



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL LITORAL
Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas
Instituto de Desarrollo Tecnológico para la Industria Química

**Modelado Musculoesquelético y
Método de Elementos Finitos,
un Enfoque Biomecánico Integrador
del Análisis de la Marcha.**

Emiliano Pablo Ravera

Tesis remitida al Comité Académico del Doctorado
como parte de los requisitos para la obtención
del grado de
DOCTOR EN INGENIERIA
Mención Mecánica Computacional
de la
UNIVERSIDAD NACIONAL DEL LITORAL

2016



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL LITORAL
Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas

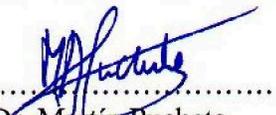
Santa Fe, 18 de marzo de 2016.

Como miembros del Jurado Evaluador de la Tesis de Doctorado en Ingeniería titulada **“Modelado musculoesquelético y método de elementos finitos, un enfoque biomecánico integrador del análisis de la marcha”**, desarrollada por el Bioing. Emiliano Pablo RAVERA, en el marco de la Mención “Mecánica Computacional”, certificamos que hemos evaluado la Tesis y recomendamos que sea aceptada como parte de los requisitos para la obtención del título de Doctor en Ingeniería.

La aprobación final de esta disertación estará condicionada a la presentación de dos copias encuadernadas de la versión final de la Tesis ante el Comité Académico del Doctorado en Ingeniería.


Dr. JOSÉ LUIS MACOR
SECRETARIO DE POSGRADO
Facultad de Ingeniería y Cs. Hídricas
Dr. Javier Cuadrado (*)


.....
Dr. José Di Paolo


.....
Dr. Martín Pucheta


.....
Dr. JOSÉ LUIS MACOR
SECRETARIO DE POSGRADO
Facultad de Ingeniería y Cs. Hídricas
Dra. Silvia Rodrigo (**)

Santa Fe, 18 de marzo de 2016.

Certifico haber leído la Tesis, preparada bajo mi dirección en el marco de la Mención “Mecánica Computacional” y recomiendo que sea aceptada como parte de los requisitos para la obtención del título de Doctor en Ingeniería.


.....
Dr. Fabio Guarnieri
Codirector de Tesis

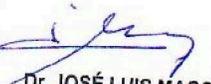

.....
Dr. Ariel Braidot
Director de Tesis

(**) La Dra. Silvia Rodrigo participó mediante video conferencia.
(*) El Dr. Javier Cuadrado participó mediante video conferencia

Universidad Nacional del Litoral
Facultad de Ingeniería y
Ciencias Hídricas

Secretaría de Posgrado

Ciudad Universitaria
C.C. 217
Ruta Nacional Nº 168 – Km. 472,4
(3000) Santa Fe
Tel: (54) (0342) 4575 229
Fax: (54) (0342) 4575 224
E-mail: posgrado@fich.unl.edu.ar


.....
Dr. JOSÉ LUIS MACOR
SECRETARIO DE POSGRADO
Facultad de Ingeniería y Cs. Hídricas

Modelado Musculoesquelético y Método de Elementos Finitos, un Enfoque Biomecánico Integrador del Análisis de la Marcha.

por

Bioing. Emiliano Pablo Ravera

Resumen

El análisis clínico de la marcha es un proceso que permite determinar las causas de la marcha de sujetos con alteraciones motrices y cómo ellos llegan a desarrollarla. Este análisis se basa en una medición instrumentada y una interpretación biomecánica del significado de estas mediciones. Asimismo, hacer mediciones fiables en el análisis de la marcha y proveer una rigurosa interpretación biomecánica es muy difícil. Ambos procesos requieren un alto nivel de conocimiento y experiencia; y niveles aceptables del análisis clínico de la marcha solamente se lograrán a través de mantenerse enfocado en el propio proceso en sí mismo. Es por esto, que el análisis clínico de la marcha es considerado un gran desafío para los centros de tratamiento y rehabilitación ya que se requiere integrar la evaluación, el proceso de toma de decisiones clínicas y el manejo de sujetos con patologías motrices. De esta manera se observa que para llevar a cabo un análisis clínico de la marcha de alta calidad es necesario tener conocimientos de conceptos de un gran número de disciplinas, incluyendo anatomía, fisiología, biomecánica, mecánica computacional, matemática y teoría de la medida entre otras. Si bien el análisis clínico de la marcha es una herramienta muy difundida a nivel mundial desde hace varias décadas aún es necesario desarrollar modelos computacionales que ayuden a mejorarla y así proporcionar estrategias más efectivas para el manejo terapéutico de sujetos con patologías motrices.

De esta manera es que surgen los *modelos musculoesqueléticos* para poder estimar las fuerzas musculares individuales considerando que esto es una tarea difícil o imposible de realizar en ambientes clínicos por requerir generalmente técnicas invasivas para lograrlo de manera directa. Por estos inconvenientes los modelos computacionales musculoesqueléticos, en conjunto con mediciones no invasivas, representan numéricamente un conjunto de parámetros anatómicos y fisiológicos con el fin de cuantificar su interacción y obtener las fuerzas musculares que se desarrollan en diferentes movimientos (normales o patológicos). Por otro lado la *biomecánica integradora*, integra los conocimientos y métodos utilizados en biomecánica a múltiples escalas para abordar los principales problemas clínicos. Entonces un enfoque biomecánico multiescala, brinda una simulación holística del aparato locomotor humano requiriendo modelos que optimicen la respuesta neuromuscular simultáneamente con modelos detallados de la dinámica del comportamiento de los tejidos.

Dentro de estas líneas de investigación en biomecánica computacional estuvo centrada esta tesis. De esta manera, como primer aporte de esta tesis se destaca el desarrollo de un modelo musculoesquelético que presenta como objetivo principal potenciar las he-

herramientas computacionales que son utilizadas en la actualidad en el análisis clínico de la marcha. Además, se incluyó en este modelo un nuevo enfoque dentro de los métodos de dinámica inversa y optimización estática que simula las principales características de las señales electromiográficas de los músculos incluidos en el modelado.

Un segundo aporte a este desarrollo consiste en la evaluación del comportamiento de diferentes funciones objetivo. Estas son utilizadas como criterio de optimización que buscan simular computacionalmente el comportamiento del sistema nervioso central en la compleja interacción del sistema neuro-músculoesquelético. Dentro de la evaluación de estas funciones objetivo, se buscó analizar la utilidad de las mismas en predicciones del consumo energético muscular y evaluar la sensibilidad de sus estimaciones ante cambios en parámetros antropométricos y diferentes condiciones de velocidad de marcha y edades.

Un tercer aporte, considera el comportamiento de los modelos musculoesqueléticos en pacientes con parálisis cerebral que desarrollan una marcha agazapada, debido al interés social que tiene el análisis de las patologías que limitan el movimiento de estos sujetos. En este punto, se destacó que mientras que el modelado del sistema neuro-músculoesquelético muestra un crecimiento exponencial en los últimos 25 años en áreas de investigación; en contraposición, vemos que este modelado y simulación aún no es aplicado ampliamente en las prácticas clínicas debido a los “grises” existentes en la exactitud y fiabilidad de la validación de los mismos. Así este análisis buscó destacar puntos a favor y en contra de dos modelos con el principal objetivo de actuar como disparador en la valoración de las fuerzas musculares estimadas mediante modelos musculoesqueléticos de sujetos con parálisis cerebral que desarrollen una marcha agazapada y así determinar las causas biomecánicas de esta patología de alto impacto social.

Finalmente, como un cuarto aporte de esta tesis, se desarrolló y analizó un modelo computacional de la pelvis bajo un enfoque biomecánico integrador el cual contempló las virtudes que brindan los modelos musculoesqueléticos de cuerpos rígidos para lograr estimar las fuerzas musculares involucradas en la marcha. Luego, estas estimaciones se incluyeron en un modelo de elementos finitos para valorar las tensiones fisiológicas que soportan las estructuras óseas. Así se vio que el abordaje de modelos computacionales bajo este enfoque integrador proporcionan un comportamiento más realista de las tensiones soportadas por las estructuras óseas como respuesta a un enfoque más fisiológico. Entonces estos modelos podrán ser vinculados a ambientes de análisis clínico en un futuro no muy lejano. Logrando resultados superadores a los obtenidos por los métodos de análisis clínico de la marcha actualmente utilizados para el estudio de sujetos con alteraciones motrices.

Musculoskeletal Model and Finite Element Method, an Integrative Biomechanic Approach on Gait Analysis.

by

Bioing. Emiliano Pablo Ravera

Abstract

Clinical gait analysis is a process to identify the causes of gait patterns who patients with any motor disorders develop, and how they come to it gait. This analysis have their bases on instrumented measurements and a biomechanical interpretation of these. Also, make accurate measurements in gait analysis and provide a rigorous biomechanics interpretation are very difficult. Both processes require a high level of knowledge and experience; and acceptable levels of clinical gait analysis are only been achieved by maintaining focus on the process itself. For this reason, clinical gait analysis is considered a challenge for many centers of motor treatment and rehabilitation because it required an integrated assessment in the process of clinical decision-making and management of patients. Thus to perform a high-level clinical gait analysis requires knowledge of large number of subject at different disciplines, including anatomy, physiology, biomechanics, computational mechanics, mathematics, and measure theory, among others. While clinical gait analysis is a tool widely used around the world by several decades, is even necessary to develop computational models that help to improve it analysis and thus provide a more effective strategies on therapeutic management of patients with gait pathologies.

In this way, the *musculoskeletal models* arise to estimate individual muscle forces because it is a difficult or impossible task to perform in clinical settings, since it require invasive technique. Thus the computational musculoskeletal models, together with non-invasive measurements, represent numerically a set of anatomical and physiological parameters in order to quantify their interaction and finally find the muscle forces in different movements, for example in a normal or pathological walking. On the other hand *integrative biomechanics*, integrates the knowledge and methods used in biomechanics at multiple scales to address important clinical problems. Therefore a multiscale biomechanical approach, will provide a holistic simulation that require optimal models who represents the neuromuscular response at the same time with a detailed models who represents the dynamic behaviour of the biological tissues from the human musculoskeletal system.

The aims of this thesis were focused in these research topics of computational biomechanics. Thereby, a first contribution of this thesis was develop a musculoskeletal model with the main objective to improve the computational tools that are currently used in clinical gait analysis. In addition, in this new approach we include inverse dynamic and static optimization methods with a simulation of the main characteristics of the muscle electromyographic signals that have been included in the modelling.

As a second contribution, the behaviour of different objective functions was evaluated. These functions are commonly used as an optimization criterion and try to represent the central nervous system in the complex interaction of neuro-musculoskeletal system. The analysis had as aim to evaluate the usefulness of these functions to predict the muscle energy consumption and then we study the sensitivity of their estimation when were performed changes in anthropometric parameters and different conditions of walking speed and ages.

Later as a third contribution, we analyse the behaviour of musculoskeletal models in patients with cerebral palsy to develop a crouch gait, due to the gait analysis of these patients have an important social interest. At this point, while the research in modelling neuro-musculoskeletal system models shown an exponential grown in the last 25 years, we noted that the modelling and simulation in clinical practice it is going in an opposite behaviour because it is not yet widely applied. Mainly due to the “issues” existing in the accuracy and validation of these models. So our analysis attempt to highlight pros and cons of two musculoskeletal models with the aim of appear as a trigger in the assessment of muscle forces of cerebral palsy patients with crouch gait. In this way, it will be possible to determine the biomechanical causes of this pathological gait.

Finally, as a fourth contribution of this thesis, we developed and tested a computational model of the pelvis under an integrative biomechanical approach. This model tends to analyse the advantages to provide the rigid bodies musculoskeletal model to estimate the muscle forces throughout the gait and then were included as a physiological input of a finite element model to assess the stresses-strain in bone and cartilage structures of the pelvis. Thus the performance of biomechanical computational models under this integrative approach provided a more realistic bone stress and a more physiological behaviour of the computational model. This suggest that these models could be linked in clinicians environments to improve the clinical gait analysis in the near future. In this way these approach tend to improve the results obtained by the currently methods used by traditional clinical gait analysis in subjects with gait pathologies.

Agradecimientos

En primer lugar quisiera agradecer a mis directores por el apoyo, predisposición y acompañamiento que me dedicaron en todo el transcurso de mi doctorado. Además, por haberme introducido en esta área de investigación la cual he adquirido como línea de investigación para continuar con este camino que inicié hace tiempo.

Por otro lado quiero agradecer a la gente del Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento del Instituto FLENI por el continuo el aporte e incondicional apoyo que me dieron a lo largo de todo el desarrollo de mi tesis. Sinceramente creo que son grandes artífices de lo que soy hoy en día.

Además, no dejar de nombrar a mis compañeros y amigos, tanto del Laboratorio de Biomecánica como del Departamento de Matemática, de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos por estar siempre en tantos momentos, difíciles como buenos, que he atravesado en este largo camino que hoy termino; a todos gracias.

Y finalmente, pero no menos importante, agradecer a toda mi familia, a mi novia, a mis amigos, a los que están y a los que por situaciones de la vida no están pero siempre creyeron en mi; ellos más que nadie saben el esfuerzo que he puesto en este desafío y que sin ellos nunca podría haberlo conseguido.

Índice general

1. Introducción	17
1.1. Objetivos	17
1.1.1. General	17
1.1.2. Particulares	17
1.2. Antecedentes	18
1.3. Organización del documento	20
1.4. Principales aportes de esta tesis	22
2. Generalidades del Análisis Biomecánico de la Marcha	25
2.1. Fases de la marcha	25
2.1.1. Principales músculos intervinientes en la marcha	27
2.2. Análisis Clínico de la Marcha	32
2.2.1. Evaluación de la dinámica articular	36
2.2.1.1. Cinemática	38
2.2.1.2. Cinética	40
2.2.1.3. Dinámica Directa y Dinámica Inversa	43
2.2.2. Evaluación del comportamiento muscular	44
2.2.2.1. Electromiografía (EMG)	45
2.3. Modelado biomecánico computacional en el análisis de la Marcha	46
2.3.1. Modelado Musculoesquelético	47
2.3.1.1. Modelado del tejido muscular	47
2.3.1.2. Fuerzas musculares	51

2.3.1.3.	Principales herramientas computacionales para el modelado musculoesquelético	52
2.3.2.	Modelado multiescala en biomecánica computacional (Biomecánica Integradora)	54
2.3.2.1.	Herramientas computacionales para el modelado mediante elementos finitos en biomecánica	55
2.4.	Base de Datos	57
2.4.1.	Sujetos <i>sin</i> patologías de la Marcha	58
2.4.2.	Sujetos <i>con</i> patologías de la Marcha: Parálisis Cerebral	59
2.4.3.	Imágenes Biomédicas: Resonancia Magnética	60
3.	Evaluación y estudio de sensibilidad de dos funciones objetivo bajo un enfoque de valoración del gasto energético muscular	61
3.1.	Introducción	62
3.2.	Método	64
3.2.1.	Participantes	64
3.2.2.	Modelo Musculoesquelético	65
3.2.3.	Funciones Objetivo	67
3.2.4.	Modelos de consumo de energía muscular	68
3.2.5.	Análisis de Sensibilidad	69
3.2.6.	Análisis de los datos	71
3.3.	Resultados	71
3.4.	Discusión	78
4.	Estimación de fuerzas musculares en la marcha mediante una simulación de la actividad electromiográfica y optimización numérica	85
4.1.	Introducción	86
4.2.	Método	88
4.2.1.	Participantes y procedimientos	88
4.2.2.	Algoritmo para la estimación de la dinámica de las fuerzas musculares	89

4.2.2.1.	Dinámica inversa	89
4.2.2.2.	Modelo Musculoesquelético	90
4.2.2.3.	Simulado de la envolvente de la señal de EMG: <i>EMGsim</i>	93
4.2.2.4.	Optimización estática	94
4.2.2.5.	Variación temporal de <i>EMGsim</i>	96
4.2.2.6.	Variación morfológica del <i>EMGsim</i>	98
4.3.	Resultados	99
4.4.	Discusión	104
5.	Valorización de las fuerzas musculares en sujetos con parálisis cerebral que desarrollan una marcha agazapada	109
5.1.	Introducción	110
5.2.	Método	113
5.2.1.	Participantes	113
5.2.2.	Modelado Musculoesquelético	113
5.2.2.1.	Modelo propuesto por <i>Delp y col. (1990)</i>	114
5.2.2.2.	Modelo propuesto por <i>Ravera y col. (2014)</i>	115
5.3.	Resultados	118
5.4.	Discusiones	125
6.	Un enfoque biomecánico integrador para el análisis de tensiones en la pelvis a lo largo del ciclo de la marcha	131
6.1.	Introducción	132
6.2.	Método	135
6.2.1.	Participante	135
6.2.2.	Modelo Musculoesquelético	135
6.2.3.	Definición Geométrica de la Pelvis	136
6.2.4.	Propiedades de los Materiales y Condiciones de Contorno	137
6.2.5.	Estudio de Convergencia	139
6.2.6.	Estudio de Sensibilidad	139
6.2.7.	Análisis de los Datos	140

6.3. Resultados	140
6.4. Discusión	149
7. Conclusiones y trabajos futuros	153
A. Principales características de OpenSim	159
A.1. Bloques de análisis del software OpenSim: SimTrack	160
A.1.1. Bloque de escalado (<i>Scale</i>)	160
A.1.2. Bloque de cinemática inversa (<i>IK, Inverse Kinematics</i>)	160
A.1.3. Bloque de dinámica inversa (<i>ID, Inverse Dynamics</i>)	161
A.1.4. Bloque de reducción residual (<i>RRA, Residual Reduction Algorithm</i>)	161
A.1.5. Bloque de control muscular computarizado (<i>CMC, Computed Mus-</i> <i>cle Control</i>)	162
B. Modelos fenomenológicos del consumo energético muscular	165
B.1. Modelo propuesto por <i>Umberger y col. (2003)</i>	166
B.2. Modelo propuesto por <i>Bhargava y col. (2004)</i>	168
C. Resultados preliminares del modelado biomecánico integrador: mode- los músculo esqueléticos y elementos finitos	171
C.1. Resultados	171

Índice de figuras

2-1. Subdivisión de un ciclo de la marcha en períodos de apoyo doble y apoyo simple, tomando como referencia los acontecimientos de ambas extremidades.	26
2-2. Fases del ciclo de la Marcha: (a) Contacto Inicial, (b) Respuesta a la carga o Apoyo Inicial, (c) Apoyo Medio, (d) Apoyo Final, (e) Pre-Balanceo, (f) Balanceo Inicial, (g) Balanceo Medio, (h) Balanceo Final y (i) Contacto Inicial.	26
2-3. Activaciones musculares típicas de los principales músculos que intervienen en la marcha, entre 0 (músculo no activo) y 1 (actividad máxima del músculo).	28
2-4. Estadísticas de los estudios realizados en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI (Escobar, Argentina). Donde las siglas ECNE corresponde al término clínico “encefalopatías crónicas no evolutivas”, utilizado como sinónimo de parálisis cerebral en ambientes médicos.	35
2-5. (A) Modelo musculoesquelético de la extremidad inferior que utiliza técnicas de dinámica directa. Las fuerzas musculares generan el movimiento de las articulaciones de la cadera, la rodilla, y el tobillo. (B) Modelo de la extremidad inferior con técnicas de dinámica inversa comúnmente utilizado para el análisis clínico de la marcha.	37

2-6. Representación estándar de los ángulos articulares a lo largo del ciclo de la marcha, las filas representan las articulaciones (cadera, rodilla y tobillo) y las columnas representan los planos analizados (coronal, sagital y transversal).	39
2-7. Configuración de un laboratorio de marcha de alta complejidad, donde pueden observarse las cámaras, plataformas de fuerza, marcadores sobre el sujeto en estudio.	40
2-8. Fuerza de reacción del suelo registradas mediante plataformas de fuerzas. Se observa la evolución temporal del vector de fuerza de reacción del suelo (azul) desde el contacto inicial (imagen de la izquierda) hasta el apoyo final (imagen de la derecha). Los puntos rojos representan los marcadores sobre la persona en estudio.	41
2-9. Momentos netos articulares a lo largo del ciclo de la marcha.	42
2-10. (A) Flujo de datos en un modelo musculoesquelético durante simulaciones mediante dinámica directa. En cada instante de tiempo, el esquema de integración encuentra las fuerzas musculares y la cinemática articular utilizando los estados musculares y cinemáticos del instante de tiempo anterior. (B) Flujo de datos en un modelo durante simulaciones con dinámica inversa. La evolución temporal de la cinemática articular y las cargas externas se introducen en las ecuaciones algebraicas lineales para encontrar los momentos netos articulares.	43
2-11. Señal sin procesar de EMG formada por la superposición de picos positivos y negativos mientras que el músculo se activa y períodos de mucha menor magnitud cuando el músculo se inactiva.	46
2-12. Esquemas de los modelos musculares desarrollados por Huxley y Hill. . .	48
2-13. Capacidad de generación de la fuerza muscular definida por las propiedades de fuerza-longitud y fuerza-velocidad del elemento contráctil y las propiedades elásticas no lineales del elemento pasivo.	50

2-14. Las fotografías muestran a un sujeto sano adulto con los marcadores retro-reflectivos y equipo electromiográfico utilizados en el análisis biomecánico de la marcha en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Escobar, Argentina.	57
2-15. Las fotografías muestran al sujeto sano adulto en la puerta de la sala donde se aloja el sistema RM Signa HDxt de 1,5T previo a realizarse el estudio en el “Servicio de Resonancia Magnética” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Buenos Aires, Argentina.	58
3-1. Media de las activaciones musculares simuladas (líneas negras) y media de las señales de EMG experimentales (líneas azules) de los cuatro músculos que poseen registros de EMG a través del ciclo de marcha para niños que caminan a una velocidad confortable (o libre) auto-seleccionada y adultos que caminan a tres velocidades auto-seleccionadas (lenta, libre y rápida). Las áreas sombreadas representan el desvío estándar. La señales experimentales de EMG están rectificadas y filtradas a 6 Hz con un filtro pasa bajos bidireccional. Todas las señales fueron normalizadas con respecto a su pico máximo.	72
3-2. Estudio de sensibilidad de la “función de costo de tensión” (CF_1). Comportamiento de la tensión muscular cúbica bajo cambios en un rango del 50% del valor de base en el <i>PCSA</i> . Todos los resultados representan la media y el desvío estándar de la tasa de energía muscular promediados a lo largo de todo el ciclo de la marcha, normalizados con su valor medio cuando los parámetros están fijos en sus valores de base a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada.	76

<p>3-3. Estudio de sensibilidad de la “función de costo relacionada con la energía” (CF_2). Comportamiento del consumo energético muscular bajo cambios en un rango del 50% del valor de base en todos los parámetros morfológicos. Todos los resultados representan la media y el desvío estándar de la tasa de energía muscular promediados a lo largo de todo el ciclo de la marcha, normalizados con su valor medio cuando los parámetros están fijos en sus valores de base a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada.</p>	77
<p>3-4. Comportamiento de la función objetivo de <i>Crowninshield y Brand</i> (CF_1), la función objetivo de <i>Praagman y col.</i> (CF_2), y ambos modelos fenomenológicos que representan el consumo energético muscular (<i>Bhargava y col.</i> y <i>Umberger y col.</i>). Las líneas representan la media de cada uno a lo largo del ciclo de la marcha para niños que caminan a una velocidad confortable (o libre) auto-seleccionada y adultos que caminan a tres velocidades auto-seleccionadas (lenta, libre o rápida).</p>	83
<p>4-1. Algoritmo para la estimación de las fuerzas musculares dinámicas. Etapa 1, un conjunto de momentos netos articulares son calculados a partir de los datos de la cinemática articular y la fuerza de reacción del suelo. Etapa 2, se genera un modelo musculoesquelético tridimensional de los miembros inferiores. Este modelo representa el comportamiento de los principales músculos del miembro inferior. En la Etapa 3 los primeros datos de EMG son estimados, así se generan un conjunto de funciones Gaussianas para encontrar la óptima posición temporal del <i>EMGsim</i> (Etapa 5). Etapa 4, modelo de optimización estática. Las Etapas 5 y 6 son un proceso iterativo donde los <i>EMGsim</i> son estimados, con el objetivo de lograr la mejor aproximación de los momentos netos articulares encontrados en el Paso 1.</p>	90

4-2.	Ejemplo de la combinación lineal de las funciones Gaussianas para generar el <i>EMGsim</i> del tibial anterior. A_1 y A_2 son los coeficientes de peso de la combinación lineal, entonces $EMGsim = A_1f_1(t) + A_2f_2(t)$	94
4-3.	Plantilla de los <i>EMGsim</i> para el Aductor Largo (Add), Bicep Femoral (Bf), Glúteo Medio (Gm), Glúteo Mayor (GM), Iliopsoas (I), Recto Femoral (RF), Semimembranoso (Sem), Vasto Medial (Vm), Vasto Lateral (Vl), Gastrocnemio (Gas), Sóleo (Sol) y Tibial Anterior (TA). Todos los músculos modelados fueron normalizados con respecto a su pico máximo, representando a la activación muscular teórica en un rango entre 0 – 1.	95
4-4.	Ejemplo de la envolvente simulada de la señal de EMG (<i>EMGsim</i>) del tibial anterior. (A) Variación temporal del <i>EMGsim</i> (Etapa 5, sección 4.2.2.5). (B) Seis de 24 pasos de las variaciones morfológicas del <i>EMGsim</i> (Etapa 6, sección 4.2.2.6). (C) <i>EMGsim</i> óptimo, encontrado al finalizar el algoritmo.	98
4-5.	Media y desvío estándar de los momentos netos articulares de la cadera, rodilla y tobillo para el modelo propuesto en este capítulo (negro) y el modelo de OpenSim (azul). Las líneas llenas representan los resultados de la dinámica inversa y las líneas de trazo representan los resultados de la optimización estática de ambos modelos.	100
4-6.	La norma infinito de la diferencia entre los momentos netos articulares encontrados mediante dinámica inversa y optimización estática. Las barras representan los intervalos de confianza del 95 % para cada grado de libertad del modelo de OpenSim (gris) y el modelo propuesto en este capítulo (negro).	101
4-7.	Media y desvío estándar de las fuerzas musculares de sujetos sin patologías motrices a lo largo de todo el ciclo de marcha normalizadas con respecto al peso corporal (BW, <i>bodyweight</i>), utilizando OpenSim (azul) y el modelo propuesto en este capítulo (negro).	102
4-8.	Media y desvío estándar de la envolvente de las señales de EMG reales (gris) y su <i>EMGsim</i> (azul).	103

- 5-1. Publicaciones anuales relacionados con la modelización o simulación biomecánica o musculoesquelético (figura presentada por *Hicks y col. (2015)*).111
- 5-2. Ejemplo de restricciones adicionales incluidas al algoritmo CMC de Open-Sim. Las líneas azules representan las restricciones de contorno inferiores, las líneas rojas las restricciones de contorno superiores y las áreas grises representan la región factible de cada uno de los grupos musculares. Las líneas negras representan los valores medios de los patrones electromiográficos registrados de los pacientes para cada grupo muscular normalizados con respecto al valor máximo del promedio de todos los pacientes. 116
- 5-3. Ejemplo de las restricciones incluidas en la variación temporal (sección 4.2.2.5) del modelo propuesto por *Ravera y col (2014)*. Las áreas grises representan las zonas de variación temporal permitidas para estimar la posición óptima en cada uno de los EMG simulados y las líneas azules representan la configuración inicial de los EMG simulados en la posición media del intervalo de variación temporal. Las líneas negras representan los valores medios de los patrones electromiográficos registrados de los pacientes para cada grupo muscular normalizado con respecto al valor máximo del promedio de todos los pacientes. 118
- 5-4. Ángulos articulares. Cada línea gruesa representa la media de todos los pasos analizados dentro del grupo de pacientes con CP y las líneas finas representan los desvíos estándares de cada estimación. El color rojo es utilizado para representar el modelo propuesto por *Delp y col. (1990)* y el color azul para representar el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)*.119
- 5-5. Momentos netos articulares obtenidos mediante dinámica inversa. Cada línea gruesa representa la media de todos los pasos analizados dentro del grupo de pacientes con CP y las líneas finas representan los desvíos estándares de cada estimación. El color rojo es utilizado para representar el modelo propuesto por *Delp y col. (1990)* y el color azul para representar el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)*. 120

5-6.	Momentos netos articulares reconstruidos mediante los resultados encontrados por la optimización estática. Cada línea gruesa representa la media de todos los pasos analizados dentro del grupo de pacientes con CP y las líneas finas representan los desvíos estándares de cada estimación. El color rojo es utilizado para representar las estimaciones obtenidas por el algoritmo RRA utilizado en el modelo propuesto por <i>Delp y col. (1990)</i> y el color azul para representar las estimaciones obtenidas luego de encontrar los valores de fuerzas musculares óptimos por el modelo propuesto por <i>Ravera y col. (2014)</i>	121
5-7.	Valor medio del <i>EMG real</i> registrado (líneas negras gruesas), la media de las activaciones musculares estimadas mediante CMC en el modelo de <i>Delp y col (1990)</i> (líneas rojas gruesas) y la media de los EMG simulados por <i>Ravera y col (2014)</i> (líneas azules gruesas) durante todo el ciclo de la marcha de niños con CP que desarrollan una marcha agazapada. Las áreas sombreadas y líneas finas muestran los desvíos estándar. Los datos experimentales de EMG se rectifican y filtran a $6Hz$ mediante un filtro pasa bajo bidireccional. Todas las señales se normalizaron con respecto al valor máximo del promedio de todas las pasadas.	122
5-8.	Valor medio de las activaciones musculares estimadas mediante CMC en el modelo de <i>Delp y col (1990)</i> (líneas rojas gruesas) y la media de los EMG simulados por <i>Ravera y col (2014)</i> (líneas azules gruesas) durante todo el ciclo de la marcha de niños con CP que desarrollan un patrón agazapado. Las líneas finas muestran los desvíos estándar. Todas las señales se normalizaron con respecto al valor máximo del promedio de todas las pasadas.	123
5-9.	Valor medio y desvío estándar de las fuerzas musculares normalizadas por el peso corporal (<i>BW, bodyweight</i>) durante todo el ciclo de la marcha de niños con CP que desarrollan un andar agazapado, estimadas mediante CMC en el modelo de <i>Delp y col (1990)</i> (líneas rojas) y mediante el modelo de <i>Ravera y col (2014)</i> (líneas azules).	124

5-10. Valor de fuerzas musculares promediadas en todo el ciclo de la marcha, estimadas mediante CMC en el modelo de <i>Delp y col (1990)</i> y mediante el modelo de <i>Ravera y col (2014)</i> . Se muestran los valores encontrados en el capítulo 3 para niños sin patologías motrices (CG, <i>control group</i>) y para niños con CP que desarrollan un andar agazapado.	125
6-1. Proceso completo de construcción del modelo bajo el enfoque biomecánico integrador, incluyendo el modelado musculoesquelético del miembro inferior y el modelo de elementos finitos de la pelvis.	134
6-2. Esquema de las condiciones de contorno aplicadas en el modelo de FE de la pelvis implementado. Las áreas rojas representan los nodos fijos presentes lo largo de las articulaciones sacro-ilíaca y sínfisis del pubis. Las flechas azules representan la fuerza de compresión prescrita de la articulación de la rodilla. Los puntos rojos son las zonas los principales músculos que tienen su origen o inserción en el hueso pélvico donde se aplican las fuerzas nodales prescritas que representando las fuerzas musculares. . . .	138
6-3. Representación del análisis de convergencia de las mallas de los cartílagos. (a) Modelo de FE específico del sujeto. El cuadro rojo indica la región que se muestra en las imágenes restantes. (b) Modelo de FE con un elemento a través del espesor del cartílago acetabular. (c) Modelo de FE con un elemento a través del espesor del cartílago femoral. (d) Modelo de FE con dos elementos a través del espesor del cartílago acetabular. (e) Modelo de FE con dos elementos a través del espesor del cartílago femoral (densidad de malla convergente). (f) Modelo de FE con cuatro elementos a través del espesor del cartílago acetabular (densidad de malla convergente). (g) Modelo de FE con cuatro elementos a través del espesor del cartílago femoral.	142
6-4. Mallas finales del modelo de FE de la pelvis resultantes del estudio de convergencia.	143

6-5. Estimaciones del modelado musculoesquelético que representan el desplazamiento, fuerza de tracción y fuerzas nodales prescritas en el modelo de FE de la pelvis. Todas las fuerzas se presentan normalizadas con respecto al peso del sujeto.	144
6-6. Desplazamientos antero-posterior del modelo de FE del hueso pélvico. . .	147
6-7. Tensiones máximas de von Mises de los modelos completos y la fuerza de tracción aplicada normalizada con respecto al peso del cuerpo del sujeto a lo largo de la fase de apoyo del ciclo de la marcha.	148
6-8. Tensiones de von Mises de las diferentes estructuras del modelo de FE de la pelvis a lo largo de todo el ciclo de la marcha.	152
A-1. Secuencia de pasos para la simulación de la activación muscular de un movimiento corporal.	159
A-2. Diagrama en bloques del algoritmo de control muscular computarizado. .	163
B-1. Esquemas del modelo de Hill, se observan los elemento contráctiles (CE), los elementos elásticos en serie (SEE), los elementos elásticos en paralelo (PEE) y en ángulo de penetración (θ).	165
B-2. Función que modela la dependencia de la longitud muscular en la tasa de calor de mantenimiento.	169
C-1. A) Mallas del modelo de FE completo de la pelvis. B) Primer plano del acetábulo, el cartílago acetabular fue representado con dos elementos tetraédricos a través del espesor. C) Primer plano de la cabeza femoral, el cartílago femoral fue representado con un elemento tetraédrico a través del espesor.	172
C-2. Estimaciones del modelado musculoesquelético que representan el desplazamiento las fuerzas prescritas en el modelo de FE de la pelvis. Todas las fuerzas se presentan normalizadas con respecto al peso del sujeto.	173
C-3. Resultados de estudio de sensibilidad a lo largo de todo el ciclo de marcha.	174
C-4. Desplazamientos antero-posterior del modelo de FE del hueso pélvico. . .	175

C-5. Tensiones de von Mises en la pelvis del modelo de FE a lo largo de todo el ciclo de la marcha. 176

Índice de tablas

2.1. Comparación entre los principales software de análisis neuro-musculoesqueléticos: OpenSim y SIMM.	53
2.2. Características de los participantes sin patologías y velocidades de marcha.	59
2.3. Descripción de los participantes y características funcionales generales de los patrones de marcha de los pacientes con parálisis cerebral.	60
3.1. Coeficiente de múltiple correlación (CMC) y error cuadrático medio relativo (RMS_{rel}) de la relación entre los dos modelos empíricos utilizados para estimar la tasa de energía muscular propuestos por <i>Bhargava y col. (2004)</i> y <i>Umberger y col. (2003)</i> respectivamente. Los cuadros grises muestran los valores máximos y mínimos para cada uno de los grupos de sujetos analizados.	73
3.2. Coeficiente de múltiple correlación (CMC) y error cuadrático medio relativo (RMS_{rel}) para la evaluación de cada función de costo (CF_1 y CF_2) con el modelo empírico propuesto por <i>Bhargava y col. (2004)</i> para estimar la tasa de energía muscular. Los cuadros grises muestran los valores máximos y mínimos para cada uno de los grupos de sujetos analizados. .	74
3.3. Coeficiente de múltiple correlación (CMC) y error cuadrático medio relativo (RMS_{rel}) para la evaluación de cada función de costo (CF_1 y CF_2) con el modelo empírico propuesto por <i>Umberger y col. (2003)</i> para estimar la tasa de energía muscular. Los cuadros grises muestran los valores máximos y mínimos para cada una de los grupos de sujetos analizados. .	75
4.1. Parámetros morfológicos musculoesqueléticos (<i>Horsman y col. (2007)</i>). .	91

4.2. Análisis del comportamiento temporal de <i>EMGsim</i> mediante una prueba <i>t</i> de Student ($p < 5\%$).	100
5.1. Diferencias en los momentos netos articulares de cada modelo musculoesquelético, presentadas mediante RMS_{rel} (%), obtenidos mediante Dinámica Inversa (ID, <i>Inverse Dynamic</i>) y Optimización Estática (SO, <i>Static Optimization</i>).	130
6.1. Tensiones de von Mises máximas desarrolladas en el modelo de FE en el estudio de convergencia de mallas expresadas en <i>MPa</i>	141
6.2. Estudio de sensibilidad del modelo de FE sin fuerzas musculares. Se presentan las tensiones máximas de von Mises ($\sigma_{VM}^{Máx}$) expresadas en <i>MPa</i>	145
6.3. Estudio de sensibilidad del modelo de FE con fuerzas musculares. Se presentan las tensiones máximas de von Mises ($\sigma_{VM}^{Máx}$) expresadas en <i>MPa</i>	146

Capítulo 1

Introducción

1.1. Objetivos

1.1.1. General

- Generar herramientas de análisis que permitan valorar y resolver las dificultades que enfrentan individuos con patologías de interés social que limitan el movimiento humano.

1.1.2. Particulares

- Generar y Evaluar modelos computacionales que permitan describir el movimiento y optimizarlos para el estudio de casos clínicos de pacientes con patologías del movimiento.
- Proveer una base científica para determinar las causas biomecánicas de una marcha anormal, en pacientes con parálisis cerebral, como la marcha agazapada.
- Valorar mediante herramientas computacionales el efecto de las cargas sobre el tejido óseo en este tipo de movimiento.

1.2. Antecedentes

En el área de conocimiento de la biomecánica un tema que se encuentra en creciente desarrollo es la utilización de herramientas informáticas que permitan simular computacionalmente la morfología muscular y ósea de un individuo. En particular estos modelos permiten diagnosticar, valorar y planificar el tratamiento y la rehabilitación de pacientes con diversas alteraciones del movimiento. Asimismo en todo tratamiento el mayor desafío es mejorar el confort, la función y la estética tanto a corto como largo plazo. Entonces, la mayoría de estos buscan potenciar las funciones musculares para disminuir o minimizar el daño producido por un tono muscular hipertónico y optimizar el brazo de momento esquelético con el que ellos trabajan [1].

En el ambiente clínico, la parálisis cerebral (CP, *cerebral palsy*) describe un rango de síndromes de la postura y deterioro motor que son consecuencia de un daño durante el desarrollo del sistema nervioso central, siendo la causa más común de incapacidad física del mundo moderno dentro de las unidades traumatológicas y ortopédicas infantiles [2]. Así constituye el motivo más común de incapacidades crónicas de niños, con una estimación entre 2 a 2,5 cada mil nacimientos [3]. En la Argentina, esta incidencia representa alrededor de 1.500 nuevos casos por año [4]. Por otro lado, la supervivencia de un mayor número de niños afectados por la CP significa, inevitablemente, un aumento en los números de los adultos jóvenes con diferentes grados de discapacidades físicas y extensas patologías musculoesqueléticas, convirtiendo al manejo de las anormalidades de la marcha de estos pacientes en un gran desafío para los sistemas médicos actuales.

Los signos característicos de esta patología son espasticidad, desorden de movimiento, debilidad muscular, ataxia, y rigidez. El grado de severidad de estas alteraciones motrices depende de la magnitud, extensión, y localización de la lesión que causa el daño irreversible del cerebro, tronco cerebral o médula espinal. Entonces lograr comprender de manera cuantitativa, desde el análisis clínico de la marcha, estos eventos es crucial para interpretar el mejor tratamiento para este grupo de pacientes [5].

