y productos de inercia con respecto del centro de masas</b>	Ixx= 0.007562 kgm <sup>2</sup> Iyy= 0.00115 kgm <sup>2</sup> Izz= 0.00668 kgm <sup>2</sup> Ixy= 1.43E-4 kgm <sup>2</sup> Ixz= 4.0E-6 kgm <sup>2</sup> Ixz= -1.03E-4kgm <sup>2</sup>

○ *Módulo de la rodilla*

Las barras laterales de soporte de la pierna continúan hacia la rodilla. Por la parte interior de la pierna, la barra de soporte encaja en una articulación con un mecanismo de bloqueo por forma, que permite fijar a voluntad el ángulo de flexión de la pierna. La barra exterior encaja sobre una articulación de acero similar a las encontradas en ortesis comerciales, pero con algunas modificaciones que permite fijar el mecanismo de actuación. Al igual que en la parte inferior de la ortesis, el soporte para el muslo consiste en dos barras laterales de aluminio sujetadas por medio de cintas de velcro. Se muestra a continuación el modelo completo de la ortesis montada también sobre un modelo de pierna.



FIGURA 4-15 DISEÑO DE ORTESIS ACTIVA SOLA Y MONTADA SOBRE UN MODELO DE PIERNA

En el análisis se ha considerado que la ortesis es pasiva y será por lo tanto actuada por el movimiento de la pierna. Sin embargo, se ha introducido la masa correspondiente al actuador lo que provoca que el centro de masas se acerque mucho a la rodilla, como se puede observar en la siguiente figura:

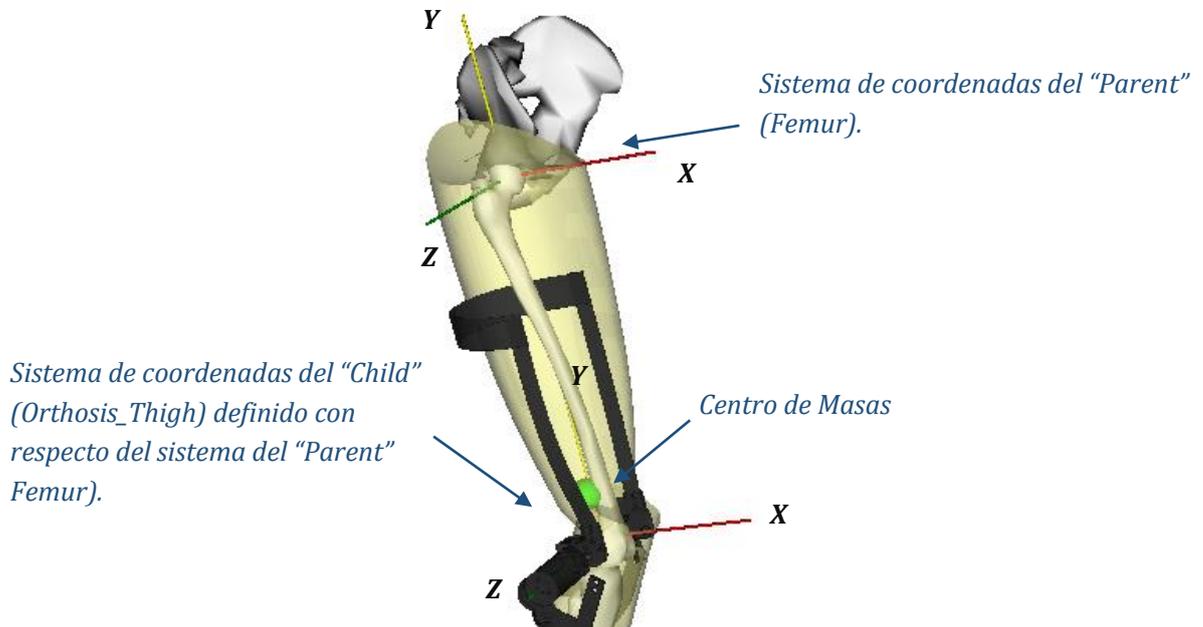


FIGURA 4-16 INTRODUCCIÓN DE LAS PROPIEDADES DEL MÓDULO DEL FÉMUR/MUSLO (ORTHOSIS\_THIGH)

Las propiedades de este cuerpo, ya pasadas al sistema de referencia que utiliza OpenSim, son las siguientes:

TABLA 4-2 PROPIEDADES DEL MÓDULO DEL FÉMUR/MUSLO

<b>PROPIEDAD</b>	<b>VALOR</b>
<b>Masa</b>	1.351741 kg
<b>Posición de Centro de Masas</b> (Con respecto de su sistema de referencias dibujado en la figura)	X= 0.00303093 m Y= 0.04076109 m Z= 0.0550677 m
<b>Momentos y productos de inercia con respecto del centro de masas</b>	Ixx= 0.022223 kgm <sup>2</sup> Iyy= 0.010303 kgm <sup>2</sup> Izz= 0.013159 kgm <sup>2</sup> Ixy= -8.27E-4 kgm <sup>2</sup> Ixz= -2.8E-4 kgm <sup>2</sup> Iyz= -0.001717 kgm <sup>2</sup>

### Integración para análisis ID y CMC

Para llevar a cabo los análisis de dinámica inversa (ID) y control muscular computarizado (CMC), es necesario introducir la masa e inercias correspondientes de la ortesis. Aunque la captura del movimiento se haya realizado sin el dispositivo, se quieren calcular los esfuerzos articulares y musculares que darían lugar a la cinemática registrada (no patológica) con la ortesis incluida. Para conseguirlo, sin incluir ningún modelo de contacto, se asocia cada uno de los dos módulos al sólido rígido que corresponda, mediante una articulación de tipo "WeldJoint", de modo que queda solidario al hueso correspondiente. En este caso, el módulo del fémur/muslo se define como *Child Body* del *Femur (Parent Body)*, y estarán "soldadas" de forma que el módulo seguirá exactamente la cinemática del muslo. Lo mismo ocurre con el módulo de la tibia/pierna que será el *Child Body* de la *Tibia* y también irán unidos mediante una articulación del tipo "WeldJoint", en el que cualquier tipo de movimiento relativo está restringido.

### Integración para análisis FD y fuerzas de contacto

Para el análisis de la Dinámica Directa en la que se calculan las fuerzas de contacto y la cinemática una vez conocidas las fuerzas musculares a partir del CMC, se requiere ya de la integración de los modelos de contacto que simulen la interacción de la ortesis con la pierna.

De acuerdo con el modelo descrito, las fuerzas de contacto y fricción generadas en la interfaz ortesis-pierna pueden ocurrir en ocho puntos diferentes, cuatro en el muslo y los otros cuatro en la pierna, tal y como se muestra en la Figura 4-17.

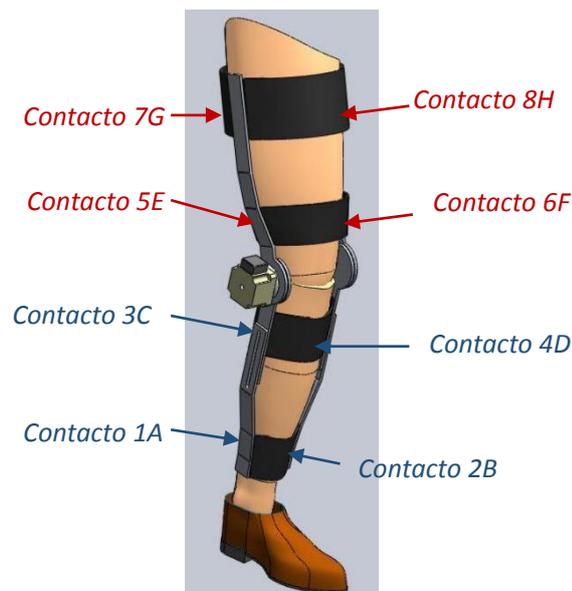


FIGURA 4-17 MODELO ESQUEMÁTICO DE LA ORTESIS INCLUYENDO LOS VELCROS PARA EL AJUSTE

Los puntos de contacto 1A, 3C, 5E, 7G de la Figura 4-17 simulan el ajuste de los tejidos blandos del miembro inferior a la ortesis, que se considera que no deforma ya que los aros de detrás son

metálicos. Por lo tanto, los tejidos blandos se consideran responsables de toda la deformación y se tendrán en cuenta sus propiedades de rigidez (propiedades A en la Tabla 4-3).

Los puntos de contacto 2B, 4D, 6F y 8H simulan las tiras de ajuste de la ortesis a la extremidad inferior sin deformar (más cerca de los huesos) y por lo tanto, se considera que el material bajo deformación son las tiras de velcro (propiedades B en la Tabla 4-3).

Se ha considerado que la tira de ajuste correspondiente a los contactos 7G y 8H está a unos 160mm de la articulación de la cadera. La siguiente que corresponde a los contactos 5E y 6F, está a unos 140mm por debajo de la anterior. La tira de ajuste del módulo de la tibia/pierna más cercana a la rodilla está a 110mm de esta articulación, y la tira de debajo a 110mm de separación de ésta última.

Así, se crea para cada uno de los puntos, el modelo de contacto correspondiente (EFM o Hertz/H&C) definido por una esfera y un plano. La esfera se asociará al cuerpo que deforma y el plano al cuerpo rígido [1]. El radio de la esfera de todos los puntos se ha elegido para tener una región de contacto cuando deforma no mayor que un diámetro de 40 mm, que es aproximadamente el ancho de la correa, y para conseguir un correcto ajuste en el modelo anatómico.

En la Figura 4-18 se definen los contactos en el modelo con la geometría asociada a cada uno de los cuerpos en contacto.

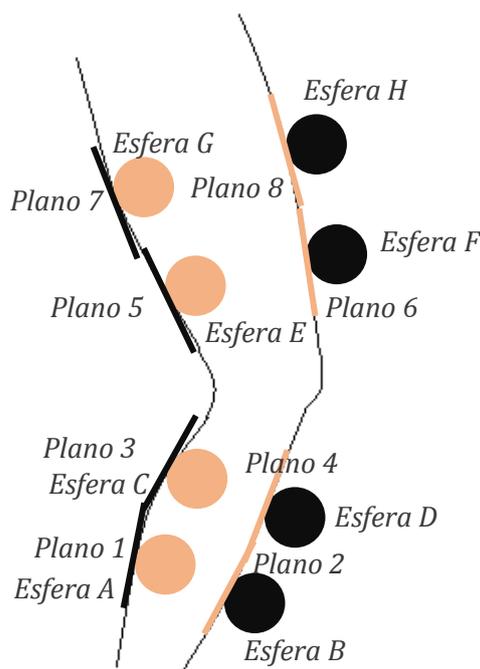


FIGURA 4-18 DEFINICIÓN DE LOS PUNTOS DE CONTACTO DEL MODELO

Es necesario el ajuste de la ortesis mediante la imposición de una pretensión generando una deformación residual inicial de la esfera. En el Capítulo 5 de resultados se presenta la precarga

o pretensión requerida en cada uno de los contactos para obtener resultados coherentes. A continuación se presenta la tabla con las propiedades de los materiales en contacto, obtenidos del estudio de Silva et. al [1], basándose en resultados de pruebas experimentales.

TABLA 4-3 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE CONTACTO OBTENIDOS DE [1]

<b>PROPIEDADES</b>	<b>MATERIAL A</b>	<b>MATERIAL B</b>
<b>Material</b>	Tejidos Blandos	Tiras de ajuste (Velcro)
<b>Módulo Elástico E</b>	0.2 MPa	2 MPa
<b>Coefficiente de Poisson p</b>	0.36	0.36
<b>Contactos</b>	1A, 3C, 5E, 7G	2B, 4D, 6F, 8H

Ahora es necesario elegir los valores de coeficiente de disipación y fricción del modelo de contacto. Lo ideal para determinar estos valores sería realizar ensayos experimentales ya que no es fácil encontrarlos en la literatura. Se ha escogido un coeficiente de disipación de 0.9 (para evitar oscilaciones irreales), un coeficiente de fricción estática de 0.6 y dinámica de 0.5 y coeficiente de viscosidad de 0 ya que no hay efectos viscosos en los contactos. La velocidad de transición de la zona de fricción estática a la dinámica se considera de 0.01 m/s. Estos son valores normales utilizados en ejemplos del programa OpenSim.

Para la simulación de dinámica directa, la ortesis se debe definir como un dispositivo en paralelo a la pierna. Ya no sirve la articulación del tipo “WeldJoint” definida para los análisis anteriores en los que únicamente interesaba incluir las propiedades de masa e inercia de la ortesis a tener en cuenta para la obtención de las fuerzas musculares.

Por lo tanto, en este punto del estudio, antes de crear los diferentes contactos, se debe definir la relación entre los distintos sólidos del modelo así como los movimientos relativos entre ellos, tal y como se muestran en la Figura 4-19.

El módulo del fémur/muslo se define como el “Child Body” del fémur, pero en este caso se crea una articulación del tipo “CustomJoint” denominada *femur\_orthosis* en la que se permite que esta parte de la ortesis tenga un posible giro con respecto de la rodilla (*orthosis\_thigh\_rotation*), así como las traslaciones en X, Y y Z (*orthosis\_thigh\_X*, *orthosis\_thigh\_Y*, *orthosis\_thigh\_Z*), que deberán ser restringidas por medio de un adecuado modelo de contacto.

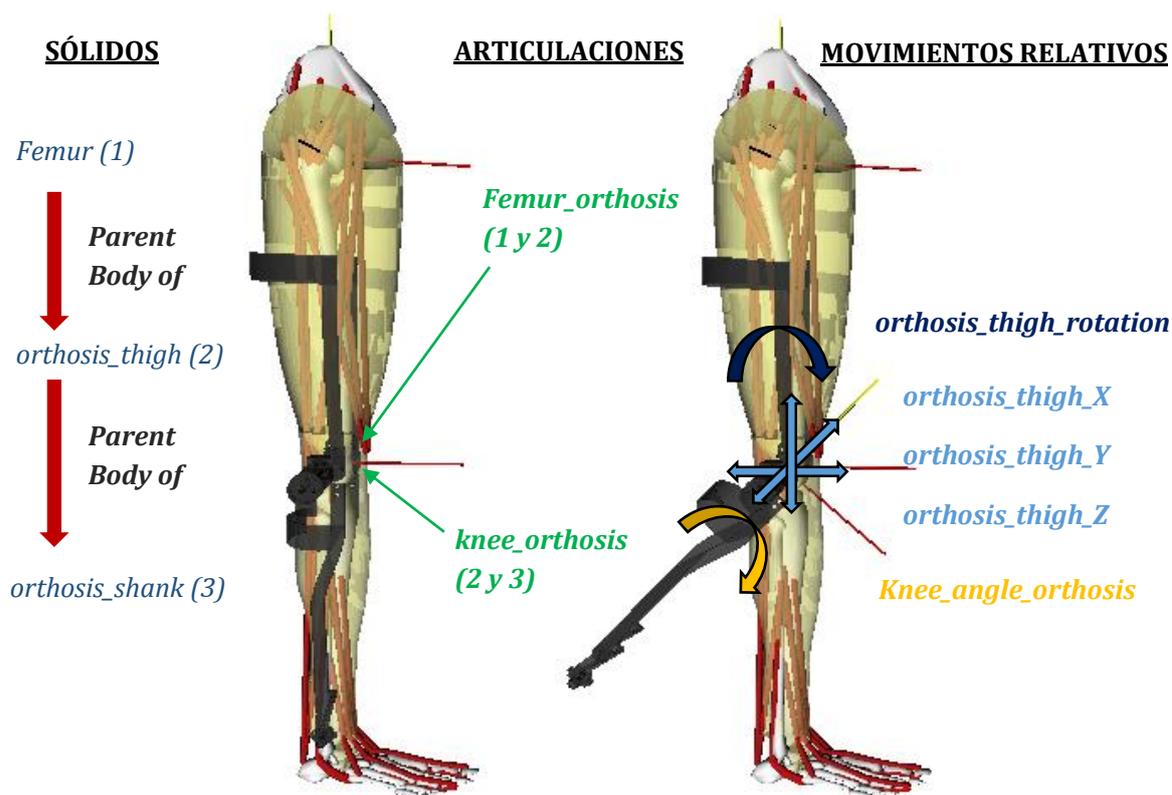


FIGURA 4-19 DEFINICIÓN DE LA RELACIÓN ENTRE SÓLIDOS RÍGIDOS DE LA ORTESIS

Estos desplazamientos hacen que el modelo permita el desalineamiento del eje de rotación de la ortesis con respecto de la articulación de la rodilla, lo que es de gran interés de cara a la generación de fuerzas de interacción indeseadas. Esta articulación se ha situado inicialmente en el mismo punto que la articulación anatómica de la rodilla (*knee*) que une la tibia con el fémur. El módulo de la tibia/pierna sin embargo, directamente se une mediante una articulación (*knee\_orthosis*) al módulo superior. Esta articulación del tipo “*CustomJoint*” permite el giro relativo (*knee\_angle\_orthosis*) del *orthosis\_shank* con respecto del *orthosis\_thigh*. De este modo, la ortesis queda definida con 5 grados de libertad.

#### **Modelo de contacto Hunt & Crossley**

Es el modelo de contacto más utilizado en OpenSim, sobre todo para definir los contactos de objetos con el suelo rígido o, en el caso del cuerpo humano, para definir el contacto pie-suelo (Ver Figura 3-12). Sin embargo, en este análisis se ha querido comprobar su utilidad para definir otro tipo de contacto, como es el caso de dispositivos ortésicos, aunque como se ve en la siguiente figura, visualmente no sea muy descriptivo.

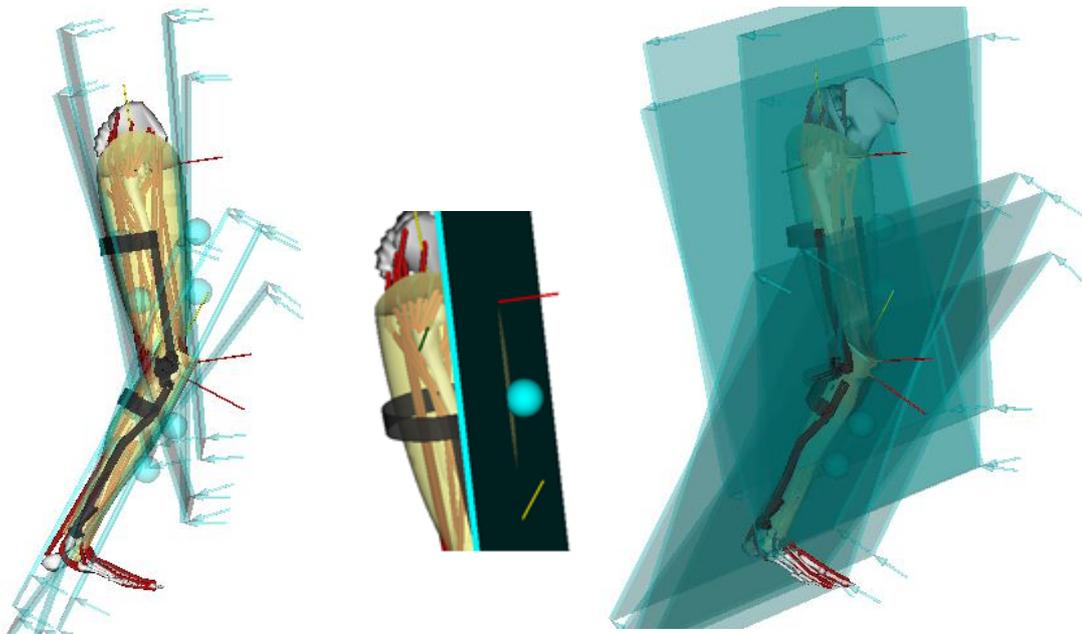


FIGURA 4-20 MODELO DE CONTACTO MEDIANTE HERTZ/HUNT&amp;CROSSLEY

OpenSim ya tiene incorporadas las geometrías de contacto, que son la esfera, elipsoide y plano. En este caso, para cada contacto se ha utilizado un plano (ContactHalfSpace) y una esfera (ContactSphere) de radio 0.032m. La posición y orientación se han definido de modo que se ajustara aproximadamente a la geometría de la pierna importada del Solidworks. Comentar que cada geometría ha de asociarse al cuerpo en el que está incorporado, definiendo así el contacto entre los dos sólidos. De este modo el posicionamiento de cada geometría de contacto se realiza con respecto del sistema de referencias del cuerpo al que pertenece.

TABLA 4-4 ASOCIACIÓN DE CADA GEOMETRÍA DE CONTACTO AL SÓLIDO AL QUE PERTENECE

<b>Contacto</b>	<b>Tibia</b>	<b>orthosis_shank</b>
<b>1-A</b>	Esfera A	Plano 1
<b>2-B</b>	Plano 2	Esfera B
<b>3-C</b>	Esfera C	Plano 3
<b>4-D</b>	Plano 4	Esfera D
<b>Contacto</b>	<b>Femur</b>	<b>orthosis_thigh</b>
<b>5-E</b>	Esfera E	Plano 5
<b>6-F</b>	Plano 6	Esfera F
<b>7-G</b>	Esfera G	Plano 7
<b>8-H</b>	Plano 8	Esfera H

Las reacciones que devuelve el programa en cada modelo de contacto estarán definidas con respecto al sistema de referencia de los cuerpos que están interaccionando. De este modo, se deberá realizar un cálculo posterior para pasar estas fuerzas resultantes desde el sistema de coordenadas al punto de contacto.

Una vez definida la geometría, se pasa a definir la fuerza de contacto en sí. En este caso se define una fuerza *HuntCrossleyForce* para cada uno de los ocho contactos, donde se definen los parámetros de rigidez y fricción correspondientes, tal y como se aprecia en la siguiente tabla.

TABLA 4-5 PARÁMETROS DE CONTACTO H&C

Contacto	1A,3C,5E,7G (Soft Tissue)	2B, 4D, 6F, 8H (Straps)
<b>Coef. Rigidez (<math>k_{HC}</math>)</b>	5.48E+04 N/m <sup>3/2</sup>	5.48E+05 N/m <sup>3/2</sup>
<b>Coef. Disipación</b>	0.9	0.9
<b>Coef. Fricción Estática</b>	0.6	0.6
<b>Coef. Fricción Dinámica</b>	0.5	0.5
<b>Coef. Viscosidad</b>	0	0
<b>Velocidad de transición</b>	0.01 m/s	0.01 m/s

En este estudio se ha definido, como se ha comentado anteriormente, para cada contacto, la rigidez correspondiente al material que deforma (el más blando). De este modo, el módulo elástico compuesto se define como:

$$E^* = \frac{E}{(1 - \nu^2)} \quad (\text{Eq. 4-1})$$

Por lo tanto, según la (Eq. 3-10), el coeficiente de rigidez para el caso del modelo de contacto Hunt & Crossley se define de la siguiente manera y tendrá unidades de N/m<sup>3/2</sup>:

$$k_{HC} = \frac{4}{3} E^* \sqrt{R} \quad (\text{Eq. 4-2})$$

Siendo R el radio de la esfera de contacto de 0.032m. Se debe comentar que los valores de coeficiente de rigidez obtenidos en base a los valores de E y R encontrados en la literatura son bastante bajos, por lo que se exigen precargas elevadas para aumentar las fuerzas de contacto y asegurar así la sujeción de la ortesis. Al resultar estas precargas deformaciones iniciales del orden de los centímetros, tal y como se mostrará en la Tabla 5-2 del Capítulo 5, en principio se consideran inaceptables. De este modo, se ha realizado un segundo estudio para estimar el

coeficiente de rigidez que se requeriría para alcanzar las fuerzas de contacto necesarias con precargas más realistas. Así pues, se debe comentar que se trata de un modelo muy sensible a estos parámetros y que lo ideal sería poder identificarlos de manera experimental.

### **Modelo de contacto EFM**

Para el modelo de contacto Elastic Foundation Model, mostrado en la Figura 4-21, es necesario definir una geometría de mallado triangular para que el programa pueda calcular la fuerza resultante de la interacción entre los sólidos.

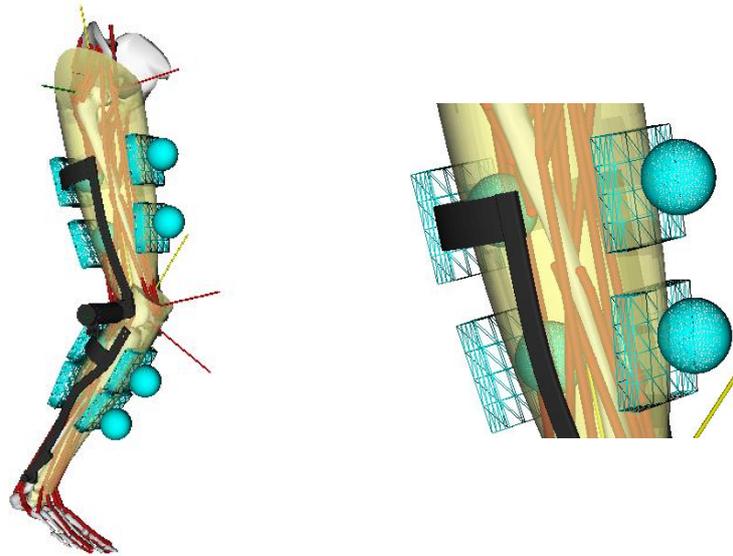


FIGURA 4-21 MODELO DE CONTACTO MEDIANTE EFM (ELASTIC FOUNDATION MODEL)

Para ello, tras definir las geometrías de la esfera (radio 0.032m) y un bloque rectangular de espesor 0.02m, se ha creado el mallado en el programa MeshLab. De este modo, se pasa la geometría mallada a un fichero con extensión .obj para ser interpretado por OpenSim.

La asociación de cada geometría a su sólido es exactamente igual que en el modelo Hunt & Crossley (Ver Tabla 4-4). La localización de cada una de ellas también es la misma, para poder comparar ambos modelos, a diferencia de la pretensión que se definirá mediante el acercamiento de las geometrías de contacto (deformación inicial). Sin embargo, al crear la geometría se utiliza el comando *ContactMesh* en el cual se incluye el fichero .obj que contiene la geometría con el mallado. Una vez definida la geometría, se pasa de nuevo a crear la fuerza de contacto *ElasticFoundationForce* con los parámetros de rigidez y fricción correspondientes.

En el caso del modelo EFM, el término de rigidez a introducir en Opensim se define como el módulo de Winkler (explicado en el apartado 3.1.6) dividido por el espesor de la capa en la que se considera que se tiene comportamiento lineal, de 0.01m (se asume que los muelles representan esta capa uniforme de material elástico sobre una estructura rígida) [38]. Se relaciona del siguiente modo con la rigidez  $k$  de cada muelle situado en cada triángulo y tiene por tanto unidades de  $N/m^3$ .

$$k_{EFM} = \frac{(1-p)E}{(1+p)(1-2p)h_s} = \frac{k}{A_s} \quad (\text{Eq. 4-3})$$

Se muestran a continuación los parámetros de este modelo de contacto:

TABLA 4-6 PARÁMETROS DE CONTACTO EFM

<b>Contacto</b>	<b>1A,3C,5E,7G (Soft Tissue)</b>	<b>2B, 4D, 6F, 8H (Straps)</b>
<b>Coef. Rigidez (<math>k_{EFM}</math>)</b>	7.14E+07 N/m <sup>3</sup>	7.14E+08 N/m <sup>3</sup>
<b>Coef. Disipación</b>	0.9	0.9
<b>Coef. Fricción Estática</b>	0.6	0.6
<b>Coef. Fricción Dinámica</b>	0.5	0.5
<b>Coef. Viscosidad</b>	0	0
<b>Velocidad de transición</b>	0.01 m/s	0.01 m/s

El espesor de 0.01m se escoge debido a que es el que nos dará resultados coherentes a la hora de comparar los resultados con el modelo de Hunt & Crossley. Cabe destacar que en el modelo Hunt & Crossley, el parámetro de rigidez introducido depende únicamente de los materiales en contacto, mientras que para el EFM, se requiere de la identificación del espesor de 0.01m a modo de prueba y error.

#### 4.2. Dinámica Inversa (ID)

Como ya se ha descrito en el apartado 2.3, la dinámica inversa determina las fuerzas que causan el movimiento impuesto tras el análisis de cinemática inversa. Para determinar los torsores articulares, se introduce al programa el fichero que contiene la evolución de las coordenadas durante el ciclo completo de la marcha, en el modelo simplificado con la ortesis “soldada” mediante las articulaciones del tipo “WeldJoint”. También se introducen las fuerzas de reacción pie-suelo. A su vez, se ha realizado exactamente el mismo análisis eliminando los cuerpos que definen la ortesis, es decir, para la pierna sola, para evaluar el esfuerzo adicional que deben realizar los músculos por el hecho de llevar la ortesis pasiva.