Haciendo un análisis histórico del manejo ortopédico de niños con CP, éste presenta sus inicios focalizado en procedimientos de alargamiento muscular. Sin embargo, en la

actualidad se prescriben comúnmente cirugías ortopédicas multinivel (las cuales buscan corregir en una única intervención quirúrgica todas las alteraciones musculares y osteoarticulares) y otros tratamientos (como medicamentos para alterar el tono muscular, órtesis y terapias físicas) en un esfuerzo de mejorar la alineación de los miembros inferiores del paciente, previniendo la progresión de las deformaciones óseas, aumentando la habilidad de caminar [6, 7].

Además, cuando se trata a este grupo de pacientes, es importante recordar que el movimiento producido en las articulaciones es generado por momentos de fuerzas, y que incluso si las fuerzas musculares y de reacción del suelo son normales, las deformaciones de brazo de palanca de los músculos impedirían lograr momentos articulares netos dentro de los parámetros normales. Si bien los niños con CP pueden tolerar rotaciones óseas anormales con pequeñas complicaciones o limitaciones, si no son tratadas a tiempo, tendrán complicaciones en su vida adulta cuando la masa del cuerpo se incrementa y comienzan a aparecer cambios secundarios debido a artritis. Entonces, las correcciones de los problemas torsionales de huesos largos durante la niñez pueden prevenir de mejor manera mayores complicaciones articulares y de artritis [1].

Varios estudios en bioingeniería proveen buenas evidencias teóricas de los beneficios de la corrección de disfunciones del brazo de momento. Sin embargo, están comenzando a aparecer evidencias de los beneficios a largo plazo de corregir torsiones anormales de huesos largos [8–10]. En este sentido, la determinación de las tensiones mecánicas que las actividades fisiológicas inducen en los huesos humanos es de gran importancia tanto en la práctica clínica como en investigación. Por ejemplo, en investigación es esencial para examinar cualquier fenómeno mecano-biológico. Mientras que en la práctica clínica podría ser extremadamente útil para planificar la rehabilitación individual después de procedimientos específicos de reconstrucción ósea de alguna extremidad [11, 12]. En particular, se requerirá una gran precisión en la predicción de las tensiones para investigar las condiciones límites del hueso y, finalmente, definir la existencia o no de factores de riesgo de fractura [12].

1.3. Organización del documento

El documento de esta tesis está organizado en 7 capítulos. En este primer capítulo se presentaron los objetivos de la misma, luego se incluyó una breve descripción de los antecedentes destacando principalmente las necesidades en el área de la biomecánica abordadas en esta tesis para terminar con la descripción de la organización del documento y los principales aportes alcanzados en esta tesis. En un segundo capítulo, se describen de forma general los aspectos más relevantes del análisis biomecánico de la marcha, destacando las bondades que brinda el análisis clínico de la marcha, continuando con una descripción de las nuevas áreas de investigación dentro del modelado biomecánico computacional abordadas en esta tesis (el modelado musculoesquelético y el modelado mustiescala en biomecánica) para finalizar este capítulo con una completa descripción de los grupos de estudios incluidos en los análisis desarrollados en los capítulos siguientes.

Estos dos primeros capítulos brindan la información general para comprender de manera clara los principales resultados de esta tesis, los cuales están descriptos en los capítulos 3, 4, 5 y 6. Cada uno de ellos están organizados con un resumen al inicio del capítulo, una introducción de la temática a abordar en el mismo, continuando con una descripción del método utilizado en cada uno, para luego presentar resultados encontrados y finalizar con la discusión de los mismos.

En el capítulo 3 se analizaron dos criterios de optimización comúnmente utilizados en el modelado musculoesquelético. Estos criterios generalmente son utilizados para describir el comportamiento del consumo energético muscular. El análisis desarrollado en este capítulo consistió en la evaluación de su comportamiento a lo largo del ciclo de la marcha y un análisis de sensibilidad de sus predicciones ante cambios en los parámetros propios del modelado musculoesquelético. Todo esto fue evaluado para una población de sujetos sin patologías de la marcha que incluyó niños y adultos que desarrollan esta actividad a diferentes velocidades.

En el capítulo 4 se desarrolló un nuevo modelo musculoesquelético bajo un enfoque de dinámica inversa y optimización estática. Este modelo presenta una nueva estrategia

para simular la actividad eléctrica de los grupos musculares incluidos en el modelado. El mismo fue evaluado en un grupo de niños sin patologías de la marcha, contrastando sus estimaciones con un modelo musculoesquelético incluido en OpenSim.

En el capítulo 5 se evaluó el comportamiento bajo condiciones de marcha patológica del nuevo modelo musculoesquelético propuesto en el capítulo 4 con un modelo musculoesquelético utilizado en investigación incluido en OpenSim. En este capítulo se analizaron los puntos altos y bajos de ambos modelos para lograr una mejor comprensión del comportamiento de las fuerzas musculares en marchas patológicas. En este sentido, se analizó un grupo de niños con parálisis cerebral que desarrollan una marcha agazapada.

En el capítulo 6 se desarrolló un análisis bajo el enfoque biomecánico integrador, incluyendo las bondades del modelado musculoesquelético mediante elementos rígidos y un modelo específico del sujeto en estudio mediante el modelado de elementos finitos. De esta manera se inicia un nuevo desafío en la biomecánica computacional que busca incluir modelos específicos en las prácticas clínicas. De esta manera, se realizó un modelado específico de la pelvis de un sujeto adulto sin patologías de la marcha, del cual se tiene una serie de registros del análisis clínico de la marcha y un registro de imágenes biomédicas para la reconstrucción específica de las geometrías óseas modeladas. A su vez, se realizó un análisis de convergencia y un estudio de sensibilidad de los parámetros incluidos en la modelización de elementos finitos para finalmente analizar cómo influye la acción de los músculos en las estructuras óseas.

Para finalizar, en el capítulo 7 se presentan las conclusiones generales de esta tesis y los trabajos futuros en estas líneas de investigación iniciadas en esta tesis.

1.4. Principales aportes de esta tesis

Artículos en Revistas

- E. Ravera, P. Catalfamo, M. Crespo, y A. Braidot, “Electromyography as an Important Parameter for a Proper Assessment of Dynamic Muscles Strength in Gait Analysis,” *American Journal of Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 6, pp. 269–277, 2012.
- F. D. Buyatti, M. Cano, A. A. Braidot, M. J. Crespo, y E. P. Ravera, “Modelo músculo-esquelético del miembro inferior: Un enfoque teórico en busca de la aplicabilidad clínica.,” *Revista Argentina de Bioingeniería*, vol. 19, no. 2, pp. 3–8, 2013.
- E. P. Ravera, M. J. Crespo, y A. A. Braidot, “Estimation of muscle forces in gait using a simulation of the electromyographic activity and numerical optimization.,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 1–12, Nov. 2014.
- E. P. Ravera, M. J. Crespo, y A. A. Braidot, “Evaluation and Sensitivity Study of two Cost Functions by a Muscle Energy Expenditure Approach.,” *Multibody System Dynamics*, **Enviado a revisión**.
- E. P. Ravera, M. J. Crespo, y A. A. Braidot, “A integrative biomechanic model of the subject-specific pelvis: A link between musculoskeletal and finite element models.,” *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, **En preparación**.
- E. P. Ravera, M. J. Crespo, y A. A. Braidot, “Assessment of muscle forces in children with cerebral palsy through two generic musculoskeletal models.,” *Medical Engineering & Physics*, **En preparación**.

Artículos en Congresos

- E. Ravera, P. Catalfamo, M. Crespo, y A. Braidot, “Muscle-skeletal model of the thigh: a tool for understanding the biomechanics of gait in patients with cerebral

- palsy,” *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 332, no. 1, pp. 1–10, 2011.
- E. P. Ravera, P. Catalfamo, M. Crespo, y A. A. Braidot, “Modelo Músculo-esquelético para obtener Fuerzas Musculares Individuales,” en *V Latin American Congress on Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings*, pp. 245–248, 2011.
 - F. D. Buyatti, M. Cano, A. A. Braidot, M. J. Crespo, y E. P. Ravera, “Modelo músculo-esquelético del miembro inferior: Un enfoque teórico en busca de la aplicabilidad clínica,” en *XIX Congreso Argentino de Bioingeniería y VIII Jornadas de Ingeniería Clínica, SABI 2013 Proceedings*, 2013. **Entre los 5 mejores trabajos del congreso y fue publicado en la Revista Argentina de Bioingeniería**
 - E. P. Ravera, M. J. Crespo, F. A. Guarnieri, y A. A. Braidot, “Stress in Human Pelvis Throughout the Gait Cycle: Development, Evaluation and Sensitivity Studies of a Finite Element Model,” en *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings*, pp. 246–249, 2014.
 - E. P. Ravera, M. J. Crespo, F. A. Guarnieri, y A. A. Braidot, “Combined finite element and musculoskeletal models for analysis of pelvis throughout the gait cycle,” en *1st Pan-American Congress on Computational Mechanics and XI Argentine Congress on Computational Mechanics*, pp. 1–12, 2015.
 - C. G. Figer, M. Crespo, A. Braidot y E. Ravera, “Effects of walking speed and age on the muscle forces of unimpaired gait subjects,” *Journal of Physics: Conference Series*, vol. xxx, no. x, pp. 1–10, 2015.

Distinciones Obtenidas

- **Primer premio** en la competencia “Young Investigator Awards”, en el VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, por el trabajo “Stress in Human Pelvis Throughout the Gait Cycle: Development, Evaluation and Sensitivity Studies of a Finite Element Model”.

Otorgado por: *IFMBE*, International Federation of Medical and Biological Engineering.

Capítulo 2

Generalidades del Análisis Biomecánico de la Marcha

2.1. Fases de la marcha

Con el objetivo de describir los procesos que se producen durante el gesto de la marcha, resulta de utilidad dividir al ciclo de la marcha en una serie de fases. De manera simple, se divide el ciclo para una pierna en *fase de apoyo*, cuando el pie está en contacto con el suelo, y *fase de balanceo*, cuando no lo está. En una marcha sana desarrollada a una velocidad cómoda, el punto en el que finaliza la fase de apoyo (conocido como despegue del pie) ocurre alrededor del 60 – 62 % del ciclo de la marcha [13].

Para describir lo que está pasando en ambas piernas a la vez a lo largo de todo el ciclo de la marcha, es posible subdividir aún más este ciclo. Así, si el patrón de marcha es simétrico, entonces el contacto del pie opuesto se producirá a la mitad del recorrido del ciclo de la marcha del miembro de referencia. Además, el despegue del pie opuesto precede a este por el tiempo de duración de la fase de balanceo opuesta ($\sim 40\%$ del ciclo de marcha normal). Bajo este enfoque, el ciclo de la marcha se subdivide en un *primer apoyo doble* (contacto del pie de referencia mientras que el pie opuesto está en fase de apoyo), un *apoyo simple* (fase de apoyo del pie de referencia mientras que el pie opuesto está en fase de balanceo) y un *segundo apoyo doble* (desde que el pie opuesto hace contacto hasta el despegue del pie de referencia), ver Figura 2-1.

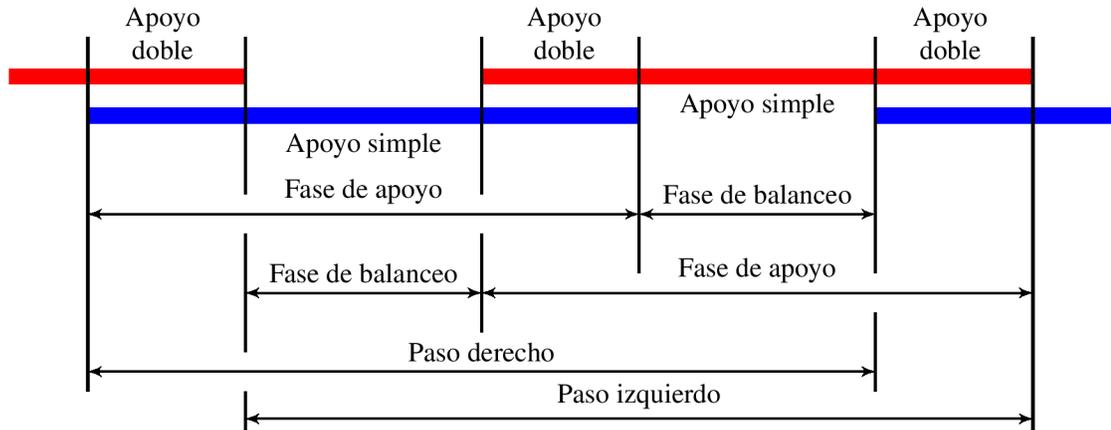


Figura 2-1: Subdivisión de un ciclo de la marcha en periodos de apoyo doble y apoyo simple, tomando como referencia los acontecimientos de ambas extremidades.

Las fases de “apoyo del pie” y de “balanceo” son las dos grandes fases de la marcha, sin embargo una mayor subdivisión resulta de gran utilidad para una mejor comprensión del ciclo. Esta subdivisión es esencialmente arbitraria, aunque el esquema más aceptado por la comunidad biomecánica es la propuesta por *Perry (1992)* [14] (ver Figura 2-2) la cual describe al ciclo de la marcha mediante el *contacto inicial*, *respuesta a la carga* o *apoyo inicial*, *apoyo medio*, *apoyo final* y *pre-balanceo* pertenecientes a la fase de apoyo, y el *balanceo inicial*, *balanceo medio* y *balanceo final* pertenecientes a la fase de balanceo; siendo necesario hacer algunos comentarios sobre esta subdivisión [15].

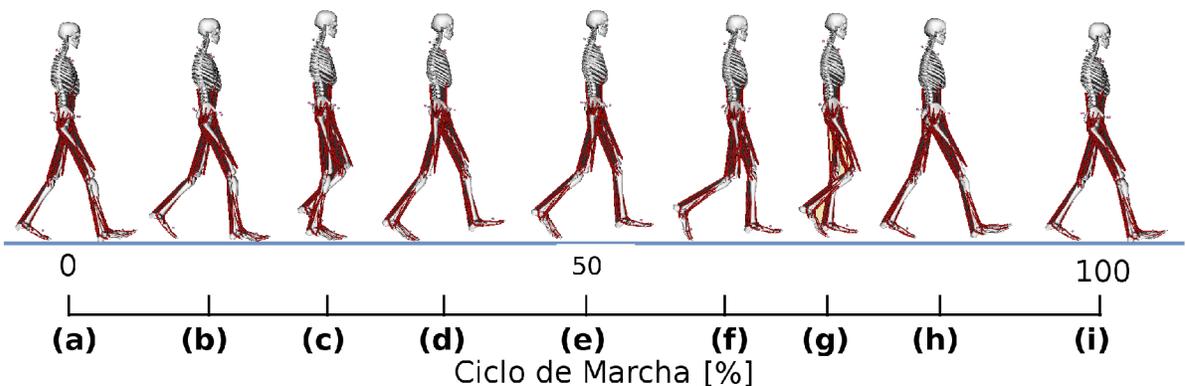


Figura 2-2: Fases del ciclo de la Marcha: (a) Contacto Inicial, (b) Respuesta a la carga o Apoyo Inicial, (c) Apoyo Medio, (d) Apoyo Final, (e) Pre-Balanceo, (f) Balanceo Inicial, (g) Balanceo Medio, (h) Balanceo Final y (i) Contacto Inicial.

El *contacto inicial* es claramente un instante y no una fase en el ciclo de la marcha, además coincide con el contacto del pie. Por otro lado, el término *respuesta a la carga* implica algo que ocurre después de un evento. Aunque se desprende de la inspección de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo que la carga se produce durante todo el primer apoyo simple. La fase *apoyo medio* y *apoyo final* no se producen en el medio y final del apoyo respectivamente. Estas discrepancias en particular están influenciadas por muchos médicos que no han sido formados en el análisis biomecánico de la marcha instrumentado y comúnmente asocian estos términos de manera más literal refiriéndose al medio y al final de la fase de apoyo, mientras que los especialistas que sí hayan sido capacitados en análisis biomecánico de la marcha instrumentado tenderán a utilizar estas definiciones más formales. Además, el término *pre-balanceo* de la fase de apoyo, refuerza el carácter cíclico de la marcha haciendo referencia a una de las funciones más importantes de esta fase que es prepararse para el balanceo. Siguiendo el mismo razonamiento, un buen término alternativo para la fase de *balanceo final* podría ser fase de pre-apoyo.

2.1.1. Principales músculos intervinientes en la marcha

A continuación se describen los principales músculos involucrados en el ciclo de la marcha, según la descripción presentada por *Perry (1992)* en su libro "*Gait analysis: normal and pathological function*" [14]. En esta descripción se destacan las actividades musculares desarrolladas en cada una de las fases del ciclo de la marcha (Figura 2-3).

Contacto Inicial En esta fase los músculos pre-tibiales se activan fuertemente y continúan hasta que la respuesta a la carga se complete, evitando que el antepié golpee contra el suelo. Además, el músculo tibial anterior presenta la actividad más intensa al realizar el contacto.

En este punto, la articulación de la rodilla se encuentra extendida con un ángulo medio de aproximadamente 5° . Debido a que el control del sistema locomotor es anticipativo, los músculos extensores de esta articulación son activados buscando desacelerar la pierna y absorber el impacto controlando la cadera y la pelvis. A su vez la cadera

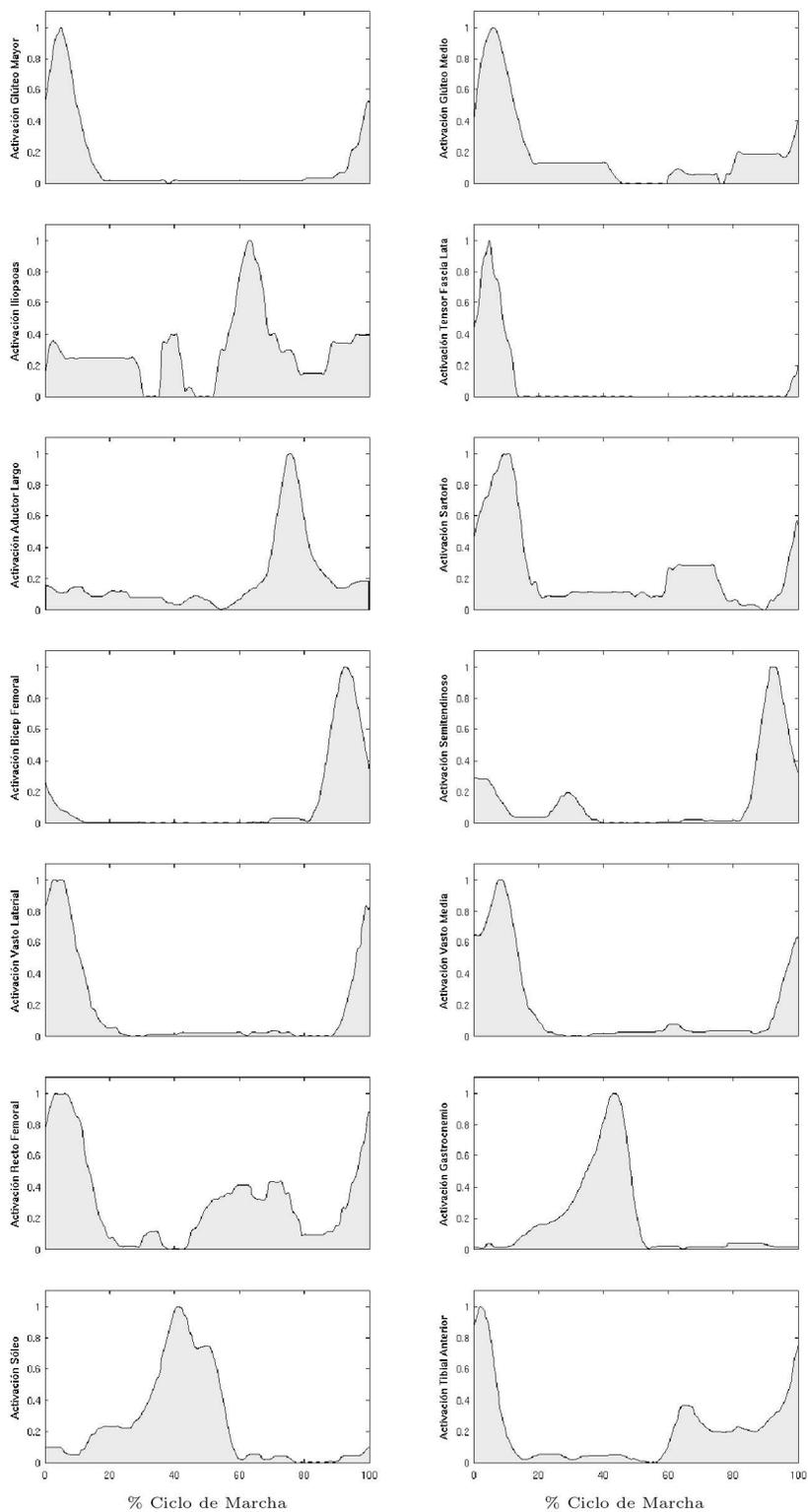


Figura 2-3: Activaciones musculares típicas de los principales músculos que intervienen en la marcha, entre 0 (músculo no activo) y 1 (actividad máxima del músculo).

cuenta con una flexión promedio entre $30^\circ - 35^\circ$. Al igual que en la articulación de la rodilla, el sistema muscular se anticipa a los siguientes eventos, por lo que se activan los extensores de esta articulación para la absorción de las fuerzas de reacción del suelo.

Por otro lado, el músculo glúteo mayor aporta una fuerza de extensión en la inserción de la banda iliotibial en el borde anterolateral de la tibia, aportando a la estabilidad. Este músculo se divide en dos porciones funcionales, la superior con actividad abductora y la inferior actuando como extensora. Las fuerzas de reacción del piso, generan momentos flexores sobre la cadera, los cuales son compensados por este músculo y el músculo glúteo medio. En el plano coronal, la pelvis logra su altura máxima sobre el plano de apoyo presentando su pico máximo del momento aductor, por este motivo los músculos abductores de la articulación presentan gran actividad durante esta fase disminuyendo gradualmente.

Respuesta a la Carga Al igual que en la fase anterior, los músculos pre-tibiales continúan desplazando a la tibia hacia adelante, debido a una actividad concéntrica que se observa durante la segunda mitad de esta fase. A su vez, la contracción excéntrica de los músculos vastos, junto al mínimo aporte del músculo recto femoral, compensan el momento flexor que las fuerzas externas generan en la articulación de la rodilla.

La baja actividad por parte del músculo recto femoral se ve asociada a que el mismo actuaría contra la extensión progresiva que desarrolla la cadera. Los músculos isquiosurales (músculos semimembranoso, semitendinoso y biceps femoral), presentan una gran actividad que disminuye gradualmente, pues la extensión de la cadera durante la fase de apoyo se desarrolla casi por completo de forma pasiva. A su vez, se produce una inclinación lateral de la pelvis sobre el miembro que soporta el peso corporal, y la cadera experimenta un movimiento de aducción. La actividad muscular de los abductores controlan las fuerzas externas, regulando la caída de la hemipelvis contralateral.

Apoyo Medio En esta fase se observa que la articulación del tobillo se encuentra modulado en su movimiento dorsiflector por los músculos sóleo y gastrocnemio. La contracción excentrica de este grupo muscular, manteniendo al calcáneo como un punto

fijo, permite que la tibia avance.

En la rodilla, se observa que las fuerzas de reacción pasan por delante de la articulación, produciendo un momento extensor. Ante esta fuerza de extensión, la rodilla se estabiliza a través de los ligamentos y cápsula articular con un descenso progresivo de la actividad por parte de los cuádriceps y una ausencia de actividad de los vastos.

Aquí, el cuerpo se desplaza hacia adelante sobre el pie de apoyo, desplazando posteriormente a la cadera. Cuando esto ocurre, la cadera se encuentra estabilizada por los ligamentos anteriores, limitando en forma pasiva a la extensión de esta articulación. Además, los músculos extensores de la cadera cesan su actividad en la etapa tardía de esta fase.

Apoyo Final Los músculos gastrocnemio y flexor largo de los dedos se unen al sóleo produciendo una fuerza que detiene la dorsi-flexión e iniciar la plantar-flexión, ubicando el punto de pivote a la altura de los huesos metatarsianos elevando el talón. La acción de los flexores plantares pasa de ser excéntrica a concéntrica.

Durante la primer mitad de esta fase, la rodilla sigue extendiéndose para luego comenzar con la flexión, llegando aproximadamente a los 10° de flexión cuando el miembro opuesto finaliza el contacto con el suelo. A la altura de la cadera, la fuerza de reacción se encuentra detrás de ésta, generando el mínimo del momento extensor articular, limitado por la contracción excéntrica del músculo iliopsoas ayudado por los ligamentos y cápsula articular. Al mismo tiempo, en el plano coronal, la pelvis comienza a inclinarse hacia la pierna contralateral aproximándose al final de la fase de apoyo simple.

Pre-Balanceo En esta fase se observa que los músculos plantarflexores y dorsiflexores poseen una actividad conjunta, donde los pre-tibiales modulan al tríceps sural generando una fuerza hacia adelante y arriba, logrando una plantarflexión rápida que luego disminuye. En este momento, el músculo tibial anterior comienza la actividad y toma el rol principal.

Las fuerzas de reacción del suelo se encuentran por detrás de la articulación de la rodilla generando un fuerte momento flexor, donde el músculo gastrocnemio es el encar-

gado de proveer una flexión sobre la rodilla. La rodilla incrementa su flexión alcanzando aproximadamente los 45° mientras que los músculos sartorio y gracilis contribuyen a la flexión durante este lapso de tiempo. La duración de la actividad del músculo gracilis es mayor que la del sartorio, cesando durante la fase de respuesta a la carga, a diferencia del sartorio cuya actividad finaliza en la fase terminal del balanceo inicial.

Esta fase se caracteriza por el pico de actividad alcanzado por el iliopsoas, produciendo la energía requerida para comenzar con la aceleración del miembro inferior y realizar el movimiento pendular habitual. En el plano coronal se observa que la pelvis se comienza a trasladar hacia el lado opuesto debido al doble apoyo, provocando una abducción pasiva y la actividad de los músculos abductores comienzan a disminuir. Luego de la aparición del doble soporte, el recto femoral se contrae isométricamente controlando el rango de movimiento de la articulación, actuando como una banda que transmite la energía de la pierna hacia la pelvis. Mientras que los músculos aductores (aductor largo y el músculo gracilis), modulan sus funciones mediante contracciones excéntricas para estabilizar la pelvis a medida que el peso se transfiere de un miembro inferior al otro.

Balanceo Inicial Durante esta fase el músculo tibial anterior presenta un segundo pico de actividad cuyo aumento se produce rápidamente y disminuye durante el balanceo medio. Las activaciones de los músculos extensor largo de los dedos y extensor del dedo gordo del pie, evitan el rozamiento con el suelo de los dedos del pie. A su vez, los músculos pre-tibiales poseen actividad concéntrica en esta fase, mientras que en las fases posteriores la actividad se realiza en forma isométrica.

El balanceo se produce en su mayoría en forma pasiva, salvo por el tibial anterior, encargado de acelerar el levantamiento del pie luego de la plantarflexión, donde las fuerzas inerciales y gravitatorias condicionan los acontecimientos a lo largo de esta fase. El músculo iliopsoas por su parte continúa con su actividad para lograr el movimiento pendular de la pierna, obteniendo una flexión progresiva de la cadera, acompañado de una flexión de la rodilla. El músculo biceps femoral corto durante esta fase, también aporta a este movimiento.

Balanceo Medio El balanceo medio es la transición entre aceleración y desaceleración requerida para el final del balanceo, retomando al apoyo bipodal. Los músculos pre-tibiales actúan contra el momento externo debido a la fuerza gravitatoria, haciendo que la articulación tibio-peroneo-astragalina llegue a su posición neutra.

La cadera se flexiona constantemente hasta llegar a los 35° por las fuerzas externas actuantes, mientras que la rodilla presenta una disminución de la flexión cecana a los 30° . Por esto, se observa una actividad leve por parte de los músculos semimembranosos y bicep femoral, que se unen al semitendinoso en el balanceo terminal.

Balanceo terminal Al analizar el plano sagital, se observa que el pie adquiere una posición neutral sostenida por la acción de los músculos pre-tibiales. En cambio, la articulación de la rodilla se presenta extendida casi en su totalidad debido a la acción de los vastos y el efecto pendular que extiende la rodilla. Durante esta fase, los músculos isquiosurales alcanzan su mayor actividad, para luego presentar un decremento progresivo. El glúteo mayor presenta un patrón de activación similar a la de los glúteos medio y menor, activándose al final de esta fase. Por otro lado, la actividad del músculo tibial anterior crece nuevamente para prepararse para el contacto del pie.

Los músculos aductores mantienen su actividad moderada en la flexión de la cadera durante esta fase, oponiéndose a la actividad extensora de los glúteos mayores e isquiosurales evitando así una hiperextensión de la cadera. Además, se observa una desaceleración de la pierna, debido al accionar conjunto de los isquiosurales, vastos lateral y medio y recto femoral. En el plano sagital, las fuerzas inerciales llevan a la cadera a su punto de máxima flexión.

2.2. Análisis Clínico de la Marcha

Diferentes autores buscan describir el análisis clínico de la marcha. Es por esto que en esta sección se consideró que la propuesta presentada por *Baker (2013)* en su libro “*Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*” [15] es la más acorde al enfoque propuesto en esta tesis.

El análisis de la marcha es un proceso que permite determinar las causas de la marcha de los pacientes y cómo ellos llegan a desarrollarla. Este análisis se basa en la medición instrumentada (proceso objetivo) y una interpretación biomecánica del significado de estas mediciones (que aún suelen ser un poco subjetivas). Si bien este análisis puede ser utilizado para informar el proceso de toma de decisiones clínicas, con él también es posible hacer una explicación clara y precisa de ellas. Así el análisis de la marcha puede contribuir significativamente al diagnóstico de pacientes con alteraciones motrices, sin embargo es preferible considerarlo como un proceso de evaluación clínica.

En este punto es importante distinguir entre evaluación y el proceso de toma de decisiones porque el análisis de la marcha ha sido objeto de fuertes críticas en los últimos años. Como fue ejemplificado por *Wright (2003)*, existen dos aspectos importantes a destacar. El primer aspecto es que existe una variabilidad inaceptable de las medidas; esto era una crítica aceptable hace 10 años pero trabajos actuales sugieren que con los procedimientos adecuados de control de calidad, el error de la medición alcanza niveles admisibles [16]. El segundo aspecto es que los resultados del análisis de la marcha “divergen en las recomendaciones del tratamiento clínico”; sin embargo esto no es una crítica válida dentro del análisis de la marcha clínica tal como se define en el párrafo anterior. Por ejemplo, dos cirujanos que evalúan una misma radiografía elegirán tratar una fractura de diferentes maneras. Principalmente porque su elección dependerá de su experiencia personal y qué instalaciones están disponibles para ellos. Sin embargo, el hecho de que hayan tomado diferentes decisiones no es un punto para criticar si deberían haber utilizado o no esa radiografía como parte del proceso de toma de decisiones. De hecho, existe la expectativa de que se deben utilizar todos los datos que estén disponibles y que sean relevantes para guiar sus prácticas clínicas.

Además, hacer mediciones fiables en el análisis de la marcha y proveer una rigurosa interpretación biomecánica es muy difícil. Ambos procesos requieren un alto nivel de conocimiento y experiencia; y niveles aceptables del análisis de la marcha clínico solamente se lograrán a través de mantenerse enfocado en el propio proceso en sí mismo. Es por esto, que el análisis de la marcha clínico es considerado un gran desafío para los centros de tratamiento y rehabilitación considerando que se requiere integrar la evaluación, el

proceso de toma de decisiones clínicas y el manejo de sujetos con patologías motrices. En estas situaciones es probable que sea aún más importante mantener la diferencia conceptual entre procesos de evaluación y de toma de decisiones ya que en los centros de salud ambos roles se encuentran separados físicamente y/o organizativamente. De esta manera se observa que para llevar a cabo un análisis clínico de la marcha de alta calidad es necesario tener conocimientos de conceptos de un gran número de disciplinas, incluyendo anatomía, fisiología, biomecánica, mecánica computacional, matemática y teoría de la medida entre otras.

A su vez existe una relación, muchas veces simbiótica, entre los laboratorios que prestan servicios clínicos y los laboratorios de investigación en el análisis biomecánico de la marcha. Así, en un campo emergente como éste, esta relación es esencial para el desarrollo de nuevas técnicas y análisis de los datos biomecánicos de la marcha. Además, a medida que esta área crece y se comienza a comprender cada vez más cómo se debe realizar el análisis clínico de la marcha es necesario comenzar a diferenciar estas actividades. Por esto es importante considerar que brindar un servicio clínico de alta calidad y las actividades de investigación requieren actitudes muy diferentes. Mientras que los servicios clínicos modernos operan dentro de un marco de gestión clínica, éstos requieren personal con formación clínica y suficiente experiencia para desarrollar sus prácticas de acuerdo a protocolos bien definidos basados en evidencia científica establecida. Siendo su principal responsabilidad, brindar a los pacientes un servicio de medición y evaluación basados en pruebas estandarizadas. Por otro lado los laboratorios de investigación, crecen en un ambiente de experimentación que empuja sus prácticas más allá de las evidencias clínicas de base, siendo esta relación con los servicios clínicos particularmente interesante para aquellos grupos de investigación que busquen potenciar tecnologías ya establecidas en los entornos clínicos.

Análisis de la Marcha y Parálisis Cerebral Los servicios pioneros en el análisis clínico de la marcha utilizaron medidas de la cinemática y cinética de niños con parálisis cerebral. Los primeros enfoques se centraron en la evaluación de este grupo de niños para evaluar cirugías ortopédicas complejas aunque esto con el paso del tiempo se ha

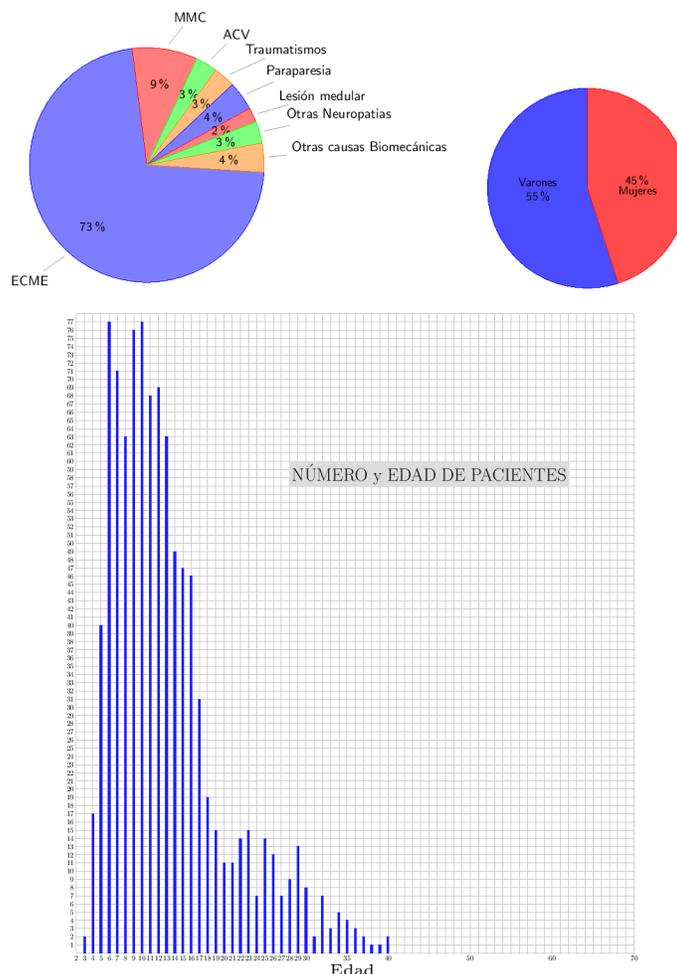


Figura 2-4: Estadísticas de los estudios realizados en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI (Escobar, Argentina). Donde las siglas ECNE corresponde al término clínico “encefalopatías crónicas no evolutivas”, utilizado como sinónimo de parálisis cerebral en ambientes médicos.

ampliado para incluir evaluaciones de otras intervenciones como rizotomías dorsales selectivas, inyecciones de toxina botulínica y la prescripción de ortesis. Asimismo, existe una fuerte relación histórica entre la evolución en el análisis clínico de la marcha y el tratamiento de niños con parálisis cerebral capaces de desarrollar este movimiento.

Aunque probablemente el tratamiento de pacientes con parálisis cerebral sigue siendo el único grupo en el que hay un acuerdo bastante generalizado en *cómo y por qué* es necesario realizar un análisis clínico de la marcha, cada vez más centros clínicos están comenzando a aplicar estas técnicas más ampliamente. En recientes encuestas a los servicios de análisis de la marcha europeos, al menos el 50 % de los estudios realizados

eran para el tratamiento de niños con parálisis cerebral o similares condiciones motrices. En particular, a nivel local en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas de la Fundación para la Lucha contra Enfermedades Neurológicas Infantiles - FLENI - (Escobar, Argentina) se observa en la Figura 2-4 que alrededor del 75 % de los sujetos evaluados son niños con parálisis cerebral. Sin embargo el análisis de la marcha es un campo de rápido crecimiento en otras patologías motrices, y no hay duda de que en los próximos años el análisis clínico de la marcha dejará de ser identificado con la parálisis cerebral como sucede automáticamente en la actualidad.

Por estos motivos es que el enfoque del análisis clínico de la marcha que se desarrolla en varios capítulos de esta tesis se centra en el análisis de poblaciones pediátricas o niños con parálisis cerebral; y aunque la mayoría de los capítulos claves son nuevos métodos de evaluación desarrollados originalmente para su uso en este grupo de pacientes, estos son de aplicación general en todos los grupos de pacientes presentes en los entornos clínicos.

2.2.1. Evaluación de la dinámica articular

La dinámica del movimiento humano se logra a través de la activación de los músculos, que posteriormente producen fuerzas que mueven las articulaciones de una manera controlada para cumplir los requisitos predeterminados. El resultado de todo este proceso depende en gran medida de las propiedades de generación de fuerza de los músculos, las características anatómicas del sistema esquelético y el sistema de control neuronal subyacente. Por lo tanto, es fundamental comprender el acople entre estos mecanismos si uno desea examinar el éxito y la aplicabilidad de diversas técnicas para la estimación de fuerzas musculares.

De esta manera si consideramos un sistema óseo-muscular, donde los grados de libertad cinemáticos son un conjunto de n ángulos articulares con q coordenadas generalizadas. La relación entre el movimiento y las fuerzas musculares en un modelo que representa este sistema (Figura 2-5 A) se puede expresar en forma matricial por la

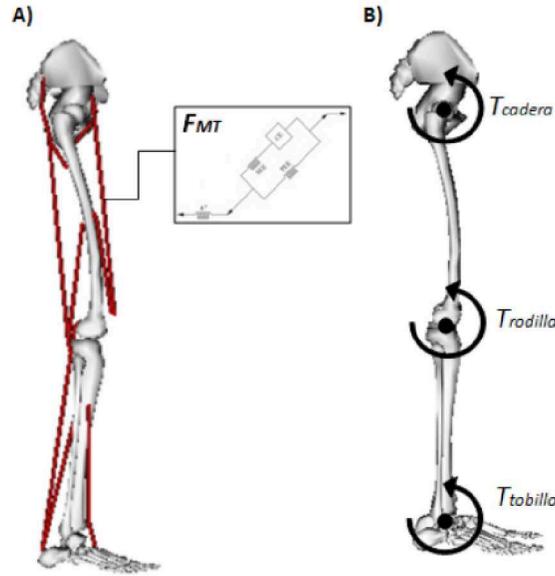


Figura 2-5: (A) Modelo musculoesquelético de la extremidad inferior que utiliza técnicas de dinámica directa. Las fuerzas musculares generan el movimiento de las articulaciones de la cadera, la rodilla, y el tobillo. (B) Modelo de la extremidad inferior con técnicas de dinámica inversa comúnmente utilizado para el análisis clínico de la marcha.

ecuación (2.1) [17].

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + R(q)F_{MT} + E = 0, \quad (2.1)$$

donde $M(q)$ es la matriz de masas del sistema de $(n \times n)$, $C(q, \dot{q})$ son los torques y fuerzas centrífugas y de Coriolis $(n \times 1)$, $G(q)$ es el torque y fuerza gravitatoria $(n \times 1)$ y E representa los torques y fuerzas externas $(n \times 1)$. $R(q)F_{MT}$ representa los momentos netos musculares en cada articulación $(n \times 1)$, donde $R(q)$ es la matriz de brazos de momentos musculares $(n \times m)$ y F_{MT} son las fuerzas de las unidades músculo-tendones $(m \times 1, m$: es el número de músculos modelados). Este sistema es usualmente indeterminado, dado que el número de fuerzas musculares incógnitas es mayor al número de ecuaciones, es por esto que se requerirá utilizar una metodología basándose en los principios de optimización (descrito más abajo en la sección 2.3.1) para su resolución. En su forma más simple, este enfoque de reducción matricial converge al protocolo de análisis de la marcha estándar donde el momento neto muscular en cada articulación se obtiene a partir de los datos del movimiento y de las fuerzas de reacción del suelo [13,18,19](Figura

2-5 B). Así, las ecuaciones generalizadas del sistema (2.2) se reducen para permitir una correspondencia uno-a-uno entre los grados de libertad del modelo y las cargas musculares:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + T_{MT} + E = 0 , \quad (2.2)$$

donde T_{MT} son los momentos musculares articulares netos ($n \times 1$) iguales a $R(q)F_{MT}$.

2.2.1.1. Cinemática

La cinemática describe la forma en que el cuerpo se mueve. La anatomía humana es muy compleja, y una descripción completa de cómo se mueven todas las partes del cuerpo resultaría imposible; es por esto que se realizan simplificaciones en el modelado del cuerpo para el análisis de la marcha. Éste presenta múltiples segmentos que son descritos haciendo referencia a algunos huesos importantes del cuerpo (por ejemplo, la pelvis, el fémur y la tibia), suponiéndose a cada uno de estos segmentos como un cuerpo rígido (el segmento en sí no se deforma durante la marcha). De esta manera el cuerpo en cualquier instante de tiempo estará en una configuración específica, describiéndose por la posición y orientación de cada uno de estos segmentos. Además en un modelo articulado, se supone que los segmentos están unidos por articulaciones las cuales limitan su movimiento. Entonces el cuerpo en cualquier instante de tiempo modelado de esta manera es completamente especificado por la orientación de cada uno de los segmentos que lo conforman. Es por esto, que en la práctica, la mayoría de los análisis clínicos de la marcha se basan en la interpretación de los ángulos articulares (ver Figura 2-6).

Para comprender exactamente lo que representan los ángulos de las articulaciones, es necesario considerar que cada segmento posee un sistema de coordenadas fijo en él, permitiendo describir su orientación. Específicamente cómo se definan los ejes de cada segmento variará de un modelo biomecánico a otro, y es por esto que una vez que estos ejes se han definido, es útil considerar una descripción del segmento para cada uno de los planos anatómicos. En forma general, el plano que contiene el eje en la dirección de avance del segmento y su eje ascendente es el plano sagital; el que contiene los ejes ascendente y lateral del segmento es el plano coronal; y el que contiene los ejes en la

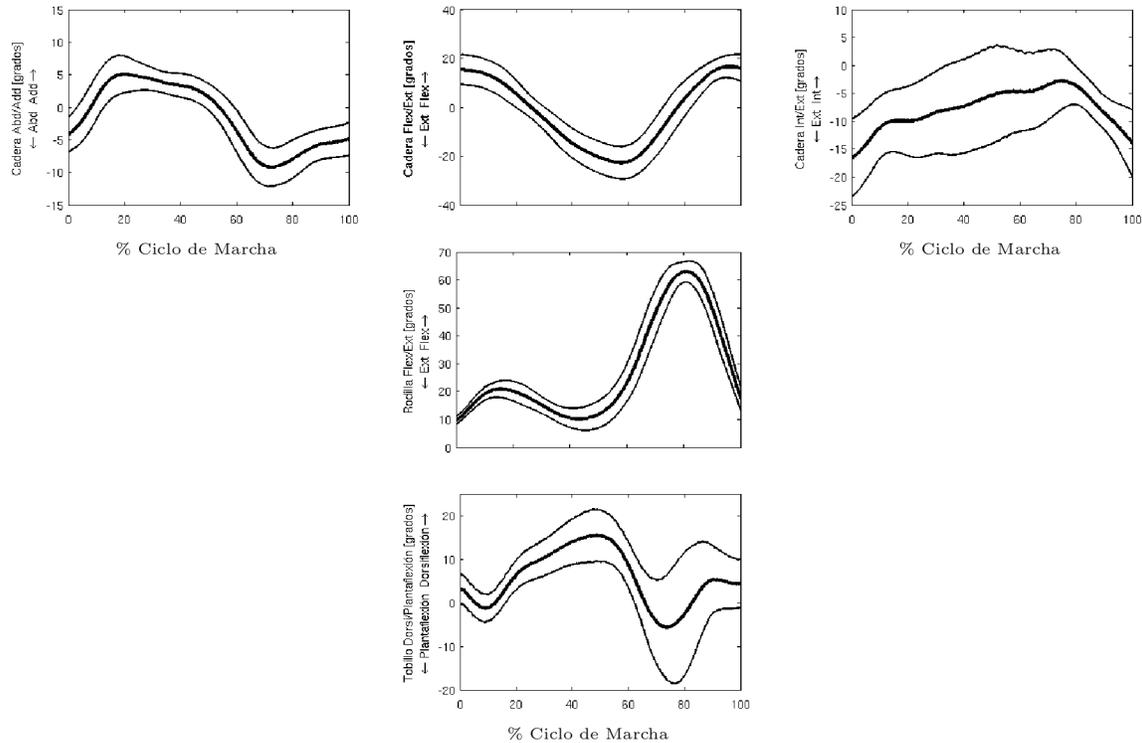


Figura 2-6: Representación estándar de los ángulos articulares a lo largo del ciclo de la marcha, las filas representan las articulaciones (cadera, rodilla y tobillo) y las columnas representan los planos analizados (coronal, sagital y transversal).

dirección de avance y lateral del segmento se define como plano transversal. Finalmente, para describir la orientación relativa de dos sistemas de coordenadas en tres dimensiones se requieren tres ángulos articulares y para muchos propósitos dentro del análisis clínico de la marcha simplemente se los considera a estos como sagital (generalmente flexión y extensión), coronal (generalmente abducción y aducción) y transversal (generalmente rotación interna y externa).

Videografía Las técnicas de videografía comúnmente consisten en la grabación del sujeto en estudio realizando el gesto a analizar, al cual se le colocan marcadores reflectivos para reconstruir computacionalmente su cinemática [13]. De esta manera, se obtienen los datos del registro de la marcha en series de intervalos temporales denominados *cuadros*, cuyas frecuencias de adquisición de datos es variable [18]. Los sistemas de adquisición actuales (ver Figura 2-7) están compuestos por varias cámaras con frecuencias de mues-

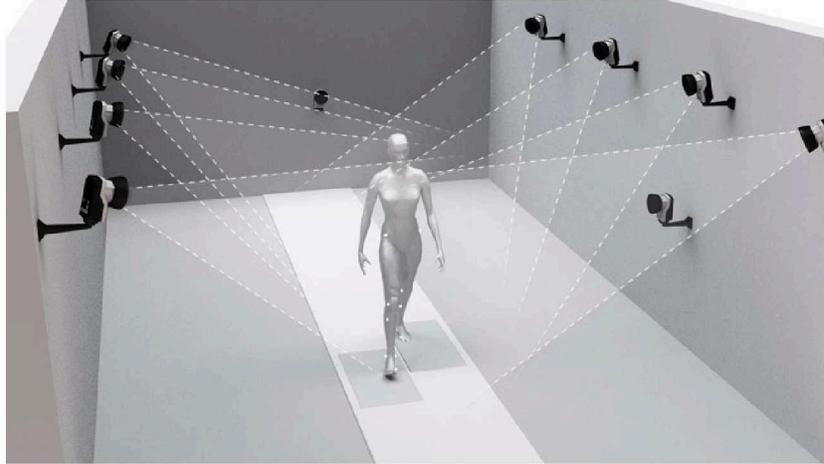


Figura 2-7: Configuración de un laboratorio de marcha de alta complejidad, donde pueden observarse las cámaras, plataformas de fuerza, marcadores sobre el sujeto en estudio.

treo que van desde los 100 Hz hasta 350 Hz garantizando una mayor precisión en el proceso de adquisición con una muy alta calidad de las imágenes registradas.

2.2.1.2. Cinética

La cinética describe las fuerzas y momentos que actúan sobre y dentro del cuerpo humano. Estas fuerzas y momentos son los que logran que el cuerpo se mueva acorde a las leyes de la física que gobiernan los sistemas mecánicos. En particular, las fuerzas aceleran un cuerpo linealmente mientras que los momentos lo aceleran angularmente.

Fuerza de reacción del suelo La fuerza más importante en análisis de la marcha es la fuerza de reacción del suelo, que representa la fuerza ejercida por el suelo sobre el pie de la persona (ver Figura 2-8). En forma general, la fuerza de reacción del suelo, actúa contra los efectos de la fuerza de la gravedad acelerando el centro de masa del cuerpo. De esta manera, es imposible entender los momentos articulares sin un conocimiento de cómo está actuando esta fuerza. Entonces, la componente vertical de esta fuerza es siempre positiva (el suelo sólo puede empujar el pie hacia arriba), pero las otras dos componentes pueden ser positivas o negativas. Así, en marcha, gran parte de esta fuerza es utilizada para vencer la fuerza de la gravedad y por esto la componente vertical es siempre mucho más grande que las otras dos componentes.

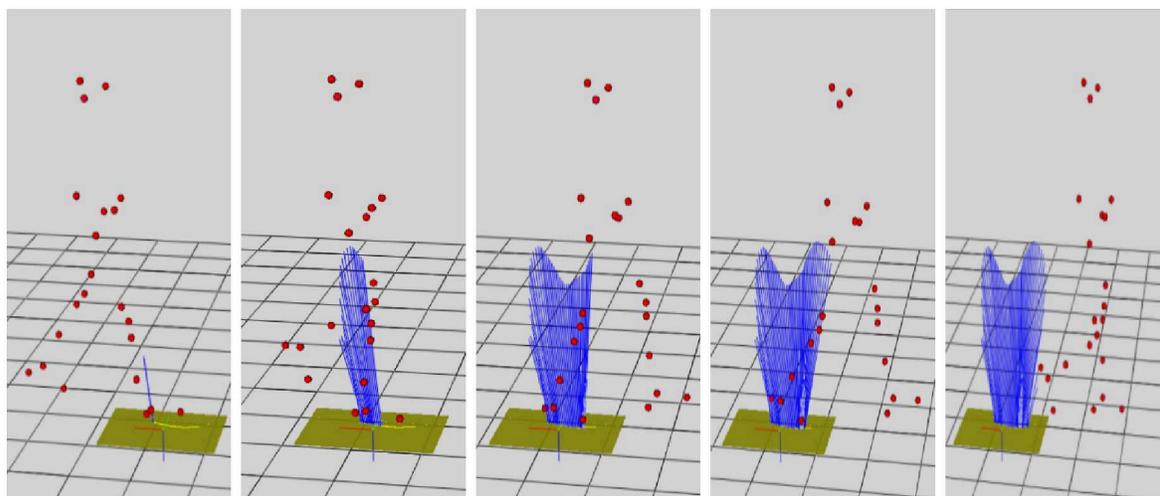


Figura 2-8: Fuerza de reacción del suelo registradas mediante plataformas de fuerzas. Se observa la evolución temporal del vector de fuerza de reacción del suelo (azul) desde el contacto inicial (imagen de la izquierda) hasta el apoyo final (imagen de la derecha). Los puntos rojos representan los marcadores sobre la persona en estudio.

Momentos articulares Los momentos son los análogos rotacionales de las fuerzas, que actúan produciendo aceleraciones angulares. Estos surgen cuando se ejerce una fuerza que potencialmente puede producir un giro respecto a un punto (articulación); dicho de otro modo, que posee un “brazo de palanca” respecto a una articulación cuya medida es la distancia mínima entre la línea de acción de la fuerza y la articulación (en el plano que ambos entes definen geoméricamente). Así, el momento total ejercido por una fuerza tiene una intensidad dada por el producto de la magnitud de la fuerza y la distancia perpendicular al centro de la articulación. De esta manera, los momentos netos articulares reportados en análisis clínico de la marcha (Figura 2-9) son el momento total ejercido por todas las estructuras internas que actúan a través de una articulación. Si la articulación se mueve dentro de su rango de movimiento, entonces este momento neto articular es casi enteramente atribuible a los músculos que actúan a través de esa articulación, aunque en los límites del rango de movimiento articular, puede existir una contribución debido al estiramiento de los ligamentos y cierta resistencia de la geometría ósea propia de cada articulación.

Estos momentos netos articulares internos pueden evaluarse a partir del registro de la fuerza de reacción del suelo y el registro de la cinemática (ver Figura 2-7) mediante

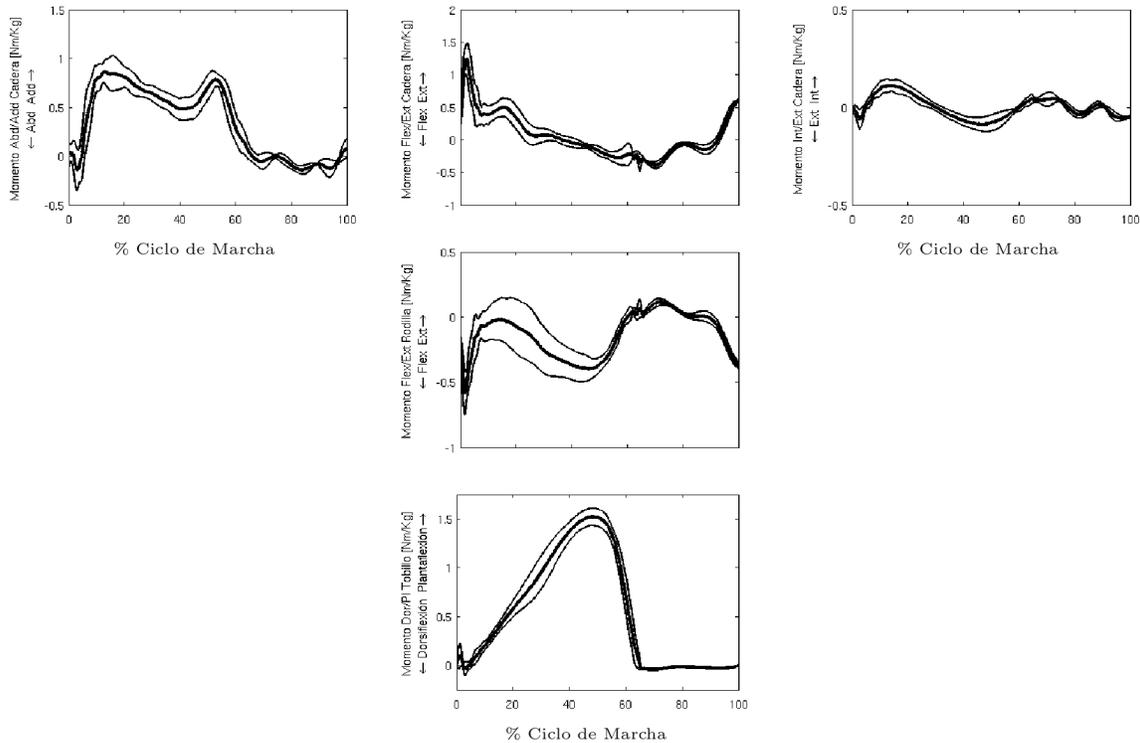


Figura 2-9: Momentos netos articulares a lo largo del ciclo de la marcha.

técnicas de dinámica inversa. Esta técnica requiere como datos las posiciones relativas y aceleración de los segmentos corporales a partir de registros cinemáticos y estimaciones de parámetros antropométricos (como la masa y momentos de inercia de los segmentos corporales). Estos parámetros generalmente se basan en el peso, altura y longitudes de los diferentes segmentos de la persona.

La forma en que el cuerpo se mueve depende del efecto combinado de todos los momentos que actúan en todas las articulaciones. Por lo tanto, no es posible determinar cómo una persona se moverá sobre la base del momento neto interno de una sola articulación. Además, la única información que los momentos netos articulares internos brindan es el efecto neto de los músculos que actúan a través de esa articulación. Entonces, si se observa una actividad antagonista entre varios grupos musculares, el momento neto interno representa la diferencia entre los músculos que actúan en un sentido (por ejemplo extensores) y los que actúan en el otro sentido (flexores). Así, los momentos netos articulares indican cuál es el grupo muscular dominante que está actuando en una articulación sin identificar qué músculos individuales están actuando dentro de ésta.

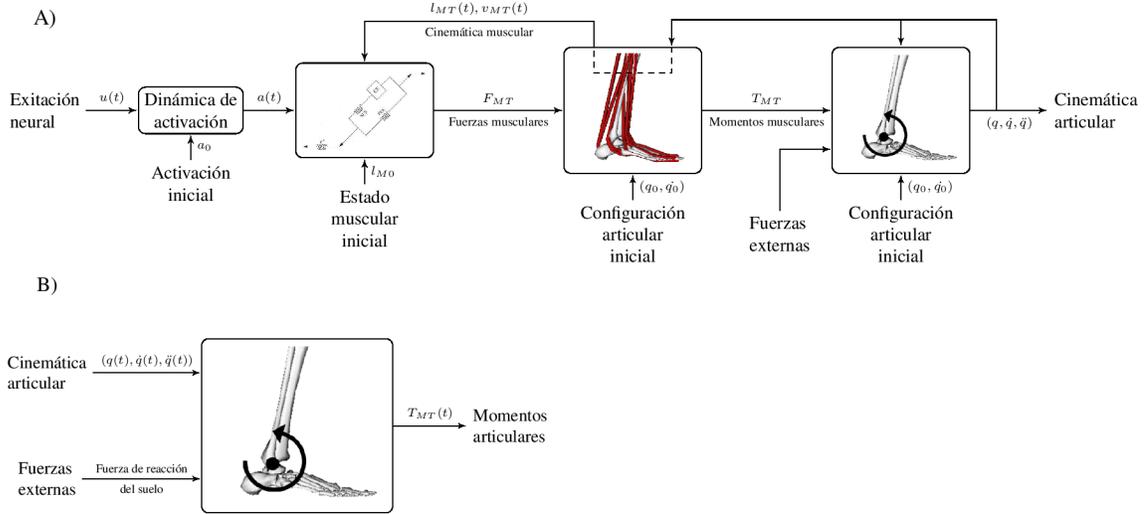


Figura 2-10: (A) Flujo de datos en un modelo musculoesquelético durante simulaciones mediante dinámica directa. En cada instante de tiempo, el esquema de integración encuentra las fuerzas musculares y la cinemática articular utilizando los estados musculares y cinemáticos del instante de tiempo anterior. (B) Flujo de datos en un modelo durante simulaciones con dinámica inversa. La evolución temporal de la cinemática articular y las cargas externas se introducen en las ecuaciones algebraicas lineales para encontrar los momentos netos articulares.

2.2.1.3. Dinámica Directa y Dinámica Inversa

El sistema de ecuaciones (2.1) o (2.2) proporciona la relación entre el movimiento del sistema musculoesquelético y las fuerzas musculares o los momentos netos articulares que se producen durante el movimiento bajo análisis. La utilidad de estas ecuaciones depende de la investigación o del problema clínico y de la disponibilidad de los datos experimentales o de la información a priori del movimiento [20].

Dinámica Directa (*Forward Dynamics*) Cuando las excitaciones musculares o momentos articulares son datos disponibles o son asumidos bajo ciertas hipótesis, un enfoque mediante dinámica directa puede utilizarse para integrar las ecuaciones del sistema (2.3) y así calcular los patrones de movimiento (Figura 2-10A).

$$\ddot{q} = -M(q)^{-1}[C(q, \dot{q}) + G(q) + T_{MT} + E]. \quad (2.3)$$

Esta técnica es ventajosa para predecir el movimiento. Sin embargo, es raro tener

(a priori) el conocimiento de excitaciones musculares (fuerzas) o momentos articulares. En las soluciones directas, E se obtiene generalmente mediante un modelo de contacto viscoelástico ($E(q, \dot{q})$), aunque una alternativa menos utilizada, por conducir a soluciones inestables, es tener como datos de entrada registros de las cargas externas ($E(t)$).

Dinámica Inversa (*Inverse Dynamics*) El enfoque de dinámica inversa se ha convertido en un estándar en el análisis clínico de la marcha debido a la disponibilidad de los datos cinemáticos articulares y las fuerzas de reacción del suelo. Teniendo en cuenta la evolución temporal de estas variables, es posible calcular los momentos netos musculares en cada instante del movimiento analizado mediante la ecuación (2.4) (Figura 2-10B)

$$T_{MT} = - (M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + E) . \quad (2.4)$$

Aunque esta ecuación es una representación completa de la dinámica del sistema, rara vez se utiliza en la práctica. En su lugar, los momentos netos musculares suelen encontrarse de las ecuaciones de movimiento de un solo segmento y se trabaja de forma recursiva desde un segmento distal hacia otro proximal [13]. Esta técnica de dinámica inversa también ha sido utilizada en la evaluación de los cambios en los patrones de la marcha como resultado de patologías del movimiento o tratamientos clínicos [21]. Aunque en general este tipo de investigaciones son descriptivas, no predictivas, la interpretación a nivel muscular se basa necesariamente en un momento neto articular y posiblemente también en un registro de datos electromiográficos.

2.2.2. Evaluación del comportamiento muscular

Para un completo entendimiento de la marcha, es necesario conocer cómo se van activando los músculos a lo largo del ciclo de la marcha. Inicialmente se realizaban estudios palpando el comportamiento muscular en marcha o cinta de caminar, pero en la actualidad es estudiado mediante las señales de electromiografía (EMG) [18]. Las señales de EMG proporcionan información sobre la actividad eléctrica de los músculos, pero no pueden identificar si un músculo se contrae de forma concéntrica, isométrica o excén-

trica. Tampoco puede medir la fuerza que el músculo está generando. De esta manera, las señales de EMG se utilizan para determinar los tiempos en los que existe una actividad muscular, aunque también pueden brindar información general de la contracción muscular como por ejemplo si la contracción es débil, moderada o fuerte [22].

2.2.2.1. Electromiografía (EMG)

Para comprender cómo se produce la señal de EMG de un músculo es muy útil conocer los principios básicos de la técnica de medición. El tejido muscular esquelético de los mamíferos se compone de fascículos que son haces de células o fibras musculares. Cuando el músculo está en reposo, existe una diferencia de potencial eléctrico negativo (-80 mV) que se mantiene a través de la membrana de las células musculares; pero cuando un nervio activa una fibra muscular en la “placa motora”, se invierte este potencial a un valor positivo ($+30\text{ mV}$) por un tiempo de alrededor de 2 ms y este impulso denominado “potencial de acción”, recorre toda la longitud de la fibra muscular a una velocidad de $2 - 6\text{ m/s}$. Ello genera un potencial eléctrico en todo el músculo y habrá una diferencia de potencial entre dos electrodos que se colocan en el vientre muscular para el registro de la señal [15]. Además, diferentes fibras musculares están inervadas por un mismo nervio y por lo tanto se activarán juntas; esto se describe como una “unidad motora”. Debido a que las placas motoras se encuentran en diferentes posiciones en las diferentes fibras musculares, esto puede generar un número de impulsos eléctricos que viajan de forma paralela a lo largo de las fibras musculares en pequeñas separaciones de tiempo. Esto lleva a una superposición del número de señales eléctricas y este efecto combinado amplifica la producción de los picos incluidos en las señales.

De esta forma, la señal generada por la contracción muscular detectada por electrodos superficiales depende, entre otros, de dos factores. El primer factor corresponde a la distancia existente entre el músculo y los electrodos. El segundo factor es la distancia entre los electrodos, donde el aumento de este factor logra señales con mayor amplitud para una profundidad muscular dada. Finalmente, los electrodos recogen las señales de un gran volumen de fibras musculares siendo importante que no se incluyan señales de otros músculos de la vecindad. El tipo de información obtenida por los electrodos

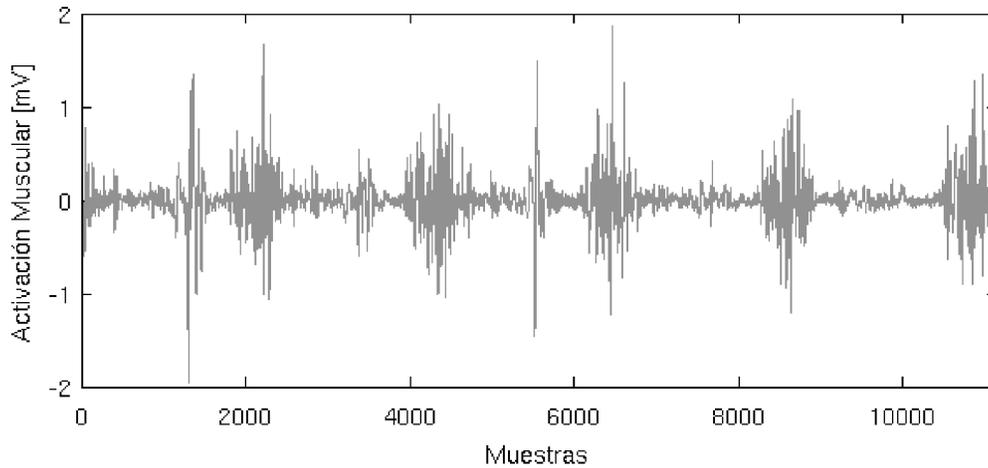


Figura 2-11: Señal sin procesar de EMG formada por la superposición de picos positivos y negativos mientras que el músculo se activa y períodos de mucha menor magnitud cuando el músculo se inactiva.

representa el tiempo en la que un paquete muscular está activo y la intensidad relativa de esta actividad (Figura 2-11) [14, 15].

En el análisis clínico de la marcha, generalmente el registro de las señales de EMG se realiza mediante *electrodos superficiales* compuestos por electrodos de plata (al menos dos electrodos para registro en forma diferencial y un tercer electrodo de referencia) que hace contacto con la superficie de la piel mediante una capa de gel de cloruro de plata.

2.3. Modelado biomecánico computacional en el análisis de la Marcha

“Modelado”, en el contexto de la marcha, es un término que conjuga imágenes tridimensionales del modelo musculoesquelético y complejas simulaciones dinámicas. Es importante reconocer que el término “modelo” simplemente hace referencia a un *conjunto* de aproximaciones utilizadas para representar el sistema de interés, en este caso el cuerpo humano.

2.3.1. Modelado Musculo-esquelético

El uso de modelos musculares tiene como principal objetivo no sólo predecir el comportamiento del tejido muscular como una unidad, sino también dentro del sistema que lo contiene y las alteraciones de las diferentes variables que este músculo provoca sobre el sistema.

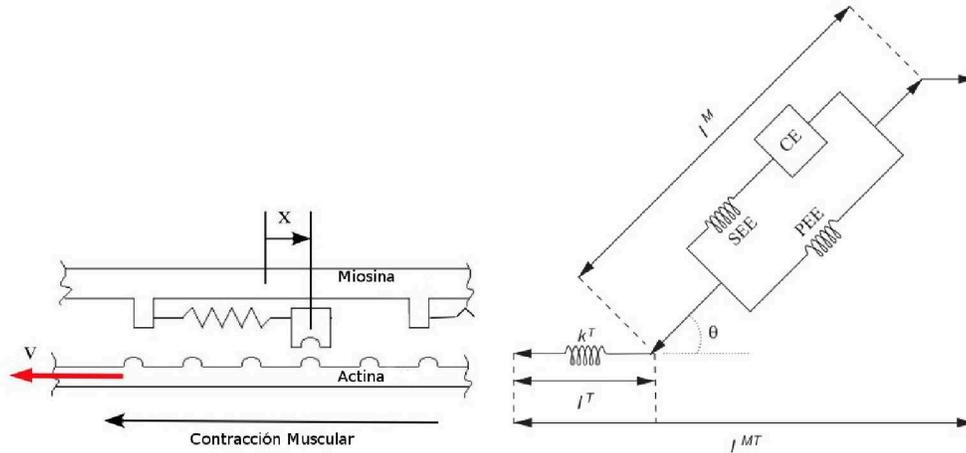
Diversos parámetros pueden ser estimados a partir de momentos y potencias netas articulares, pasando por potencias y fuerzas musculares hasta la obtención de parámetros como la energía consumida por los músculos, y la aceleración que los mismos producen sobre el centro de masa del cuerpo o en diferentes segmentos.

2.3.1.1. Modelado del tejido muscular

El modelado muscular es utilizado para obtener información sobre la estructura y el funcionamiento de los músculos y ayudar a la comprensión general de la dinámica de contracción. Además, es utilizado como herramienta en el campo de la investigación aplicada para resolver inquietudes acerca del funcionamiento del movimiento, incluyendo aspectos mecánicos, metabólicos o médicos.

Los modelos musculares representan la dinámica muscular de manera aislada, donde el enfoque fenomenológico domina en el modelado musculo-esquelético debido a su simplicidad, bajo costo computacional y la cantidad de datos experimentales disponibles. Entre los modelos más utilizados en la literatura se encuentran el *modelo de Huxley* y el *modelo de Hill* [23]. El primero consiste en un sistema de fijación rígida de un elemento de generación de fuerza en los puntos de acoplamiento (Figura 2-12a). Más precisamente, la fuerza muscular es generada por la formación de puentes cruzados entre los filamentos actina y miosina, donde las cabezas de miosina se enlazan a la actina en sitios específicos, traccionándolos mediante un movimiento de rotación de estas cabezas miosínicas. La estimación de fuerzas mediante este modelo es de gran complejidad pues la dinámica muscular se rige por múltiples ecuaciones diferenciales, lo que se convierte en un modelo con un alto costo computacional [23, 24].

Sin embargo, cuando se realiza el modelado neuromuscular a gran escala, común-



(a) Modelo de Huxley, las cabezas de miosina asociadas a un elemento elástico se acoplan en las posiciones fijas de actina.

(b) Modelo de Hill, se observan los elemento contráctiles (CE), los elementos elásticos en serie (SEE), los elementos elásticos en paralelo (PEE) y en ángulo de penación (θ).

Figura 2-12: Esquemas de los modelos musculares desarrollados por Huxley y Hill.

mente se utiliza el modelo de Hill. El mismo caracteriza las propiedades contráctiles del tejido muscular por las relaciones de *fuerza-longitud-velocidad* controladas por la activación muscular [25, 26]. Puede observarse en la Figura 2-12b que tanto los elementos pasivos (PEE) como los contráctiles (CE) contribuyen en la producción de la fuerza muscular F^m . Las fuerzas producidas por los elementos contráctiles son asumidas como dependientes de la longitud muscular en el tiempo correspondiente, l^M , la velocidad de contracción v^M y la variación de actividad muscular $a(t)$ [26].

Es común encontrar un término que represente la elasticidad muscular (SEE) separado del término representante de la elasticidad de los tendones (k^T). Esto se debe a que es necesario, en ciertos estudios biomecánicos, estimar la energía almacenada en los puentes cruzados de los músculos comparada con la almacenada en los tendones, siendo los valores encontrados menores en los primeros en comparación con la almacenada en las partes internas y externas de estos últimos, motivo por el cual el término SEE puede ser despreciado [26]. Además, la longitud de las fibras musculares no son proporcionales a la longitud de los sarcómeros¹, por lo que las propiedades estáticas de las

¹Unidad básica del tejido muscular estriado. Se compone de proteínas fibrosas largas (actina y miosina) que se deslizan una sobre la otra cuando el músculo se contrae o relaja.

fibras no tienen relación con las propiedades estáticas de los sarcómeros. En consecuencia, la relación *fuerza-longitud* de las fibras musculares no será proporcional a la relación *fuerza-longitud* de los sarcómeros [26]. De esta manera, la ecuación (2.5) permite estimar la fuerza generada por el elemento contráctil de la fibra muscular.

$$F^m(t) = f(v) \cdot f(l) \cdot a(t) \cdot F_o^m , \quad (2.5)$$

donde $F^m(t)$ es la variación temporal de la fuerza muscular desarrollada, $f(v)$ es la fuerza dependiente de la velocidad normalizada, $f(l)$ es la fuerza dependiente de la longitud normalizada de la fibra, $a(t)$ es la variación temporal de la activación muscular y F_o^m es la máxima fuerza isométrica que puede desarrollar el músculo [25].

Ángulo de penación. Se define al ángulo de penación como el ángulo formado entre el tendón y las fibras musculares. Para un músculo cuyo ángulo de penación es mayor a cero, la fuerza muscular se producirá en un ángulo formado entre las fibras musculares y el tendón. Debido a que el tendón se encuentra en serie con el músculo, la fuerza del tendón F^t se encuentra dado por la ecuación (2.6).

$$F^t = F^m \cdot \cos(\phi) \quad (2.6)$$

Donde puede observarse que para músculos con valores de ángulos de penación altos, pueden tener un efecto significativo en la fuerza producida [23].

Variación de la fuerza muscular con la longitud. La producción de fuerza en forma activa por parte de los músculos se debe a los elementos contráctiles, donde el pico de fuerza se efectúa cuando los sarcómeros se hallan a una distancia óptima (l_o^m). Cuando la distancia supera a la óptima, no puede generar tanta fuerza debido a que existe menor solapamiento de las fibras de actina y miosina [25].

La curva presentada en la Figura 2-13 representa esta relación de la fuerza activa y longitud muscular. Además tanto la fuerza activa muscular como la longitud muscular se encuentra acoplada con el nivel de activación, donde la longitud muscular se relaciona

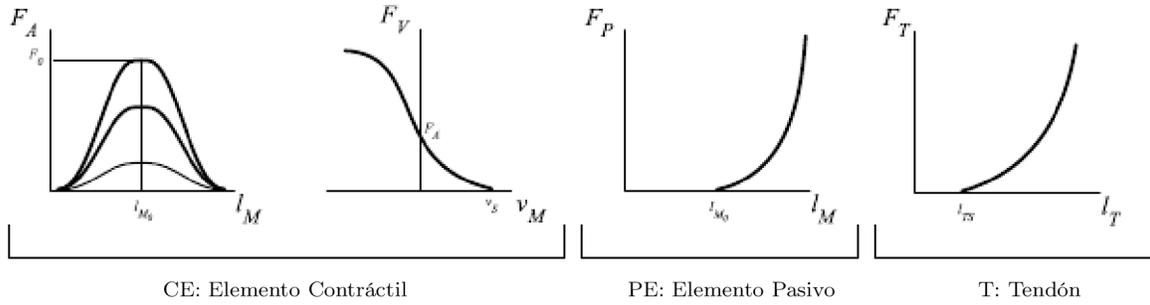


Figura 2-13: Capacidad de generación de la fuerza muscular definida por las propiedades de fuerza-longitud y fuerza-velocidad del elemento contráctil y las propiedades elásticas no lineales del elemento pasivo.

con la variación de la actividad muscular mediante la ecuación (2.7) [25].

$$l_o^m(t) = l_o^m(\lambda(1 - a(t)) + 1) \quad (2.7)$$

A nivel muscular, la relación fuerza-longitud del sarcómero subyacente será modificado por la geometría muscular y la distribución específica de las longitudes de las fibras musculares. Sin embargo, para músculos con ángulos de penación pequeños y fibras con poca variación de longitudes entre sí, la relación fuerza-longitud se aproxima a los valores teóricos [23].

Variación de la fuerza muscular con la velocidad. Esta relación está definida por la ecuación hiperbólica (2.8):

$$\begin{aligned} f_v(v) &= \frac{F(v)}{F_o^m} \\ &= \frac{1 - (v/v_{\max})}{1 + (v/\text{curv} \cdot v_{\max})} \end{aligned} \quad (2.8)$$

donde v_{\max} es la velocidad máxima de acortamiento, F_o^m la fuerza isométrica máxima y $F(v)/F_o^m$ es la fuerza muscular normalizada. Por otro lado, el parámetro curv describe la curvatura de la relación fuerza-velocidad, resultante de los parámetros a y b que

representan las asíntotas de fuerza y velocidad respectivamente (2.9) [23]:

$$\frac{a}{F_o^m} = \frac{b}{v_{\max}} = \text{curv} \quad (2.9)$$

Finalmente, la expresión que permite evaluar las fuerzas musculares en función del tiempo es la introducida por *Zajac (1989)* [26], ecuación (2.10).

$$F_i^{max}(t) = PCSA_i \cdot \sigma_{max} [f_{l_i}(l_{m_i})f_{v_i}(v_{m_i})a_i(t) + f_{p_i}(l_{m_i})] \cos(\phi_i(t)) \quad (2.10)$$

donde *PCSA* es el área fisiológica de sección transversal y σ_{max} es la tensión máxima en una fibra muscular.

2.3.1.2. Fuerzas musculares

La obtención de las fuerzas musculares individuales es una tarea difícil o imposible de realizar en ambientes clínicos. Para esto se pueden aplicar dos técnicas diferentes para su evaluación: *invasiva* y *no invasiva*. La primer técnica consiste en implantar, quirúrgicamente, un transductor de fuerza en tendones superficiales. Luego de haber adquirido los datos el sujeto es nuevamente sometido quirúrgicamente a la extracción de este transductor. La segunda técnica depende de los principios básicos que los músculos utilizan para realizar el movimiento. Para poder estimar las fuerzas musculares individuales se debe recurrir a modelos computacionales, que en conjunto a mediciones no invasivas, pueden obtener este parámetro para diferentes movimientos [20].

Así, es posible desarrollar herramientas que ayuden a mejorar el análisis clínico de la marcha y el tratamiento de alteraciones motrices, proporcionando estrategias más efectivas para el manejo terapéutico [27]. En forma general, un modelo musculoesquelético representa numéricamente un conjunto de parámetros anatómicos con el fin de cuantificar su interacción, entonces, los músculos se describen como una línea de acción entre su origen e inserción, mientras que las articulaciones se representan como centros de rotación fijos [28, 29].

Como se presentó en la sección 2.2.1, las ecuaciones 2.1 y 2.2 describen el comportamiento entre el movimiento y las fuerzas musculares en un modelo que representa el sistema neuro-musculoesquelético. Este sistema de ecuaciones es usualmente indeterminado, dado que el número de fuerzas musculares incógnitas es mayor al número de ecuaciones, es por esto que se requiere la solución de un problema de optimización independientemente del método utilizado para resolver las ecuaciones que describen la dinámica del sistema neuro-musculoesquelético. En este punto, la optimización estática (2.11) ha demostrado ser más útil que la optimización dinámica en los problemas relacionados con el análisis de la marcha considerando que es computacionalmente más eficiente y ambas técnicas proporcionan soluciones similares [30].

$$\begin{aligned}
 & \underset{F}{\text{Min}} \quad G(F_{MT}) \\
 & \text{sujeto a} \\
 & R(q)F_{MT} = T_{MT} \\
 & 0 \leq F_{MT} \leq F_{MT}^{\text{Máx.}},
 \end{aligned} \tag{2.11}$$

donde $G(F_{MT})$ es la función objetivo que representa matemáticamente la interacción del sistema nervioso central y T_{MT} son los momentos netos articulares. En este enfoque la unidad músculo-tendón, modelada como un elemento contráctil en serie con el tendón [26], es el más aceptado en la actualidad [31, 32]. Así, la optimización es dirigida para minimizar una función objetivo determinada para un movimiento en análisis.