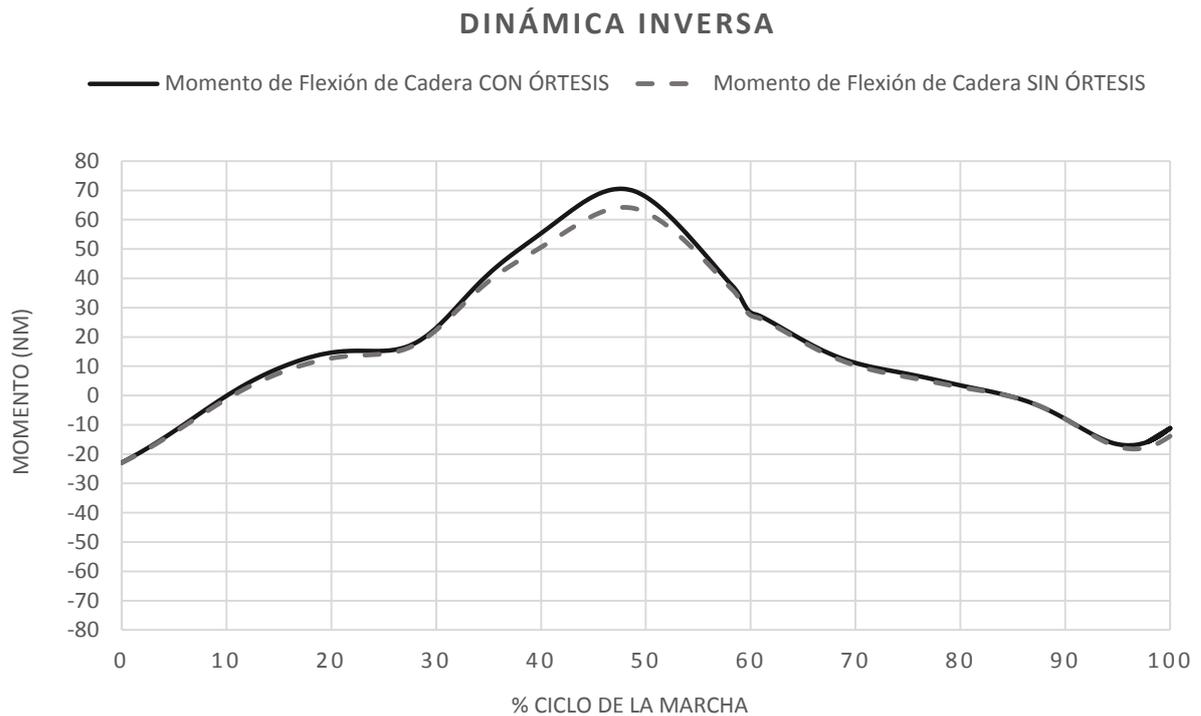


FIGURA 4-22 MOMENTO DE FLEXIÓN RESULTANTE EN LA CADERA DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA

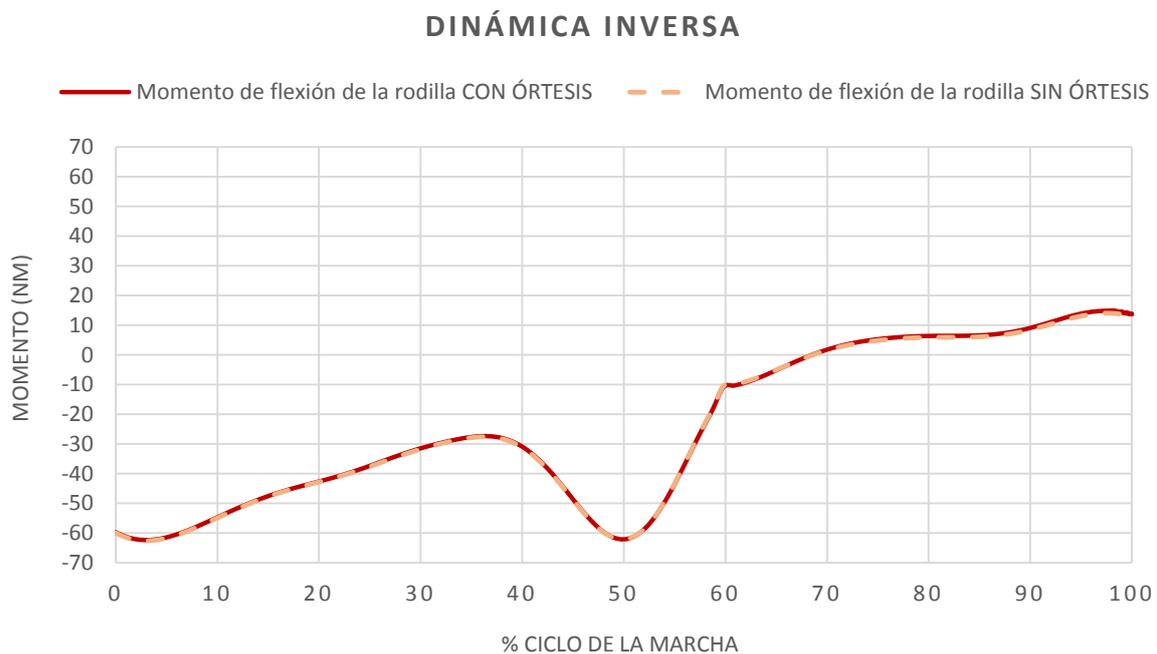


FIGURA 4-23 MOMENTO DE FLEXIÓN RESULTANTE EN LA RODILLA DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA

En la Figura 4-22 y Figura 4-23 se puede observar que, debido a la masa adicional de la ortesis, hay un ligero incremento del momento en la cadera alrededor del 50% del ciclo (al final de la fase de apoyo).

Con el fin de validar los resultados obtenidos, se comparan los esfuerzos anteriores con los estándares definidos para un hombre adulto en [3] para el ciclo completo, comprobando que siguen aproximadamente las mismas curvas.

Normal adult male

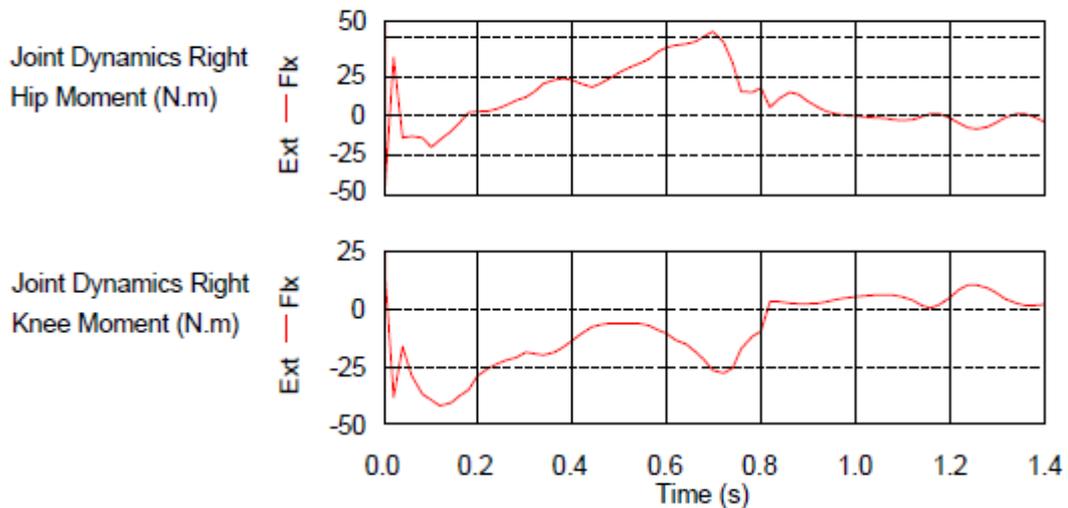


FIGURA 4-24 MOMENTOS RESULTANTES EN LA CADERA Y RODILLA EN FUNCIÓN DEL TIEMPO [3]

#### 4.3. Cálculo de control muscular (CMC)

Una vez se tienen los esfuerzos articulares calculados, se puede estimar la fuerza que ejercen los músculos. Esta simulación podemos validarla verificando que la cinemática computada con las fuerzas musculares estimadas se parece a la impuesta en la entrada, es decir, que el modelo sigue el movimiento real. Se observa a continuación que tanto la flexión de la cadera como la de la rodilla siguen la misma cinemática que la capturada.

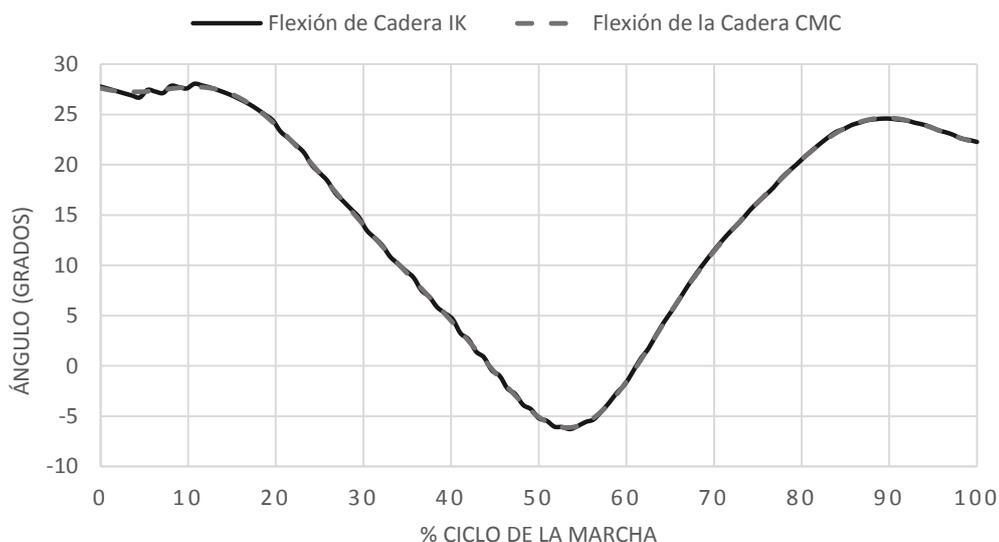


FIGURA 4-25 ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA CADERA REAL Y CALCULADA TRAS CMC

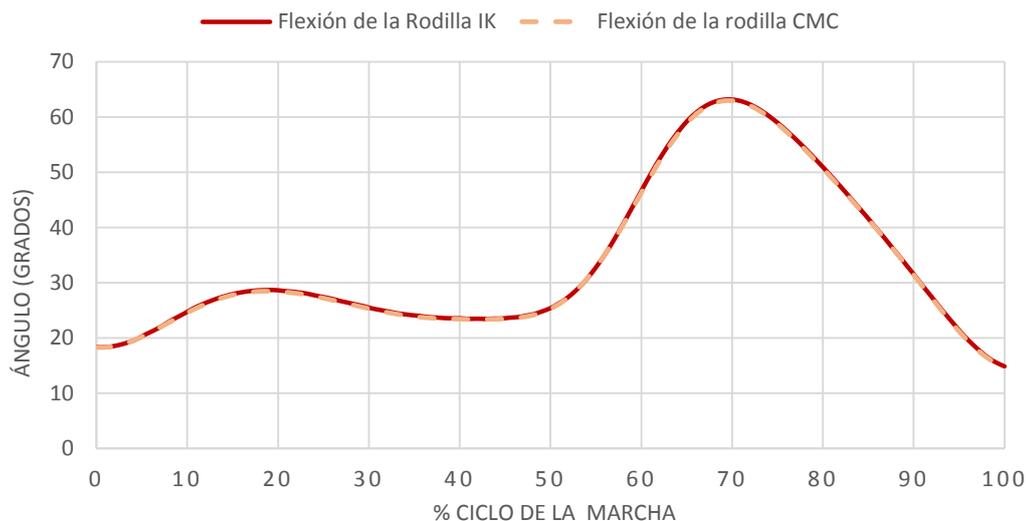


FIGURA 4-26 ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA RODILLA REAL Y CALCULADA TRAS CMC

#### 4.4. Dinámica directa (FD) con el modelo de contacto

En este análisis es cuando se trabaja con el sistema biomecánico que lleva integrado el modelo de contacto. Esta simulación trata de generar las trayectorias de los *estados* en respuesta a los controles musculares y las fuerzas externas aplicadas, con el fin de reproducir el movimiento resultante del CMC.

En nuestro caso, los controles musculares y *estado* inicial de las variables son las que resultan del análisis CMC previo. Únicamente se ha modificado el estado inicial, incluyendo los valores iniciales de las coordenadas de la ortesis: *knee\_angle\_orthosis* tendrá el mismo estado inicial que *knee\_angle* que define la flexión inicial de la rodilla; las coordenadas *orthosis\_thigh\_X*, *orthosis\_thigh\_Y*, *orthosis\_thigh\_Z* y *orthosis\_thigh\_rotation* tendrán su valor por defecto que es cero. Cabe destacar que la herramienta de dinámica directa (FD) es un sistema en bucle abierto, por lo que los estados no están obligados a seguir la trayectoria deseada.

De este modo, al realizar simulaciones relativamente largas, la cinemática resultante suele desviarse de la original impuesta debido a errores numéricos durante la integración numérica. Se han seguido las recomendaciones de la documentación de OpenSim a la hora de llevar a cabo este análisis y en las siguientes figuras se puede comprobar que el FD consigue reproducir el movimiento impuesto que resultaba del análisis CMC, desviándose un poco a partir del 60% del ciclo.

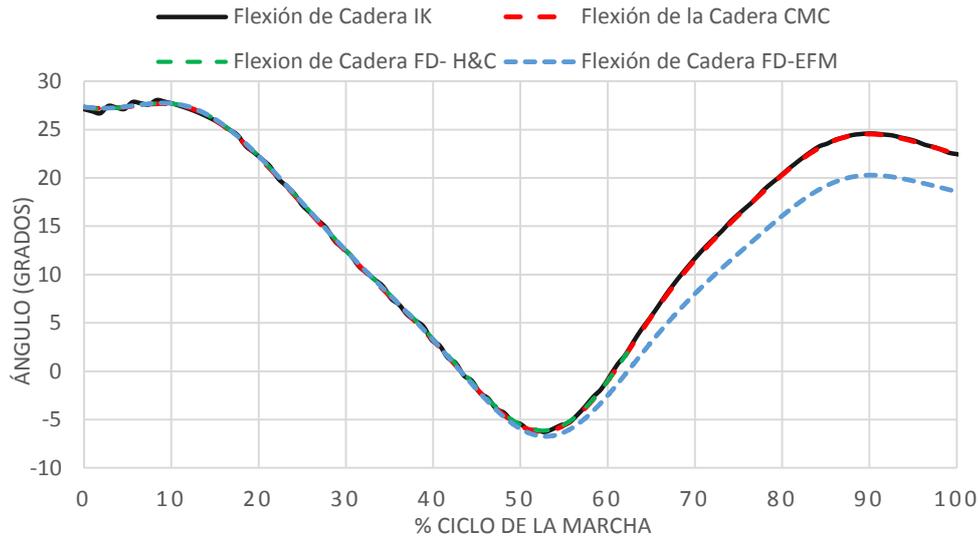


FIGURA 4-27 ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA CADERA

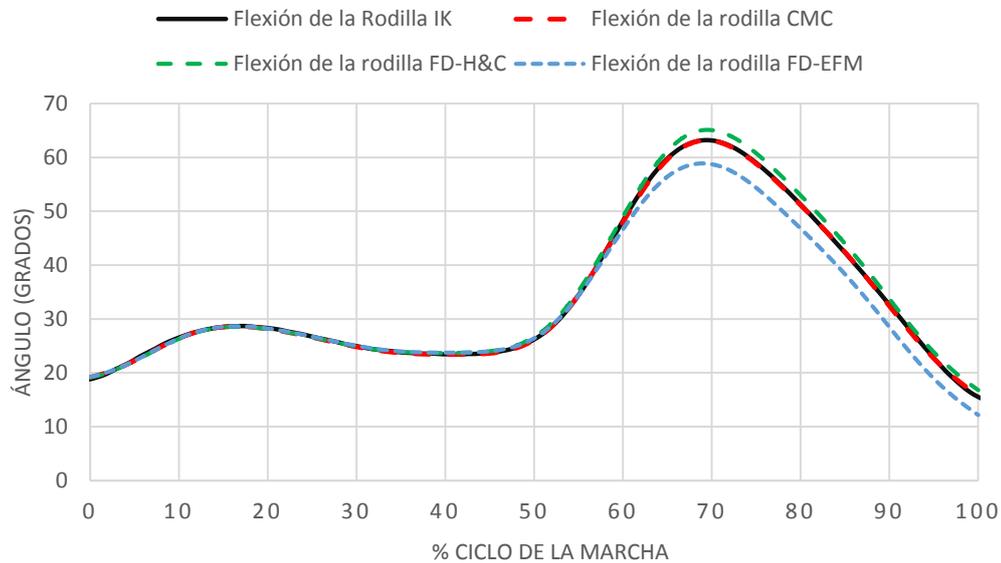


FIGURA 4-28 ÁNGULO DE FLEXIÓN DE LA RODILLA

Se debe recalcar en este punto que todo este estudio trata de validar los modelos de contacto descritos para estudio de fuerzas de interacción ortesis-pierna, para el caso en el que el dispositivo trabaja de manera pasiva. De este modo, a la ortesis no se le ha impuesto ningún tipo de movimiento, únicamente se ha definido el estado inicial de sus coordenadas, pero su evolución en el tiempo dependerá de los contactos. Así, un modelo adecuado genera las fuerzas de contacto necesarias para que la ortesis siga a la pierna, sin resbalar ni producir fuerzas extremadamente elevadas que causen la incomodidad o dolor en el paciente. En el caso de la ortesis activa sin embargo, la idea sería dejar la articulación de la rodilla libre, sin especificar su cinemática e imponer el momento requerido en la articulación del dispositivo (par del actuador) generando el giro correspondiente. En el siguiente apartado se presentan los resultados obtenidos en ésta simulación con el fin de evaluar las fuerzas en el interfaz ortesis-pierna.