2.3.1.3. Principales herramientas computacionales para el modelado musculoesquelético

Se analizaron los principales software utilizados por los principales institutos de investigación en biomecánica, como por ejemplo Harvard University, National Institute of Health de Estados Unidos, Rehabilitation Institute of Chicago, Wasserman Gait Lab, Sinai Hospital, University of Copenhagen, entre otros [33].

Entre los software utilizados por estas instituciones se destacan por sus prestaciones dos de ellos: **SIMM** (*Software for Interactive Musculoskeletal Modeling*) y **OpenSim**.

Tabla 2.1: Comparación entre los principales software de análisis neuro-musculoesqueléticos: OpenSim y SIMM.

Características	OpenSim	SIMM
Escalamiento completo del modelo	✓	
Cinemática inversa completa	✓	
Algoritmo de reducción residual	✓	
Simulación de controlador muscular <i>forward dynamics</i>	✓	
Utilización de compiladores para simulaciones dinámicas		✓
Análisis extensivos para simulaciones dinámicas	✓	
Código libre	✓	
Visualización en tiempo real		✓
Gran número de herramientas de edición		✓
Modelos de deformación ósea		✓
Cálculo de <i>contacto de talón o despegue del pie</i>		✓

Características generales de SIMM y OpenSim. Dentro de las principales aplicaciones, se utilizaron modelos que permiten la estimación de la longitud músculo-tendón, brazos de momentos y aceleraciones inducidas para marchas normales y patológicas, lo que demostró gran utilidad de los modelos junto a la dinámica de las simulaciones para el análisis de los distintos tipos de marchas existentes [34].

SIMM hace su aparición a comienzos de la década de los '90, desarrollado por Scott Delp y Peter Loan. El mismo permite al usuario crear, modificar y evaluar modelos de estructuras musculoesqueléticas. Además, SIMM no provee asistencia en el procesamiento de la excitación muscular que produce los movimientos coordinados, sumado a una cantidad limitada de herramientas para el análisis de resultados de las simulaciones dinámicas. Además, SIMM no permite al usuario un acceso completo al código fuente, dificultando la tarea de los investigadores para extender sus capacidades [34].

Por otro lado, OpenSim es una plataforma de código abierto capaz de modelar, simular y analizar sistemas neuromusculares, desarrollada en el año 2007 por el grupo liderado por Scott Delp y Frank Anderson [34, 35]. Al ser de código abierto, permite al usuario desarrollar modelos, controladores y herramientas, para realizar cálculos de fuerzas articulares, aceleraciones inducidas por músculos, potencias musculares, entre otras. Además, permite al usuario incluir un conjunto de herramientas para el análisis de modelos, generación de simulaciones y visualización de resultados, a través de una

interfase gráfica simple [34, 35].

A diferencia de SIMM, OpenSim provee simulaciones y controles de capacidades que complementan al primero. Entre estos controles se encuentra la herramienta *SimTrack*, la cual permite generar simulaciones de actividad muscular de movimientos específicos con resultados rápidos y precisos. Esta herramienta modela los elementos del sistema musculoesquelético mediante ecuaciones diferenciales que describen las contracciones dinámicas, geometrías musculares y las dinámicas en los segmentos del cuerpo, caracterizadas por un comportamiento dependiente del tiempo en respuesta a la excitación neuromuscular [35]. SimTrack realiza este complejo procesamiento en cuatro pasos secuenciales: *escalado*, *cinemática y dinámica inversa (IK e ID)*, un *algoritmo de reducción residual (RRA)* y un *algoritmo de control muscular (CMC)* [35]. Los mismos son descritos en el apéndice A. Como resumen, en la Tabla 2.1 se describen las principales características que poseen ambos software.

2.3.2. Modelado multiescala en biomecánica computacional (Biomecánica Integradora)

La biomecánica estudia los procesos biológicos a nivel subcelular, celular, tisular y orgánico. La *biomecánica integradora*, integra los conocimientos y métodos comúnmente utilizados en biomecánica a múltiples escalas para abordar los problemas fundamentales y clínicos [36]. En general, un enfoque integrador es el enfoque natural para entender la fisiopatología humana considerando que muchos aspectos de la función tisular y orgánica son impulsados o regulados por fuerzas mecánicas. Así una mayor comprensión del papel que juegan las fuerzas mecánicas en su interacción con los tejidos, dará lugar a mejoras racionales en la prevención de enfermedades, procedimientos quirúrgicos y terapias [37]. Este nuevo enfoque disciplinar de investigación está orientado por la aplicación, basándose en los conocimientos básicos en todos los niveles de escala. Como consecuencia, puede identificar importantes problemas sin resolver en la biomecánica y biofísica, y proporcionar la ruta para que su solución pueda traducirse en avances directos en la medicina clínica [38].

Por otro lado, una visión integrada de las bases biomecánicas de una patología permitirá el desarrollo y optimización de procedimientos quirúrgicos y protocolos no quirúrgicos de forma más racional, y apoyará a un mejor diseño tanto de dispositivos implantables como externos. Asimismo, los procedimientos quirúrgicos podrán abordarse fácilmente de forma específica a cada paciente llevando a resultados más eficaces, con menos probabilidades de fracasar, lo que llevará al ahorro de costos de tratamientos [37].

2.3.2.1. Herramientas computacionales para el modelado mediante elementos finitos en biomecánica

El modelado computacional se está convirtiendo en una metodología estándar en biomecánica, para la interpretación de los resultados experimentales como un nuevo enfoque de investigación. En este sentido, el método de elementos finitos (FE, *Finite Elements*) es la técnica numérica comúnmente utilizada para estos propósitos. Así, las investigaciones se basan principalmente en el uso de software comerciales, que ni están dirigidos a aplicaciones biológicas ni son suficientemente flexibles para seguir las últimas novedades en el área de la biomecánica. Asimismo, la falta de un software a medida se presenta como un gran obstáculo en la evolución tanto de las investigaciones, como en la difusión y resultados de los modelos [39].

De esta manera es que surge FeBio [40], un entorno implícito de FE no lineal, diseñado específicamente para el análisis biomecánico computacional. Así el objetivo fue desarrollar un entorno extensible de modelado de elementos finitos de libre acceso para el abordaje de problemas de mecánica de sólidos, mecánica de fluidos, transporte de solutos y electrocinética en células biológicas, tejidos y órganos; además, en la actualidad no existen este tipo de herramientas computacionales de uso general en el dominio público [39].

Entonces, para comprobar los métodos numéricos y la implementación computacional del modelado matemático en FeBio, sus desarrolladores mostraron que brinda correctas soluciones a un conjunto de problemas de referencia de las cuales se conocen las soluciones analíticas o sus resultados de códigos de FE establecidos en la comunidad científica, como ser ABAQUS y NIKE3D. En particular compararon las soluciones encontradas

por FeBio con las encontradas por ABAQUS y NIKE3D debido a que estos software son los más utilizados en el campo de la biomecánica en enfoques mediante FE. Dentro de los resultados mas relevantes obtenidos por FeBio, ABAQUS y NIKE3D se observan:

Estiramiento biaxial de una lámina elástica con un agujero circular en el medio. La fuerza de reacción nodal total predicha por FeBio es idéntica a los resultados producidos por NIKE3D, aunque existen algunas diferencias con ABAQUS debido a los diferentes algoritmos utilizados para hacer cumplir la incompresibilidad material. FeBio y NIKE3D utilizan un enfoque lagrangiano aumentado para hacer cumplir la deformación isocórica mientras que ABAQUS utiliza un enfoque de multiplicadores de Lagrange [39].

Compresión de una placa elástica mediante dos placas sólidas con y sin contacto. El desplazamiento lateral de la placa predicho por FeBio es casi idéntico a los resultados producidos por ABAQUS y NIKE3D y, además, los resultados para los dos tipos de problemas presentó una compresión más pequeña en la línea media en FeBio [39].

Compresión de un tubo. Aunque existen variaciones en los resultados predichos por los tres software de FE debido a las diferencias en los materiales elásticos lineales, en el desplazamiento máximo se obtuvo diferencias $< 3\%$ en las fuerzas predichas [39].

Compresión de una capa de cartílago con una superficie plana rígida e impermeable. Las tensiones radiales y tangenciales predichas a través del espesor medio del cartílago son los mismos para FeBio y NIKE3D, pero las tensiones predichas por ABAQUS son ligeramente más grande, aunque para este problema las pequeñas diferencias ($< 3\%$) se deben al enfoque lagrangiano aumentado utilizado por FeBio y NIKE3D para hacer cumplir la incompresibilidad del material [39].

Problema de contacto bifásico. Se encontró una excelente correlación entre las predicciones de FeBio y de ABAQUS para tres tipos de modelos y en toda una amplia gama de propiedades de los materiales investigados [41].

2.4. Base de Datos

Para el desarrollo de esta tesis se efectuaron los registros del análisis clínico de la marcha estándar a diferentes grupos de sujetos que se describen detalladamente a continuación. Los estudios fueron realizados en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Escobar, Argentina. Las medidas antropométricas (altura, peso, longitud de las piernas, diámetro de rodilla y distancia entre las espaldas ilíacas anteriores superiores (ASIS)) para cada participante se registraron por un fisioterapeuta experto.

En todos los registros del análisis clínico de la marcha, los datos cinemáticos y cinéticos fueron registrados por un sistema de captura del movimiento Elite 2002 (BTS Bioengineering, Italia) con 8 cámaras (100 *Hz*) y dos plataformas de fuerzas (Kistler 9281E, Kistler Group, Suiza). Veintidós marcadores retro-reflectivos superficiales fueron colocados sobre referencias óseas (como indica el protocolo propuesto por *Davis y col.* [43]). Los datos de la actividad eléctrica muscular fueron registrados para los músculos recto femoral, semimembranoso, gastrocnemius y tibial anterior utilizando el equipo de



Figura 2-14: Las fotografías muestran a un sujeto sano adulto con los marcadores retro-reflectivos y equipo electromiográfico utilizados en el análisis biomecánico de la marcha en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Escobar, Argentina.



Figura 2-15: Las fotografías muestran al sujeto sano adulto en la puerta de la sala donde se aloja el sistema RM Signa HDxt de $1,5T$ previo a realizarse el estudio en el “Servicio de Resonancia Magnética” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Buenos Aires, Argentina.

electromiografía superficial Teleemg (BTS Bioengineering, Italia) con una frecuencia de muestreo de $fm = 2000 \text{ Hz}$ [44].

Asimismo, se efectuó el registro de imágenes biomédicas, mediante resonancia magnética, de un sujeto sano. El estudio de resonancia magnética fue realizado en el “Servicio de Resonancia Magnética” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Buenos Aires, Argentina. El mismo se realizó mediante el sistema RM Signa HDxt de $1,5 T$ (GE Healthcare, Reino Unido).

En todos los casos el protocolo de toma de datos se explicó a todos los sujetos y un formulario de consentimiento fue firmado por ellos o sus tutores. Además, todos los estudios propuestos fueron revisados y aprobados por el comité de ética e investigación del Hospital FLENI.

2.4.1. Sujetos *sin* patologías de la Marcha

Con el fin de obtener una muestra de datos fiable para una amplia gama de condiciones de la marcha, dos grupos de sujetos participaron en los estudios involucrados en esta

Tabla 2.2: Características de los participantes sin patologías y velocidades de marcha.

Sujeto	Género	Edad (años)	Masa (Kg)	Long. Pierna (m)	Velocidad Lenta (m/s) (adimensional) ^a	Velocidad Libre (m/s) (adimensional) ^a	Velocidad Rápida (m/s) (adimensional) ^a
Niños							
1	F	11	40	0.79	-	1.32 (0.47)	-
2	M	14	53	0.89	-	0.98 (0.33)	-
3	F	7	22	0.65	-	1.45 (0.57)	-
4	F	8	38	0.69	-	1.34 (0.51)	-
5	F	9	30	0.72	-	1.02 (0.39)	-
Media	-	9.80	36.60	0.75	-	1.27 (0.48)	-
SD	-	2.77	11.61	0.09	-	0.19 (0.09)	-
Adultos							
1	M	28	78	0.95	1.04 (0.34)	1.27 (0.42)	1.55 (0.51)
2	M	42	79	0.95	1.08 (0.35)	1.11 (0.36)	1.80 (0.59)
3	M	29	75	0.94	0.93 (0.30)	1.37 (0.45)	1.44 (0.47)
4	M	27	64	0.86	0.93 (0.32)	1.08 (0.37)	1.15 (0.39)
5	F	30	63	0.81	0.92 (0.33)	1.12 (0.40)	1.55 (0.55)
6	M	29	83	1.00	1.01 (0.32)	0.99 (0.32)	1.03 (0.33)
7	F	23	68	0.92	0.58 (0.19)	1.09 (0.36)	1.24 (0.41)
8	M	27	77	0.91	0.94 (0.31)	1.06 (0.36)	1.34 (0.45)
Media	-	29.37	73.37	0.92	0.93 (0.31)	1.14 (0.38)	1.39 (0.46)
SD	-	5.53	7.42	0.06	0.15 (0.05)	0.12 (0.04)	0.25 (0.08)

^a Velocidad reportada en m/s y de manera adimensional (normalizadas por $\sqrt{gL_{pierna}}$) [42].

tesis (Tabla 2.2). El primer grupo incluyó a cinco niños (edad 7 – 14 años, 1,24 – 1,67 m de altura y 22 – 53 Kg de masa) que desarrollaron la marcha a una velocidad confortable auto-seleccionada. Por razones operativas, este grupo sólo pudo registrarse una vez. El segundo grupo estuvo formado por ocho sujetos adultos (edad 23 – 42 años, 1,61 – 1,83 m de altura y 63 – 83 Kg de masa) que desarrollaron la marcha en tres condiciones de velocidad auto-seleccionadas (confortable o libre, lenta y rápida). Luego de varios intentos de práctica, se recogieron seis ensayos exitosos para cada condición de velocidad. Esto dio lugar a un total de cuarenta y ocho registros por cada condición de velocidad en adultos y diez registros en niños.

2.4.2. Sujetos *con* patologías de la Marcha: Parálisis Cerebral

Para el análisis de sujetos con patologías de la marcha se incluyó un grupo de 10 pacientes ambulatorios con CP que desarrollan la marcha sin ningún soporte mecánico

Tabla 2.3: Descripción de los participantes y características funcionales generales de los patrones de marcha de los pacientes con parálisis cerebral.

Pac.	Género	Edad (años)	Masa (Kg)	Long. de pierna (m)	Velocidad (m/s) (adimensional) ^a	Cadencia (pasos/min)	Fase de apoyo (%)	GMFCS	GDI (Der/Izq)
1	F	23	52	0.77	0.89 (0.324)	110	64	II	75.39/71.46
2	M	13	46	0.83	1.39 (0.487)	124	60	II	72.85/68.10
3	M	8	28	0.64	0.64 (0.256)	107	59	II	64.21/69.04
4	M	14	34	0.81	1.17 (0.415)	134	60	II	68.80/68.98
5	F	11	40	0.74	0.57 (0.212)	103	64	III	62.12/67.61
6	M	12	41	0.77	0.99 (0.360)	121	62	II	60.45/62.78
7	F	14	42	0.80	1.17 (0.418)	130	56	I	71.99/78.79
8	M	19	79	0.99	1.06 (0.340)	110	60	I	66.39/72.51
9	M	8	25	0.62	1.15 (0.467)	136	58	II	71.27/71.54
10	F	12	36	0.81	0.69 (0.245)	106	65	II	67.45/71.55
Media	-	13.4	42.3	0.778	0.972 (0.352)	118.1	60.8	-	68.09/70.23
SD	-	4.6	0.103	0.103	0.269 (0.095)	12.4	2.9	-	4.88/4.13

^a Velocidad reportada en m/s y de manera adimensional (normalizadas por $\sqrt{gL_{pierna}}$) [42].

(8 – 23 años de edad, 1,50 – 1,94 *m* de altura y 49 – 105 *Kg* de masa). Dentro del criterio de inclusión utilizado se consideró los niveles I, II o III del sistema de clasificación de la función motora gruesa (GMFCS, *Gross Motor Function Classification System*) [45], no tener cirugía ortopédica o tratamiento con toxina botulínica en los últimos 6 meses, tener un diagnóstico de diplejía espástica simétrica y presentar una marcha agazapada (ver Tabla 2.3). Se utilizó el índice de desviación de la marcha (GDI, *Gait Deviation Index*) [46] para evaluar de manera global la marcha patológica y su simetría entre ambos miembros inferiores.

2.4.3. Imágenes Biomédicas: Resonancia Magnética

Para el análisis biomecánico multiescala planteado en esta tesis se utilizaron todos los datos de un individuo sin patologías de la marcha de 29 años de edad, 75 *Kg* de masa y 1,79 *m* de altura. El estudio de resonancia magnética nuclear brindó un único “conjunto” de imágenes biomédicas desde la quinta vertebra lumbar hasta la punta del pie con las siguientes características: secuencia *COR SE T1*, $TR = 860 \text{ ms}$, $TE = 10,86 \text{ ms}$, $Matriz = 512 \times 512$, $Thickness = 2 \text{ mm}$ y $PixelSpacing = 0,9375 \times 0,9375 \text{ mm}$.

Capítulo 3

Evaluación y estudio de sensibilidad de dos funciones objetivo bajo un enfoque de valoración del gasto energético muscular

Los datos de la marcha en combinación con las técnicas de dinámica inversa y optimización estática, se han utilizado durante más de treinta años en aplicaciones que buscan estimar las fuerzas musculares del miembro inferior. Sin embargo, un punto importante de estos métodos es la necesidad de utilizar una función objetivo o función de costo para obtener las fuerzas musculares durante el movimiento. Así, la selección de una función de costo robusta es crucial para encontrar una mejora en el desempeño de los modelos musculoesqueléticos. Uno de los criterios de optimización más utilizados es la “función de costo de tensión” (CF_1) propuesta por *Crowninshield y Brand* la cual minimiza la fatiga muscular, pero que *Prilutsky* demostró que minimizar esta función objetivo conduce a disminuir el gasto de energía metabólica muscular. Más recientemente, *Praagman y col.* propusieron una “función de costo relacionado con la energía muscular” (CF_2), pero sólo validaron su desempeño en condiciones isométricas. Así, los objetivos de este estudio fueron evaluar el desempeño de CF_1 y CF_2 en predicciones del comportamiento de la energía muscular cuando se la compara con los dos modelos empíricos morfológicos; analizar la sensibilidad de ambas funciones objetivo bajo cambios en los parámetros de la morfología muscular; y finalmente, evaluar el comportamiento del gasto energético muscular bajo diferentes condiciones de velocidades de marcha y edades de los participantes.

De esta manera, CF_1 ha demostrado ser mas sensible a los cambios en los parámetros morfológico musculares que CF_2 . Además, se observa que dependiendo de la actividad y la condición de movimiento en análisis una función como CF_1 puede dar una buena estimación del gasto de energía muscular de sujetos que desarrollen una marcha a velocidad cómoda auto-seleccionada, pero si se analizan actividades más complejas, como caminar en diferentes condiciones de velocidad de marcha y diferentes grupos etarios, se observa que una representación más realista de la tasa de energía metabólica muscular dentro del modelado musculoesquelético, como es CF_2 , brindará mejores resultados. Por último, se observa una importante disminución del consumo de energía muscular en la fase de apoyo en los niños que caminan en la velocidad cómoda auto-seleccionada en contraste con los adultos en las mismas condiciones. Esta disminución se debe a que los niños desarrollan la marcha con menores fuerzas musculares

que los sujetos adultos, debiéndose principalmente a tener un menor peso corporal. Sin embargo no se encuentran estas diferencias en la tasa de consumo de energía muscular de ambos grupos en la fase de balanceo, principalmente porque en esta fase el objetivo principal de la actividad muscular es seguir el movimiento de progresión de la extremidad inferior sin tener que soportar el peso del cuerpo.

3.1. Introducción

Uno de los principales objetivos en muchos laboratorios de investigación, así como también en aplicaciones médicas y de ingeniería, es el desarrollo de simulaciones mecánicas y dinámicas realistas del sistema neuro-musculo-esquelético. La salida de estos procesos depende en gran medida de la adecuada representación de las propiedades de generación de las fuerzas musculares, las características anatómicas del sistema esquelético y del sistema de control neuronal. En particular, las estimaciones de las fuerzas musculares mediante el modelado musculo-esquelético, usualmente requieren la resolución de problemas de optimización independientemente de si estos utilizan un enfoque de dinámica inversa o directa [20]. Asimismo, la optimización estática ha probado ser de mayor utilidad en problemas tales como el análisis de la marcha por ser más eficiente computacionalmente que la optimización dinámica, al no requerir múltiples integraciones y proveer similares resultados [30, 47].

Muchos movimientos desarrollados por el sistema musculo-esquelético han sido el objeto de estudio de muchas investigaciones, sin embargo, el análisis de la marcha sobresale a los demás debido a la importancia que ha demostrado este análisis en personas con y sin patologías motrices. Así, los datos de la marcha en combinación con las técnicas de dinámica inversa y optimización estática se han utilizado durante más de treinta años, comúnmente aplicados para estimar las fuerzas musculares de los miembros inferiores [20]. En este enfoque un modelado del tejido muscular de tipo Hill a menudo se utiliza en modelos musculo-esqueléticos debido a su simplicidad, la disponibilidad de datos sobre los pocos parámetros que necesita, y brinda predicciones relativamente precisas de la fuerza muscular [26].

Sin embargo, un punto crítico en estos métodos es la necesidad de utilizar una función objetivo o función de costo para obtener las fuerzas musculares durante el movimiento.

Esta función en particular desempeña un papel importante, ya que representa el funcionamiento fisiológico desconocido que pudiera ser utilizado por el sistema nervioso central para generar los patrones de activación muscular [48–52]. Desde los comienzos del modelado musculoesquelético se han propuesto una gran variedad de funciones objetivo a fin de encontrar las fuerzas musculares. Especialmente para las actividades sub-máximas como caminar, a menudo se supone que los movimientos se realizan con el objetivo de minimizar el consumo de energía muscular [53].

Uno de los criterios de optimización más utilizados es la “función de costo de tensión” propuesta por *Crowninshield y Brand (1981)* [54], la cual representa la suma de las tensiones musculares elevadas a alguna potencia p . Donde p deriva de la relación experimental entre una tensión muscular y el tiempo que los músculos humanos mantienen esta condición constante (en promedio $p = 3$) [53,54]. Como fue presentado por *Prilutsky (2002)* [55,56], minimizar esta función objetivo también conduce a disminuir el gasto de energía metabólica muscular. Más recientemente, *Praagman y col. (2006)* [57] propusieron una “función de costo relacionada con la energía” representando los dos grandes procesos de consumo de energía en el tejido muscular. Sin embargo, sólo validaron su desempeño en condiciones isométricas.

Por otro lado, *Umberger y col. (2003)* [58] y *Bhargava y col. (2004)* [59] utilizaron la primera ley de la termodinámica para desarrollar dos modelos empíricos del consumo energético muscular para representar el comportamiento energético muscular completo. Entonces, las preguntas que impulsan el trabajo de este capítulo son:

1. La “función de costo de tensión” propuesta por *Crowninshield y Brand (1981)*, ¿podrá predecir el comportamiento energético muscular en la marcha como fue propuesto por *Prilutsky (2002)*?
2. La “función de costo relacionada con la energía” propuesta por *Praagman y col. (2006)*, ¿podrá predecir el comportamiento energético muscular ante diferentes condiciones de velocidad de marcha, de la misma manera que se demostró en condiciones isométricas?
3. El uso de funciones objetivo en el modelado musculoesquelético genérico común-

mente requiere el uso de parámetros de la morfología muscular que no son específicos del sujeto en estudio. Entonces, ¿qué tan sensibles son estas funciones de costo ante variaciones de los parámetros morfológicos musculares?

4. Como el consumo de energía muscular y las funciones musculares en general son parámetros sensibles a cambios en diferentes condiciones de marcha, como la velocidad [60, 61], ¿cuál será el comportamiento de la tasa metabólica de energía muscular a través del ciclo de marcha en personas con diferentes velocidades de marcha y rango etario?.

Todas las preguntas enumeradas arriba serán analizadas, evaluadas y contestadas a lo largo del presente capítulo.

3.2. Método

3.2.1. Participantes

En el análisis propuesto en este capítulo se incluyeron a dos grupos de sujetos, los cuales fueron descritos en la Tabla 2.2 de la sección 2.4.1 del capítulo 2. Ambos grupos fueron examinados por el equipo del “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de rehabilitación Neurológica FLENI (Escobar, Argentina) y mostraron patrones normales de la marcha.

De esta manera, el primer grupo incluyó a cinco niños (edad 7 – 14 años, 1,24 – 1,67 *m* de altura y 22 – 53 *Kg* de masa) que desarrollaron la marcha a una velocidad confortable auto-seleccionada. Por razones operativas, este grupo sólo pudo registrarse una vez. El segundo grupo estuvo formado por ocho sujetos adultos (edad 23 – 42 años, 1,61 – 1,83 *m* de altura y 63 – 83 *Kg* de masa) que desarrollaron la marcha en tres condiciones de velocidad auto-seleccionadas (confortable o libre, lenta y rápida). Luego de varios intentos de práctica, se recogieron seis ensayos exitosos para cada condición de velocidad. Esto dio lugar a un total de cuarenta y ocho registros por cada condición de velocidad en adultos y diez registros en niños.

3.2.2. Modelo Musculoesquelético

Se utilizó el modelo musculoesquelético propuesto por *Delp y col. (1990)* [62], disponible en OpenSim, con 23 grados de libertad y 92 actuadores músculo-tendón que representan a 76 músculos de los miembros inferiores y el torso. Los grados de libertad de este modelo corresponden a tres traslaciones y tres rotaciones en la pelvis; tres articulaciones tipo rótula esférica, una localizada en la tercera vertebra lumbar representando la interacción entre la pelvis y el tronco y dos que representan cada una de las articulaciones de la cadera; articulación con traslación y rotación en cada rodilla; y una articulación cilíndrica en cada tobillo del modelo [34, 63]. El modelo fue escalado de acuerdo a la medidas antropométricas de cada sujeto.

En este trabajo se utilizaron técnicas de cinemática y dinámica inversa para el cálculo de los ángulos y momentos netos articulares a partir de los datos experimentales de las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de reacción del suelo. El algoritmo de reducción de residuos (RRA, *residual reduction algorithm*) fue utilizado para la reducción de residuos en la pelvis. RRA fue propuesto para minimizar los efectos de modelado y errores de procesamiento de datos de marcadores que se agregan y llevan a grandes fuerzas no físicas llamadas residuos. Especialmente, este algoritmo varía el centro de masa del torso de un modelo específico del sujeto en estudio y ajusta la cinemática del modelo desde las estimaciones obtenidas por la cinemática inversa para que sea dinámicamente consistente con los datos de las fuerzas de reacción del piso registradas por las plataformas de fuerzas.

Para las estimaciones de las fuerzas musculares desde los datos cinemáticos y el modelo ajustado obtenido desde RRA, se utilizó el algoritmo de control muscular computarizado (CMC, *computed muscle control*) [64]. CMC utiliza el enfoque de optimización estática junto con un control anticipatorio y con retroalimentación para guiar las trayectorias cinemáticas del modelo musculoesquelético hacia el conjunto de cinemáticas deseadas. En particular, el criterio de optimización utilizado por este algoritmo (3.1) es

la suma de las activaciones musculares al cuadrado [30, 52]:

$$J = \sum_{m=1}^{76} (a_m(t))^2, \quad (3.1)$$

donde $a_m(t)$ es la activación muscular del músculo m . Una vez que CMC finalizó su ejecución, se compararon los patrones de activación muscular estimados por el algoritmo con los patrones de EMG registrados. Además se utilizaron dos pruebas para encontrar la tasa metabólica muscular individual a lo largo de todo el ciclo de la marcha. Estas pruebas representan las estimaciones propuestas por *Umberger y col. (2003)* [58] y *Bhargava y col. (2004)* [59] respectivamente. Todos los pasos de las simulaciones musculoesqueléticas fueron implementadas de acuerdo a las “buenas prácticas para la verificación y validación de los modelo musculoesqueléticos” propuestas por *Hicks y col.* [65].

Finalmente, las relaciones del tejido muscular fuerza-longitud (3.2) y fuerza-velocidad (3.3) propuestas por *Rosen y col. (1999)* [66] fueron incluidas para tener una descripción completa de la dinámica muscular.

$$f_l(l_{m_i}) = \exp \left(-0,5 \left(\frac{l_{m_i} - l_{m_i}^0}{0,19} \right)^2 \right), \quad (3.2)$$

$$f_v(v_{m_i}) = \frac{0,1433}{0,1074 + \exp(-1,409 \sinh(3,2\eta + 1,6))}. \quad (3.3)$$

Un parámetro muscular involucrado en (3.2) y (3.3) es la longitud óptima muscular; de esta manera se asumió que cuando se camina a una velocidad de marcha confortable, los músculos trabajan cerca de la condición de longitud óptima y entonces esta longitud se puede estimar mediante (3.4).

$$l_{m_i}^0 = \text{median}(l_{m_i}), \quad (3.4)$$

Además, la velocidad del elemento contráctil normalizada (η) puede ser expresada como:

$$\dot{\eta} = \frac{v_m}{v_m^{max}}, \quad (3.5)$$

donde v_m y v_m^{max} de (3.5) son la velocidad de acortamiento y la máxima velocidad de acortamiento del elemento contráctil respectivamente. La velocidad máxima (v_m^{max}) es $2,5 \text{ s}^{-1}$ veces la longitud óptima del músculo [28].

3.2.3. Funciones Objetivo

El estudio estuvo focalizado en dos funciones objetivo las cuales requieren parámetros que están disponibles para el tejido muscular humano y pueden ser utilizadas con cualquier modelo musculoesquelético que emplee dinámica inversa. La primer función analizada fue la “función de costos de tensión” propuesta por *Crowninshield y Brand (1981)* [54], (3.6):

$$CF_{1i} = \left(\frac{F_{m_i}}{PCSA_i} \right)^p, \quad p = 3; \quad (3.6)$$

donde F_{m_i} y $PCSA_i$ representan la fuerza y el área de sección transversal fisiológica ($PCSA$, *physiological cross section area*) del i -ésimo músculo respectivamente.

La segunda función considerada en este análisis fue la “función de costos relacionada con la energía” propuesta por *Praagman y col.* [57], la cual representa el desprendimiento de puentes cruzados (\dot{E}_{f_i}) y la reentrada de calcio (\dot{E}_{a_i}). Como \dot{E}_{f_i} (3.7) está relacionada a la distribución de los puentes cruzados contiguos relativos a la longitud de los puentes cruzados, entonces, pueden ser escalados con la longitud de la fibra muscular (l_{m_i}) debido a que cuando una misma fuerza muscular contiene fibras musculares más largas, contendrá mayor cantidad de sarcómeros en serie.

$$\dot{E}_{f_i} \sim l_{m_i} F_{m_i}, \quad (3.7)$$

La re-entrada de calcio en el retículo sarcoplasmático mediante bombas activas de calcio (3.8) es el segundo proceso de consumo de energía y es descrito como la relación

entre el volumen (V) y el estado activo ($a(t)$) del músculo.

$$\dot{E}_{a_i} \sim V_i a_i(t) = \frac{m_i}{\rho} \frac{F_{m_i}}{PCSA_i \sigma_{max} f_l(l_{m_i}) f_v(v_{m_i})}, \quad (3.8)$$

donde m es la masa del i -ésimo músculo, ρ es la densidad del tejido muscular, σ_{max} es la máxima tensión en una fibra muscular, $f_l(l_{m_i})$ es la función normalizada fuerza-longitud muscular (3.2) y $f_v(v_{m_i})$ es la función normalizada fuerza-velocidad muscular (3.3). A diferencia de las suposiciones de *Praagman y col. (2006)* [57] que fijaron $f_v(v_{m_i}) = 1$ por considerar en su estudio condiciones isométricas, se estudió la relación fuerza-velocidad dada por (3.3). Utilizando una aproximación polinómica y asumiendo que los términos de orden cúbico y superiores pueden ser despreciados, la expresión final de CF_{2_i} está dada por la ecuación (3.9).

$$CF_{2_i} = l_{m_i} F_{m_i} + m_i c_1 \left(\frac{F_{m_i}}{PCSA_i \sigma_{max} f_l(l_{m_i}) f_v(v_{m_i})} + c_2 \left(\frac{F_{m_i}}{PCSA_i \sigma_{max} f_l(l_{m_i}) f_v(v_{m_i})} \right)^2 \right), \quad (3.9)$$

donde c_1 y c_2 toman los valores de 100 y 4 respectivamente, de manera tal que las contribuciones del término lineal y no-lineal sean igual al 50% de activación [67].

3.2.4. Modelos de consumo de energía muscular

Para describir el consumo de energía muscular individual fueron utilizados dos enfoques. Los enfoques de *Umberger y col. (2003)* [58] y de *Bhargava y col. (2004)* [59] se basan en la primera ley de la termodinámica para encontrar dos modelos empíricos del consumo de energía muscular donde la tasa de consumo de energía total (3.10), expresadas en Watts por kilogramo de tejido muscular, es igual a la tasa de calor liberado (\dot{H}) más la tasa de trabajo (\dot{W}).

$$\dot{E} = \dot{H} + \dot{W}. \quad (3.10)$$

De esta manera, en el estudio de *Umberger y col (2003)* [58] se propone \dot{E} como la suma de cuatro términos:

$$\dot{E} = \dot{h}_A + \dot{h}_M + \dot{h}_S + \dot{w}_{CE}, \quad (3.11)$$

donde \dot{h}_A es la tasa de calor de activación, \dot{h}_M es la tasa de calor de mantenimiento, \dot{h}_S es la tasa de calor de acortamiento y \dot{w}_{CE} es la tasa de trabajo mecánico del elemento contráctil. Por otro lado, en el estudio de *Bhargava y col.* [59] \dot{E} es representado como la suma de cinco términos de esta manera:

$$\dot{E} = \dot{h}_A + \dot{h}_M + \dot{h}_S + \dot{h}_B + \dot{w}_{CE}, \quad (3.12)$$

donde (3.12) incluye un término \dot{h}_B que representa la tasa metabólica en estado basal en comparación con (3.11).

3.2.5. Análisis de Sensibilidad

En este capítulo se ha propuesto un estudio de sensibilidad para evaluar el efecto en variaciones de las propiedades musculares asumidas y estimadas incluidas en las funciones objetivo, (3.6) y (3.9). Los parámetros asumidos fueron las masas musculares, $PCSA$, la máxima tensión en fibra muscular (σ_{max}) y la máxima velocidad de acortamiento del elemento contráctil (v_m^{max}). El parámetro estimado fue la longitud óptima muscular l_m^0 .

Si bien, las fuerzas musculares a lo largo del ciclo de la marcha son una estimación del modelado musculoesquelético y a su vez influyen en el comportamiento de cada función de costo (como así también en las estimaciones de los modelos empíricos del consumo energético muscular). Para lograr una evaluación objetiva e independiente de cada una de las estimaciones que se buscan estudiar en este capítulo (funciones de costo y modelos empíricos), se utilizó el algoritmo CMC que tiene como criterio de optimización la suma de las activaciones musculares al cuadrado (ver sección 3.2.2, ecuación 3.1) el cual no depende de ninguno de los parámetros musculares nombrados anteriormente en esta sección. Además de esto, este algoritmo logra una predicción de las fuerzas musculares de manera independiente de los criterios de optimización que se quieren evaluar en

este capítulo, evitando sesgar los resultados tanto de las funciones objetivo como de las estimaciones del consumo de energía muscular mediante modelos empíricos.

Por otro lado, un gran rango de valores de la tensión máxima muscular se encuentran reportados en la literatura, así en este capítulo se asumió un valor de $45N/cm^2$ como línea de base. El valor de base de la longitud óptima de cada músculo (3.4) fue estimada en la velocidad de marcha confortable auto-seleccionada de cada participante. Para todos los parámetros morfológicos del modelado musculoesquelético (como valores de base para las masas musculares y el *PCSA*) se utilizaron los reportados por *Horsman y col. (2007)*. Estos pertenecen a un único espécimen cadavérico (edad 77 años, 105 *Kg* de masa y 1,74 *m* de altura), evitando así mezclar las bases de datos anatómicos con la posibilidad de introducir un error por esto. De esta manera, para estimar los valores morfológicos musculares de base para cada sujeto involucrado en este estudio (tanto adultos como niños), los parámetros de *Horsman y col. (2007)* fueron escalados a cada sujeto como se muestra en la ecuaciones (3.13) y (3.14).

$$Masa\ muscular_{sujeto} = Masa\ muscular \left(\frac{Masa_{sujeto}}{Masa_{Horsman\ y\ col.}} \right), \quad (3.13)$$

$$PCSA_{sujeto} = PCSA \left(\frac{Altura_{sujeto}}{Altura_{Horsman\ y\ col.}} \right) \left(\frac{Masa_{sujeto}}{Masa_{Horsman\ y\ col.}} \right), \quad (3.14)$$

donde *Masa muscular* y *PCSA* son la masa muscular y el área de sección transversal fisiológica reportadas por *Horsman y col. (2007)*, $Masa_{Horsman\ y\ col.}$ y $Altura_{Horsman\ y\ col.}$ son la masa y altura del espécimen cadavérico del trabajo de *Horsman y col. (2007)*, y $Masa_{sujeto}$ y $Altura_{sujeto}$ son la masa y altura del sujeto en estudio.

Finalmente, se realizó un análisis de sensibilidad variando cada parámetro analizado desde 1,5 a 0,5 de su línea de base con un incremento de 0,1. El análisis de sensibilidad del presente capítulo fue realizado mediante la evaluación de las funciones de costo presentadas en la sección 3.2.3 cuando solo se cambia un parámetro (la masa muscular, *PCSA*, σ_{max} , v_m^{max} y $l_{m_i}^0$), manteniendo fijos los restantes parámetros involucrados en las funciones.

3.2.6. Análisis de los datos

Se utilizó el software MatLab[®] para el procesamiento de todos los resultados. Se compararon los consumos energéticos musculares estimados ya sea por las funciones de costo (ecuaciones 3.6 y 3.9) o por los modelos fenomenológicos derivados desde principios de la termodinámica en sistemas biológicos (ecuaciones 3.11 y 3.12). Las desviaciones entre dos estimaciones ($s_i(t)$) fueron cuantificadas mediante la raíz cuadrada del error cuadrático promediado en el tiempo, normalizado con respecto a la media de la amplitud pico a pico (3.15).

$$RMS_{rel} = \frac{\sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=0}^T (s_1(t) - s_2(t))^2}}{\frac{1}{2} \sum_{j=1}^2 (\max_{0 < t < T} s_j(i) - \min_{0 < t < T} s_j(i))} \times 100\%. \quad (3.15)$$

Asimismo, el coeficiente de múltiple correlación [68] fue utilizado para evaluar las similitudes de forma de dos estimaciones (3.16).

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=0}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_t)^2 / T(MN - 1)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=0}^T (Y_{ijt} - \bar{Y})^2 / (MNT - 1)}}. \quad (3.16)$$

donde T es el número de muestras, N el número de registros del análisis de la marcha de cada sujeto y $M = 2$, el número de métodos comparados. En la expresión (3.16), el numerador representa la relación de la varianza alrededor de la media a un tiempo puntual t sobre los dos métodos comparados. De manera similar, el denominador representa la variabilidad total alrededor del gran promedio de ambos métodos.

3.3. Resultados

Antes de analizar los resultados de las simulaciones musculoesqueléticas a través de OpenSim de cada participante se compararon las activaciones musculares obtenidas mediante CMC (ver ecuación 3.1) con la envolvente de las señales de EMG registradas en cada registro de la marcha de cada sujeto, observando que las mismas responden cualitativamente similares mostrando zonas idénticas de activación como se puede ver

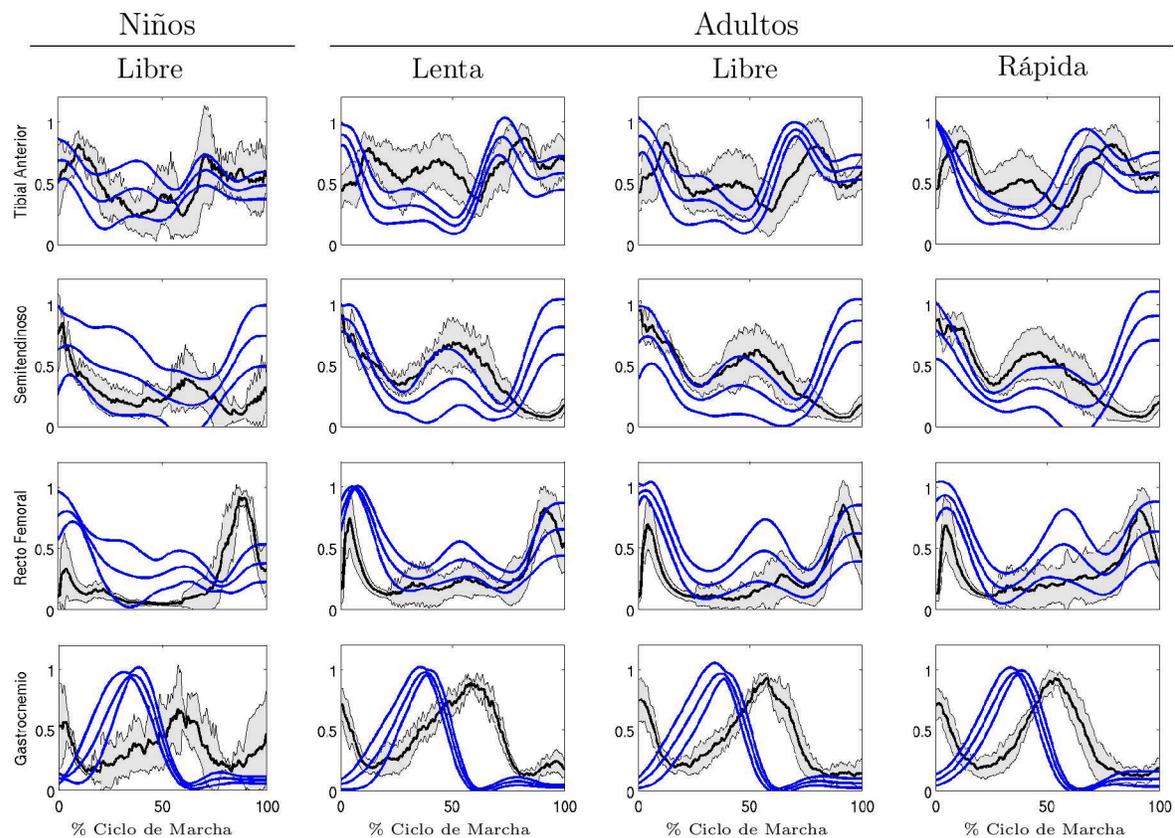


Figura 3-1: Media de las activaciones musculares simuladas (líneas negras) y media de las señales de EMG experimentales (líneas azules) de los cuatro músculos que poseen registros de EMG a través del ciclo de marcha para niños que caminan a una velocidad confortable (o libre) auto-seleccionada y adultos que caminan a tres velocidades auto-seleccionadas (lenta, libre y rápida). Las áreas sombreadas representan el desvío estándar. Las señales experimentales de EMG están rectificadas y filtradas a 6 Hz con un filtro pasa bajos bidireccional. Todas las señales fueron normalizadas con respecto a su pico máximo.

en la Figura 3-1. Todas las señales de activación muscular como las envolventes del EMG fueron normalizadas con respecto al máximo de cada una.

Si bien las simulaciones realizadas en OpenSim incluyen un conjunto completo de los músculos de las extremidades inferiores, como se describe en la sección 3.2.2, para el análisis de los resultados de aquí en adelante se tendrán en cuenta sólo el comportamiento de glúteo mayor (GM), glúteo medio (Gm), isquiosurales (Ham) compuesto por el bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso, vastos (Vas) compuesto por el vasto medial, interno y lateral, recto femoral (RF), gastrocnemio (Gas) compuesto por el gastrocnemio media y lateral, sóleo (Sol) y tibial anterior (TA) considerando que son los

Tabla 3.1: Coeficiente de múltiple correlación (CMC) y error cuadrático medio relativo (RMS_{rel}) de la relación entre los dos modelos empíricos utilizados para estimar la tasa de energía muscular propuestos por *Bhargava y col. (2004)* y *Umberger y col. (2003)* respectivamente. Los cuadros grises muestran los valores máximos y mínimos para cada uno de los grupos de sujetos analizados.

Músculo	Niños		Lenta		Libre		Rápida	
	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC
Glúteo Mayor	18.31	0.50	13.61	0.49	11.48	0.66	11.37	0.69
Glúteo Medio	32.54	0.24	23.61	0.33	22.75	0.33	24.00	0.37
Isquiosurales	10.72	0.33	11.90	0.58	11.53	0.61	11.83	0.66
Recto Femoral	9.97	0.74	9.60	0.64	9.56	0.65	10.41	0.62
Vastos	21.93	0.44	22.70	0.38	20.61	0.46	20.67	0.53
Gastrocnemio	13.98	0.20	12.65	0.67	12.63	0.68	12.91	0.69
Sóleo	4.83	0.67	2.51	0.89	2.26	0.86	2.16	0.89
Tibial Anterior	13.04	0.37	14.20	0.41	12.50	0.46	13.68	0.48
Mediana	13.51	0.41	13.13	0.54	12.02	0.63	12.37	0.64

grupos musculares más importantes en las aceleraciones verticales y hacia adelante-atrás durante la marcha [69].

Primeramente se analiza el comportamiento de ambos métodos empíricos utilizados para la estimación de la tasa energética muscular. De esta manera, en la Tabla 3.1 se presenta la medida de las similitudes morfológicas que presentan las estimaciones realizadas por ambos métodos mediante el RMS relativo (3.15) y el coeficiente de múltiple correlación (3.16). En general se observa que ambos métodos muestran sus mayores diferencias en el grupo de niños con un error relativo alrededor del 13,51 % y una correlación por arriba de 0,4. Para el grupo de adultos, se observa un error relativo promedio de 12,5 %; y una mejor correlación, por encima de 0,54. En la Tabla 3.2 se presentan las desviaciones y similitudes morfológicas de las dos funciones de costo cuando se las compara con el modelo fenomenológico empírico para la estimación de la tasa energética muscular propuesto por *Bhargava y col. (2004)* [59]. El comportamiento de las funciones objetivo en predicciones de la tasa energética muscular a lo largo del ciclo de la marcha se muestra similar que el modelo empírico cuando se analizan los RMS relativos de los dos grupos de individuos. En particular, se encontró un incremento en el grupo de niños del 2,3 % y 0,48 % en la función de costo de *Praagman y col. (2006)* [57] y la de *Crownshield and Brand (1981)* [54] respectivamente. Sin embargo, el enfoque de la función de costo de *Praagman y col (2006)* presenta una similitud morfológica con el método de

Tabla 3.2: Coeficiente de múltiple correlación (CMC) y error cuadrático medio relativo (RMS_{rel}) para la evaluación de cada función de costo (CF_1 y CF_2) con el modelo empírico propuesto por *Bhargava y col. (2004)* para estimar la tasa de energía muscular. Los cuadros grises muestran los valores máximos y mínimos para cada uno de los grupos de sujetos analizados.

(a) *Praagman y col. vs. Bhargava y col.*

Músculo	Niños		Lenta		Libre		Rápida	
	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC
Glúteo Mayor	15.50	0.42	7.86	0.46	7.19	0.71	7.11	0.79
Glúteo Medio	31.06	0.43	22.93	0.27	19.86	0.34	20.04	0.32
Isquiosurales	11.82	0.30	10.97	0.56	10.43	0.62	10.62	0.64
Recto Femoral	13.61	0.38	10.91	0.33	10.48	0.48	11.47	0.37
Vastos	16.27	0.17	12.09	0.36	10.12	0.59	9.16	0.70
Gastrocnemio	21.47	0.30	14.30	0.51	13.80	0.59	12.43	0.63
Sóleo	11.41	0.67	7.30	0.80	7.45	0.81	8.37	0.81
Tibial Anterior	24.11	0.66	18.81	0.14	16.21	0.23	16.29	0.29
Mediana	15.88	0.40	11.53	0.41	10.45	0.60	11.04	0.64

(b) *Crowninshield y Brand vs. Bhargava y col.*

Músculo	Niños		Lenta		Libre		Rápida	
	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC
Glúteo Mayor	14.14	0.13	8.44	0.37	7.58	0.60	6.91	0.76
Glúteo Medio	19.63	0.37	14.77	0.08	12.85	0.27	12.23	0.34
Isquiosurales	10.50	0.12	12.94	0.48	11.28	0.49	12.31	0.54
Recto Femoral	11.54	0.07	11.33	0.16	10.11	0.26	11.86	0.09
Vastos	12.71	0.03	15.68	0.39	14.60	0.49	13.11	0.57
Gastrocnemio	18.83	0.26	14.84	0.37	13.75	0.43	13.81	0.45
Sóleo	13.96	0.64	9.72	0.62	9.47	0.63	9.67	0.66
Tibial Anterior	20.23	0.46	21.61	0.17	19.36	0.09	19.56	0.13
Mediana	14.05	0.20	13.85	0.37	12.06	0.46	12.27	0.50

Bhargava y col. (2004) tal como la encontrada entre los dos métodos fenomenológicos empíricos, ver Tablas 3.1 y 3.2a. Por otro lado hechos similares no se encontraron en la función de costo de *Crowninshield and Brand (1981)*, que en ningún caso muestra una buena correlación (si se compara con la función de costo de *Praagman y col (2006)*) con el modelo empírico de *Bhargava y col. (2004)*, como se ve en la Tabla 3.2b.

En la Tabla 3.3 se presentan las desviaciones y similitudes morfológicas de las dos funciones de costo cuando se las compara con el modelo fenomenológico empírico para la estimación de la tasa energética muscular propuesto por *Umberger y col. (2003)* [58]. La estimación de la tasa energética muscular propuesta por *Praagman y col. (2006)* mostró un comportamiento similar, tanto en el RMS relativo como en la morfología,

Tabla 3.3: Coeficiente de múltiple correlación (CMC) y error cuadrático medio relativo (RMS_{rel}) para la evaluación de cada función de costo (CF_1 y CF_2) con el modelo empírico propuesto por *Umberger y col. (2003)* para estimar la tasa de energía muscular. Los cuadros grises muestran los valores máximos y mínimos para cada una de los grupos de sujetos analizados.

(a) *Praagman y col. vs. Umberger y col.*

Músculo	Niños		Lenta		Libre		Rápida	
	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC
Glúteo Mayor	8.58	0.69	11.53	0.50	9.54	0.71	8.89	0.77
Glúteo Medio	17.01	0.33	8.59	0.55	8.42	0.59	8.84	0.58
Isquiosurales	9.73	0.48	5.49	0.73	5.48	0.78	5.52	0.81
Recto Femoral	10.91	0.58	9.06	0.46	8.85	0.57	9.56	0.47
Vastos	11.80	0.26	21.69	0.33	19.06	0.45	17.76	0.54
Gastrocnemio	14.88	0.03	9.02	0.67	9.06	0.72	8.31	0.77
Sóleo	8.73	0.64	7.73	0.78	8.26	0.77	9.11	0.78
Tibial Anterior	20.57	0.43	9.88	0.14	8.58	0.38	8.68	0.46
Mediana	11.35	0.45	9.04	0.52	8.71	0.65	8.88	0.67

(b) *Crowninshield y Brand vs. Umberger y col.*

Músculo	Niños		Lenta		Libre		Rápida	
	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC	$RMS_{rel}(\%)$	CMC
Glúteo Mayor	12.49	0.27	17.42	0.33	14.58	0.53	13.82	0.61
Glúteo Medio	17.02	0.31	13.92	0.28	12.09	0.40	12.02	0.46
Isquiosurales	10.13	0.19	8.45	0.61	7.74	0.62	8.11	0.68
Recto Femoral	11.28	0.18	10.88	0.11	9.88	0.34	11.65	0.12
Vastos	15.91	0.22	35.79	0.21	31.98	0.30	30.09	0.37
Gastrocnemio	16.56	0.23	12.24	0.44	11.95	0.52	11.54	0.55
Sóleo	13.00	0.64	10.12	0.60	10.18	0.61	10.27	0.64
Tibial Anterior	20.05	0.45	18.27	0.16	16.39	0.12	16.95	0.16
Mediana	14.45	0.25	13.08	0.31	12.02	0.46	11.83	0.50

que este enfoque empírico propuesto por *Umberger y col. (2003)*, como se puede ver en la Tabla 3.3a. El enfoque de *Praagman y col. (2006)* presenta las mayores diferencias en el grupo de niños con un RMS relativo de 11,35 % y una correlación mayor que 0,45. Para los demás grupos, este enfoque tiene un error relativo alrededor del 9 % con una mejor correlación por encima de 0,52. Sin embargo, la función de costo propuesta por *Crowninshield and Brand (1981)* presenta un peor desempeño para todos los grupos (Tabla 3.3b).

En este punto se incluye un análisis de sensibilidad de las dos funciones de costos (CF_1 y CF_2) en un esfuerzo por comprender de mejor manera cómo los parámetros de entrada del modelo influyen en sus predicciones. El estudio de la función CF_1 propuesta

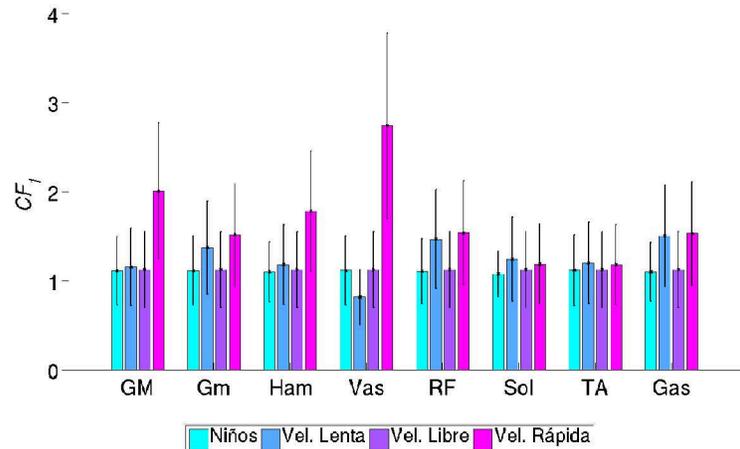


Figura 3-2: Estudio de sensibilidad de la “función de costo de tensión” (CF_1). Comportamiento de la tensión muscular cúbica bajo cambios en un rango del 50% del valor de base en el $PCSA$. Todos los resultados representan la media y el desvío estándar de la tasa de energía muscular promediados a lo largo de todo el ciclo de la marcha, normalizados con su valor medio cuando los parámetros están fijos en sus valores de base a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada.

por *Crowninshield and Brand (1981)* [54] consiste en analizar su comportamiento cuando el parámetro $PCSA$ de cada grupo muscular es alterado en un 50% de su valor de base. Así, se presenta en la Figura 3-2 la media y desvío estándar de las tensiones musculares elevadas al cubo por músculo, estimadas mediante (3.6), promediadas a lo largo de todo el ciclo de la marcha y normalizadas con los valores sus tensiones musculares en condición de base (todos los parámetros en sus valores de base) a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada. Se observa que las estimaciones que tienen sus máximas variaciones son el tibial anterior para el grupo de niños y el grupo de adultos con una velocidad confortable auto-seleccionada, con valores alrededor de $1,11 \pm 0,40$ (*promedio \pm SD*) y $1,12 \pm 0,43$ respectivamente; el músculo gastrocnemio para adultos con velocidad de marcha lenta con valores de $1,11 \pm 0,40$ y los vastos en el grupo de adultos que caminan a velocidad rápida con valores de $2,74 \pm 1,04$.

En el caso de la función objetivo CF_2 propuesta por *Praagman y col. (2006)* [57], se estudió el consumo de energía muscular estimado por (3.9) bajo cambios en los parámetros $PCSA$, masa muscular, longitud óptima muscular, tensión máxima de una fibra muscular y máxima velocidad de acortamiento muscular. Todos los parámetros varían

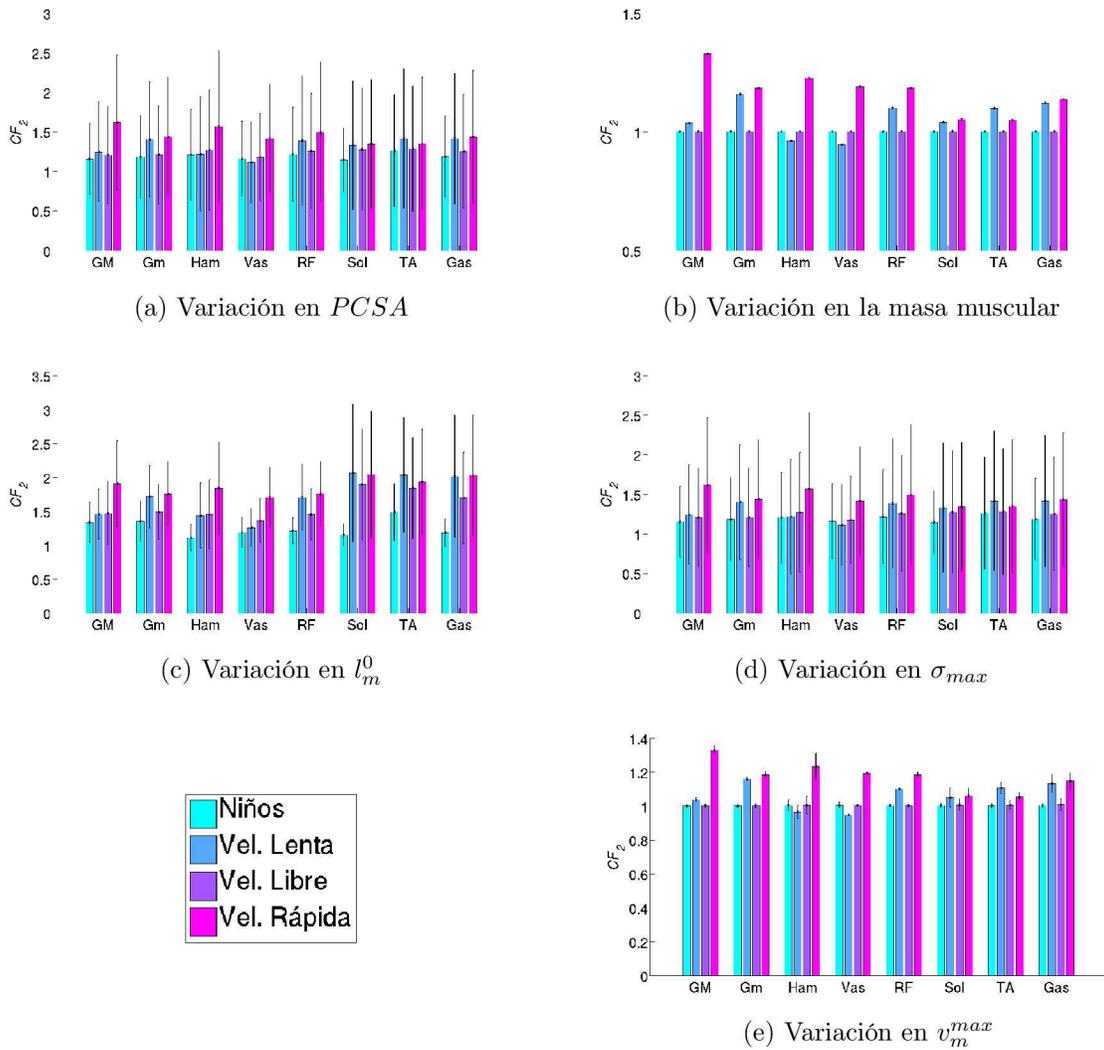


Figura 3-3: Estudio de sensibilidad de la “función de costo relacionada con la energía” (CF_2). Comportamiento del consumo energético muscular bajo cambios en un rango del 50 % del valor de base en todos los parámetros morfológicos. Todos los resultados representan la media y el desvío estándar de la tasa de energía muscular promediados a lo largo de todo el ciclo de la marcha, normalizados con su valor medio cuando los parámetros están fijos en sus valores de base a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada.

en un rango de 50 % de su valor de base. Luego, la media y desvío estándar del consumo energético muscular por músculo, estimados mediante (3.9), promediadas a lo largo de todo el ciclo de la marcha y normalizadas con los valores de sus consumos energéticos musculares en condiciones de base (todos los parámetros en sus valores de base), a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada, se muestran en la Figura 3-3.

Este enfoque se muestra prácticamente insensible ante variaciones en la masa muscular y la máxima velocidad de acortamiento, como se ve en las Figuras 3-3b y 3-3e. A pesar de esto, esta función de costo presenta variaciones más importantes, ver Figura 3-3c ante cambios de la longitud óptima (3.4). En este punto, se observa que el músculo sóleo tiene variaciones alrededor de $2,06 \pm 1,01$ (*promedio* \pm *SD*) en la media de la tasa energética muscular para el grupo de adultos que caminan a velocidades por debajo de su velocidad comfortable auto-seleccionada.

Finalmente, se observa en la Figura 3-4 el comportamiento, de todos los grupos de sujetos bajo estudio a lo largo de todo el ciclo de la marcha, de ambas funciones de costo (es decir la de *Crowninshield y Brand (1981)* [54] y la de *Praagman y col. (2006)* [57]) y ambos modelos fenomenológicos empíricos (es decir el de *Umberger y col. (2003)* [58] y el de *Bhargava y col. (2004)* [59]). En concordancia con los resultados presentados en esta sección, la función objetivo propuesta por *Crowninshield and Brand (1981)* presenta un desempeño pobre para describir el consumo energético muscular a lo largo del ciclo de la marcha en todos los grupos, pero especialmente en el grupo de los niños donde presenta desviaciones por más de un orden de magnitud. Por otro lado, la función objetivo propuesta por *Praagman y col. (2006)* presenta un buen desempeño en las estimaciones del consumo energético muscular a lo largo de la marcha para todos los grupos, de manera similar a los modelos empíricos fenomenológicos.

3.4. Discusión

Desde los comienzos del modelado musculoesquelético se han propuesto un gran número de funciones objetivo o de costo. Algunas funciones de costo están basadas en argumentos fisiológicos, pero la mayoría de ellas están elegidas arbitrariamente principalmente debido a que su validación no es simple; especialmente en actividades submáximas, donde habitualmente se supone que los movimientos se realizan con el objetivo de minimizar el consumo de energía [53]. Sin embargo, sólo unas pocas funciones de costo suponen estar relacionado con el gasto energético o la fatiga y sus relaciones aun no se han demostrado con claridad [57]. Por esto, los objetivos de este capítulo fueron

(i) evaluar el desempeño de dos criterios de optimización, como la “función de costo de tensión” propuesta por *Crowninshield and Brand (1981)* [54] y la “función de costo relacionada con la energía” propuesta por *Praagman y col. (2006)* [57], para predecir el comportamiento energético muscular comparado con dos modelos morfológicos empíricos [58, 59, 70], (ii) analizar la sensibilidad de ambas funciones objetivo bajo cambios en los parámetros morfológicos musculares y (iii) evaluar el comportamiento del consumo energético muscular en grupos de sujetos con diferentes condiciones de edad y velocidad de caminar.

En este sentido, *Prilutsky* [55, 56] en sus trabajos del año 2000 presenta que la minimización de la suma de las tensiones musculares es un buen predictor del trabajo muscular para diversas actividades como la minimización de la fatiga muscular y/o el gasto de energía. Sin embargo, un beneficio directo de minimizar esta suma en particular podría no ser tan claro cuando en muchas actividades los criterios de optimización suponen la minimización del costo de la energía metabólica. Por otra parte, existen diferencias entre la comúnmente utilizada “función de costo de tensión” (CF_1) y de la “función de costo relacionada con la energía” (CF_2). CF_2 se basa en los principales procesos de consumo energético en el tejido muscular (considerando los puentes cruzados tanto en paralelo como en serie) al incluir no sólo el *PCSA* sino también la masa muscular, mientras que CF_1 es solamente relativa a los puentes cruzados en paralelo [57]. Cuando se incluye una visión más completa del comportamiento del tejido muscular a través de términos lineales y no-lineales que dependen de la longitud muscular, la actividad muscular y las propiedades de fuerza-longitud y fuerza-velocidad, (como se observó en las Tablas 3.2 y 3.3) brindan una mejor representación de la tasa de energía muscular. Así en la Tabla 3.2b, se observa que la función de costo CF_1 mostró en todos los grupos del estudio un error relativo medio (ver ecuación (3.15)) de $13,06 \pm 1,04$ (*promedio* \pm *SD* de las medianas de los cuatro grupos de estudio) y una similitud morfológica media de $0,38 \pm 0,13$ con el método empírico propuesto por *Bhargava y col. (2004)*; y en la Tabla 3.3b, se ve que esta función objetivo mostró en todos los grupos del estudio un error relativo medio de $12,85 \pm 1,20$ y una similitud morfológica media de $0,38 \pm 0,12$ con el método empírico propuesto por *Umberger y col. (2003)*. Mientras

que en la Tabla 3.2a, se observa que la función de costo CF_2 mostró en todos los grupos del estudio un error relativo medio de $12,23 \pm 2,47$ y una similitud morfológica media de $0,51 \pm 0,13$ con el método empírico propuesto por *Bhargava y col. (2004)*; y en la Tabla 3.3a, se ve que esta función objetivo mostró en todos los grupos del estudio un error relativo medio de $9,50 \pm 1,24$ y una similitud morfológica media de $0,57 \pm 0,11$ con el método empírico propuesto por *Umberger y col. (2003)*.

Por otro lado, cuando se utiliza un problema de optimización para estimar fuerzas musculares, los cambios de un parámetro morfológico muscular podrían cambiar no sólo la fuerza que realice el mismo u otros músculos, sino también el conjunto de los músculos con estados “activos/apagados” presentes en la solución óptima. Por lo tanto, *Raikova y Prilutsky (2001)* [71] encontraron que la fuerza óptima de cada músculo generalmente es una función no-lineal de los momentos netos articulares y parámetros morfológicos de todos los músculos modelados. Además, escalar un modelo musculoesquelético genérico puede ayudar a los médicos en el diagnóstico y tratamiento de personas con alteraciones de la marcha, debido al grado de precisión y bajo costo que posee [72]. Sin embargo, un gran número de parámetros morfológicos musculares (como *PCSA*, masa muscular, longitud muscular y velocidad de acortamiento muscular máxima) que participan en el modelado musculoesquelético son ajustados mediante simples datos antropométricos propios del sujeto en estudio; por esto, la selección de una función objetivo robusta es crucial para lograr mejoras en el desempeño de estos modelos.

En este punto, tanto la “función de costo de tensión” (CF_1) y la “función de costo relacionada con la energía” (CF_2) mostraron un comportamiento disperso de los valores de sensibilidad ante cambios en los parámetros musculares. Particularmente, para la función CF_1 se observó que es muy sensible a los cambios en los parámetros morfológicos musculares (Figura 3-2) en concordancia con lo que había sido observado por *Brand y col. (1986)* [73]; con variaciones máximas del orden $2,74 \pm 1,04$ (relativo a los valores de base de los parámetros morfológicos a una velocidad de marcha comfortable auto-seleccionada) en el comportamiento de los vastos en el grupo de sujetos adultos que desarrollan la marcha a una velocidad rápida. Mientras que la función CF_2 se observó menos sensible a variaciones en los parámetros morfológicos musculares asumidos en

el modelo musculoesquelético utilizado en este estudio (Figura 3-3); presentándose casi insensible a variaciones en la masa muscular y máxima velocidad de acortamiento (ver Figuras 3-3b y 3-3e) y con su máxima variación alrededor de $2,06 \pm 1,01$ (relativo a los valores de base de los parámetros morfológicos a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada) en el comportamiento del músculo sóleo en la media de la tasa energética muscular del grupo de adultos que desarrollan la marcha a una velocidad inferior a su velocidad confortable auto-seleccionada.

Adicionalmente, se evidencia en las Figuras 3-2 y 3-3 que la media del gasto energético muscular a lo largo del ciclo de la marcha fuera en una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada es mayor que el gasto energético muscular a una velocidad de marcha confortable auto-seleccionada. Esto es consistente con el hecho de que una persona adopta como su velocidad de marcha natural la correspondiente al valor mínimo del gasto energético [74].

Así, en la Figura 3-4, se identificó la tasa de energía muscular en un rango de velocidades de marcha en los niños no deteriorados y adultos. De acuerdo con un paradigma energético del aparato locomotor, el costo de generación de fuerza se debe a la fuerza generada por los músculos y a la velocidad en que estas fuerzas deben ser desarrollados [75]. En este punto, se observa una importante disminución del consumo energético muscular en la fase de apoyo en los niños que caminan a una la velocidad cómoda auto-seleccionada en contraste con los adultos en similares condiciones de marcha. Esto se debe a que los niños desarrollan una marcha con valores de fuerzas musculares más bajos que los adultos en la marcha normal, principalmente por las diferencias de peso corporal. Sin embargo estas diferencias en la tasa de energía muscular de ambos grupos no se observan en la fase de impulsión. ¿ Pero entonces, llevar adelante la fase de balanceo representa una proporción importante del costo total de la marcha? La respuesta es que ciertos grupos musculares son activados y consumen energía durante esta parte del ciclo de la marcha [70]. Creemos que esto tiene una correlación sobre todo con el hecho de que en la fase de balanceo el objetivo principal de la actividad muscular es seguir el movimiento de progresión de la extremidad inferior sin tener que soportar el peso del cuerpo.

Otros grupos de investigadores mostraron que los mayores picos de las fuerzas (de propulsión vertical y hacia adelante-atrás) cuando se desarrolla una marcha a velocidades rápidas, surgen de mayores fuerzas observadas en la fase de apoyo en los vastos y el glúteo máximo, y mayores fuerzas en zonas a finales del balanceo en el sóleo y el gastrocnemio [61,76]. En concordancia con estos resultados, en la Figura 3-4 se presenta el mismo comportamiento de la tasa de energía muscular ante velocidades de marcha rápida auto-seleccionada, principalmente se ve en el consumo de energía muscular del vasto en regiones temprana del apoyo y el sóleo a finales del balanceo con un aumento del área bajo su pico.

Estos resultados presentados en este capítulo permitieron evaluar y analizar el desempeño de dos funciones objetivo en diferentes condiciones de edad y velocidad de marcha. Sin embargo, la principal limitación de este estudio es el uso de un modelo musculoesquelético para adulto en los niños y de una base de datos morfológicos musculares de un adulto, y estos pueden no reflejar los huesos o la fisiología muscular de los niños. Si bien, las activaciones musculares estimadas se contrastaron con los datos de EMG registrados, sólo se dispuso de los datos EMG de unos pocos músculos debido al protocolo utilizado en los registros de electromiografía.

Como conclusión de este análisis, observamos que aumentar la complejidad en los términos de una función objetivo utilizada en el modelado musculoesquelético no necesariamente significa mejores resultados; es decir, en función de la actividad y el estado de movimiento en análisis, la minimización de una función de costo como la propuesta por *Crowninshield y Brand (1981)* [54] puede actuar como un buen predictor del comportamiento del gasto energético muscular en sujetos adultos sin patologías de la marcha que caminan a una velocidad confortable auto-seleccionada, pero fuera de esta condición no se encontraron pruebas de que se pueda utilizar para predecir el mismo comportamiento muscular. Sin embargo, en el análisis de una actividad más compleja o en diferentes condiciones de edad y velocidad de marcha, observamos que se necesitará una representación más cercana a la realidad de la tasa de energía muscular en el modelado musculoesquelético, como la función de costo propuesto por *Praagman y col. (2006)* [57].

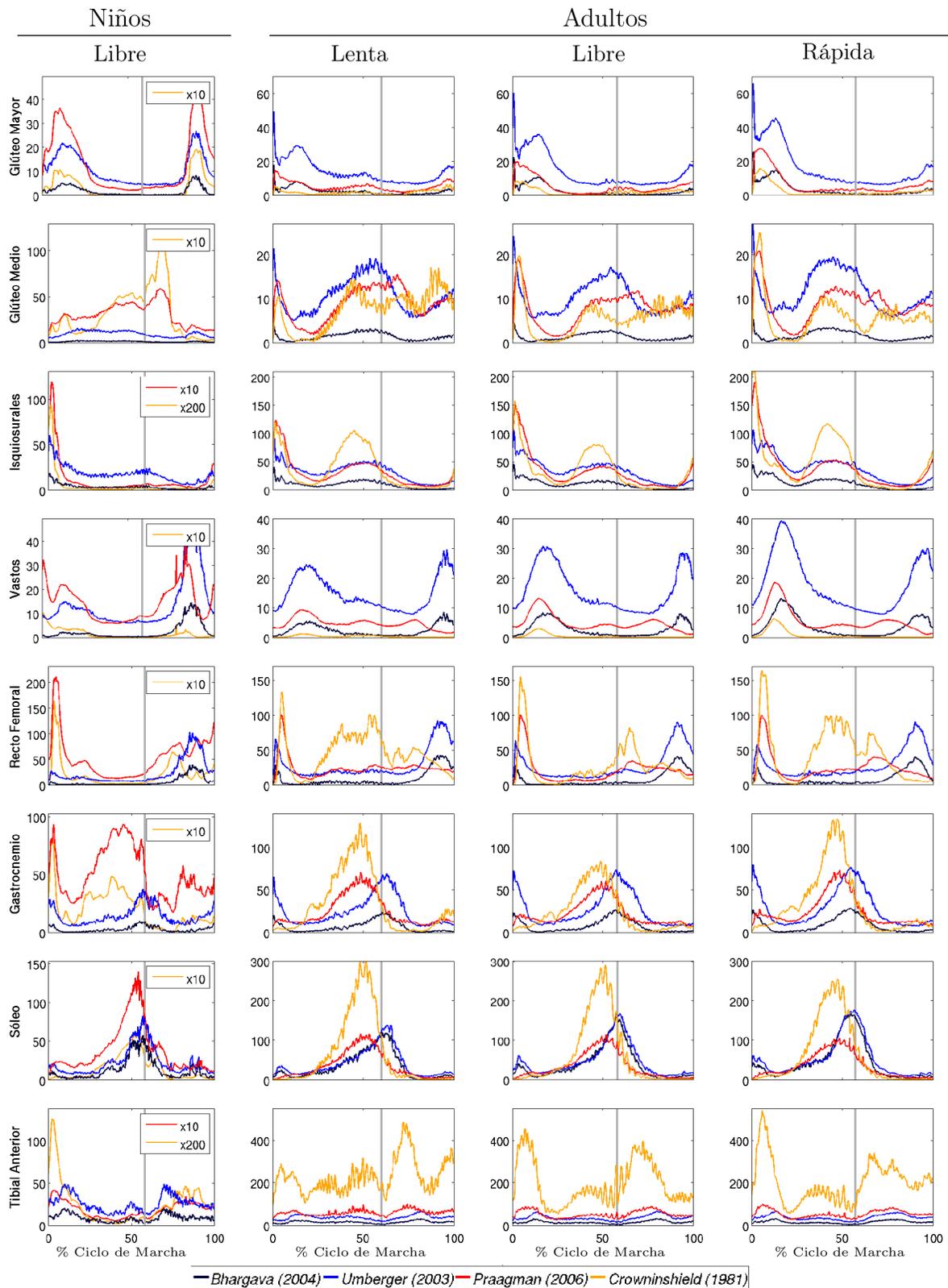


Figura 3-4: Comportamiento de la función objetivo de *Crowninshield y Brand* (CF_1), la función objetivo de *Praagman y col.* (CF_2), y ambos modelos fenomenológicos que representan el consumo energético muscular (*Bhargava y col.* y *Umberger y col.*). Las líneas representan la media de cada uno a lo largo del ciclo de la marcha para niños que caminan a una velocidad confortable (o libre) auto-seleccionada y adultos que caminan a tres velocidades auto-seleccionadas (lenta, libre o rápida).

Capítulo 4

Estimación de fuerzas musculares en la marcha mediante una simulación de la actividad electromiográfica y optimización numérica

El análisis clínico de la marcha brinda grandes contribuciones para la comprensión de los patrones de marcha. Sin embargo, una completa distribución de las fuerzas musculares durante todo el ciclo de la marcha continúa siendo un gran desafío en la actualidad para muchos investigadores. A menudo se utilizan dos métodos para lograr estimar las fuerzas musculares: técnicas de dinámica inversa con optimización estática y técnicas de control muscular computarizado el cual utiliza técnicas de dinámica directa para minimizar el seguimiento de las soluciones. El primer método frecuentemente presenta limitaciones debido a cambios en la dinámica del tejido muscular y a posibles artefactos en las señales registradas que dependen de alteraciones en la posición de los electrodos utilizados para el registro diario de señales electromiográficas (EMG). Sin embargo, en el análisis clínico de la marcha, la técnica de dinámica inversa es un procedimiento de cálculo fundamental, comúnmente usada para obtener las fuerzas de reacción y el momento neto en diversas articulaciones del cuerpo. Por este motivo, el objetivo de este capítulo fue desarrollar un modelo musculoesquelético genérico que pueda ser trasladado a un entorno clínico de manera rápida y eficaz. Así, el modelo musculoesquelético desarrollado del miembro inferior presenta una simulación de los datos EMG para hacer frente a las limitaciones comunes de estas técnicas.

Este modelo mostró un nuevo punto de vista de la dinámica inversa utilizados en el análisis clínico de la marcha, incluyendo la información de EMG, y presentó un rendimiento similar a otro modelo musculoesquelético, disponible en el software OpenSim, comúnmente utilizado en el área de investigación biomecánica. Por otro lado, se observó que el principal problema de estos métodos para lograr una correcta coordinación muscular está dado por la falta de registros de señales EMG completos para todos los músculos incluidos en el modelado. De esta manera el modelo musculoesquelético propuesto incluye una técnica que simula las envolventes de las señales de EMG de todos los músculos modelados presentando una buena correlación con las fuerzas musculares a lo largo de todo el ciclo de la marcha. Además, este método mostró grandes similitudes con los datos de las señales de EMG reales registradas cuando los sujetos realizan el movimiento.