## CAPÍTULO 5

### RESULTADOS DEL ANÁLISIS

Con respecto a los resultados obtenidos a partir del análisis de dinámica directa (FD) con ambos modelos de contacto, se presentan a continuación las fuerzas de contacto y las correspondientes presiones generadas en los puntos de interacción entre la ortesis y la pierna, definidos en la Figura 5-1.

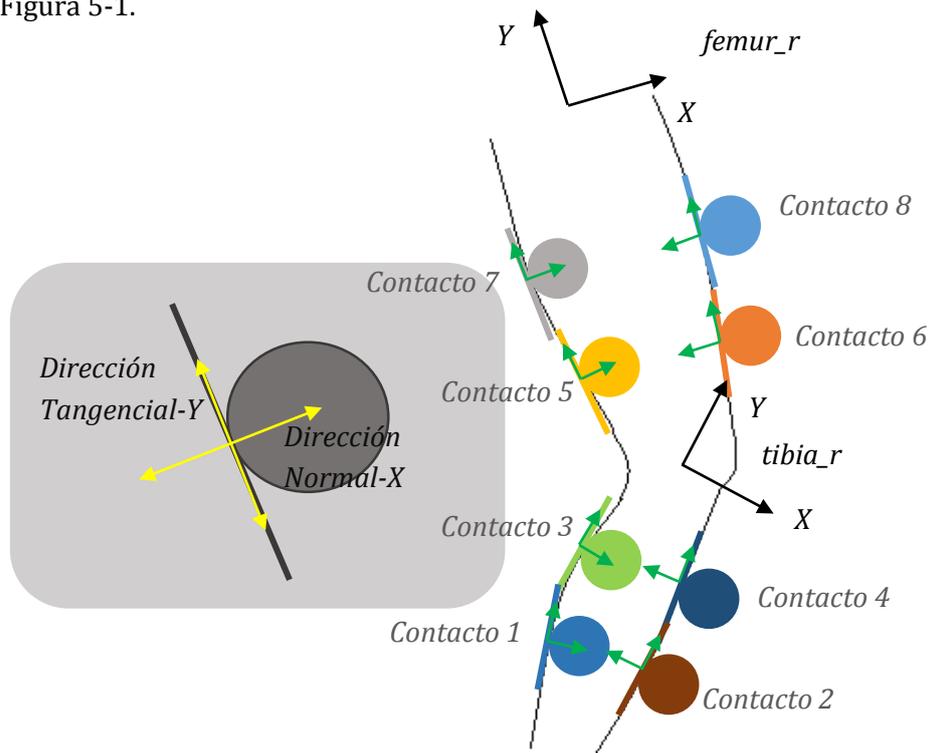


FIGURA 5-1 PUNTOS DE CONTACTO ORTESIS-PIERNA

Una de las limitaciones del programa OpenSim es que, a pesar de que internamente formule las ecuaciones de los distintos modelos de contacto, las fuerzas que devuelve están situadas en el sistema de referencia de cada cuerpo de contacto. De este modo, el programa genera en un fichero denominado *ForceReporter* todas las componentes de fuerza en X, Y, Z y momentos en X, Y, Z debido a cada contacto, en ambos cuerpos de contacto (en el *femur* y *orthosis\_thigh* para los contactos 5, 6, 7 y 8 y en la *tibia* y *orthosis\_shank* para los contactos 1, 2, 3 y 4). Se debe pasar esta resultante a cada punto de contacto y dependiendo de la orientación del plano de contacto con respecto del sistema de referencias del cuerpo al que pertenece, se tendrán que calcular la fuerza normal (X) y tangencial (Y) tal y como se muestra en la Figura 5-1. La componente Z se considera despreciable ya que está fuera del plano sagital en estudio, aunque formaría parte de la fuerza de fricción total junto con la componente tangencial (Y). Se presentarán las fuerzas de

contacto que actúan sobre la pierna, con el criterio de signos de la figura anterior. Al ser fuerzas acción-reacción, en la ortesis actuarán las mismas fuerzas, pero con signo contrario.

### 5.1. Fuerzas y presiones de contacto EFM

Se presentan a continuación las fuerzas de contacto (normal y tangencial debido a la fricción) que actúan sobre la pierna, en cada punto de contacto. Los picos iniciales en el cero del eje de abscisas son debidos al ajuste inicial del modelo, por lo que su magnitud no resulta significativa.

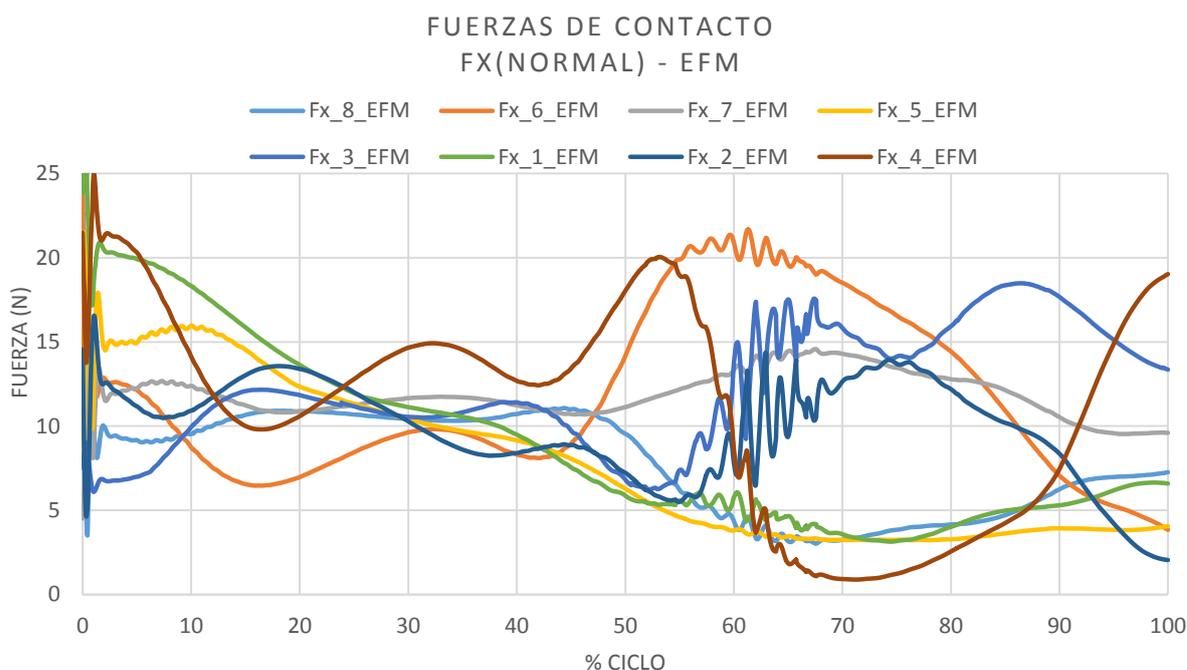


FIGURA 5-2 FUERZAS NORMALES DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (EFM)

Se observa un cambio importante en las fuerzas normales justamente cuando ocurre el impacto del talón (3.5% del ciclo), estabilizándose posteriormente hasta que al comienzo de la fase de balanceo, vuelven a oscilar levemente, debido a la desaparición de las fuerzas de reacción con el suelo.

Se debe comentar que aumentando la masa de la ortesis, cambiando las propiedades o superficies en contacto y/o disminuyendo la pretensión (precarga de ajuste) o incluso la fricción, la oscilación de estas fuerzas de contacto incrementa. Sin embargo, es importante disminuir estas oscilaciones ya que son las responsables de la incomodidad y dificultad añadida para el control de la ortesis.

La forma más sencilla de resolverlo es introduciendo una indentación inicial entre ortesis y pierna mediante el apriete de las tiras de ajuste, tal y como se muestra en la Tabla 5-1, con el inconveniente de que esta solución hace que aumenten las fuerzas de interfaz, además de producir una deformación en las tiras o en el tejido blando, según corresponda, lo cual es inadmisibile.

TABLA 5-1 PRECARGAS DE LAS TIRAS DE AJUSTE (EFM)

Contacto	Precarga (m)
1A	0.0015
2B	0.0010
3C	0.0010
4D	0.0005
5E	0.0015
6F	0.0005
7G	0.0011
8H	0.0005

En el programa OpenSim, el posicionamiento de las diferentes geometrías de contacto se realiza de manera manual (coordenadas de los puntos) lo que resulta en un trabajo bastante laborioso. De este modo, el ajuste de las precargas no se debe interpretar como un resultado numérico preciso, sino que sirve para tener una idea de cuáles son los contactos que deben ir más precargados para evitar que la ortesis oscile (se separe de la pierna). Así pues, se observa que el mayor ajuste lo requieren los contactos 1A y 5E, aunque todos requieren de una precarga parecida. A continuación se dibujan las fuerzas de fricción en los puntos de contacto, para los coeficientes de fricción definidos anteriormente (fricción estática de 0.6 y dinámica de 0.5).

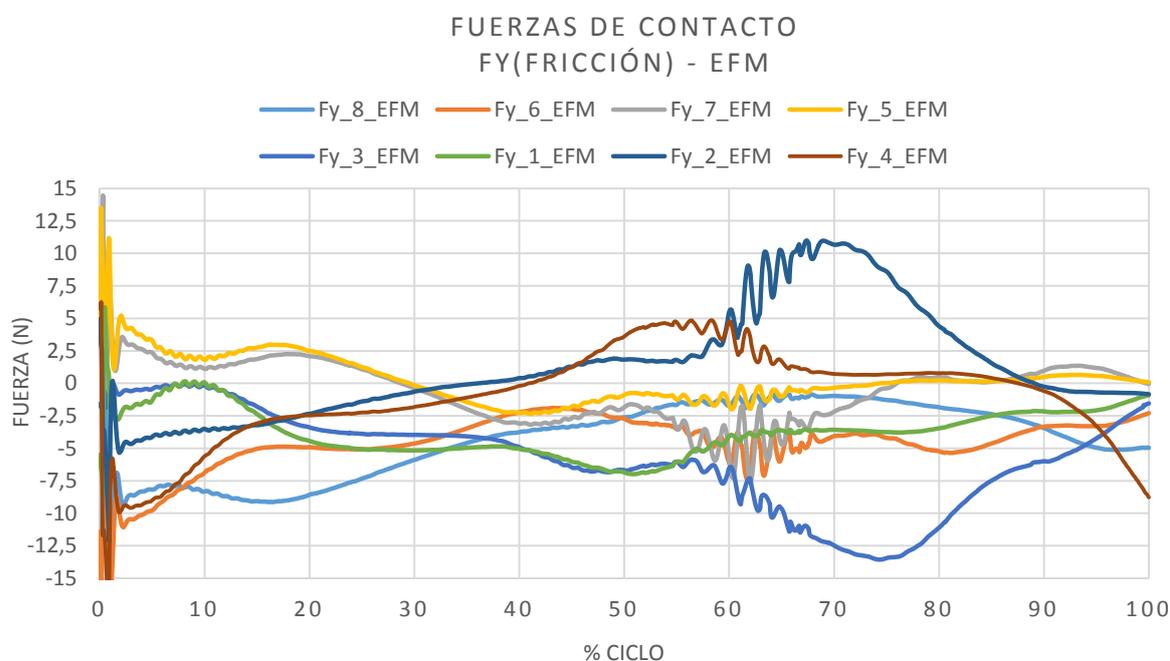


FIGURA 5-3 FUERZAS DE FRICCIÓN DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (EFM)

Las fuerzas de fricción son las que evitan que la ortesis resbale en los puntos de contacto. Se ha realizado la prueba de eliminar los coeficientes de fricción para comprobar que el modelo de

contacto funciona correctamente y efectivamente, la ortesis caía debido a la ausencia de las fuerzas de fricción.

En la siguiente figura se observa la evolución de las fuerzas de contacto durante la simulación.

Se recuerda que se trata de las fuerzas actuando sobre la pierna.

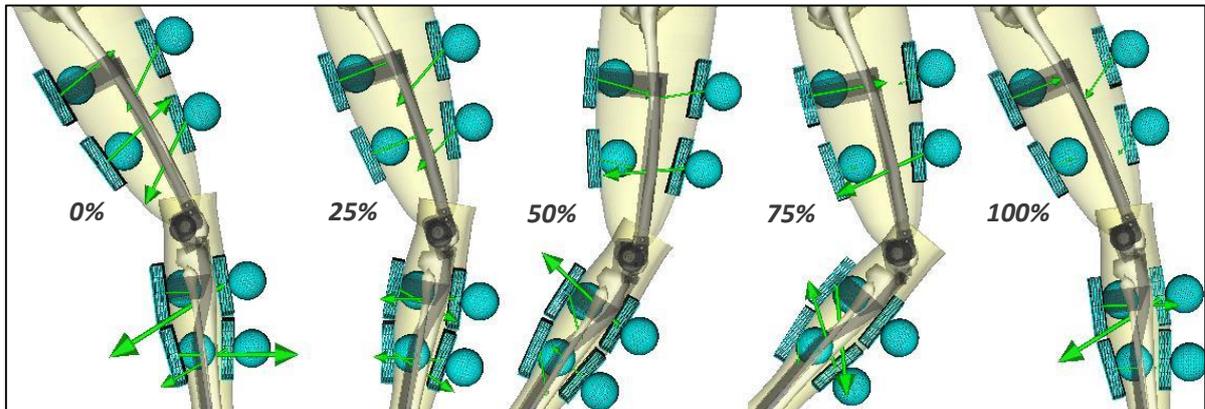


FIGURA 5-4 EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LAS FUERZAS NORMALES DE CONTACTO (EFM)

Para terminar de evaluar la interacción ortesis-pierna, se calculan las presiones de contacto a partir de las fuerzas normales obtenidas y el radio  $r$  de la región de contacto esférica, según la ecuación (Eq. 3-20). Se comparan estas presiones con los umbrales definidos en el apartado 2.5.2 con el fin de evaluar el confort del paciente.

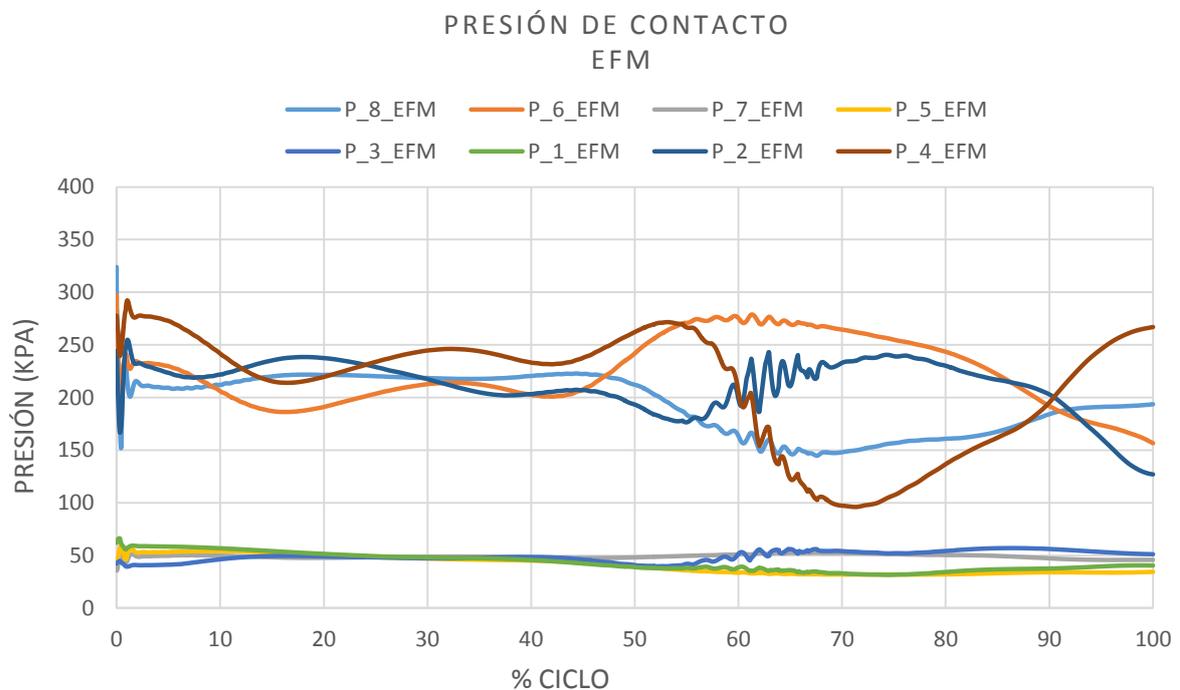


FIGURA 5-5 PRESIONES DE CONTACTO DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (EFM)

Según la Figura 2-6, los puntos de interfaz en cuestión se pueden clasificar dentro de los grupos 2 y 3, donde la mínima presión umbral es de 416,6 kPa. De este modo, en ningún caso se alcanza el valor de la presión que podría causar dolor o herir al paciente.

## 5.2. Fuerzas y presiones de contacto Hunt & Crossley

Se presentan a continuación las fuerzas de contacto (normal y tangencial debido a la fricción) que actúan sobre la pierna, en cada punto de contacto, para el caso del modelo de contacto de Hertz/Hunt & Crossley. Del mismo modo que para el EFM, los picos iniciales son debidos al ajuste inicial del modelo. Primero se muestran los resultados obtenidos según los coeficientes de rigidez nominales de la Tabla 4-5, que se obtienen a partir de las ecuaciones teóricas del modelo de H&C.

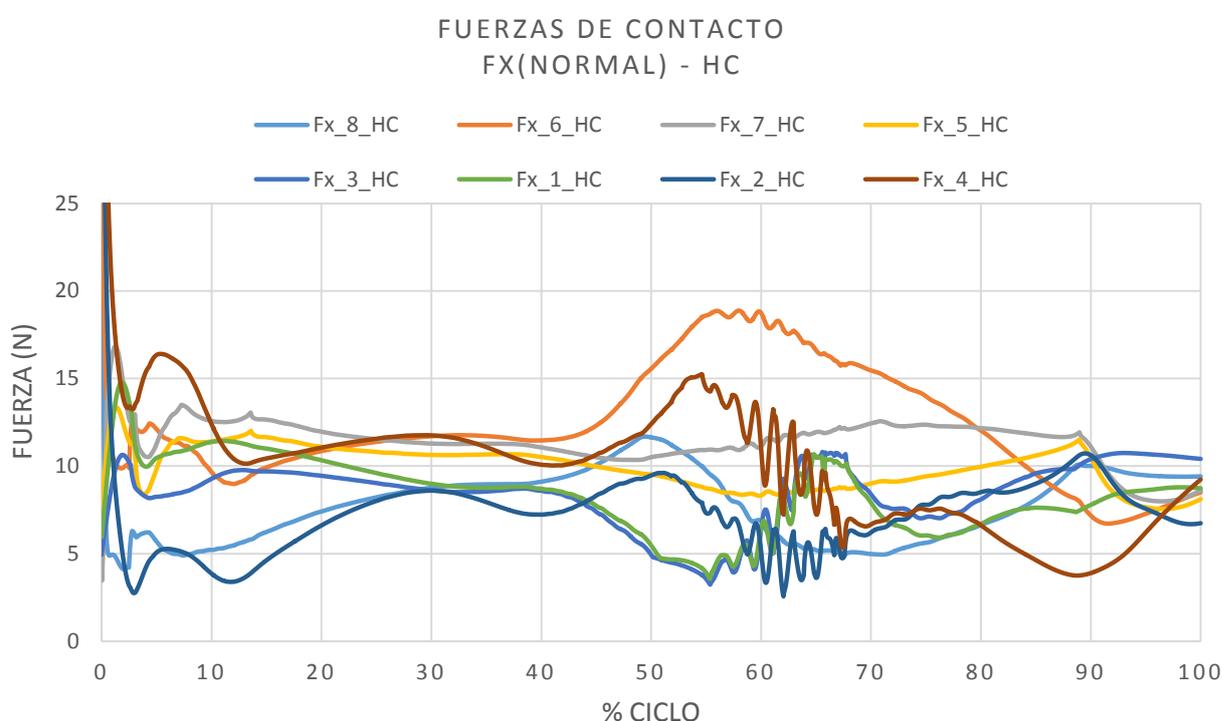


FIGURA 5-6 FUERZAS NORMALES DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (H&C)

Las precargas mínimas para evitar que la ortesis oscile se presentan en la Tabla 5-2. El mayor ajuste también lo requieren los contactos de la parte posterior de la pierna (5E y 7G). Sin embargo, los valores de las precargas difieren de los del EFM. Como se ha comentado, se trata de un parámetro muy sensible al posicionamiento relativo de los planos y esferas de los dos modelos. De todos modos, las que resultan con los parámetros definidos son elevadas, por lo que posteriormente se realizará un cálculo adicional utilizando un coeficiente de rigidez más elevado que permita disminuir las deformaciones iniciales.

TABLA 5-2 PRECARGAS DE LAS TIRAS DE AJUSTE (H&amp;C)

Contacto	Precarga (m)
1A	0.0100
2B	0.0095
3C	0.0105
4D	0.0090
5E	0.0110
6F	0.0100
7G	0.0120
8H	0.0100

A continuación se dibujan las fuerzas de fricción en los puntos de contacto (fricción estática de 0.6 y dinámica de 0.5). En este caso también se ha realizado la prueba de eliminar los coeficientes de fricción para comprobar que el modelo de contacto funciona correctamente observando que la ortesis caía debido a la ausencia de las fuerzas tangenciales de contacto.

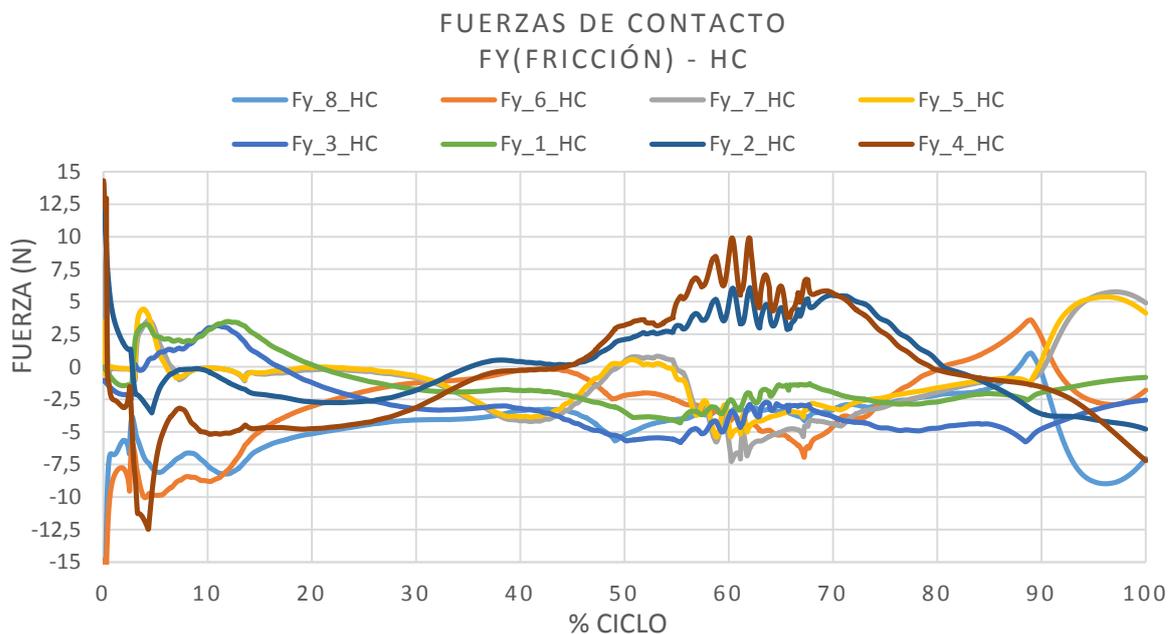


FIGURA 5-7 FUERZAS DE FRICCIÓN DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (H&amp;C)

Se observa cerca del 90% del ciclo de la marcha una discontinuidad en las fuerzas de contacto, más evidente en el caso de las fuerzas de fricción. Esto no ocurre en el caso del modelo de contacto EFM. Tras evaluar la cinemática de la ortesis (valores de sus 5 grados de libertad), se observa que la ortesis resbala un poco, es decir, se desplaza alrededor de 1mm en la vertical en el último 10% del ciclo.

En la siguiente figura se observa la evolución de las fuerzas de contacto durante la simulación. Se trata de las fuerzas actuando sobre la pierna.

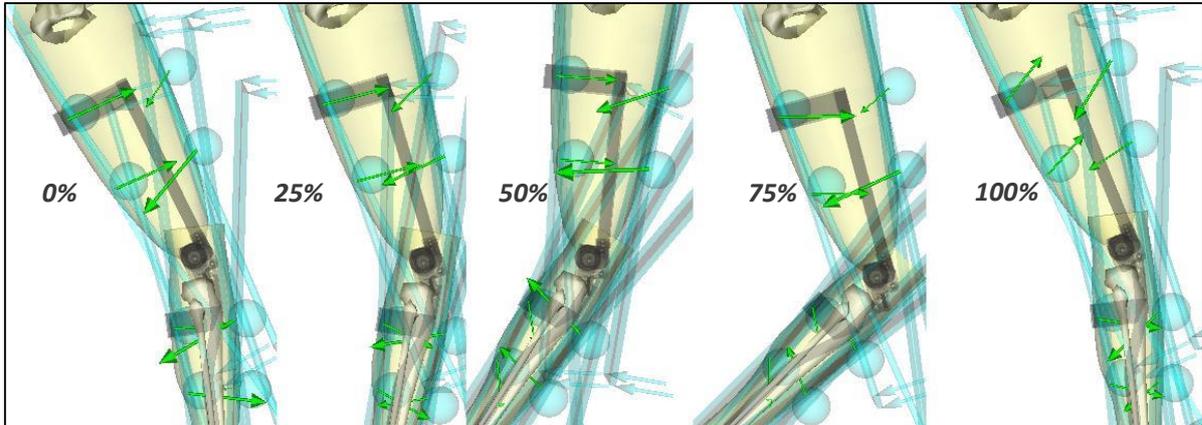


FIGURA 5-8 EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LAS FUERZAS NORMALES DE CONTACTO (H&C)

Se calculan las presiones de contacto a partir de las fuerzas normales obtenidas y el radio  $r$  de la región de contacto esférica, según la ecuación (Eq. 3-20). Se comparan estas presiones con los umbrales de los grupos 2 y 3 definidos en el apartado 2.5.2, con el fin de evaluar el confort del paciente. Se comprueba que en ningún caso se alcanza el valor de la presión que podría causar dolor al paciente.

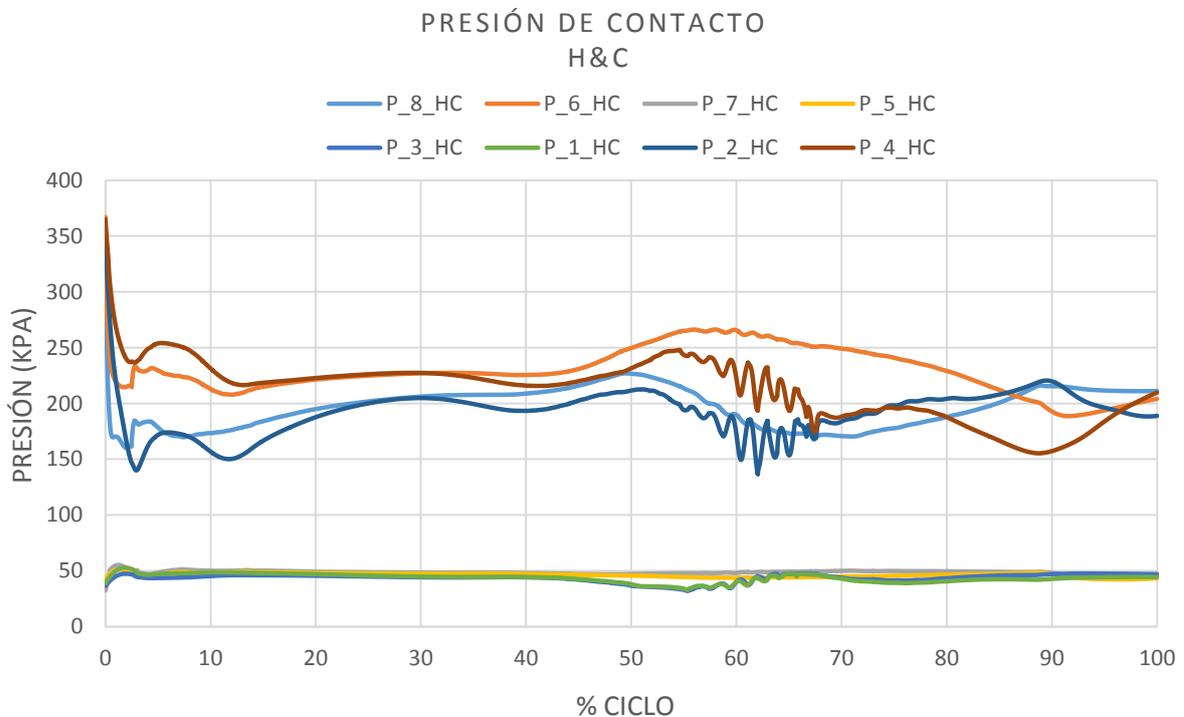


FIGURA 5-9 PRESIONES DE CONTACTO DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (H&C)

Las presiones en los puntos de contacto situados en la parte anterior de la pierna son más elevadas debido a que a rigidez de estos es de un orden de magnitud mayor que en los contactos de la parte posterior.