4.1. Introducción

El análisis clínico de la marcha, mediante técnicas de dinámica inversa y datos electromiográficos (EMG), provee grandes contribuciones en el entendimiento de patologías de la marcha así como también provee medidas objetivas para un comprensivo plan de tratamiento [10, 77]. Sin embargo, encontrar la distribución completa de la dinámica de las fuerzas musculares en la marcha es todo un desafío para muchos investigadores [20, 32, 78]. Por otro lado, las medidas directas de las fuerzas musculares son difíciles de realizar en ambientes clínicos debido a que generalmente requieren técnicas invasivas. De esta manera, en la actualidad, se proponen modelos computacionales que representan el sistema locomotor humano para solucionar estas limitaciones [20]. Así, es posible desarrollar herramientas que ayuden a mejorar el análisis clínico de la marcha y el tratamiento de alteraciones de la misma, proporcionando estrategias más efectivas en el manejo terapéutico [27].

Un modelo musculoesquelético representa un conjunto numérico de los parámetros anatómicos para cuantificar su interacción. Por lo tanto, los músculos son descriptos como una línea entre las zonas de origen e inserción muscular, mientras que las articulaciones son representadas como centros de rotación fijos [28, 29]. Además, independientemente del método utilizado para resolver las ecuaciones que describen la dinámica del sistema musculoesquelético (técnicas de dinámica inversa o directa) las estimaciones de las fuerzas musculares utilizando modelos musculoesqueléticos generalmente requieren la solución de un problema de optimización [20]. En este punto, las técnicas de optimización estática han demostrado ser más útiles en los problemas relacionados con el de dinámica de la marcha porque son más eficientes computacionalmente que las técnicas de optimización dinámica, ya que no requieren de múltiples integraciones y proporcionan resultados similares [30].

Mientras que los métodos que combinan los datos del análisis de la marcha con técnicas de dinámica inversa y optimización estática aplicados para estimar las fuerzas musculares en las extremidades inferiores vienen siendo utilizados durante más de 30 años. Otro enfoque utiliza los datos del análisis de la marcha para estimar las fuerzas

musculares mediante técnicas de dinámica directa asistidas con seguimiento de datos. Sin embargo, esta última técnica ha demostrado ser computacionalmente costosa debido a las múltiples integraciones necesarias para lograr la cinemática óptima de las articulaciones [20].

En el modelo propuesto por *Thelen y col. (2003)* [64], se implementó una técnica efectiva de dinámica directa que minimiza el error de seguimiento de datos en la cinemática articular con un sistema de control de retroalimentación durante una actividad de ciclismo. Recientemente, este “control muscular computarizado” [52] fue utilizado para calcular los patrones de activación óptimos que generan los momentos netos articulares necesarios para reproducir la actividad observada [32].

Sin embargo, la baja precisión presentada por el análisis mediante dinámica inversa, y el alto costo computacional implicado en la dinámica directa han dirigido a muchos grupos de investigación a buscar estrategias alternativas para lograr estimar las fuerzas musculares en aplicaciones clínicas [20].

En este sentido encontramos que *Lloyd y Besier (2003)*, presentaron un modelo musculoesquelético de la rodilla guiado por señales de EMG para predecir los momentos netos articulares utilizando dinámica inversa, mostrando que este enfoque es una buena manera de estimar *en vivo* las fuerzas musculares durante diferentes actividades [79]. Por otro lado, *Amarantini y Martin (2004)* [80] incluyeron los datos de las señales de EMG para encontrar las fuerzas musculares en un modelo que utiliza técnicas de dinámica inversa con optimización estática; en particular en este trabajo se presentó el análisis dinámico durante una actividad de media sentadilla con un modelo 2D. Además, los autores expresan que este enfoque queda abierto para generar modelos musculoesqueléticos 3D “reales” que puedan ayudar en una evaluación clínica más completa incluyendo datos de señales de EMG adicionales [78]. Sin embargo, en este punto, estos métodos presentan limitaciones debido a posibles cambios en la dinámica del tejido muscular así como también debido a posibles artefactos de las señales registradas, pero su principal limitación es el número limitado de músculos que podrían registrarse a través de las técnicas de EMG de superficie en los entornos clínicos y con los protocolos existentes. Por otra parte, el tejido subyacente a los electrodos de registro de EMG muestran un

efecto de filtro sobre los potenciales de acción muscular. También, las variaciones diarias en la posición de los electrodos de registro de EMG, la preparación de la piel donde se realiza el registro, la temperatura ambiente y la impedancia eléctrica podrían afectar a los datos de estas señales [81].

Por todo esto, el objetivo de este capítulo es proponer un nuevo modelo musculoesquelético genérico de la extremidad inferior que representa un nuevo punto de vista de la técnica de dinámica inversa comúnmente utilizada en el análisis clínico de la marcha incluyendo una simulación de las envolventes de las señales de EMG. Así, se propone una completa representación de la información de la señal de EMG para todos los músculos modelados a través de la combinación lineal de diferentes campanas de Gauss, las cuales modelan las envolventes de las señales EMG. Además, como el objetivo en muchos tratamientos clínicos es estimar las fuerzas musculares en pacientes, como los pacientes con parálisis cerebral, para escalar los parámetros morfológicos del modelo musculoesquelético propuesto se utilizó un conjunto de datos antropométricos estándar (registrados en clínica) y así el ajuste de los parámetros del segmento corporal se basó en una regresión no-lineal para la simulación de cada sujeto. Entonces, debido a que la mayoría de los pacientes tratados en los laboratorios clínicos de la marcha son los niños con parálisis cerebral, se evaluó el desempeño del modelo propuesto en un grupo de niños contrastándolo con los datos reales de las señales de EMG registradas durante la actividad; y también con otro modelo musculoesquelético genérico (incluido en el software OpenSim) ampliamente utilizado en investigación, el cual utiliza técnicas de dinámica directa asistidas con seguimiento de datos para estimar las fuerzas musculares.

4.2. Método

4.2.1. Participantes y procedimientos

En el análisis propuesto en este capítulo se incluyó un grupo de niños, los cuales fueron descritos en la Tabla 2.2 de la sección 2.4.1 del capítulo 2. De esta manera, el estudio incluyó un grupo de cinco sujetos sanos que fueron examinados por el equipo del

“Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de rehabilitación Neurológica FLENI (Escobar, Argentina) presentando patrones normales de la marcha, 7 – 11 años de edad, 1,24 – 1,67 *m* de altura y 22 – 53 *Kg* de masa.

Luego de los registros del análisis clínico de la marcha de cada sujeto, todos los datos fueron importados en el software MatLab[®] (MathWorks, Estados Unidos). Las trayectorias de todos los marcadores fueron filtradas mediante un filtro pasa-bajos de tipo Butterworth de orden 2 y frecuencia de corte de 10 *Hz*. Además, el modelo multi-segmento utilizado en este capítulo se basó en un simple método de escalado mediante el ajuste de los parámetros utilizando datos antropométricos específicos del sujeto en estudio. Así, la altura, el peso, la longitud de la pierna, el ancho de rodilla y la distancia entre las espinas ilíacas anteriores superiores de cada participante fueron registrados por un fisioterapeuta experto. Por otro lado, para comparar el desempeño del modelo que se propone en este capítulo se utilizó un modelo musculoesquelético genérico (3DGaitModel2392, disponible en OpenSim) con 23 grados de libertad (DoF, *degree of freedom*), 3 DoF para representar la articulación de la cadera, 1 DoF para la articulación de la rodilla y 1DoF para el tobillo [34].

4.2.2. Algoritmo para la estimación de la dinámica de las fuerzas musculares

El modelo musculoesquelético de la extremidad inferior propone un enfoque que simula los datos de las señales de EMG para todos los músculos modelados (*EMGsim* de aquí en adelante). El modelo utiliza técnicas de dinámica inversa con optimización estática para estimar las fuerzas musculares a lo largo de todo el ciclo de la marcha, y el algoritmo propuesto consta de seis etapas como se ve en la Figura 4-1.

4.2.2.1. Dinámica inversa

Para encontrar los momentos netos articulares de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo que se desarrollan a lo largo del ciclo de la marcha, se propuso un enfoque tradicional de dinámica inversa de Newton-Euler [13,19]. Los principales factores

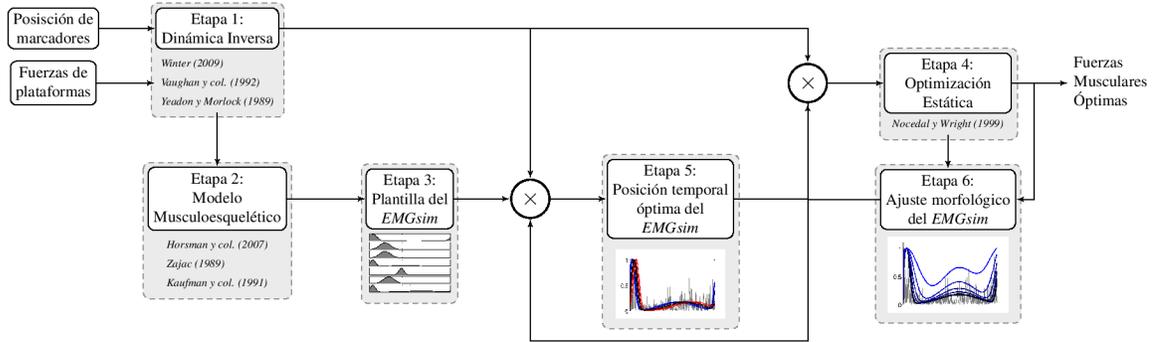


Figura 4-1: Algoritmo para la estimación de las fuerzas musculares dinámicas. Etapa 1, un conjunto de momentos netos articulares son calculados a partir de los datos de la cinemática articular y la fuerza de reacción del suelo. Etapa 2, se genera un modelo musculoesquelético tridimensional de los miembros inferiores. Este modelo representa el comportamiento de los principales músculos del miembro inferior. En la Etapa 3 los primeros datos de EMG son estimados, así se generan un conjunto de funciones Gaussianas para encontrar la óptima posición temporal del *EMGsim* (Etapa 5). Etapa 4, modelo de optimización estática. Las Etapas 5 y 6 son un proceso iterativo donde los *EMGsim* son estimados, con el objetivo de lograr la mejor aproximación de los momentos netos articulares encontrados en el Paso 1.

que contribuyen a las incertidumbres en las soluciones obtenidas mediante dinámica inversa son los modelos utilizados para la estimación de los parámetros de cada segmento corporal, debido a cómo influyen en los momentos netos articulares y a lo sensibles que son estos resultados a estas estimaciones [82]. Es por esto, que se utilizó un enfoque de regresión no-lineal para estimar los momentos de inercia de cada segmento a partir de las medidas antropométricas de cada sujeto; de esta manera se obtiene una mejor estimación de los parámetros inerciales cuando las medidas antropométricas están fuera del rango de los predictores utilizados en la regresión [83].

4.2.2.2. Modelo Musculoesquelético

En esta sección, se propuso un modelo musculoesquelético de las extremidades inferiores. El modelo estuvo compuesto por nueve segmentos (1 pelvis, 2 fémures, 2 rótulas, 2 tibias-peroné y 2 pies), treinta y seis elementos musculares que representarían veinticuatro músculos individuales y diecisiete DoF (3DoF en cada articulación de la cadera y pelvis, 1 DoF en cada rodilla y 3 DoF en cada tobillo). De igual manera que cualquier otro modelo, este representó una simplificación del sistema del aparato locomotor hu-

Tabla 4.1: Parámetros morfológicos musculoesqueléticos (*Horsman y col. (2007)*).

Músculo	$PCSA$ (cm^2)	Masa (g)	n^o de elementos
Aductor Largo	21.23	237.83	3
Bíceps Femoral	19.50	179.50	1
Glúteo Medio	49.35	219.75	3
Glúteo Mayor	36.10	494.50	2
Iliopsoas	16.25	137.75	1
Recto Femoral	28.90	239.00	1
Semimembranoso	15.75	183.00	1
Vasto Medial	19.97	166.67	1
Vasto Lateral	34.85	308.00	1
Gastrocnemio	33.90	211.00	2
Sóleo	90.10	238.50	1
Tibial Anterior	26.60	129.00	1

mano completo. Por lo tanto, se incluyeron dos criterios para seleccionar los músculos a modelar:

- Los músculos con mayores áreas de sección fisiológica transversal ($PCSA$, *physiological cross-section area*), debido a la relación que tiene este parámetro con la fuerza isométrica que puede desarrollar el músculo.
- Los músculos con mayores masas, debido a la relación que tiene parámetro con la energía consumida por el músculo.

Bajo estos criterios, los músculos modelados están representados en la Tabla 4.1. Se utilizaron referencias cadavéricas para encontrar la posición de las zonas de origen y de inserción muscular [84] y sistemas de referencias integrados y vinculados al movimiento de cada segmento óseo para representar el movimiento del miembro inferior completo. Para representar las variaciones temporales de las fuerzas musculares vectoriales, se supuso que las fuerzas musculares se transmiten a lo largo de una línea recta que une los puntos de origen y la inserción muscular [28]. Para músculos como el recto femoral, vasto medial y vasto lateral, un modelado de línea recta entre el origen e inserción anatómico no es adecuada porque la rótula actúa como una importante palanca en la articulación de la rodilla. En este caso, la dirección de la acción en las inserciones de estos músculos se redefinieron como la suma entre un vector fijo en el eje longitudinal de la tibia y otro

fijo en el eje longitudinal del fémur [85]. De forma matemática, la dirección de acción real de estos músculos fue calculada como se ve en la ecuación 4.1 [86].

$$\vec{r}^{\prime}_{rótula} = \frac{\vec{r}^{\prime}_{tibia} + \vec{r}^{\prime}_{femur}}{|\vec{r}^{\prime}_{tibia} + \vec{r}^{\prime}_{femur}|} \quad (4.1)$$

Modelado del tejido muscular. La unidad músculo-tendón puede ser descripta como un modelo de parámetros concentrados [26]. El elemento contráctil fue modelado utilizando el modelo de Hill con las funciones genéricas de fuerza-longitud $f_l(l_m)$ y fuerza-velocidad $f_v(l_m)$ y el elemento pasivo en paralelo fue representado mediante la relación fuerza-longitud $f_p(l_m)$ [25]. En general, la ecuación que describe la fuerza muscular desarrollada por una unidad músculo-tendón está dada por 4.2.

$$F_i^{\text{Máx.}} = PCSA_i \sigma_{\text{máx.}} [f_l(l_{m_i}) f_v(v_{m_i}) a_i(t) + f_p(l_{m_i})] \cos(\phi_i(t)), \quad (4.2)$$

donde $PCSA$ es el áreas de sección fisiológica transversal, $\sigma_{\text{máx.}}$ es la máxima tensión de una fibra muscular [84], $a(t)$ es la función que representa la variación temporal de la activación muscular y $\phi(t)$ es el ángulo de penación [79]. Como la marcha es un movimiento que se desarrolla en las cercanías de la velocidad de acortamiento muscular óptima, en este modelo se asumió que $f_v(l_m) = 1$ [84]. Para representar la función fuerza-longitud muscular, se utilizó la ecuación 4.3:

$$f_l(l_m) = 1 - \left| \left(1 - \frac{l_m}{l_m^0} \right) \right|, \quad (4.3)$$

$$l_m^0 = \text{mediam}(l_m).$$

Se utilizó la siguiente ecuación de recurrencia (4.4) para modelar la excitación mus-

cular a partir de los datos de EMG rectificadas y filtradas [79]:

$$\begin{aligned}
u(t) &= \alpha e(t - \tau_{act}) - \beta_1 u(t - 1) - \beta_2 u(t - 2), \\
\alpha - \beta_1 - \beta_2 &= 1, \\
\beta_1 &= \gamma_1 + \gamma_2, \\
\beta_2 &= \gamma_1 \cdot \gamma_2, \\
|\gamma_1| &< 1, \\
|\gamma_2| &< 1.
\end{aligned} \tag{4.4}$$

Finalmente, para cuantificar la relación no-lineal que existe entre la excitación neural $u(t)$ y la variación temporal de la actividad muscular $a(t)$ se incluyó la ecuación 4.5 [87].

$$a(t) = \frac{e^{Au(t)} - 1}{e^A - 1}, \quad -3 < A < 0, \tag{4.5}$$

donde $\tau_{act} = 40 \text{ ms}$, $\gamma_1 = \gamma_2 = -0,5$ y $A = -0,1$ [25].

4.2.2.3. Simulado de la envolvente de la señal de EMG: *EMGsim*

Se utilizaron funciones Gaussianas (ecuación 4.6) para simular las envolventes que representan los datos de las señales de EMG. Las razones de esta elección fueron: (1) estas funciones presentan una buena correlación con la morfología teórica de las señales de EMG suavizadas que se muestra en la literatura [13]; (2) con sólo 2 parámetros (μ and σ) y el uso de una combinación lineal de estas funciones se obtiene una buena estimación de los patrones de EMG (ver Figura 4-2) [81]:

$$f(t) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}} \tag{4.6}$$

El parámetro μ representa el tiempo medio del área teórica para cada función de Gauss y σ es la sexta parte de la longitud temporal del área teórica. Esta información teórica [13], como el tiempo donde los músculos alcanzan sus activaciones máximas y el número de tales activaciones máximas presentes en un registro de EMG durante el ciclo de la marcha, fue utilizada para generar una plantilla completa de las señales de todos

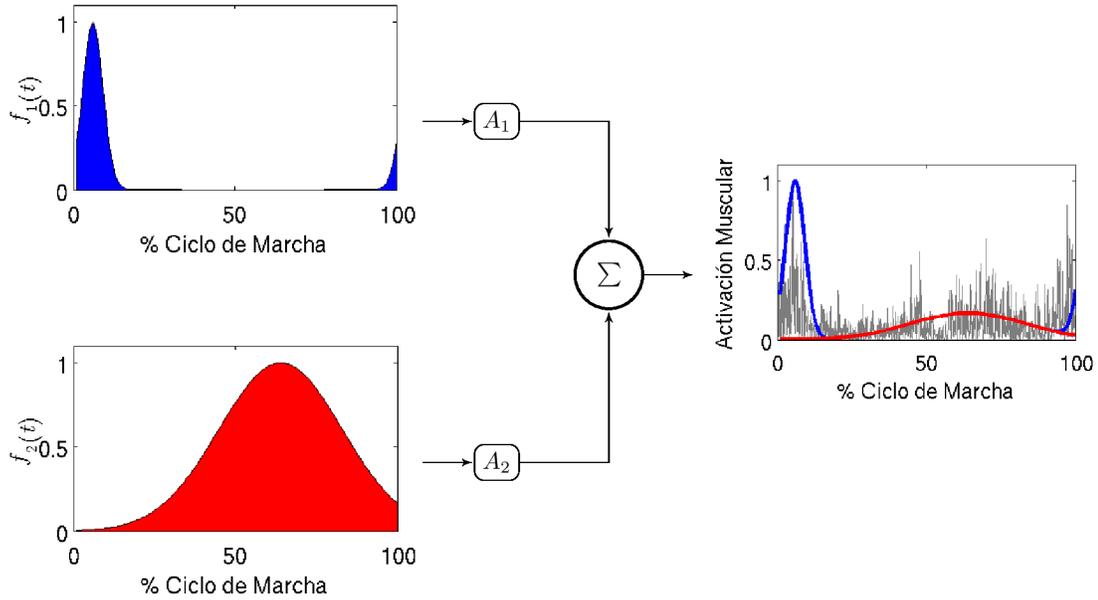


Figura 4-2: Ejemplo de la combinación lineal de las funciones Gaussianas para generar el *EMGsim* del tibial anterior. A_1 y A_2 son los coeficientes de peso de la combinación lineal, entonces $EMGsim = A_1f_1(t) + A_2f_2(t)$.

los músculos modelados (Figura 4-3). De esta manera, algunos músculos como el bíceps femoral, glúteo medio, glúteo mayor, iliopsoas, semimembranoso, vasto lateral, vasto interno, sóleo y gastrocnemio sólo presentan un pico de activación y fueron modelados con sólo una función de Gauss; mientras que las señales de EMG para los demás músculos fueron modelados mediante dos funciones gaussianas ya que presentan dos áreas de activación muscular. Todas las señales de *EMGsim* se normalizaron con respecto a su máximo, con el objetivo de representar la activación muscular teórica en un intervalo de 0 a 1. La descripción completa de la simulación de las señales de EMG serán presentadas a continuación en las secciones 4.2.2.5 y 4.2.2.6 (Etapas 5 y 6 del algoritmo respectivamente).

4.2.2.4. Optimización estática

En este punto definimos el concepto de fuerza muscular dinámica como la fuerza desarrollada por un músculo individual a lo largo del ciclo de la marcha. Así, se utilizó un problema matemático no-lineal para calcular las fuerzas musculares individuales en

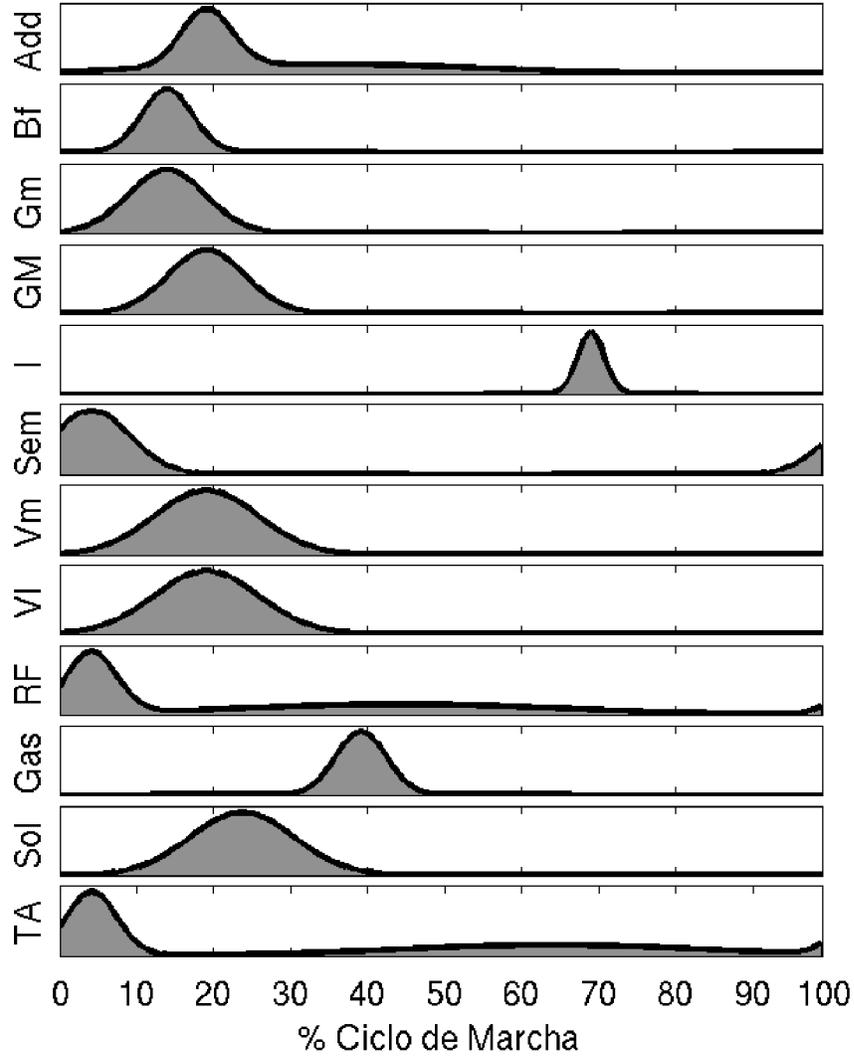


Figura 4-3: Plantilla de los *EMGsim* para el Aductor Largo (Add), Bicep Femoral (Bf), Glúteo Medio (Gm), Glúteo Mayor (GM), Iliopsoas (I), Recto Femoral (RF), Semi-membranoso (Sem), Vasto Medial (Vm), Vasto Lateral (VI), Gastrocnemio (Gas), Sóleo (Sol) y Tibial Anterior (TA). Todos los músculos modelados fueron normalizados con respecto a su pico máximo, representando a la activación muscular teórica en un rango entre 0 – 1.

cada instante de tiempo de manera independiente como se ve en la ecuación 4.7.

$$\begin{aligned}
 & \text{Min}_f G \left(f_i^{(m)} \right) \\
 & \text{sujeto a} \\
 & \sum_{i=1}^{12} f_i^{(m)} (\vec{r}_i \times \vec{\tau}_i)_k = \vec{M}_k, \quad k = 1, 2, 3, \\
 & 0 \leq f_i^{(m)} \leq F_i^{\text{Máx.}}, \quad i = 1, 2, \dots, 12.
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

donde $G(f_i^{(m)})$ representa la función objetivo, \vec{M}_k los momentos netos articulares (obtenidos en la Etapa 1, sección 4.2.2.1), $f_i^{(m)}$ es la norma de la fuerza vectorial del i -ésimo músculo, $(\vec{r} \times \vec{r})$ la variación temporal de momento muscular [28] y $F_i^{\text{Máx.}}$ la máxima fuerza que un músculo puede desarrollar (ecuación 4.2).

Función Objetivo. El problema para estimar las fuerzas musculares dinámicas se resuelve para cada instante de tiempo minimizando una función objetivo sujeto a ciertas restricciones. En la literatura se han utilizado una variedad de criterios de optimización para resolver este problema. Algunos de los criterios han sido seleccionados de manera arbitraria, mientras que otros se han basado en razones fisiológicas [53]. Entre estos últimos aparecen versiones que buscan minimizar la fatiga muscular, las tensiones musculares y el consumo de energía metabólica muscular.

De esta manera, la función objetivo utilizada en este modelo (ecuación 4.8), como se vio y estudió en el capítulo 3, representa los dos procesos de consumo de energía mas importantes en el tejido muscular, el desprendimiento de puentes cruzados y la re-entrada mediante bombas de calcio [57]:

$$\dot{E}_{m_i} = l_{m_i} f_{m_i} + m_i c_1 \left(\frac{f_{m_i}}{PCSA_i \sigma_{max} f_l(l_{m_i})} + c_2 \left(\frac{f_{m_i}}{PCSA_i \sigma_{max} f_l(l_{m_i})} \right)^2 \right), \quad (4.8)$$

donde $c_1 = 100(m/s)^2$, $c_2 = 4$, $\sigma_{max} = 27Ncm^2$ [84], m es la masa muscular y $f_l(l_{m_i})$ es la relación fuerza-longitud muscular.

4.2.2.5. Variación temporal de *EMGsim*

La marcha humana implica movimientos complejos que requieren una correcta sincronización de todos los músculos de los miembros inferiores [13]. En tareas complejas, donde varios músculos están activos, la entrada neural a diferentes músculos no es independiente unos de otros. Por ejemplo, se ha observado en músculos sinérgicos que existe un patrón común de oscilación de descarga en sus unidades motoras, lo que indica una entrada común a estos músculos. Estos resultados sugieren que el control motor llevado a cabo por el sistema nervioso central puede estar organizado en un número relativamente

pequeño de señales que actúan sobre los módulos motores, activados por las neuronas de la vía descendente y combinadas para producir una amplia gama de movimientos [81]. A pesar de esto y con el objetivo de lograr un mejor rendimiento computacional en este modelo musculoesquelético, se asumió que existe una independencia entre los diferentes patrones de activación muscular. Es decir que para encontrar la posición temporal de cada función de Gauss, se asumió que cada *EMGsim* era independiente. Este enfoque propuesto para lograr la posición temporal óptima de cada función gaussiana (que representa el *EMGsim*) se basó en la solución del problema de optimización estática (Etapa 4, sección 4.2.2.4) para diferentes posiciones temporales en el ciclo de la marcha. En cada iteración, se encontró una nueva estimación de los momentos netos articulares mediante las estimaciones de las fuerzas musculares dinámicas ($f_i^{(m)}$) y la variación temporal de los momentos musculares ($(\vec{r}_i \times \vec{\tau}_i)$) como se observa en la ecuación 4.9:

$$\tilde{M} = \sum_{i=1}^{12} f_i^{(m)} (\vec{r}_i \times \vec{\tau}_i). \quad (4.9)$$

Así se inicia con las funciones de Gauss que representan todas los *EMGsim* en las posiciones temporales, reportadas en la literatura [13], que muestran sus áreas de activación más importantes. Luego, a cada *EMGsim* se le dio algunos DoF para variar su posición temporal, cambiando el parámetro μ de cada función gaussiana. En este sentido, este parámetro pudo moverse equidistantemente en cinco pasos de tiempo de 10 % alrededor de su posición inicial (ver Figura 4-4A). Entonces, la posición temporal óptima se logró cuando el error (Ecuación 4.10) entre los momentos netos (M_k , obtenidos por la dinámica inversa, sección 4.2.2.1) y momentos netos recalculados (Ecuación 4.9) es mínimo:

$$e_t = \sum_{j=1}^R \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (M_{k_{ij}} - \tilde{M}_{k_{ij}})^2}, \quad (4.10)$$

donde R es el número de DoF y N es el número de datos temporales. Se asumió que mientras que un músculo altera su posición temporal, los demás músculos permanecen inmóviles en sus posiciones teóricas. Una vez que este proceso es repetido para todos los músculos modelados, se encuentra la posición temporal óptima para cada uno de los

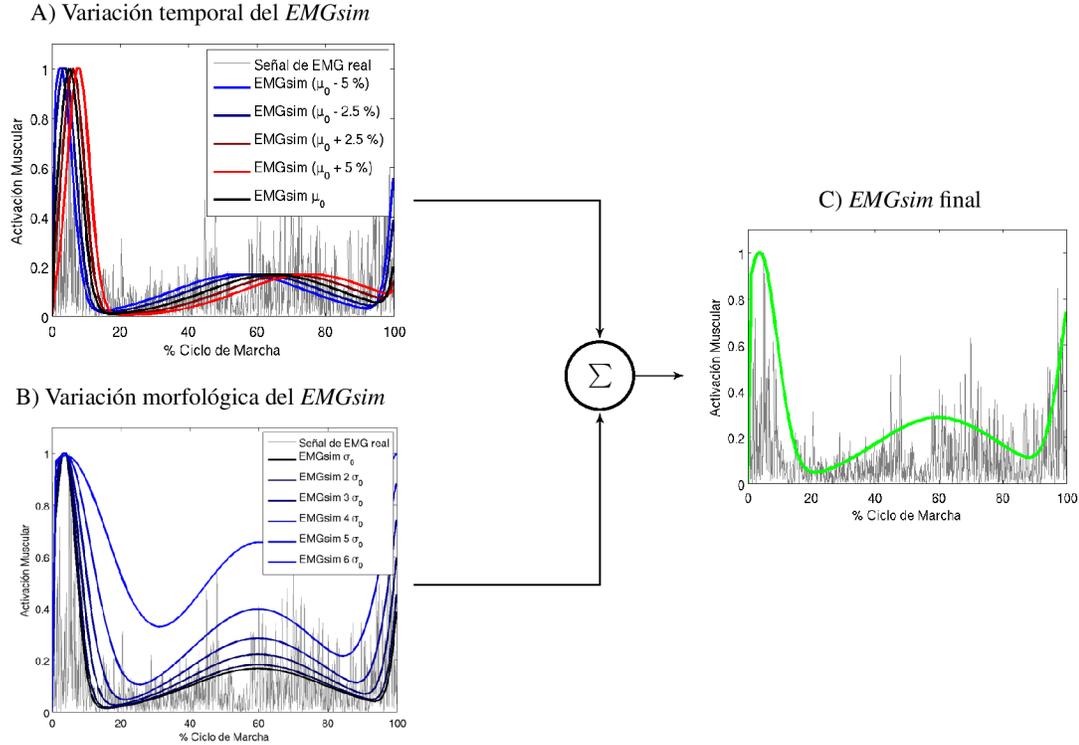


Figura 4-4: Ejemplo de la envolvente simulada de la señal de EMG (*EMGsim*) del tibial anterior. (A) Variación temporal del *EMGsim* (Etapa 5, sección 4.2.2.5). (B) Seis de 24 pasos de las variaciones morfológicas del *EMGsim* (Etapa 6, sección 4.2.2.6). (C) *EMGsim* óptimo, encontrado al finalizar el algoritmo.

EMGsim. Además, se utilizó un “cluster” de computadoras (48 PCs Intel Pentium 4-3 GHz y 2 GB de memoria RAM) para evaluar la hipótesis propuesta de independencia temporal de los *EMGsim*.

4.2.2.6. Variación morfológica del *EMGsim*

Una vez que los *EMGsim* fueron posicionados temporalmente, es necesario ajustar las funciones de Gauss para lograr las condiciones morfológicas óptimas. Entonces, cuando σ es la sexta parte de la longitud temporal del área teórica (condición de la Etapa 5, ver sección 4.2.2.5, y condición inicial de esta Etapa 6) en el problema de optimización estática (Etapa 4, sección 4.2.2.4) las estimaciones del momento neto articular mediante la ecuación 4.9 produce soluciones sub-óptimas. Este problema surge debido a que los límites superiores de las condiciones de frontera indicadas en la ecuación 4.7 son muy rígidos y entonces las soluciones óptimas derivadas del algoritmo SQP son $f_i^{(m)} = F_i^{M\acute{a}x}$.

y $\tilde{M} < M_k$. La rigidez de los límites superiores de las condiciones de contorno se debe a que *EMGsim* desempeña un importante rol en la modulación de las posibles amplitudes máximas de cada una de las fuerzas musculares a través $a(t)$, ver ecuación 4.2. Por lo tanto, se ajustaron mediante el parámetro σ las funciones gaussianas para encontrar la condición morfológica óptima de cada *EMGsim*. Así, σ se incrementó un 12,5% de su condición inicial en cada iteración para relajar el límite superior de las condiciones de frontera (ver Figura 4-4B). Este proceso iterativo continúa hasta que los momentos netos articulares recalculados utilizando las fuerzas musculares dinámicas (estimados en la Etapa 4, sección 4.2.2.4) son similares a los momentos netos articulares (encontrados en la Etapa 1, sección 4.2.2.1). Por último, se utilizaron dos métodos para determinar el fin del proceso iterativo de ajuste morfológico de los *EMGsim*: una realimentación visual y otra realimentación numérica del error 4.11.

$$e_{articular} = \sum_{j=1}^R \left\| \left(M_{k_j} - \tilde{M}_j \right) \right\|_{\infty}, \quad (4.11)$$

donde R son los DoF, M_k son los momentos netos articulares obtenidos en la Etapa 1 y \tilde{M} son los momentos netos articulares recalculados luego la Etapa 4.

4.3. Resultados

En la sección 4.2.2.5 (Etapa 5 del algoritmo) se asumió una independencia temporal entre las señales de *EMGsim*. De esta manera, en la Tabla 4.2 se presenta la media y desvío estándar (SD, *Standard Deviation*) del mínimo error (ecuación 4.10) entre la propuesta de independencia temporal de los *EMGsim* y la no independencia temporal de los *EMGsim* estudiada mediante el uso de un “cluster” de computadoras debido al alto costo computacional de esta última propuesta. La comparación entre ambos enfoques no muestra significativas diferencias estadísticas, de esta manera se optó por la independencia temporal de las señales de *EMGsim* como parte del modelo propuesto en este capítulo (Etapas 3 y 5 del algoritmo, ver secciones 4.2.2.3 y 4.2.2.5).

Tanto los momentos netos articulares de sujetos normales predichos por el modelo

Tabla 4.2: Análisis del comportamiento temporal de *EMGsim* mediante una prueba *t* de Student ($p < 5\%$).

	<i>EMGsim</i> con dependencia temporal	<i>EMGsim</i> sin dependencia temporal	<i>p</i> -value
Error cadera (<i>Nm</i>)	4.8979 ± 2.5662	6.8470 ± 3.1088	0.1930
Error rodilla (<i>Nm</i>)	0.0792 ± 0.0506	0.0792 ± 0.0506	0.9999
Error tobillo (<i>Nm</i>)	5.8010 ± 5.5316	7.0478 ± 7.0318	0.6994

Nota: Error de la Etapa 5 bajo el enfoque de independencia temporal de los *EMGsim* y con dependencia temporal de los *EMGsim* expresados como la media \pm SD.

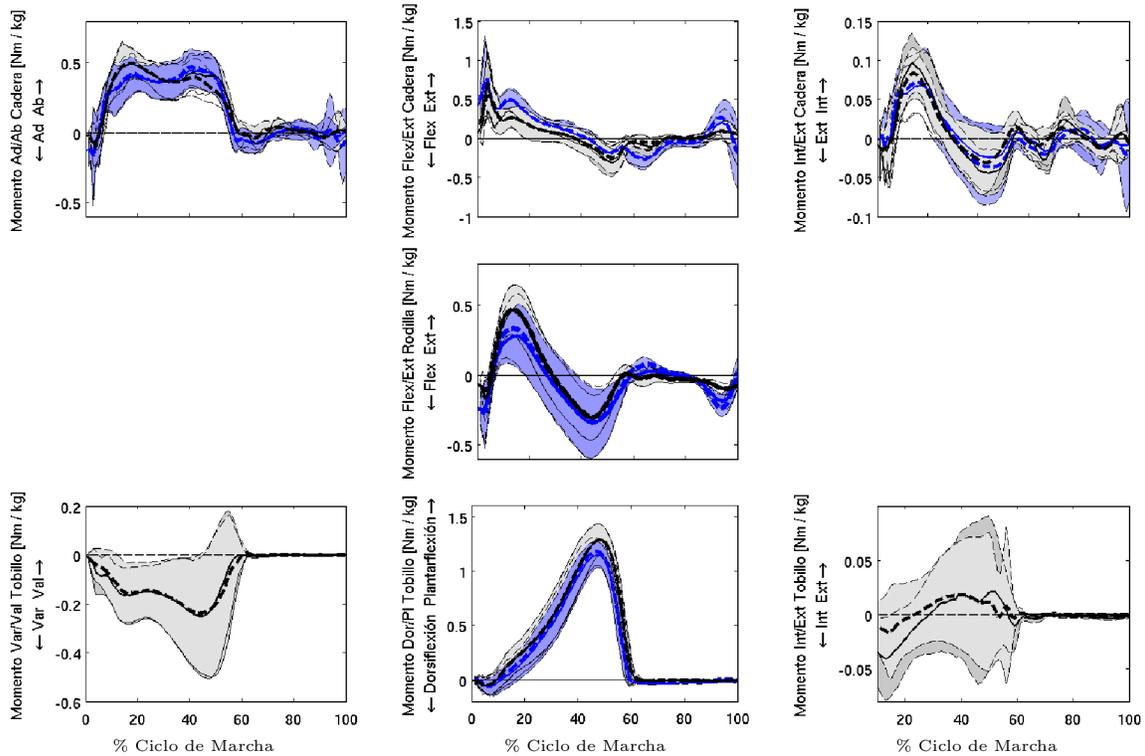


Figura 4-5: Media y desvío estándar de los momentos netos articulares de la cadera, rodilla y tobillo para el modelo propuesto en este capítulo (negro) y el modelo de OpenSim (azul). Las líneas llenas representan los resultados de la dinámica inversa y las líneas de trazo representan los resultados de la optimización estática de ambos modelos.

musculo-esquelético desarrollado en este capítulo como el modelo musculo-esquelético de OpenSim [34] muestran sus valores dentro de los indicados en la literatura [13]. Así en la Figura 4-5 se representan los momentos netos articulares de todos los DoF de ambos modelos.