A continuación, se ha repetido el cálculo introduciendo un coeficiente de rigidez más elevado en los contactos, de modo que las precargas requeridas para mantener las fuerzas de contacto obtenidas sean más realistas, es decir, del orden de milímetros. En la Tabla 5-3 se muestran los coeficientes de rigidez y precargas obtenidas.

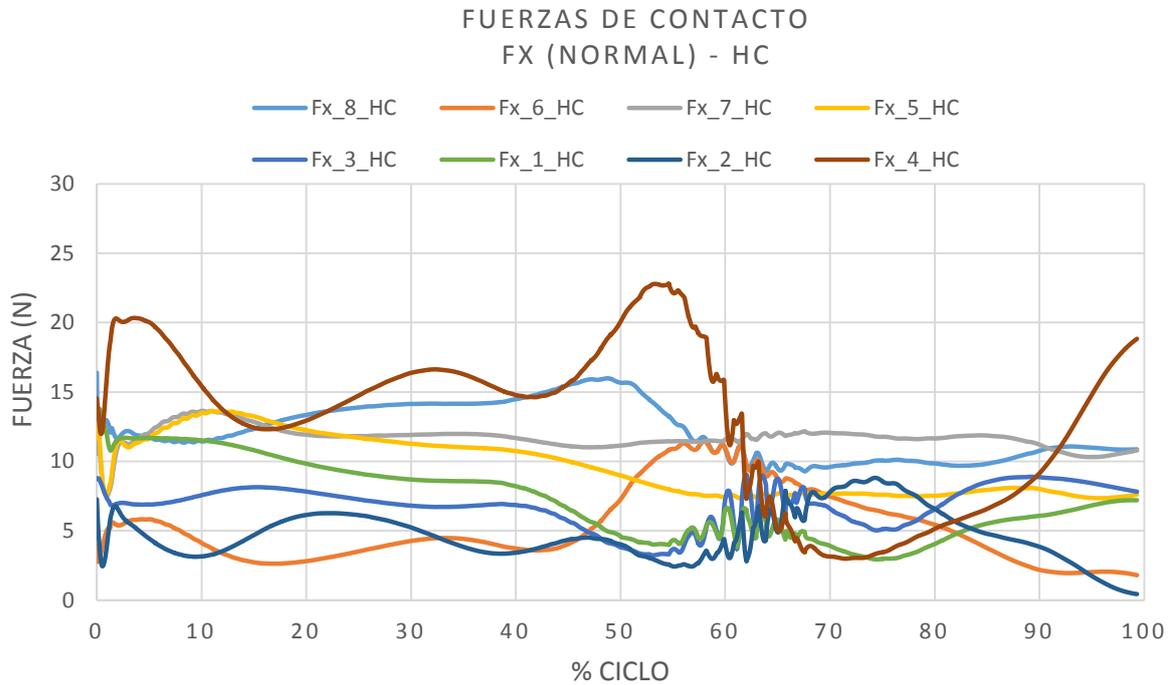
TABLA 5-3 PRECARGAS DE LAS TIRAS DE AJUSTE (H&C) (RIGIDEZ INCREMENTADA)

<b>Contacto</b>	<b>Soft Tissue</b>	<b>Straps</b>
<b>Coef. Rigidez</b>	5.48E+05 N/m <sup>3/2</sup>	5.48E+06 N/m <sup>3/2</sup>
<b>Contacto</b>	<b>Precarga (m)</b>	
<b>1A</b>	0.0035	
<b>2B</b>	0.0015	
<b>3C</b>	0.0030	
<b>4D</b>	0.0010	
<b>5E</b>	0.0040	
<b>6F</b>	0.0010	
<b>7G</b>	0.0040	
<b>8H</b>	0.0015	

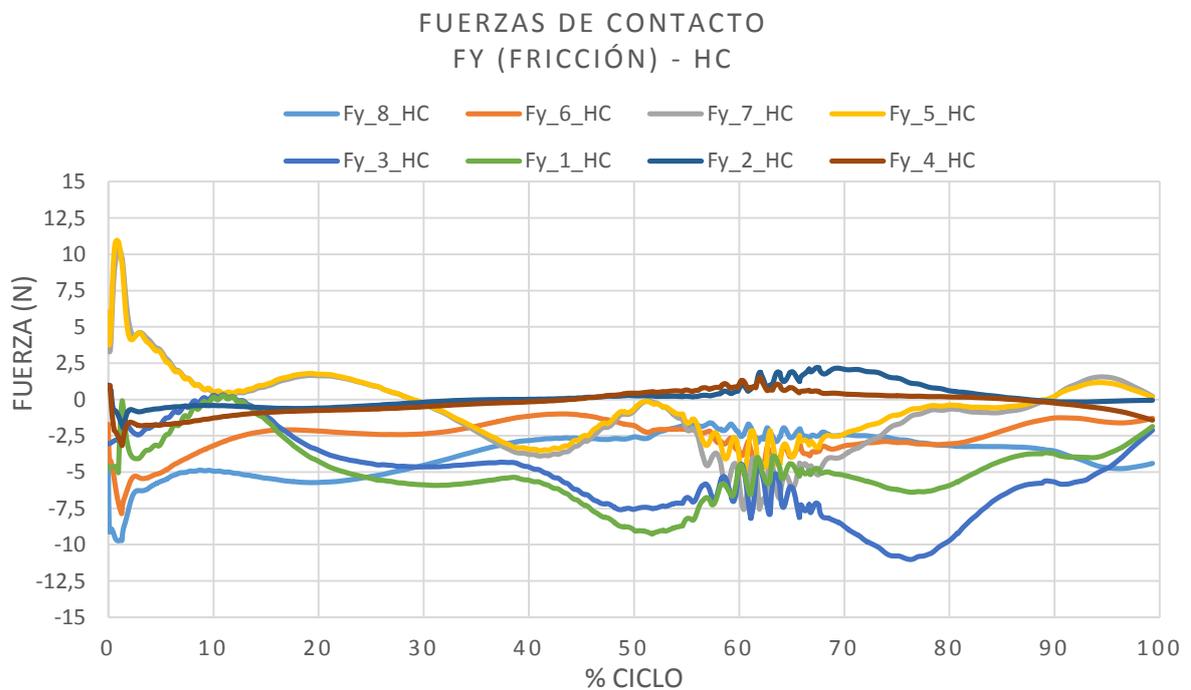
Estas deformaciones iniciales siguen siendo algo más elevadas que las necesarias en el modelo EFM, pero son admisibles teniendo en cuenta que la mayor deformación se exige en la parte posterior de la pierna, es decir, donde el tejido biológico es más blando.

Por lo tanto, existe un compromiso entre coeficientes de rigidez de los materiales y precarga para obtener simulaciones realistas del contacto ortesis-pierna. Para menores coeficientes de rigidez se necesita más precarga, y viceversa. Dado que para obtener los valores de coeficientes de rigidez de la Tabla 5-3 se tendría que aumentar el radio de la esfera de contacto hasta 3.2m, lo cual es inaceptable, se ha decidido aumentar el módulo de Young de los materiales en contacto en un orden de magnitud. Sin embargo, tras buscar en la literatura existente, no se han encontrado módulos de Young de tejido biológico de la extremidad inferior cercanos a estos valores. De este modo, teniendo en cuenta que no se dispone de datos experimentales, se decide que la solución más fiable es la de introducir el coeficiente de rigidez teórico, ya que el valor de las precargas son las requeridas para un ajuste inicial de la ortesis. Además, esta precarga es muy sensible al posicionamiento relativo inicial de los cuerpos de contacto.

Se presentan a continuación las fuerzas y presiones de contacto, que son parecidas a las obtenidas anteriormente, ya que se pretendía mantener las mismas fuerzas asegurando que la ortesis esté adecuadamente ajustada a la pierna.



**FIGURA 5-10 FUERZAS NORMALES DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (H&C) (RIGIDEZ INCREMENTADA)**



**FIGURA 5-11 FUERZAS DE FRICCIÓN DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (H&C) (RIGIDEZ INCREMENTADA)**

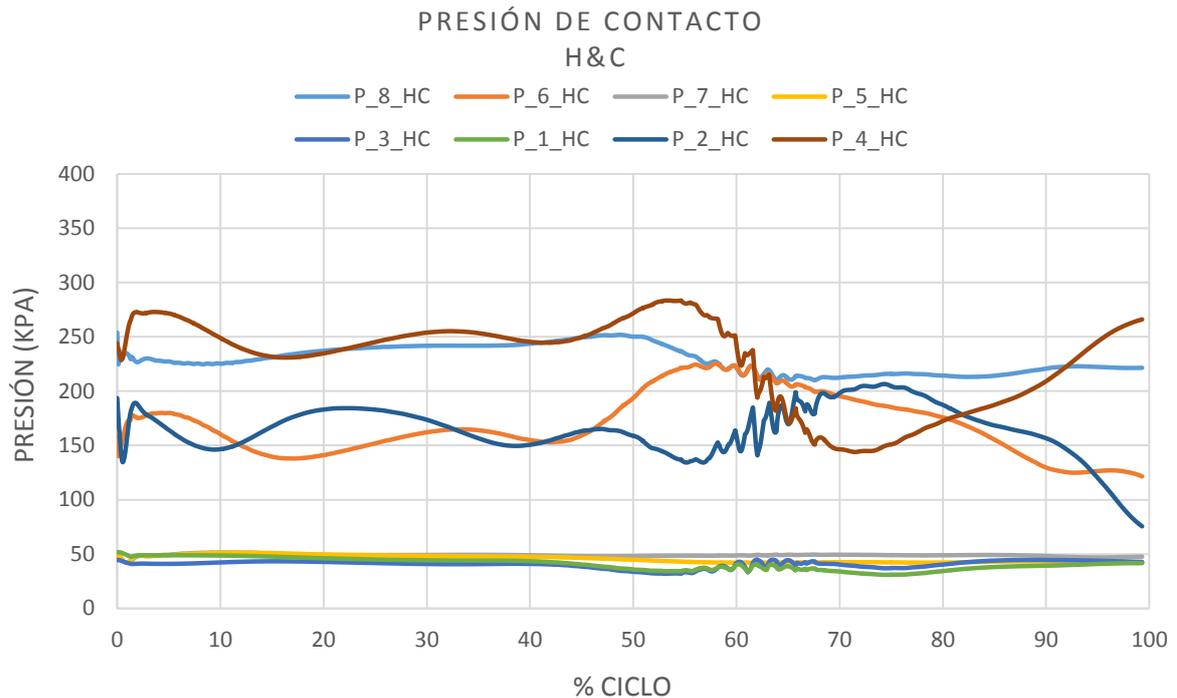


FIGURA 5-12 PRESIONES DE CONTACTO DURANTE EL CICLO DE LA MARCHA (H&C) (RIGIDEZ INCREMENTADA)

### 5.3. Comparación de los dos modelos

La solución al problema de contacto en la dinámica multicuerpo requiere del modelado y análisis del proceso de contacto, que depende de varios factores, como la geometría de las superficies en contacto, propiedad de los materiales de los cuerpos en contacto y la ley que representa la interacción entre los cuerpos. Se ha realizado el análisis mediante el modelo EFM primero y seguidamente con el modelo de contacto H&C. El uso de EFM en OpenSim requiere del mallado triangular de al menos una de las geometrías. Esto hace que existan ciertas diferencias en las fuerzas resultantes, a pesar de que en ambos modelos se hayan considerado las mismas propiedades de materiales. De este modo, las diferencias en los resultados pueden justificarse por diferencias en los modelos geométricos a la hora de describir el contacto, además de utilizar una formulación diferente para el cálculo del término de rigidez de la fuerza normal.

En el trabajo descrito en [29] se realizó una comparativa de los dos modelos de contacto, llegando a la conclusión de que el modelo EFM produce menores fuerzas de contacto que en el modelo de H&C, dando lugar a variaciones significativas en la dinámica del sistema. Sugieren por tanto que la formulación adoptada por OpenSim para la detección de los contactos entre representaciones geométricas discretas (volúmenes con mallado triangular) requiere de investigación, mejora y validación. En este estudio, utilizaron un coeficiente de rigidez igual para ambos modelos. Sin embargo, tras buscar información en la documentación de OpenSim, así como en el foro del programa, se llega a la conclusión de que en el caso del modelo EFM, se debe

tener en cuenta el espesor de la capa en la que se considera que se tiene comportamiento lineal, que en este caso es del orden de 0.01m.

Teniendo esto en cuenta, en las siguientes figuras se puede observar que hay cierta similitud en las fuerzas de contacto calculadas por ambos modelos. Se muestran los resultados del modelo de contacto H&C en el que se ha utilizado el coeficiente de rigidez teórico. Para una mejor visualización, se ha obviado el primer 5% de la simulación donde se da la vibración.

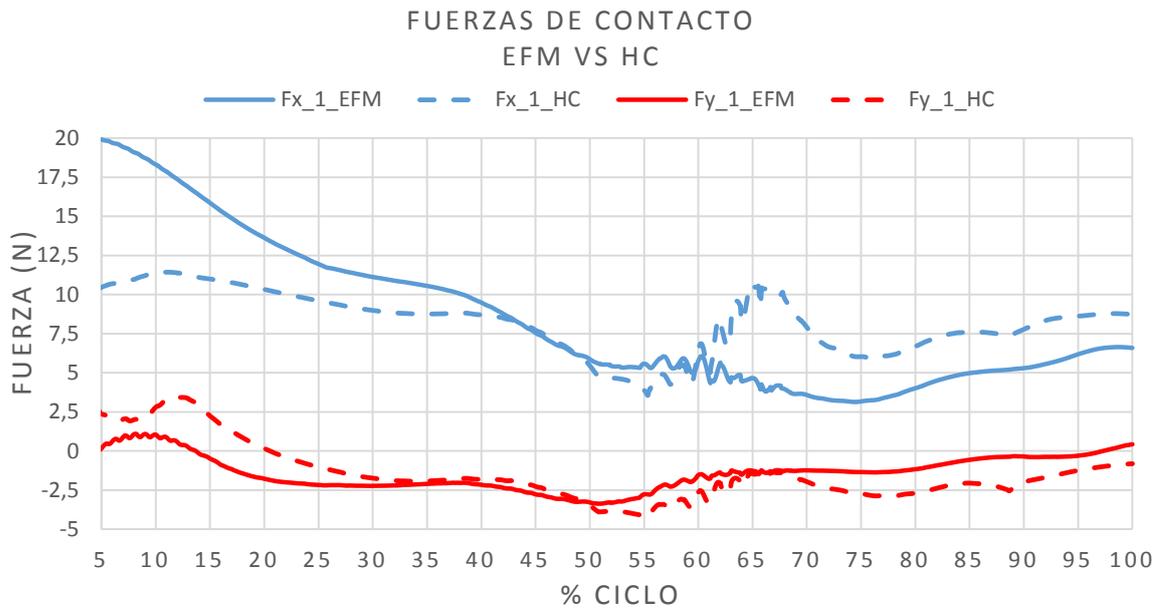


FIGURA 5-13 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 1)

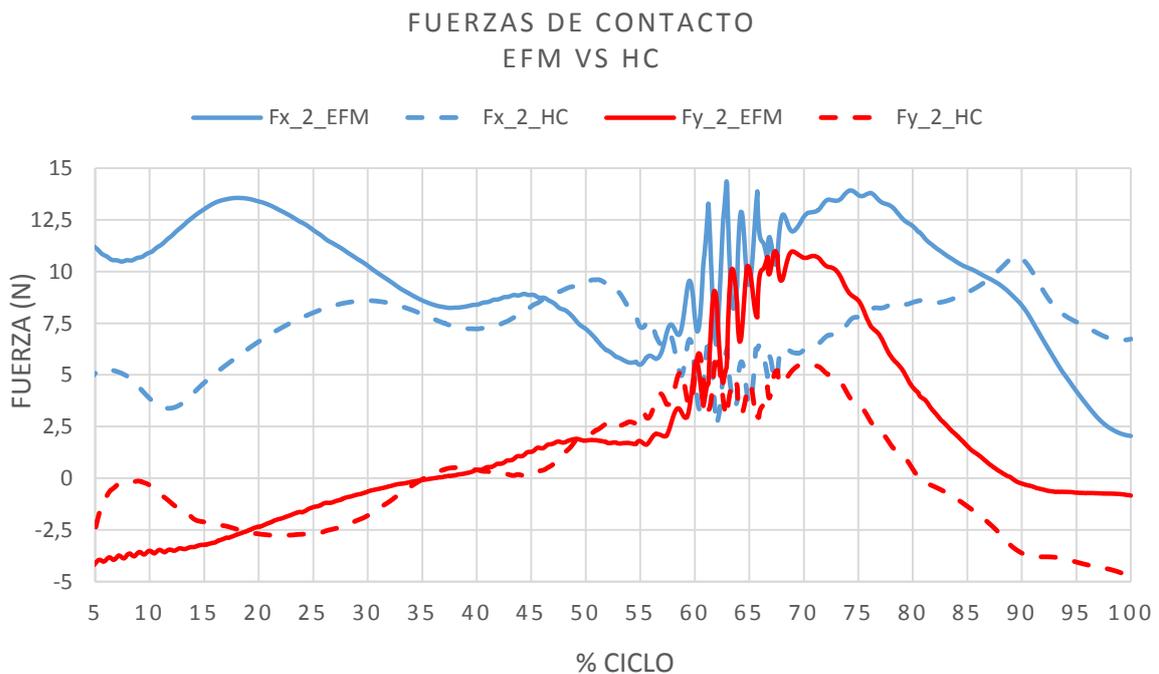


FIGURA 5-14 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 2)

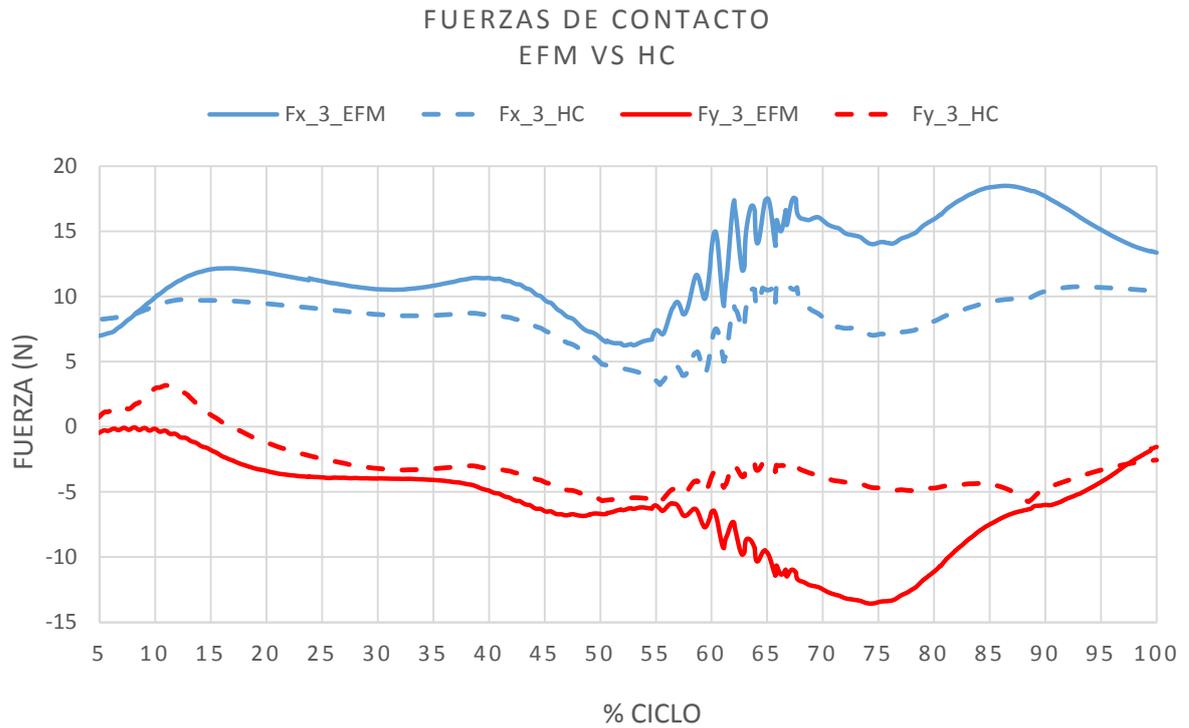


FIGURA 5-15 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 3)

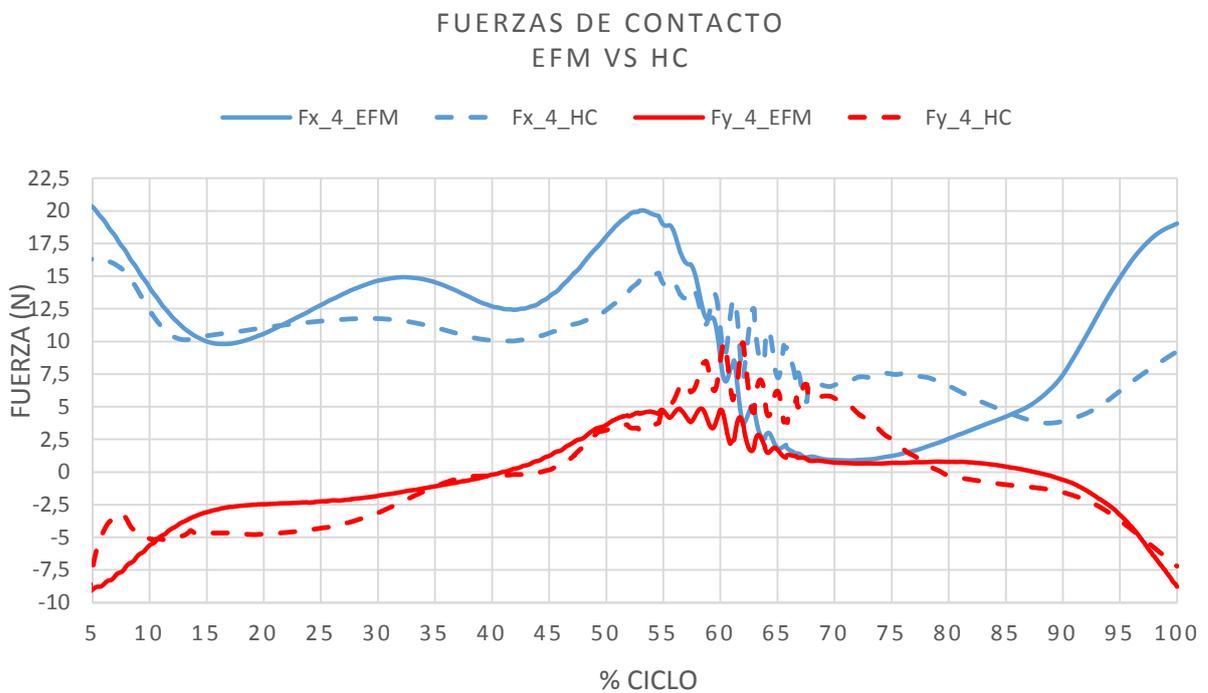


FIGURA 5-16 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 4)

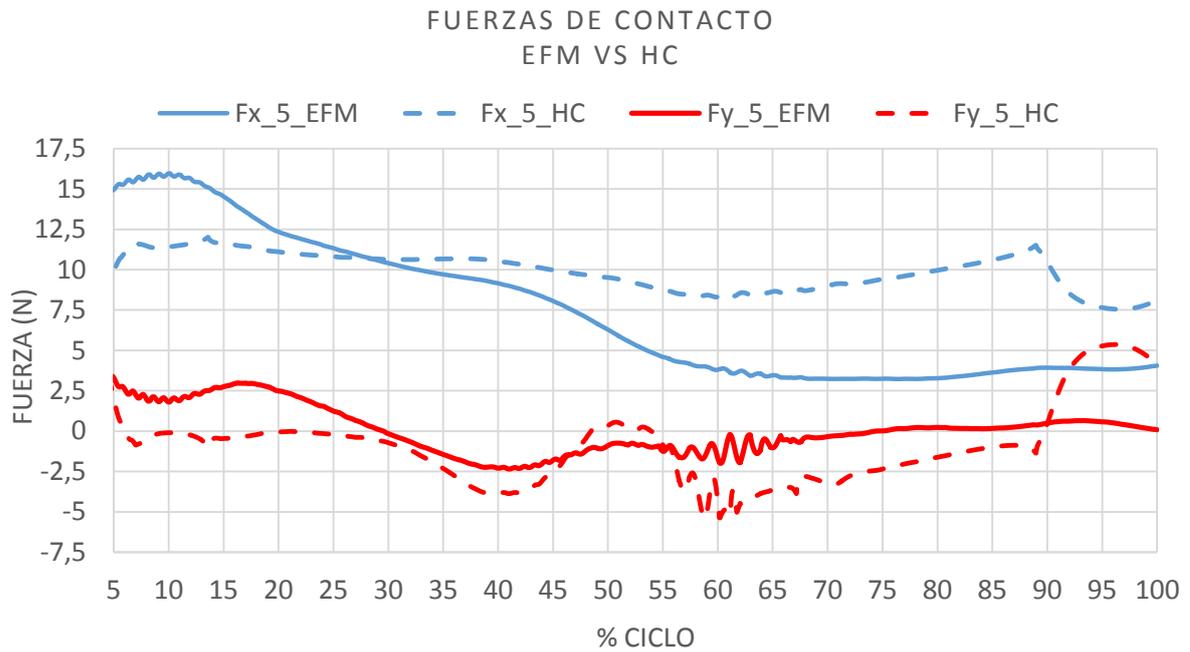


FIGURA 5-17 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 5)

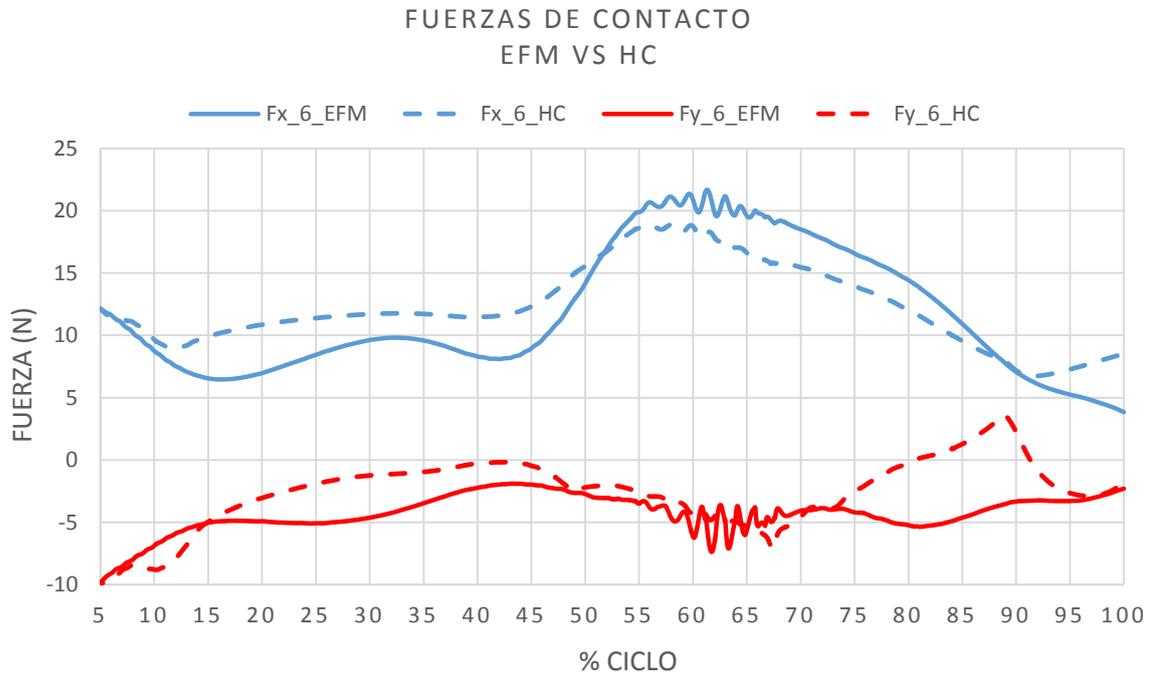


FIGURA 5-18 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 6)

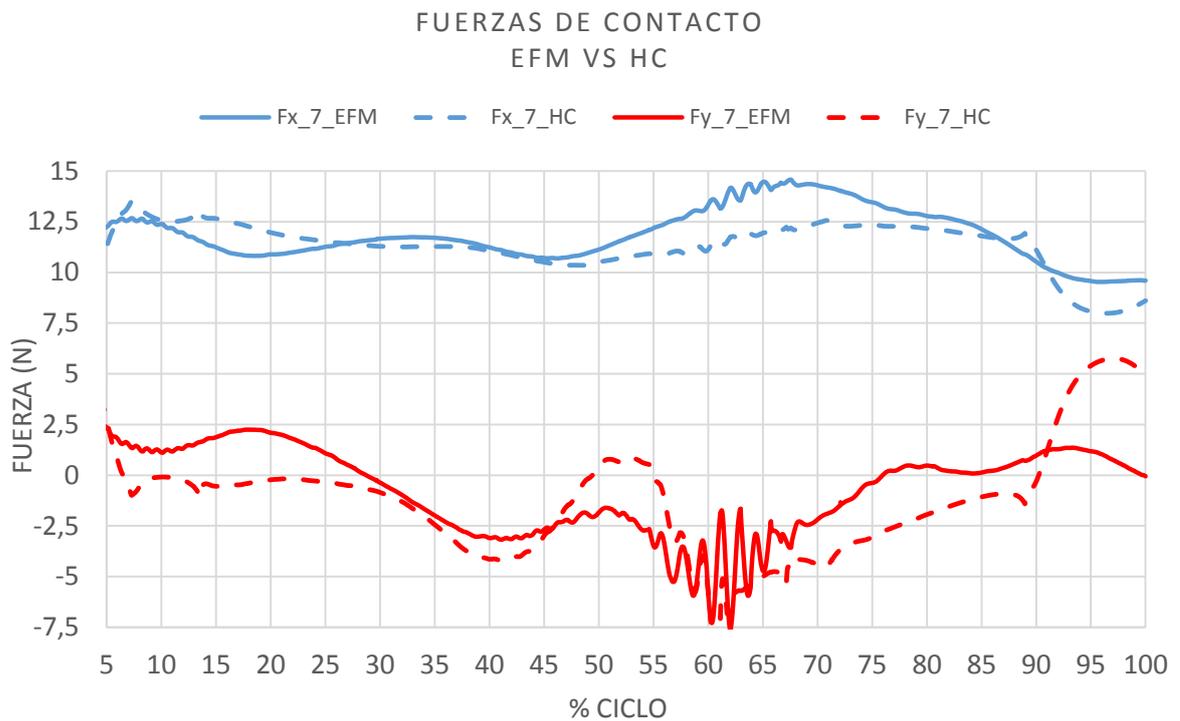


FIGURA 5-19 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 7)