Se observa que las principales diferencias entre las predicciones de la dinámica inversa

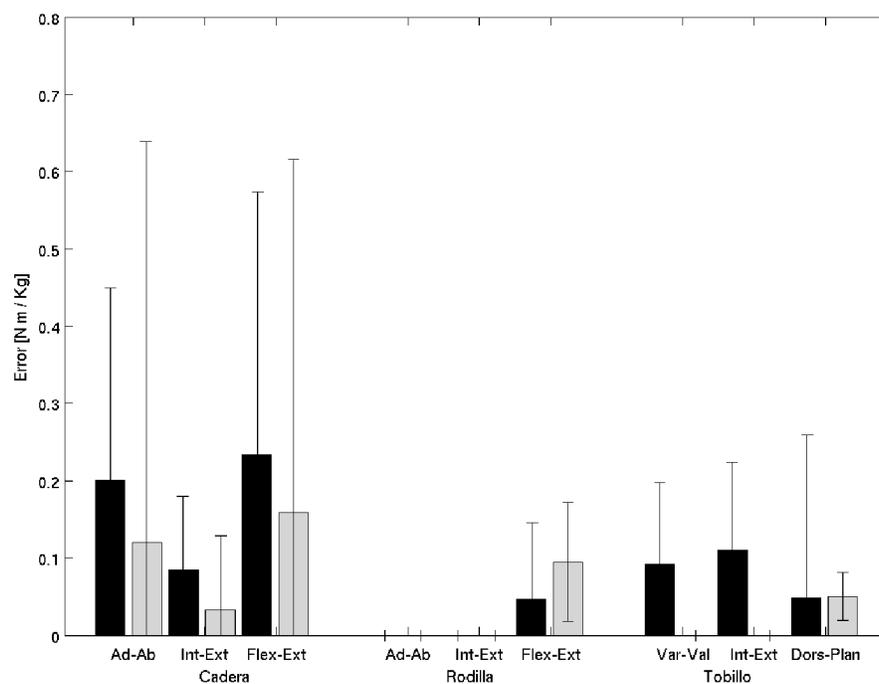


Figura 4-6: La norma infinito de la diferencia entre los momentos netos articulares encontrados mediante dinámica inversa y optimización estática. Las barras representan los intervalos de confianza del 95 % para cada grado de libertad del modelo de OpenSim (gris) y el modelo propuesto en este capítulo (negro).

de ambos modelos musculoesqueléticos están presentes durante la fase de balanceo dado que el modelo escalado de OpenSim es un modelo desarrollado para adultos, mientras que el que se presenta en este capítulo es un modelo que utiliza una regresión no-lineal para el escalado de los parámetros antropométricos (ver sección 4.2.2.1).

Mediante el problema de optimización estática se encuentran las fuerzas musculares dinámicas que mejor representan los momentos netos articulares; es por esto que en la Figura 4-6 se presentan las diferencias (evaluadas mediante la ecuación 4.11) observadas en cada DoF modelado entre las predicciones de los momentos netos articulares encontradas mediante dinámica inversa y reconstruidas con los resultados de la optimización estática de ambos modelos musculoesqueléticos.

En la Figura 4-7 se presentan los valores medios y SD de las fuerzas musculares dinámicas estimadas mediante ambos modelos (el presentado en este capítulo y el de OpenSim) a lo largo del ciclo de marcha para cada uno de los músculos modelados.

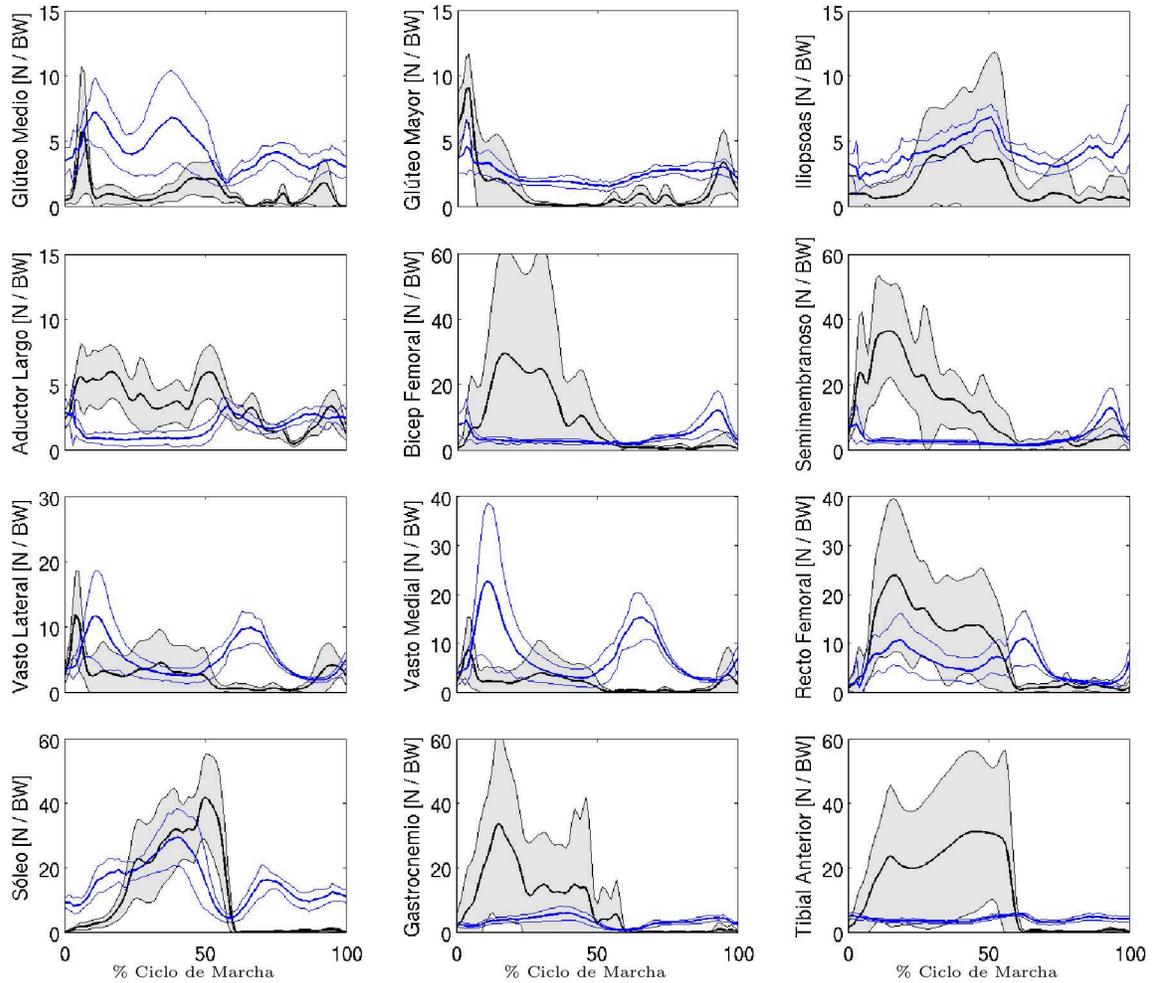


Figura 4-7: Media y desvío estándar de las fuerzas musculares de sujetos sin patologías motrices a lo largo de todo el ciclo de marcha normalizadas con respecto al peso corporal (BW, *bodyweight*), utilizando OpenSim (azul) y el modelo propuesto en este capítulo (negro).

Ambos modelos musculoesqueléticos presentan similares comportamientos en las predicciones de las fuerzas musculares. En particular, ambos modelos muestran los picos de las fuerzas musculares alrededor de las mismas áreas del ciclo de la marcha y los valores encontrados de las fuerzas musculares son de órdenes equivalentes.

Se observa que las diferencias más importantes entre las estimaciones de ambos modelos se dan en los músculos bicep femoral, semimembranoso y recto femoral en la fase de apoyo. Estas diferencias pueden ser atribuidas a un aumento de algunas fuerzas musculares, que por sus comportamientos antagonistas resultan en un aumento de los

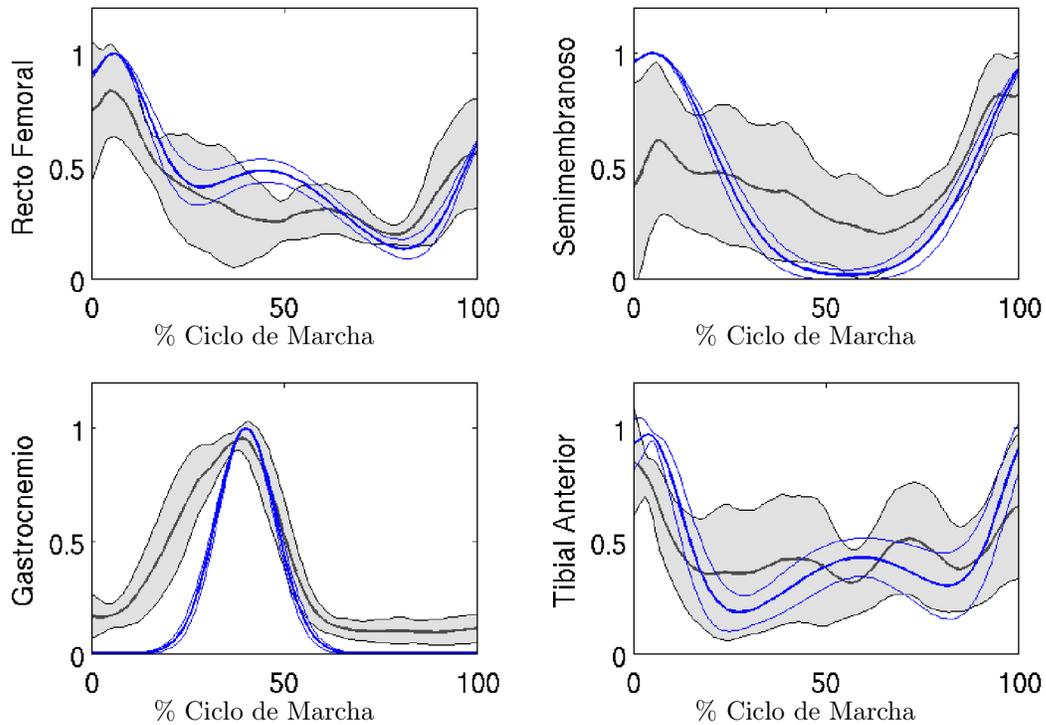


Figura 4-8: Media y desvío estándar de la envolvente de las señales de EMG reales (gris) y su *EMGsim* (azul).

demás músculos. Asimismo, se encuentran diferencias en los músculos tibial anterior y gastrocnemio, sin embargo estas diferencias se deben muy probablemente a que el modelo propuesto en este capítulo tiene tres DoF en la articulación del tobillo y estos dos músculos no sólo juegan un importante rol en la flexión-extensión del tobillo, sino también en la rotación interna-externa de esta articulación [?]. Además observamos que el músculo sóleo provee un movimiento de flexión-extensión de la articulación del tobillo, en concordancia con el comportamiento del modelo 3DGaitModel2392 de OpenSim.

Finalmente, se compararon las señales de *EMGsim* (en su configuración y posición final, cuando el algoritmo encuentra las fuerzas óptimas) con las señales de EMG reales que se registraron en el análisis clínico de la marcha de cada sujeto incluido en este estudio, como se muestra en la Figura 4-8. Observamos que el comportamiento del *EMGsim* modelado bajo el enfoque propuesto en este capítulo concuerda de buena manera con las señales de EMG reales, presentando similares zonas de activación muscular.

4.4. Discusión

La dinámica inversa con optimización estática y el control muscular computarizado que utiliza dinámica directa para minimizar el error de seguimiento de marcadores [64], son dos técnicas comúnmente utilizadas para estimar fuerzas musculares. Sin embargo, la utilización de modelos cinemáticos inadecuados para representar el movimiento de interés e imprecisiones de los datos experimentales han sido identificados como las principales debilidades de estas metodologías [20]. La técnica de dinámica inversa con optimización estática presenta limitaciones debido a los cambios en la dinámica de los tejidos musculares y a posibles artefactos de las señales de EMG que dependen de la variación diaria de la posición de los electrodos de registro, la preparación de la piel, la temperatura ambiente, la impedancia eléctrica y del número de músculos posible de registrar su señal EMG con los protocolos existentes y en el ámbito clínico. Sin embargo, en el análisis clínico de la marcha, el método de dinámica inversa es un procedimiento de cálculo fundamental y comúnmente utilizado para predecir las fuerzas y momentos de reacción en varias articulaciones del cuerpo [13, 18]

De esta manera, el objetivo de este capítulo fue desarrollar un modelo musculoesquelético genérico que sea capaz de ser aplicado en un ambiente clínico. Entonces para eludir estas limitaciones, el modelo propuesto presenta un algoritmo que simula la envolvente de las señales de EMG. Así se presenta una completa representación de las señales de EMG de todos los músculos modelados, simulando la envolvente de las señales de EMG mediante la combinación lineal de diferentes campanas de Gauss (*EMGsim*). El uso de dinámica inversa con optimización estática y *EMGsim* permite estimar las fuerzas musculares que se producen durante el ciclo de la marcha; sin embargo, existen limitaciones en este método propuesto. En este sentido, para predecir las fuerzas musculares es necesario minimizar alguna función objetivo. Especialmente, para actividades sub-máximas, se asume frecuentemente que los movimientos son realizados minimizando el consumo de energía [53]; sin embargo, solo unas pocas funciones de costo están asociadas con los consumos energéticos fisiológicos, como ser el consumo energético muscular o la fatiga, y estas relaciones no están comprobadas. Es por esto, que en el modelo propuesto en

este capítulo se utilizó una función objetivo como criterio de optimización que mostró tener una buena correlación con el consumo energético muscular (ver capítulo 3), lo que lleva a predicciones más realistas de la actividad muscular y presenta una validación del consumo de energía muscular “en vivo” [57].

Además, la utilización de optimización estática para descomponer los momentos netos articulares en fuerzas musculares individuales tiene una larga historia, pero presenta problemas cuando es aplicado para estudiar la coordinación muscular debido a la baja confianza que tienen los criterios de optimización inherentes a este enfoque [88]. A pesar de esto, los modelos musculoesqueléticos genéricos escalados pueden asistir a los médicos clínicos en el diagnóstico y tratamiento de individuos con patologías de la marcha debido a la exactitud y bajo costo computacional que estos presentan [72]. Así, el modelo presentado en este capítulo utiliza un *conjunto* de ecuaciones para escalar los parámetros que definen los segmentos corporales del modelo musculoesquelético que se basan en una regresión no-lineal ya que este enfoque provee mejores estimaciones de los momentos de inercia que las estimaciones obtenidas mediante regresión lineal para sujetos fuera del rango de los predictores de la regresión [83], siendo este enfoque más útil en un entorno clínico debido a la población heterogénea de pacientes. En concordancia con otros autores [34], se modeló la mecánica de la articulación de la rodilla mediante una articulación simple y se utilizó un modelo plano de esta articulación porque este modelado esencialmente replica los mismos procesos mecánicos que un modelado más complejo [85].

Se ve que la estimación de las fuerzas musculares mediante optimización estática, independientemente de si se utilice dinámica inversa o directa para describir las ecuaciones de movimiento del sistema locomotor, depende del comportamiento de los momentos netos articulares. Así, ambos modelos musculoesqueléticos genéricos (3DGaitModel2392 de Opensim y el desarrollado en este capítulo) presentan similares momentos articulares, mostrando pequeñas diferencias principalmente en la fase de balanceo. En este sentido *Rao y col. (2006)* [82] y *Riemer y col. (2008)* [89], demostraron que las desviaciones en las estimaciones de las fuerzas y momentos netos articulares se deben especialmente al efecto de variar simultáneamente los valores de la masa, los momentos de inercia y

la ubicación del centro de masa de los segmentos del modelo, de acuerdo a la relación subyacente que une a cada parámetro. Entonces, se identificó que los principales contribuyentes de estas incertidumbres están dados por las imprecisiones en los parámetros antropométricos estimados para cada segmento corporal modelado.

Por otro lado, el momento de flexión-extensión de la articulación de la cadera durante la fase de balanceo se muestra altamente sensible al modelo utilizado en la estimación de los parámetros antropométricos [82]. Por lo dicho anteriormente, se cree que las diferencias existentes en las predicciones de ambos modelos musculoesqueléticos se debe a que éstos no utilizan similares enfoques para estimar los parámetros correspondientes a los segmentos corporales. Por esto, siguen siendo necesarias más investigaciones que busquen esclarecer el impacto que tiene la estimación de los parámetros antropométricos en las estimaciones de las fuerzas musculares; y así se podrá tener un mejor desempeño de los modelos, mejorando al mismo tiempo el rigor y la objetividad de las interpretaciones clínicas. Sin perder de vista que ambos modelos musculoesqueléticos analizados en este capítulo utilizan diferentes funciones objetivo como criterios de optimización.

Uno de los principales problemas de los métodos propuestos para estimar las fuerzas musculares y a su vez lograr una correcta coordinación muscular es la falta de una completa incorporación de los datos de los registros de las señales de EMG de todos los músculos modelados. Por este motivo, se presentó en este capítulo una nueva técnica que simula la actividad del EMG, presentando una buena correlación con las fuerzas musculares a lo largo del ciclo de la marcha. Así, se describió de manera clara como simular los datos del EMG de los músculos modelados, suponiendo la presencia de una independencia en las variaciones temporales de las señales de EMG, lo cual reduce significativamente el costo computacional del algoritmo, mejorando los tiempos de resolución numérica. Entonces, para demostrar la independencia temporal del *EMGsim*, se evaluó mediante un análisis estadístico este enfoque y se vio que no existen diferencias estadísticamente significativas con un enfoque dependiente de las variaciones temporales de las señales. A pesar del relativamente pequeño tamaño muestral utilizado en este capítulo, consideramos que es suficiente para esbozar las tendencias estadísticas aunque se necesitarían más estudios (con un mayor número de sujetos) para generalizar completamente

los resultados. Sin embargo, el método propuesto en este capítulo muestra grandes similitudes con los datos de EMG reales registrados en el mismo momento en el que los sujetos realizan el gesto de la marcha.

Finalmente, se observa que cambios en los parámetros del modelo de un músculo pueden alterar las predicciones de las fuerzas para el mismo músculo y otros músculos, pudiendo variar también el número de fuerzas no nulas y el conjunto de músculos en estados activos de la solución óptima [71]. A pesar de esto, sólo se presentan algunas diferencias entre los dos modelos musculoesqueléticos. Estas diferencias se vieron principalmente en las fuerzas de los músculos que cruzan la articulación del tobillo, pudiendo deberse a que el modelo propuesto en este capítulo tiene más DoF que el modelo de OpenSim con el que se contrastan los resultados. Además, las predicciones de las fuerzas musculares son más sensibles a los cambios en brazos de momento muscular que a cambios en *PCSA*, y los cambios en los parámetros del modelo tienen fuertes efectos sobre la magnitud de las fuerzas musculares encontradas [71]. Sin embargo, dado que el objetivo del modelo aquí propuesto es su utilidad en entornos clínicos conjuntamente con la habilidad de poder ser aplicado a un mayor número de patologías motrices; en este contexto, se cree que los patrones anormales de la marcha que se encuentran en planos frontales y coronal cobran la misma relevancia que los presentes en el plano sagital.

En conclusión, en este capítulo se presentó el desarrollo de un modelo musculoesquelético genérico del miembro inferior que solamente utiliza parámetros antropométricos específicos de un sujeto comúnmente registrados en ambientes clínicos. Este modelo se basa en técnicas de dinámica inversa con optimización estática para predecir las fuerzas musculares desarrolladas a lo largo del ciclo de la marcha. Además, propone un nuevo método que incluye la información de los datos de las señales de EMG y se muestra cómo simular la envolvente del EMG mediante la combinación lineal de diferentes funciones gaussianas. De esta manera y considerando la historia de modelado musculoesquelético en biomecánica, creemos que el uso de modelos musculoesqueléticos en el ámbito clínico está cambiando sus paradigmas, desafiando a los equipos de médicos clínicos para que comiencen a incluirlos en sus procesos de toma de decisiones sobre el tratamiento de pacientes con trastornos motrices.

Capítulo 5

Valorización de las fuerzas musculares en sujetos con parálisis cerebral que desarrollan una marcha agazapada

El diagnóstico y tratamiento de anomalías de la marcha en niños con parálisis cerebral (CP, *cerebral palsy*) es un gran desafío en la actualidad, debido a que varios factores pueden ser responsables de esta marcha anormal. Sin embargo, el cuerpo humano es un complejo sistema tridimensional vinculado entre sí, y consecuentemente los músculos pueden tener un rol no intuitivo durante la locomoción, siendo difíciles de discernir desde el examen clínico de la marcha. Así las simulaciones musculoesqueléticas se convierten en una valiosa herramienta para mejorar el desarrollo de los tratamientos, explicando las causas biomecánicas relevantes de una marcha anormal para un posible procedimiento quirúrgico. Mientras que el modelado del sistema neuro-musculoesquelético muestra un crecimiento exponencial en los últimos 25 años; en contraposición, vemos que aún no es aplicado ampliamente en las prácticas clínicas, en gran parte debido a los “grises” existentes en la exactitud y fiabilidad de la validación de estos modelos. En particular, en patologías como la CP existen muchos trabajos que se centran en estimaciones del comportamiento muscular, como la evaluación de longitudes y velocidades de acortamiento, pero pocos trabajos persiguen evaluar las fuerzas musculares en la marcha. Esta discrepancia puede deberse a que los modelos musculoesqueléticos pueden ser sensibles a parámetros geométricos y que los parámetros de la simulación del tejido muscular comúnmente captura muchas características de la generación de fuerza de sujetos sin alteraciones de la marcha; sin dejar de mencionar que la más importante limitación es que no incluyen el control del sistema nervioso central. Teniendo en cuenta estas limitaciones es que se requieren mayores esfuerzos para asegurar que los resultados generados por estos modelos sean precisos y relevantes clínicamente. De esta manera, el objetivo de este capítulo fue mejorar la comprensión del comportamiento de los modelos musculoesqueléticos ante condiciones patológicas evaluando dos modelos musculoesqueléticos sobre una población de sujetos con CP que desarrollan una marcha agazapada. En particular se analizó el modelo desarrollado en el capítulo 4 (*modelo 1*) el cual se basa en técnicas de dinámica inversa, optimización estática y simulación del EMG; y un modelo musculoesquelético disponible dentro del software OpenSim (*modelo 2*) el cual se basa en técnicas de dinámica directa, optimización estática y es muy utilizado por diferentes grupos de investigación en el modelado de sujetos con alteraciones motrices.

Se analizaron los patrones de activación muscular de ambos modelos con los datos electromiográficos registrados en la misma actividad realizada por cada paciente en estudio, mostrando una buena

representación de los mismos por ambos modelos. En general, el *modelo 1* obtiene una mejor representación de los picos de activación máxima, aunque existen algunas diferencias en los patrones de activación muscular estimados por ambos modelos para otros músculos. También se observa que a pesar de las limitaciones y diferencias presentadas en los enfoques del modelado que muestran estos modelos musculoesqueléticos evaluados en este capítulo, muestran valores de fuerzas con similares comportamientos aunque existen algunas diferencias en los valores de amplitud de las fuerzas encontrada, inherentes al criterio de optimización utilizado por cada modelo. Finalmente, creemos que este capítulo actúa como un puntapié inicial en la valoración de las fuerzas musculares estimadas mediante modelos musculoesqueléticos de sujetos con CP que desarrollen una marcha agazapada. Sin embargo, siguen siendo necesarias más evaluaciones de estos modelos destacando las bondades y debilidades de cada uno para lograr una mayor y consensuada aceptación.

5.1. Introducción

El modelado y la simulación de sistemas biológicos han comenzado a tener un alto impacto en los sistemas de cuidados de la salud. A pesar de esto, los modelos computacionales biomecánicos aún no son aplicados a gran escala debido a sus complejidades y variabilidad, combinados con el gran desafío de sus validaciones. Los modelos y simulaciones computacionales del sistema neuro-musculoesquelético (NMS, *neuro-musculoskeletal system*) se presentan muy prometedores para mejorar el diagnóstico y tratamiento de las patologías que limitan el movimiento humano y así lograr un mejor entendimiento de los principios fundamentales de la locomoción humana [65].

Teniendo en cuenta que el diagnóstico y tratamiento de anomalías de la marcha en niños con parálisis cerebral (CP, *cerebral palsy*) es un gran desafío en la actualidad, debido a que varios factores pueden ser responsables de esta marcha anormal incluyendo espasticidad y debilidad muscular, deformaciones óseas y alteraciones neurológicas; en este sentido el modelado y la simulación del sistema musculoesquelético aparecen como técnicas muy prometedoras para el diseño de un apropiado plan de tratamiento de estos sujetos [1]. De esta manera, la corrección de estos factores con el apropiado tratamiento tendería a mejorar los patrones de la marcha de estos niños. Sin embargo, el cuerpo humano es un complejo sistema tridimensional vinculado entre sí, y consecuentemente los músculos pueden tener un rol no intuitivo durante la locomoción, siendo difíciles de discernir desde el examen clínico de las señales electromiográficas (EMG) y el movimiento articular. Así las simulaciones musculoesqueléticas se convierten en una valiosa

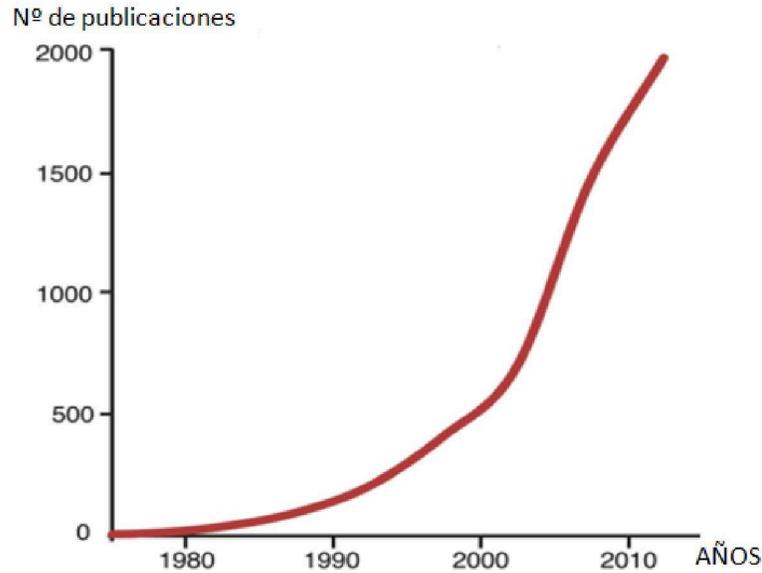


Figura 5-1: Publicaciones anuales relacionados con la modelización o simulación biomecánica o musculoesquelético (figura presentada por *Hicks y col. (2015)*).

herramienta para mejorar el desarrollo de los tratamientos, explicando las causas biomecánicas de una marcha anormal constituyendo un insumo relevante para un posible procedimiento quirúrgico.

Mientras que el modelado del NMS muestra un crecimiento exponencial en los últimos 25 años (Figura 5-1) en áreas de investigación, y en cientos de laboratorios clínicos y de investigación de la marcha en todo el mundo se realiza el análisis biomecánico clásico del movimiento como un estándar para el diagnóstico de sujetos con trastornos motrices; en contraposición, vemos que el modelado y la simulación del NMS aún no es aplicado ampliamente en las prácticas clínicas, en gran parte debido a los “grises” existentes en la exactitud y fiabilidad de la validación de estos modelos [65].

En particular, en patologías como CP se observa que existen muchos trabajos que se centran en estimaciones del comportamiento muscular, como la evaluación de longitudes y velocidades de acortamiento [90–95], pero pocos trabajos persiguen evaluar el comportamiento de las fuerzas musculares en la marcha de estos sujetos. En este sentido se encuentran trabajos como el de *van der Krogt y col. (2012)* [32], el cual evalúan la robustez de la marcha ante la simulación de una debilidad muscular; y por otro lado, trabajos que no analizan directamente el comportamiento muscular mediante las fuer-

zas que desarrollan los mismos sino mediante descriptores de las acciones musculares, como la *aceleración inducida muscular* que para su estimación requieren contar con estimaciones de fuerzas musculares a lo largo del ciclo de marcha en sí mismo [6, 96].

Esta discrepancia se puede deber a que los modelos musculoesqueléticos para el análisis de pacientes con CP pueden ser sensibles a parámetros geométricos como alineaciones óseas, geometría articular, sitios de origen e inserción muscular. Otras causas de esta discrepancia pueden ser los parámetros de la simulación del tejido muscular considerando que éste comúnmente captura muchas características de la generación de fuerza de sujetos sin alteraciones de la marcha, pero no necesariamente estos comportamientos serán similares en sujetos con desórdenes neuronales. Sin dejar de mencionar que la más importante limitación de estos modelos musculoesqueléticos es que no incluyen el control del sistema nervioso central.

Teniendo en cuenta las limitaciones que los modelos musculoesqueléticos presentan para el análisis de sujetos con CP se requieren más trabajos que aseguren que los resultados generados por estos modelos sean precisos y relevantes clínicamente. Esto permitirá valorar cuando los resultados de un análisis en particular serán dependientes del modelo utilizado y así simular resultados para analizar si un modelo en particular es lo suficientemente complejo para responder los interrogantes planteados [1].

De esta manera, el objetivo de este capítulo es mejorar la comprensión del comportamiento de los modelos musculoesqueléticos ante condiciones patológicas evaluando dos modelos musculoesqueléticos sobre una población de sujetos con CP que desarrollan una marcha agazapada. En particular se analizó el modelo desarrollado en el capítulo 4 el cual se basa en técnicas de dinámica inversa, optimización estática y simulación de EMG; y un modelo musculoesquelético (sección 3.2.2) disponible dentro del software OpenSim [34] el cual se basa en técnicas de dinámica directa y optimización estática, utilizado por *van der Krogt y col. (2012)* [32] y *Steele y col. (2013)* [96] en sus respectivos trabajos analizando diferentes condiciones de marcha patológica.

5.2. Método

5.2.1. Participantes

En el análisis propuesto en este capítulo se incluyó un grupo de pacientes del “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI, Escobar, Argentina; los cuales fueron descriptos en la Tabla 2.3 de la sección 2.4.2 del capítulo 2.

De esta manera, el estudio incluyó un grupo de 10 pacientes ambulatorios con CP que desarrollan la marcha sin ningún soporte mecánico (8 – 23 años de edad, 1,50 – 1,94 *m* de altura y 49 – 105 *Kg* de masa). Dentro del criterio de inclusión utilizado se consideraron los niveles I, II o III del sistema de clasificación de la función motora gruesa (GMFCS, *Gross Motor Function Classification System*) [45], no tener cirugía ortopédica o tratamiento con toxina botulínica en los últimos 6 meses, tener un diagnóstico de diplejía espástica simétrica y presentar una marcha agazapada. Se utilizó el índice de desviación de la marcha (GDI, *Gait Deviation Index*) [46] para evaluar de manera global la marcha patológica y su simetría entre ambos miembros inferiores. Asimismo, las medidas antropométricas (altura, peso, longitud de las piernas, diámetro de rodilla y distancia entre las espinas ilíacas anteriores superiores (ASIS)) para cada participante se registraron por un fisioterapeuta experto.

5.2.2. Modelado Musculoesquelético

Como se mencionó en la sección 5.1 se realizó un análisis comparativo entre dos modelos musculoesqueléticos cuyas principales características de modelado se describen en este apartado. Todas las simulaciones llevadas a cabo en ambos modelos fueron implementadas en concordancia con las “ buenas prácticas para la verificación y validación de un modelo musculoesquelético ” descriptas en el artículo de *Hicks y col. (2015)* [65]. Los modelos musculoesqueléticos genéricos fueron escalados de acuerdo a los datos antropométricos de cada uno de los individuos bajo estudio. En particular, se implementó para cada sujeto una simulación dinámica a lo largo de un ciclo de la marcha para cada

registro biomecánico.

Ambos modelos describen a la unidad músculo-tendón mediante un modelo de parámetros condensados del tipo de Hill descrito por *Zajac (1989)* [26]. El mismo describe la fuerza desarrollada por el elemento contráctil de un músculo en función de las relaciones fuerza-longitud y fuerza-velocidad; y la desarrollada por el elemento pasivo en función de las relaciones fuerza-longitud como se describe en la sección 2.3.1.1.

5.2.2.1. Modelo propuesto por *Delp y col. (1990)*

El primer modelo musculoesquelético fue propuesto por *Delp y col. (1990)* [62], disponible en OpenSim, con 23 grados de libertad y 92 actuadores músculo-tendón que representan a 76 músculos de los miembros inferiores y el torso. Los grados de libertad de este modelo corresponden a tres traslaciones y tres rotaciones en la pelvis; tres articulaciones tipo rótula esférica, una localizada en la tercera vertebra lumbar representando la interacción entre la pelvis y el tronco y dos que representan cada una de las articulaciones de la cadera; articulación con traslación y rotación en cada rodilla; y una articulación cilíndrica en cada tobillo del modelo [34, 63].

En este trabajo se utilizaron técnicas de cinemática y dinámica inversa para el cálculo de los ángulos y momentos netos articulares a partir de los datos experimentales de las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de reacción del suelo. El algoritmo de reducción de residuos (RRA, *residual reduction algorithm*) fue utilizado para la reducción de residuos en la pelvis. El RRA fue propuesto para minimizar los efectos de modelado y errores de procesamiento de datos de marcadores que se agregan y llevan a grandes fuerzas no físicas llamadas residuos. Especialmente, este algoritmo varía el centro de masa del torso de un modelo específico del sujeto en estudio y ajusta la cinemática del modelo desde las estimaciones obtenidas por la cinemática inversa para que sea dinámicamente consistente con los datos de las fuerzas de reacción del piso registradas por las plataformas de fuerzas.

Para las estimaciones de las fuerzas musculares desde los datos cinemáticos y el modelo ajustado obtenido desde RRA, se utilizó el algoritmo de control muscular computarizado (CMC, *computed muscle control*) [64]. CMC utiliza el enfoque de optimización

estática junto con un control anticipatorio y con retroalimentación para guiar las trayectorias cinemáticas del modelo musculoesquelético hacia el conjunto de cinemáticas deseadas. En particular, el criterio de optimización utilizado por este algoritmo (5.1) es la suma de las activaciones musculares al cuadrado [30, 52]:

$$J = \sum_{m=1}^{76} (a_m(t))^2, \quad (5.1)$$

donde $a_m(t)$ es la activación muscular del musculo m . Una vez que CMC finaliza su ejecución, normalmente se comparan los patrones de activación muscular estimados por el algoritmo con los patrones de EMG registrados. En general, en marcha normal, no es necesario del uso de restricciones que ajusten los límites superior e inferior de las activaciones musculares quedando libres a tomar valores entre 0 (sin excitación) y 1 (excitación completa) durante todo el tiempo de simulación. Sin embargo, en condiciones de marcha fuera de patrones normales, fue necesario restringir el espacio de soluciones (donde se encontrará el óptimo de los patrones de activación muscular en cada instante de tiempo de simulación) en un rango que se ajuste de mejor manera a los patrones de EMG registrados.

De esta manera, se incluyeron restricciones adicionales a lo largo de todo el tiempo de simulación sobre los patrones de activación muscular de los grupos musculares que se han registrado en el gesto de la marcha de cada individuo (ver Figura 5-2). De esta forma, se volvió a ejecutar el algoritmo CMC para obtener los patrones de fuerzas musculares óptimos que sigan la cinemática de la marcha y lograr que los patrones de activación muscular estimados se ajusten de buena manera a los patrones de EMG registrados.

5.2.2.2. Modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)*

El segundo modelo musculoesquelético fue propuesto por *Ravera y col. (2014)* [97], descrito en el capítulo 4, con 17 grados de libertad y 36 actuadores músculo-tendón que representan 24 músculos del miembro inferior. Los grados de libertad de este modelo se corresponden a 3 grados de libertad para cada articulación de la cadera y la pelvis, 1 grado de libertad para cada rodilla y 3 grados de libertad para cada tobillo.

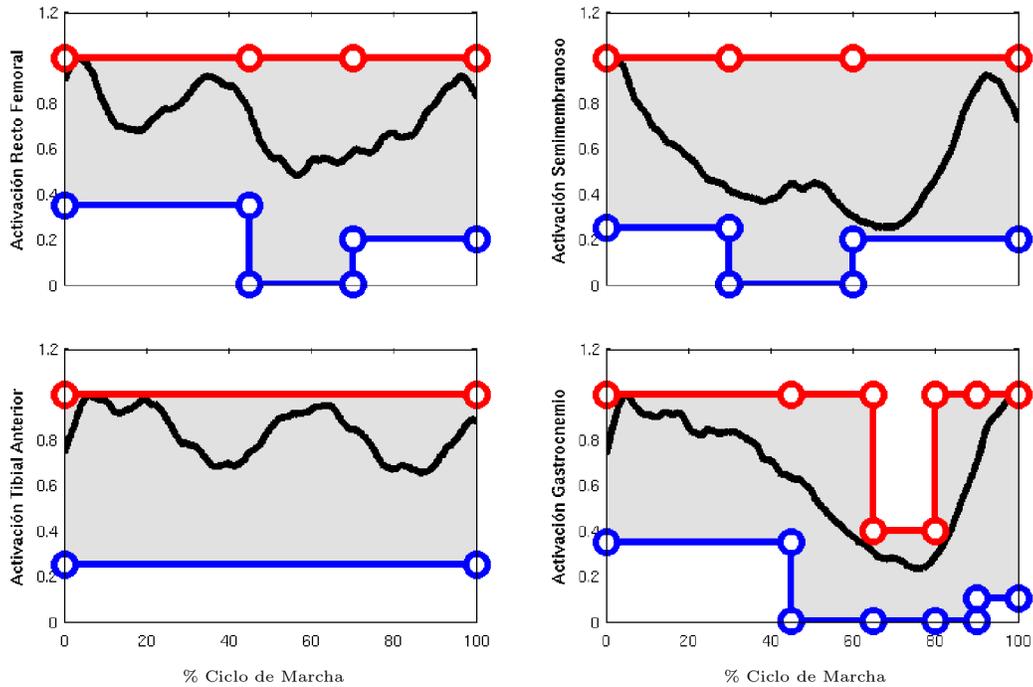


Figura 5-2: Ejemplo de restricciones adicionales incluidas al algoritmo CMC de OpenSim. Las líneas azules representan las restricciones de contorno inferiores, las líneas rojas las restricciones de contorno superiores y las áreas grises representan la región factible de cada uno de los grupos musculares. Las líneas negras representan los valores medios de los patrones electromiográficos registrados de los pacientes para cada grupo muscular normalizados con respecto al valor máximo del promedio de todos los pacientes.

Al igual que en la sección 5.2.2.1, se utilizaron técnicas de cinemática y dinámica inversa para el cálculo de los ángulos y momentos netos articulares a partir de los datos experimentales de las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de reacción del suelo; y para el ajuste de los parámetros antropométricos del modelo se utilizaron las estimaciones basadas en una regresión no lineal propuesta por *Yeaton y Morloco (1989)* [83].