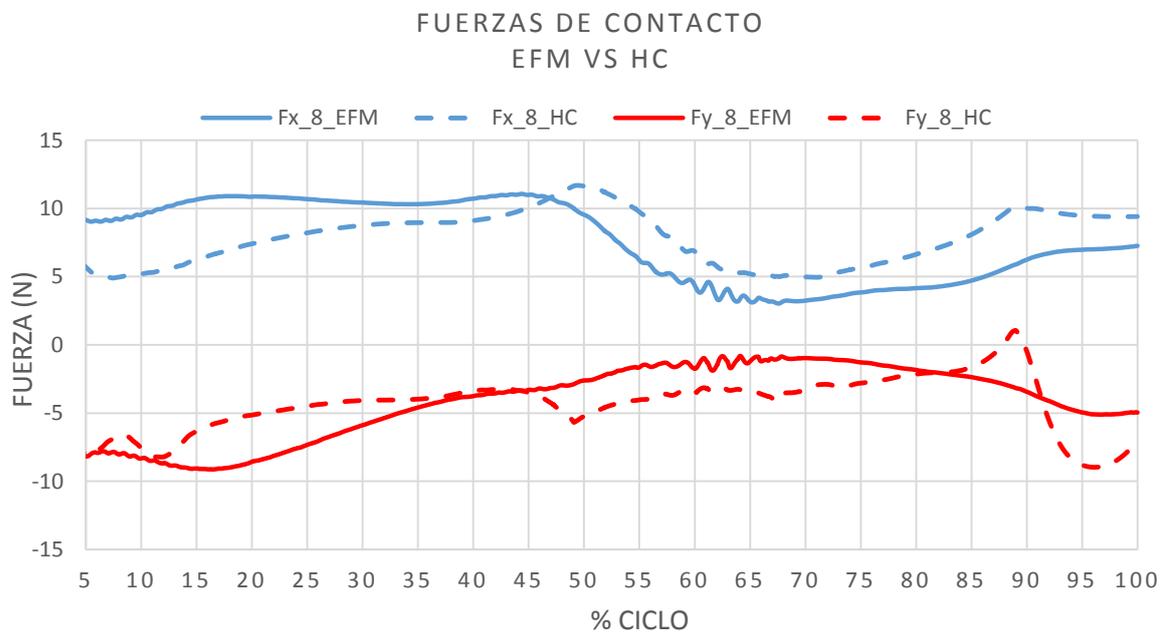


FIGURA 5-20 COMPARACIÓN DE LOS MODELOS DE CONTACTO (CONTACTO 8)

Por lo tanto, los resultados obtenidos por ambos modelos son suficientemente similares como para poder validar el modelo de contacto.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En el presente trabajo, se ha realizado un estudio dinámico de la interacción de una ortesis de rodilla con la pierna durante un ciclo completo de la marcha humana, mediante los dos modelos de contacto que ofrece OpenSim. Se ha creado el modelo de contacto sobre un modelo biomecánico del cuerpo humano, permitiendo así reducir el tiempo de simulación y complejidad de las geometrías de contacto. Los resultados del análisis indican que las presiones de contacto obtenidas en ambos modelos están por debajo de los umbrales a partir de los cuales el paciente sentiría dolor o que podrían llegar a causar heridas superficiales, lo que representa el confort y salud del lesionado. Sin embargo, el sistema integrado ortesis-pierna es muy sensible a los puntos de contacto, el número de contactos, localización, propiedades de las superficies de contacto y características de la ortesis en cuanto a propiedades de masa y ajuste de las tiras (pretensión). Por ejemplo, las propiedades de las superficies de contacto deberían de determinarse de manera experimental para conseguir una mayor fiabilidad. Por otro lado, la masa del actuador influirá directamente en los momentos resultantes de la rodilla y cadera y de este modo, en el esfuerzo del paciente que lo lleva. Así, en función del número de puntos de contacto y su posicionamiento, se generarán unas fuerzas de contacto que den lugar a dichos momentos. Con respecto al ajuste de las tiras del dispositivo para eliminar las oscilaciones, sería interesante su medición experimental mediante sensores de presión para poder ejercer el valor correcto de precarga.

Durante el estudio se han llevado a cabo varias simplificaciones, pero los resultados obtenidos proporcionan en cierto modo un mejor entendimiento del fenómeno de contacto y así, el modelo propuesto servirá para realizar distintos análisis de sensibilidad del sistema frente a parámetros específicos, con el fin de obtener el diseño óptimo de la ortesis. Se pretende repetir el análisis para el caso en que la ortesis es activa, y así simular la marcha patológica. Para ello, bastaría con dejar la articulación de la rodilla libre o con unas fuerzas musculares muy pequeñas dependiendo del grado de denervación de los músculos, y aplicar el par del actuador en la articulación de la ortesis. La cinemática de la pierna vendría impuesta por las fuerzas transmitidas por el dispositivo a través del modelo de contacto. Por último, se completará el modelo de contacto incluyendo el módulo del tobillo de la ortesis además de utilizar el modelo completo del cuerpo humano. En conclusión, OpenSim es una herramienta útil para modelar, visualizar y analizar los movimientos humanos. En cuanto al análisis de contacto, este software es capaz de predecir con precisión las fuerzas de contacto entre formas geométricas sencillas dentro de sistemas multicuerpo.



---

## AGRADECIMIENTOS

Este espacio está dedicado a aquellas personas que han contribuido a la realización de este proyecto fin de estudios. A todos ellos les dejo aquí mi más sincero agradecimiento.

En primer lugar, me gustaría dar las gracias al director, Dr. Josep Maria Font LLagunes, por sus sabios consejos y confianza depositada en mí.

A los compañeros del Máster de Ingeniería Biomédica de la Universitat de Barcelona (UB) y Universitat Politècnica de Catalunya (UPC): Daniel Mauricio, Estefanía Talavera, Mireia Calvo, Cristina Serret, Cristina Manga, Manuel Sanz y Aleix Pascual, por los buenos momentos que me han aportado durante estos dos años.

Al compañero del Departamento de Ingeniería Mecánica, Gil Serrancolí, por su disposición a ayudarme y responderme cualquier pregunta sobre el programa OpenSim y funcionamiento del laboratorio.

Especial agradecimiento a la Fundació Catalunya-La Pedrera por la ayuda económica recibida en su programa de Beques per a Màsters d'Excel·lència durante los dos años de estudio del Máster. Finalmente, agradecer el apoyo de todas aquellas personas que han estado a mi lado y sobretodo, que siempre me han animado en mi decisión de introducirme en el mundo de la ingeniería biomédica: a mis padres y mi hermana, por confiar siempre en mí, Andrea, Paula y Leyre, por la ilusión mostrada en todo lo que hago y Daniel, por su apoyo incondicional.



## BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. C. Silva, M. T. Silva, and J. M. Martins, "Evaluation of the contact forces developed in the lower limb / orthosis interface for comfort design," *Multibody Syst. Dyn.*, vol. 24, pp. 367–388, 2010.
- [2] M. WHITTLE, *An introduction to Gait analysis*, ed. Butterworth-Heinemann. 2007.
- [3] C. L. Vaughan, B. L. Davis, L. Christopher, and J. C. O. Connor, *Dynamics of human gait*, vol. 26, no. 3. Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois, 2005.
- [4] A. Gottlob, "Entrenamiento muscular diferenciado," 2012. [Online]. Available: [http://2.bp.blogspot.com/-CDmFrlv5MYE/T7ovbk1DV\\_I/AAAAAAAAAAcs/duFyey-huGw/s1600/Movimientos+basico.gif](http://2.bp.blogspot.com/-CDmFrlv5MYE/T7ovbk1DV_I/AAAAAAAAAAcs/duFyey-huGw/s1600/Movimientos+basico.gif). [Accessed: 07-Apr-2014].
- [5] J. Perry, "Gait Analysis: Normal and Pathological Function," *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 12, p. 815, 1992.
- [6] American Spinal Injury Association, "INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY (ISNCSCI)," 2014. [Online]. Available: <http://www.asia-spinalinjury.org>. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [7] D. H. Sutherland, "The evolution of clinical gait analysis: Part II kinematics," *Gait Posture*, vol. 16, no. 2, pp. 159–179, 2002.
- [8] M. O'Malley and D. L. de Paor, "Kinematic analysis of human walking gait using digital image processing," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 31, no. 4, pp. 392–398, 1993.
- [9] S. Syngellakis, M. A. Arnold, and H. Rassoulian, "Assessment of the non-linear behaviour of plastic ankle foot orthoses by the finite element method," *Proc. Inst. Mech. Eng. H.*, vol. 214, no. 5, pp. 527–539, 2000.
- [10] E. Ayyappa, "Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology," no. 1, 1997.
- [11] J. A. HSU, J., MICHAEL, J., FISK, "Atlas de ortesis y dispositivos de ayuda," *Elsevier*, 2009.
- [12] J. Romkes and R. Brunner, "Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy," *Gait Posture*, vol. 15, no. 1, pp. 18–24, 2002.
- [13] K. R. Kaufman, S. E. Irby, J. W. Mathewson, R. W. Wirta, and D. H. Sutherland, "Energy-Efficient Knee-Ankle Foot Orthosis : A Case Study," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 8, no. 3, pp. 79–85, 1996.
- [14] T. Yakimovich, E. D. Lemaire, and J. Kofman, "Preliminary kinematic evaluation of a new stance-control knee-ankle-foot orthosis," *Clin. Biomech.*, vol. 21, no. 10, pp. 1081–1089, 2006.
- [15] B. G. do Nascimento, C. B. S. Vimieiro, D. A. P. Nagem, and M. Pinotti, "Hip orthosis powered by pneumatic artificial muscle: voluntary activation in absence of myoelectrical signal," *Artif. Organs*, vol. 32, no. 4, pp. 317–322, 2008.

- 
- [16] össur, “AFO Dynamic.” [Online]. Available: [http://www.ossur.co.uk/library/12024&proc=3/AFO Dynamic.jpg](http://www.ossur.co.uk/library/12024&proc=3/AFO%20Dynamic.jpg). [Accessed: 07-Apr-2014].
- [17] Cascade Orthotics, “Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO).” [Online]. Available: <http://www.cascadeorthotics.com/assets/pictures/KAFO-free-walk.jpg>. [Accessed: 07-Apr-2014].
- [18] A. Dollar and H. Herr, “Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art,” *Ieee Trans. Robot.*, vol. 24, no. 1, pp. 144 – 158, 2008.
- [19] J.L. Pons, Wearable robots. Biomechatronic Exoskeletons, ed. John Wiley & Sons, vol. 70. 2008.
- [20] G. S. Sawicki and D. P. Ferris, “A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition.,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 6, p. 23, Jan. 2009.
- [21] J. Alonso, F. Romero, R. Pàmies-Vilà, U. Lugrís, and J. M. Font-Llagunes, “A simple approach to estimate muscle forces and orthosis actuation in powered assisted walking of spinal cord-injured subjects,” *Multibody Syst. Dyn.*, vol. 28, no. 1–2, pp. 109–124, Jan. 2012.
- [22] Hocoma, “Lokomat Pro, Enhanced Functional Locomotion Therapy with Augmented Performance Feedback.” [Online]. Available: [http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro\\_L6\\_130225\\_en\\_A4.pdf](http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro_L6_130225_en_A4.pdf). [Accessed: 07-Apr-2014].
- [23] J. A. Blaya, H. Herr, "Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 24-31, 2004.
- [24] J. M. Font-Llagunes, R. Pàmies-Vilà, J. Alonso, and U. Lugrís, “Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject,” *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 68–81, Jan. 2011.
- [25] J. M. Belda-Lois; R. Poveda and M. J. Vivas, “Case Study: analysis of pressure distribution and tolerance areas for wearable robots,” in *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, 2008, p. 388.
- [26] W. Rulka, “SIMPACK — A Computer Program for Simulation of Large-motion Multibody Systems,” in *Multibody Systems Handbook SE - 16*, W. Schiehlen, Ed. Springer Berlin Heidelberg, 1990, pp. 265–284.
- [27] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, and J. M. Rosen, “An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures.,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, no. 8, pp. 757–67, Aug. 1990.
- [28] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, “OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement.,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–50, Nov. 2007.
- [29] S. Clemente, “Knee joint modeling using OpenSim software 7.1,” 2012.
- [30] “SimTK, the Simulation Toolkit.” [Online]. Available: <https://simtk.org>.

- 
- [31] “OpenSim User ’ s Guide,” 2012.
- [32] D. G. Thelen and F. C. Anderson, “Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 6, pp. 1107–1115, 2006.
- [33] K. L. Johnson, *Contact Mechanics*, vol. 37. 1985.
- [34] H. Hertz, *On the contact of elastic solids*, 92nd ed. Math, J. reine angew., 1881.
- [35] K. H. Hunt and F. R. E. Crossley, “Coefficient of Restitution Interpreted as Damping in Vibroimpact,” *Journal of Applied Mechanics*, vol. 42, no. 2. p. 440, 1975.
- [36] B. Armstrong-Helouvry, *Control of machines with friction*, 128th ed. Springer, 1991.
- [37] M. a. Sherman, A. Seth, and S. L. Delp, “Simbody: multibody dynamics for biomedical research,” *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 241–261, Jan. 2011.
- [38] J. Evaristo and M. Baptista, “Human-orthotic Integrated Biomechanical Model for Comfort Analysis Evaluation,” 2011.
- [39] Maria Margarida Fernandes Machado, “A multibody approach to the contact dynamics : a knee joint application,” PhD Thesis, Universidade do Minho Escola de Engenharia, 2012.
- [40] A. Seth, M. Sherman, J. a. Reinbolt, and S. L. Delp, “OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange,” *Procedia IUTAM*, vol. 2, pp. 212–232, Jan. 2011.
- [41] R. S. Dwyer-Joyce, “Part 3: Contact Mechanics Introduction - Contact Stresses and Failure,” in *Tribological Design Data*, 1997, pp. 1–17.