Este modelo utiliza técnicas de optimización estática y simulación de la envolvente del EMG mediante la combinación lineal de campanas de Gauss para encontrar una estimación de las fuerzas musculares individuales durante todo el ciclo de la marcha. El modelo minimiza una función objetivo que describe el consumo energético muscular (5.2) desarrollada por *Praagman y col. (2006)* [57], en particular se demostró en el capítulo

3 que presenta buenos resultados ante la variación de la velocidad de la marcha.

$$J = \sum_{i=1}^{24} l_{m_i} F_{m_i} + m_i c_1 \left(\frac{F_{m_i}}{PCSA_i \sigma_{max} f_l(l_{m_i}) f_v(v_{m_i})} + c_2 \left(\frac{F_{m_i}}{PCSA_i \sigma_{max} f_l(l_{m_i}) f_v(v_{m_i})} \right)^2 \right), \quad (5.2)$$

donde l_{m_i} representa la longitud muscular, c_1 y c_2 toman los valores de 100 y 4 respectivamente, de forma tal que las contribuciones de los términos lineales y no lineales sean igual al 50% de activación [67], $f_l(l_{m_i})$ es la relación fuerza-longitud muscular, $f_v(v_{m_i})$ es la relación fuerza-velocidad muscular, $PCSA_i$ es el área de sección transversal fisiológica muscular y σ_{max} fue definida en el capítulo 4. A diferencia de la sección 4.2.2.2 donde se definió la relación fuerza-velocidad igual a 1 por tratarse del estudio de sujetos con marcha normal [97], se utilizó la relación fuerza-velocidad muscular (5.3) introducida por *Rosen y col. (1999)* [66] para una completa evaluación de la dinámica del tejido muscular.

$$f_v(v_{m_i}) = \frac{0,1433}{0,1074 + \exp(-1,409 \sinh(3,2\dot{\eta} + 1,6))} \quad (5.3)$$

donde $\dot{\eta}$ es la velocidad del elemento contráctil normalizada:

$$\dot{\eta} = \frac{v_m}{v_m^{max}} \quad (5.4)$$

en la cual v_m y v_m^{max} de (5.4) son la velocidad muscular y la máxima velocidad muscular del elemento contráctil respectivamente. La máxima velocidad (v_m^{max}) es 2.5 s^{-1} veces la longitud óptima del músculo [28].

Al igual que en la sección 5.2.2.1 se ajustó el espacio de solución incluyendo nuevas restricciones sobre las simulaciones del EMG para lograr una mejor correlación de los mismos con las señales de EMG registradas. En particular, se ajustaron los intervalos de búsqueda de la óptima posición temporal de las campanas de Gauss que simulan la envolvente del EMG registrado (ver sección 4.2.2.5). De esta manera, se ajustaron los intervalos de los grupos musculares que se tiene conocimiento previo mediante las envolventes de las señales de EMG registradas como se ve en la Figura 5-3.

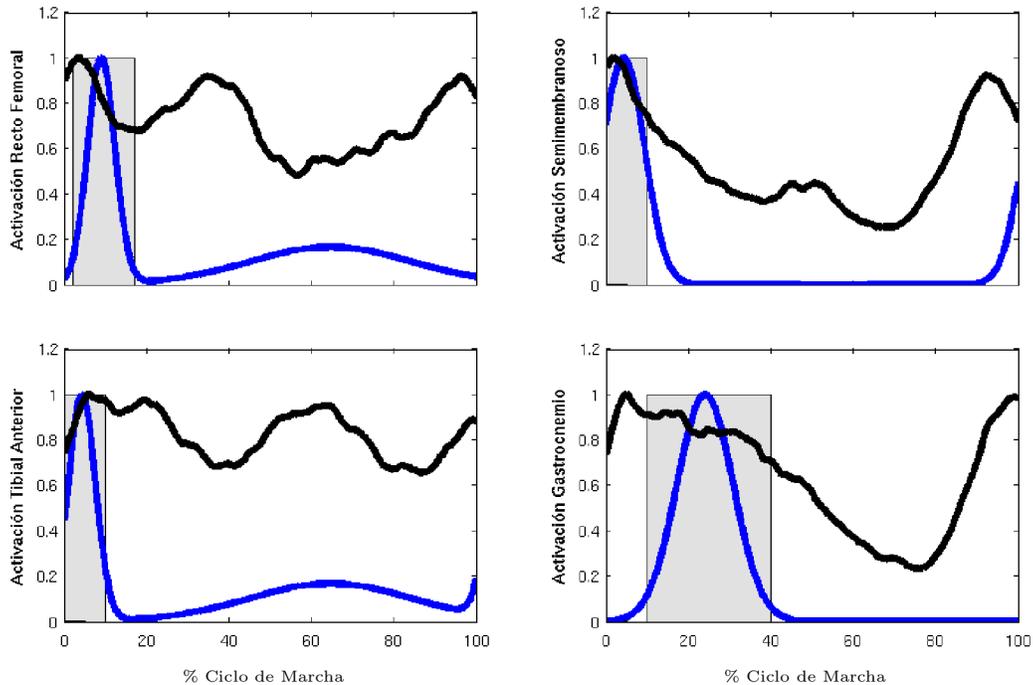


Figura 5-3: Ejemplo de las restricciones incluidas en la variación temporal (sección 4.2.2.5) del modelo propuesto por *Ravera y col (2014)*. Las áreas grises representan las zonas de variación temporal permitidas para estimar la posición óptima en cada uno de los EMG simulados y las líneas azules representan la configuración inicial de los EMG simulados en la posición media del intervalo de variación temporal. Las líneas negras representan los valores medios de los patrones electromiográficos registrados de los pacientes para cada grupo muscular normalizado con respecto al valor máximo del promedio de todos los pacientes.

5.3. Resultados

La media y el desvío estándar de los ángulos articulares relativos de cada una de las articulaciones y sus grados de libertad presentes en cada uno de los modelos musculoesqueléticos descritos en las secciones 5.2.2.1 y 5.2.2.2 se muestran en la Figura 5-4. Se observa que no existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos modelos, observándose una diferencia de aproximadamente $12^\circ - 13^\circ$ de “offset” en el ángulo de flexión/extensión de la cadera. Esta diferencia se debe a que el sistema de referencia de la pelvis (en la posición neutral) del modelo de *Delp y col. (1990)* presenta cero inclinación de la pelvis con respecto al eje de la gravedad. En otras palabras, el sistema de referencia de la pelvis y el sistema de referencia del laboratorio están alineados en

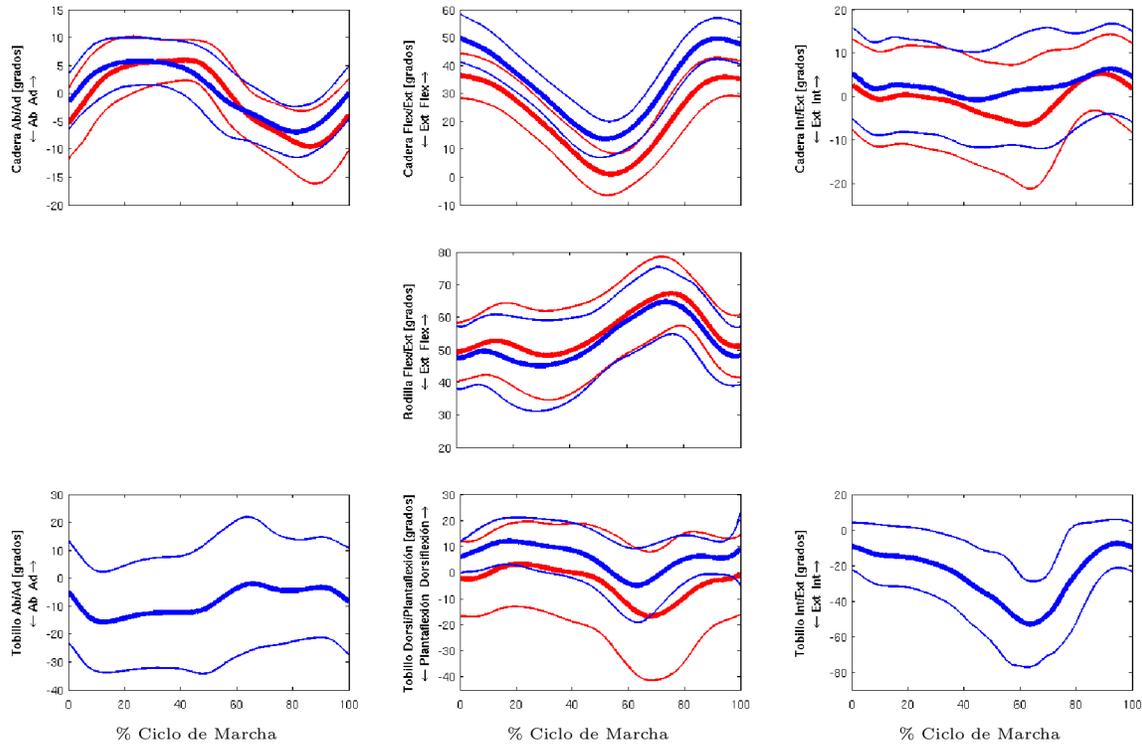


Figura 5-4: Ángulos articulares. Cada línea gruesa representa la media de todos los pasos analizados dentro del grupo de pacientes con CP y las líneas finas representan los desvíos estándares de cada estimación. El color rojo es utilizado para representar el modelo propuesto por *Delp y col. (1990)* y el color azul para representar el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)*.

posición neutral (inclinación de la pelvis = 0°) [62]. Sin embargo en el análisis clínicos de la marcha, comúnmente corresponde $12^\circ - 13^\circ$ de inclinación de la pelvis en posición neutral. Es por esto que se observa un desplazamiento al comparar los ángulos de flexión de la cadera del modelo de *Delp y col. (1990)* con datos clínicos u otros modelos que no realizan esta alineación en particular.

La Figura 5-5 muestra la media y desvío estándar de los momentos netos articulares, estimadas mediante dinámica inversa, de cada una de las articulaciones y sus grados de libertad presentes en cada uno de los modelos musculoesqueléticos. Las principales diferencias que se observan en los momentos netos articulares estimados por ambos modelos se aprecian en la fase de vuelo debido a que los dos modelos analizados utilizan diferentes estimaciones de los parámetros inerciales de cada uno de los segmentos involucrados, siendo estos los principales responsables de estas variaciones observadas [82, 89].

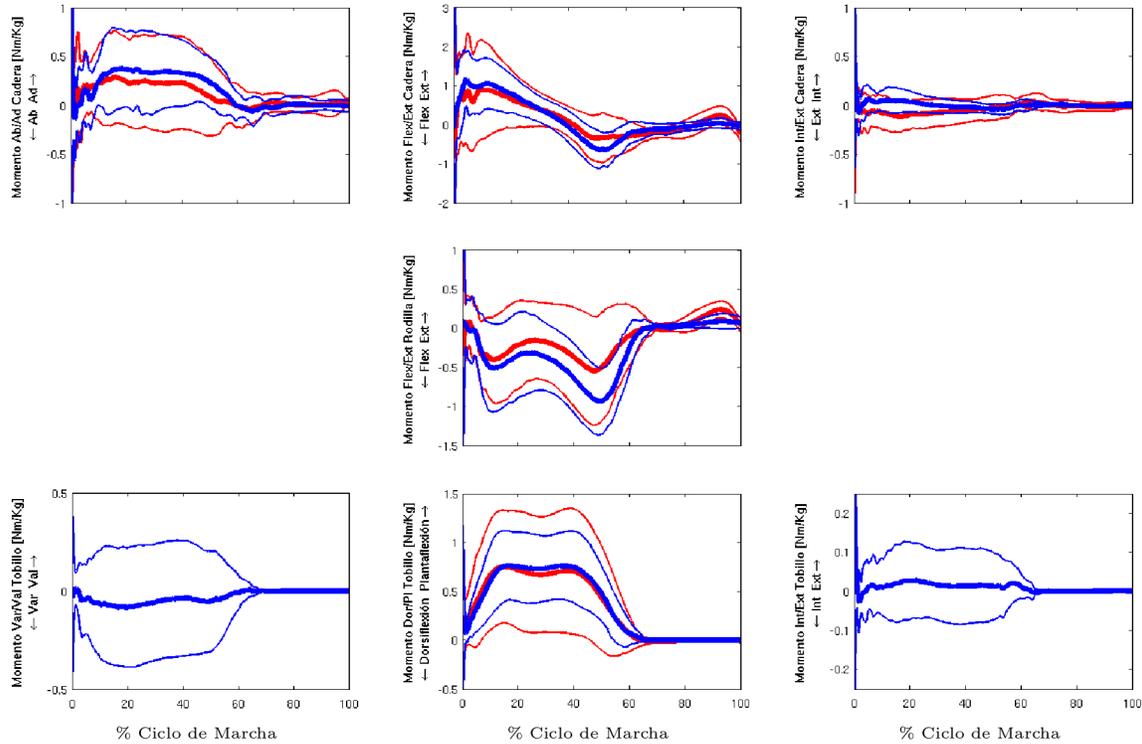


Figura 5-5: Momentos netos articulares obtenidos mediante dinámica inversa. Cada línea gruesa representa la media de todos los pasos analizados dentro del grupo de pacientes con CP y las líneas finas representan los desvíos estándares de cada estimación. El color rojo es utilizado para representar el modelo propuesto por *Delp y col. (1990)* y el color azul para representar el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)*.

Las estimaciones del comportamiento neto articular estimadas mediante cinemática y dinámica inversa de ambos modelos representan los puntos de partidas en búsqueda de obtener estimaciones de las fuerzas musculares, mediante optimización estática, que llevaron a desarrollar el movimiento de la marcha en estudio. En este punto, los dos modelos musculoesqueléticos en estudio en este trabajo presentan diferentes enfoques para estimar las fuerzas musculares, sin embargo en ambos casos estas estimaciones de la fuerzas musculares deben ser capaces de reconstruir los momentos netos articulares que originalmente fueron utilizados para encontrar estas estimaciones. En la Figura 5-6 se representa la media y desvío estándar de los momentos netos articulares estimados mediante optimización estática, de cada una de las articulaciones y sus grados de libertad presentes en cada uno de los modelos musculoesqueléticos.

Se aprecia en las Figuras 5-5 y 5-6 que no existen diferencias estadísticamente sig-

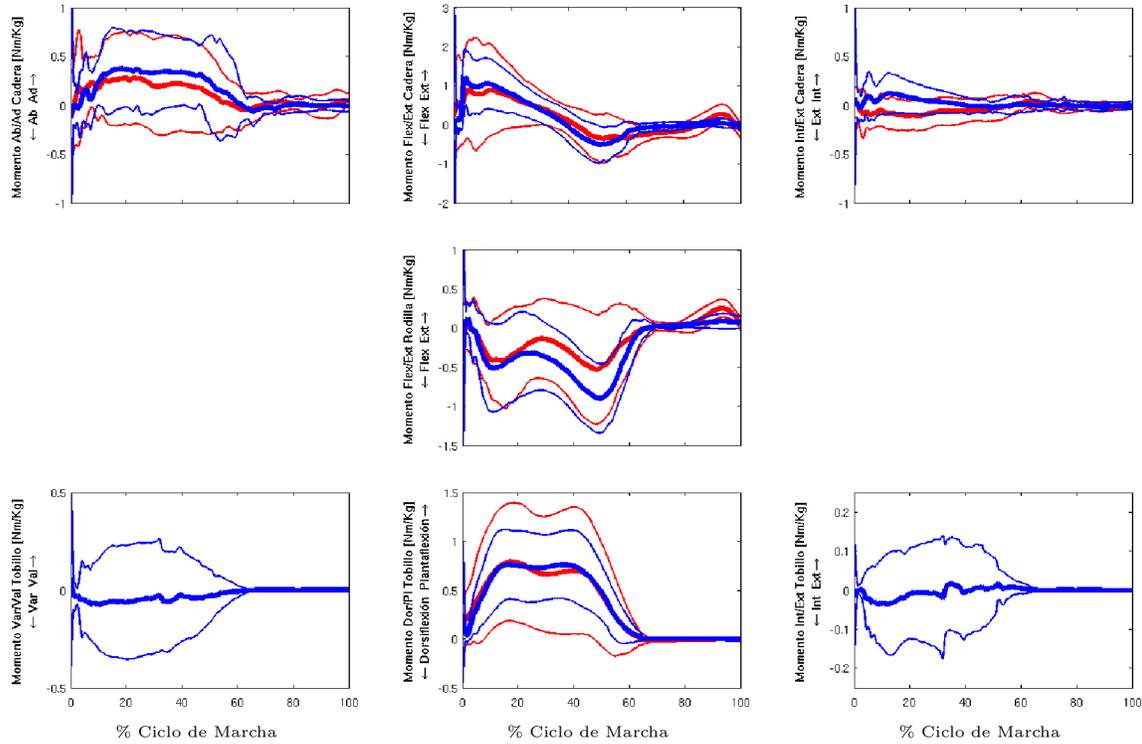


Figura 5-6: Momentos netos articulares reconstruidos mediante los resultados encontrados por la optimización estática. Cada línea gruesa representa la media de todos los pasos analizados dentro del grupo de pacientes con CP y las líneas finas representan los desvíos estándares de cada estimación. El color rojo es utilizado para representar las estimaciones obtenidas por el algoritmo RRA utilizado en el modelo propuesto por *Delp y col. (1990)* y el color azul para representar las estimaciones obtenidas luego de encontrar los valores de fuerzas musculares óptimos por el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)*.

nificativas entre las estimaciones de ambos modelos. Asimismo, se observa que los momentos netos articulares reconstruidos luego de la optimización estática presentan una alta correlación con los estimados mediante dinámica inversa para ambos modelos. Para cuantificar las diferencias que existen entre ambas estimaciones (Momentos netos articulares calculados mediante dinámica inversa y optimización estática) de ambos modelos musculoesqueléticos se presenta en la Tabla 5.1 el error cuadrático medio relativo para cada uno de los grados de libertad involucrados en cada modelo. Se observa que los momentos netos articulares de flexión/extensión de la cadera y rodilla presentan un error relativo de alrededor del 25 %, debido principalmente a los picos en la zona de vuelo del modelo de *Delp y col. (1990)* respecto al modelo de *Ravera y col. (2014)*.

Por otro lado, el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)* presenta en general una menor dispersión en todas las estimaciones que el modelo de *Delp y col. (1990)* (Figuras 5-5 y 5-6).

Con el fin de validar las estimaciones de los modelos musculoesqueléticos se comparó el comportamiento de los patrones de activación muscular del modelo de *Delp y col. (1990)* y el EMG simulado por el modelo de *Ravera y col. (2014)*, con los patrones de la actividad eléctrica muscular reales (*EMG real*) registrados a lo largo del ciclo de marcha de cada uno de los sujetos en estudio. La Figura 5-7 muestra la media y desvío estándar de las señales de EMG registradas de los músculos semimembranoso, recto femoral, gastrocnemio y tibial anterior junto con las estimaciones de la activación muscular y el EMG simulado. En esta figura se observa que los dos modelos musculoesqueléticos repre-

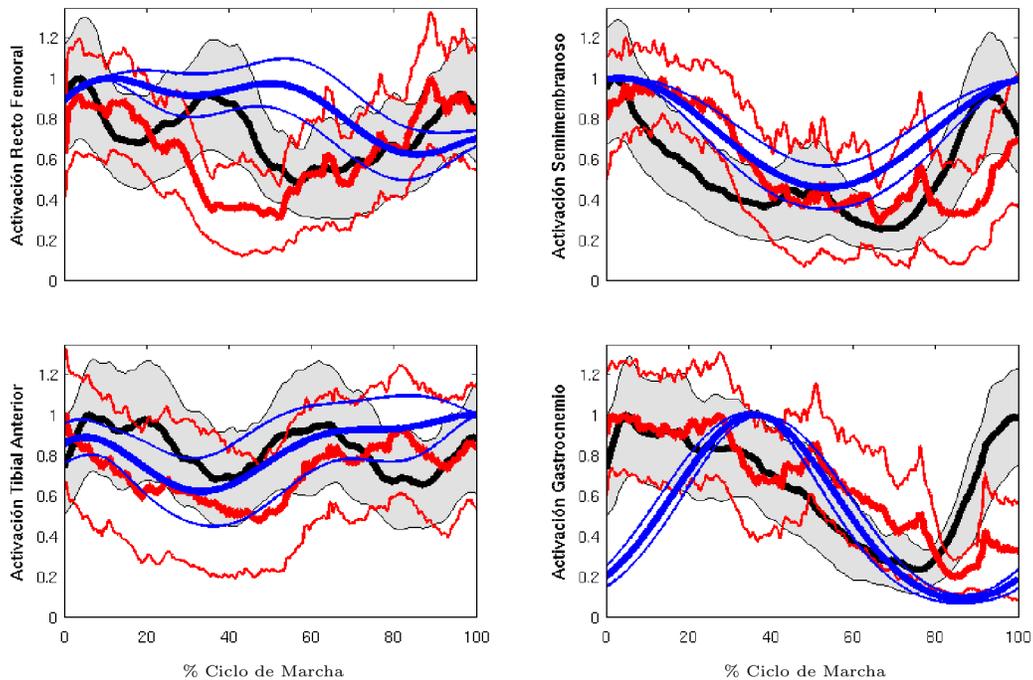


Figura 5-7: Valor medio del *EMG real* registrado (líneas negras gruesas), la media de las activaciones musculares estimadas mediante CMC en el modelo de *Delp y col (1990)* (líneas rojas gruesas) y la media de los EMG simulados por *Ravera y col (2014)* (líneas azules gruesas) durante todo el ciclo de la marcha de niños con CP que desarrollan una marcha agazapada. Las áreas sombreadas y líneas finas muestran los desvíos estándar. Los datos experimentales de EMG se rectifican y filtran a $6Hz$ mediante un filtro pasa bajo bidireccional. Todas las señales se normalizaron con respecto al valor máximo del promedio de todas las pasadas.

sentan de buena manera el *EMG real*, mostrando a los picos de activación en similares zonas del ciclo de la marcha. En particular el EMG simulado propuesto por *Ravera y col. (2014)* responde de mejor manera para los músculos recto femoral, semimembranoso y tibial anterior en comparación con las estimaciones de la activación muscular encontradas por el modelo de *Delp y col. (1990)*; aunque este último modelo logra un mejor comportamiento en el músculo gastrocnemio que el modelo de *Ravera y col. (2014)*.

La Figura 5-8 muestra el comportamiento total de las activaciones musculares esti-

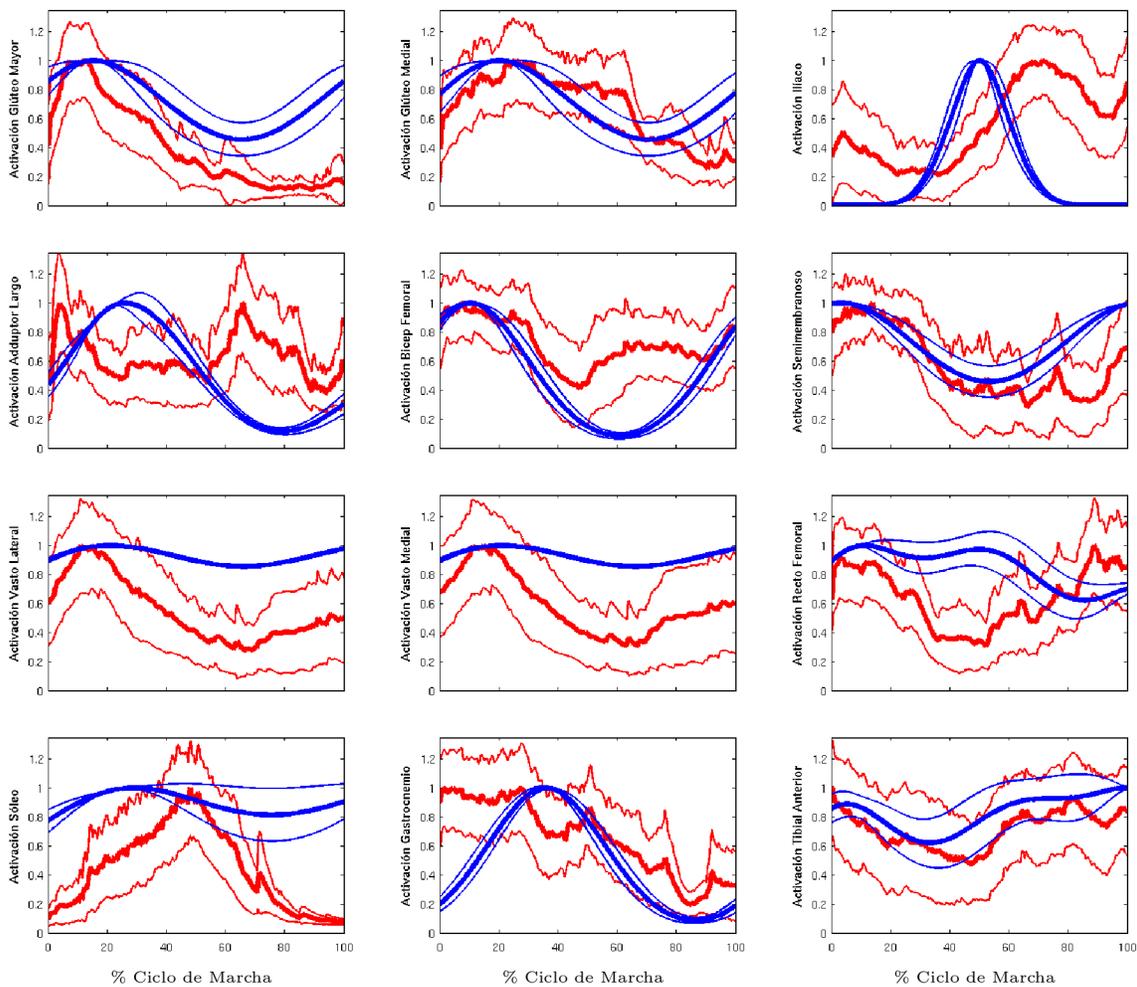


Figura 5-8: Valor medio de las activaciones musculares estimadas mediante CMC en el modelo de *Delp y col (1990)* (líneas rojas gruesas) y la media de los EMG simulados por *Ravera y col (2014)* (líneas azules gruesas) durante todo el ciclo de la marcha de niños con CP que desarrollan un patrón agazapado. Las líneas finas muestran los desvíos estándar. Todas las señales se normalizadon con respecto al valor máximo del promedio de todas las pasadas.

madras por *Delp y col. (1990)* y el EMG simulado por *Ravera y col. (2014)*. En su mayoría ambos modelos se comportan de manera similar cuando se analizan las zonas que muestran sus picos de activación, observando las principales diferencias en el músculo iliaco, sóleo y gastrocnemio aunque como se observa en la Figura 5-7 el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)* presenta un mayor sincronismo con los grupos musculares con los que se cuenta las señales de EMG reales.

Finalmente, la Figura 5-9 presenta la media y desvío estándar de las fuerzas musculares desarrolladas a lo largo de todo el ciclo de la marcha por niños con *CP* que

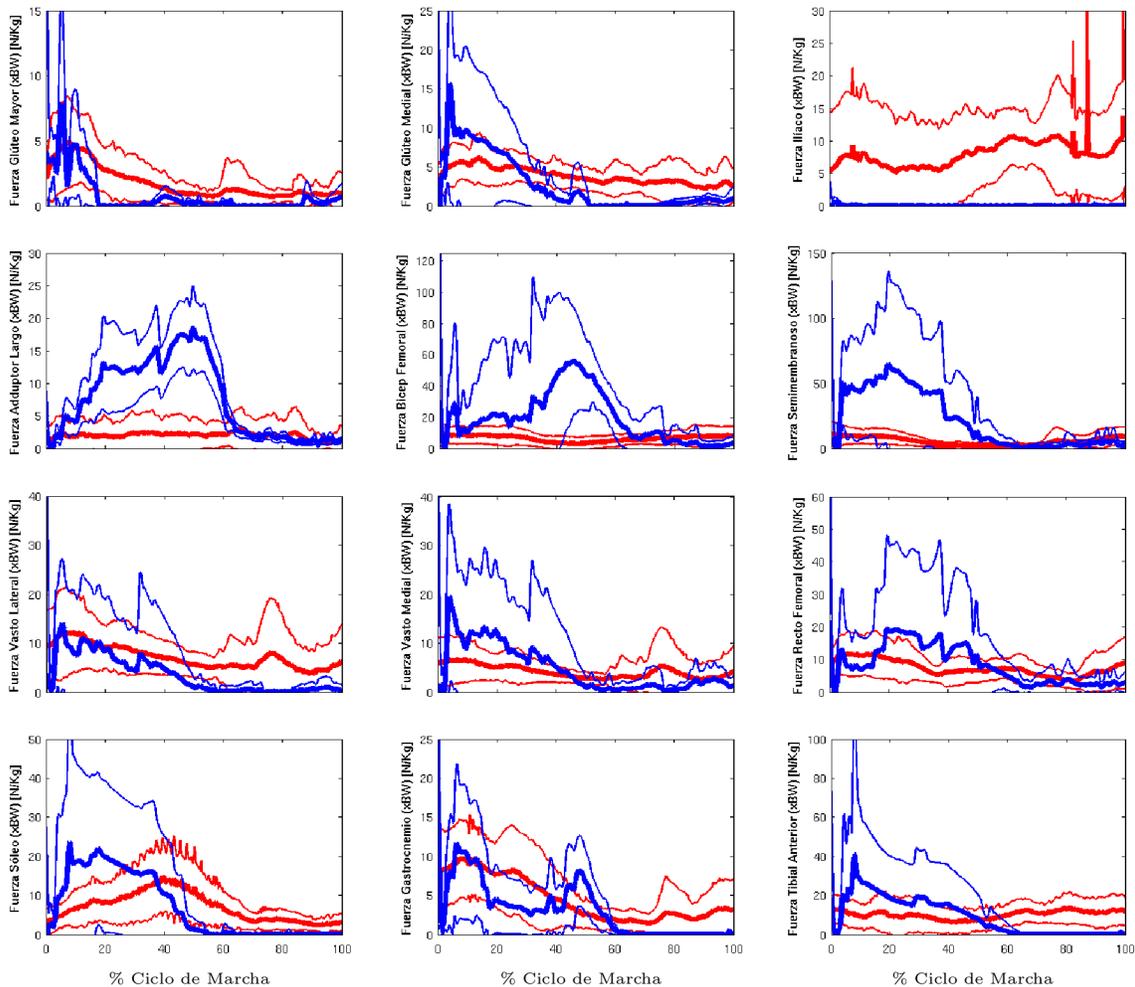


Figura 5-9: Valor medio y desvío estándar de las fuerzas musculares normalizadas por el peso corporal (BW, *bodyweight*) durante todo el ciclo de la marcha de niños con *CP* que desarrollan un andar agazapado, estimadas mediante CMC en el modelo de *Delp y col (1990)* (líneas rojas) y mediante el modelo de *Ravera y col (2014)* (líneas azules).

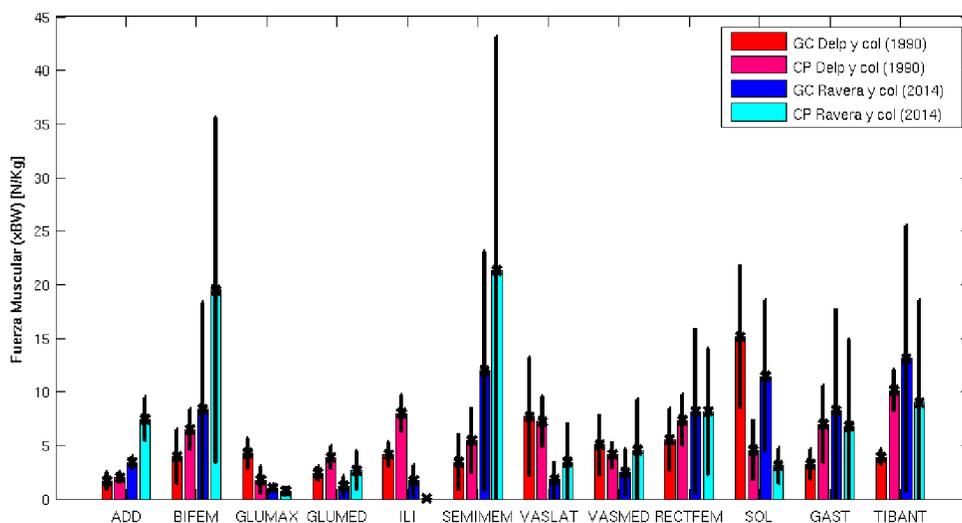


Figura 5-10: Valor de fuerzas musculares promediadas en todo el ciclo de la marcha, estimadas mediante CMC en el modelo de *Delp y col (1990)* y mediante el modelo de *Ravera y col (2014)*. Se muestran los valores encontrados en el capítulo 3 para niños sin patologías motrices (CG, *control group*) y para niños con CP que desarrollan un andar agazapado.

presentan una marcha agazapada. En general se aprecia que los valores de fuerzas musculares estimadas por ambos modelos tienen similares comportamientos.

Además, en la Figura 5-10 se muestran los valores de fuerza media desarrollada por cada grupo muscular simulado promediadas a lo largo del ciclo de la marcha para el grupo de niños sin patologías motrices analizados en el capítulo 4 y los encontrados en este capítulo para el grupo de niños con patologías motrices.

5.4. Discusiones

Mientras que el modelado del NMS ha crecido rápidamente en los últimos 25 años en áreas de investigación, y en cientos de laboratorios clínicos y de investigación de la marcha, en todo el mundo se realiza el análisis biomecánico clásico del movimiento como un estándar para el diagnóstico de sujetos con trastornos motrices; en contraposición, vemos que el modelado y la simulación del NMS aún no se aplican ampliamente en las prácticas clínicas, en gran parte debido a las lagunas presentes en la validación de estos

modelos para garantizar su exactitud y fiabilidad [65]. En particular, en patologías como CP se encuentra que existen muchos trabajos centrados en estimaciones de longitudes y velocidades de acortamiento musculares [90–95], mientras que pocos buscan evaluar el comportamiento de las fuerzas musculares en alteraciones de la marcha, directas o indirectamente [6, 32, 96]. Esta discrepancia se puede deber a que los modelos musculoesqueléticos para el análisis de pacientes con CP suelen ser sensibles a parámetros geométricos como alineaciones óseas, geometría articular, sitios de origen o inserción muscular y a parámetros propios de la simulación del tejido muscular considerando que éste requiere muchas características de la generación de fuerza de sujetos sin alteraciones de la marcha pero no necesariamente estos comportamientos serán similares en sujetos con desórdenes neuronales. Además, y tal vez la más importante limitación de estos modelos, los mismos no incluyen el control del sistema nervioso central.

Considerando estas limitaciones encontradas en los modelos musculoesqueléticos para el análisis de sujetos con CP, son necesarios más trabajos que aseguren que los resultados generados por ellos serán precisos y relevantes clínicamente. Además, se requieren resultados que valoren si un análisis en particular es dependiente del modelo y si la simulación es lo suficientemente completa como para responder los interrogantes planteados [1]. En este capítulo se ha buscado obtener una mejor comprensión del comportamiento de estos modelos ante condiciones de marcha patológicas. Se evaluó el comportamiento de dos modelos musculoesqueléticos sobre una población de sujetos con CP que desarrollan una marcha agazapada para analizar y discutir el desempeño de cada uno de ellos.

El primer modelo analizado fue desarrollado por *Delp y col. (1990)* [62] el cual se encuentra dentro del software OpenSim [34], es comúnmente utilizado por diferentes grupos de investigación en el modelado de sujetos con alteraciones motrices [6, 32, 90–96] aunque muchas veces presenta la limitación de ser un modelo de adultos utilizado para ajustar los parámetros antropométricos de niños. Los parámetros inerciales de los segmentos de este modelo son una adaptación (escalados por un factor de 1,05626) del modelo desarrollado por *Anderson y Pandy (1999)*, basados en los datos antropométricos medidos de cinco sujetos adultos (edad 26 ± 3 años, altura 177 ± 3 cm, y el peso $70,1 \pm$

7,8 kg) [63].

El segundo modelo analizado fue el desarrollado por *Ravera y col. (2014)* [97] (ver capítulo 4) y a diferencia del primer modelo musculoesquelético presenta tres grados de libertad de la articulación del tobillo, los cuales cobran mayor importancia en sujetos con patologías motrices [98, 99]. Este modelo utiliza una regresión no-lineal para la estimación de los parámetros inerciales antropométricos de los segmentos modelados considerando que este enfoque muestra mejores estimaciones de los parámetros que las obtenidas mediante regresión lineal [83] para sujetos fuera del rango de predictores de la regresión, siendo este enfoque más útil en un entorno clínico debido a la población heterogénea de pacientes.

Estas diferencias presentes en la estimación de los parámetros inerciales antropométricos de los segmentos modelados por cada uno llevan a diferencias en las estimaciones de los momentos netos articulares (ver Figura 5-5 y Tabla 5.1), las cuales son visibles en la fase de vuelo donde los parámetros inerciales cobran mayor relevancia dentro de los momentos netos articulares siendo la principal fuente de error en estas estimaciones [82, 89].

Por otro lado, en el modelo propuesto por *Delp y col. (1990)* los datos que describen la morfología ósea en general fueron adoptados del trabajo de *Stredney (1982)* [100]; los valores del área de sección transversal fisiológico (PCSA, *Physiological cross-section area*), que determinan la fuerza isométrica máxima, fueron tomados de *Friederich y Brand (1990)* [101] y *Wickiewicz y col (1983)* [102]; y los valores del ángulo de penetración y longitud de la fibra muscular óptima (para la mayoría de los músculos) fueron tomados de *Wickiewicz y col (1983)* [102]. Mientras que en el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)* estos parámetros fueron adoptados de un único trabajo desarrollado por *Horsman y col (2007)* [84] que describe la morfología muscular y articular para el modelado musculoesquelético del miembro inferior, el cual presenta todos los parámetros provenientes de una única muestra cadavérica evitando así inducir un error en los modelos por la mezcla de bases de datos.

Dentro de los parámetros de modelado musculoesquelético, un parámetro crítico en la estimación de las fuerzas musculares desarrolladas durante la marcha es la utilización de

algún criterio de optimización para representar el comportamiento del sistema nervioso central. En el caso del modelo musculoesquelético de *Delp y col. (1990)* se obtienen los valores de fuerzas musculares mediante la utilización del algoritmo CMC el cual utiliza como criterio de optimización la minimización de las activaciones musculares al cuadrado (ver ecuación 5.1) [47], sin embargo este criterio de optimización podría describir de manera incompleta patrones que se observan en marchas patológicas [52]. En particular, *Schwartz y col (2004)* observaron que niños con CP tienden a desarrollar una marcha a una velocidad entre $0,13 - 1,45 \text{ m/s}$ [103], en general inferior a la velocidad de marcha promedio desarrollada por niños sin patologías $1,02 - 1,39 \text{ m/s}$ [104]. En este sentido, en el modelo de *Ravera y col. (2014)* fue adoptado como criterio de optimización la función objetivo desarrollada por *Praagman y col (2006)* que representa el consumo energético muscular y se demostró en el capítulo 3 que este criterio de optimización predice de buena manera el consumo energético muscular ante variaciones en el rango de velocidad de la marcha.

Para finalizar, analizando los patrones de activación muscular de ambos modelos musculoesqueléticos con los datos electromiográficos registrados en la misma actividad realizada por cada paciente en estudio, se observa una buena representación de los mismos por ambos modelos. En general, el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)* obtiene una mejor representación de los picos de activación máxima que el de *Delp y col. (1990)* (ver Figura 5-7) cuando los comparamos con los *EMG real* aunque existen algunas diferencias en los patrones de activación muscular estimados por ambos modelos para otros músculos (ver Figura 5-8). También se observa que a pesar de las limitaciones y diferencias presentadas en los enfoques del modelado que muestran estos modelos musculoesqueléticos evaluados en este capítulo, la Figura 5-9 muestra que los valores de fuerzas estimados se comportan similares a pesar de contar con diferentes criterios de optimización involucrados en sus estimaciones. Este es un parámetro que aún se debe seguir evaluando para lograr representar de mejor manera el comportamiento en sujetos con patologías motrices. Si bien existen algunas diferencias en los valores de amplitud de las fuerzas encontradas (inherente al criterio de optimización utilizado por cada modelo), ambos modelos responden de manera similar cuando se comparan niños

con y sin patología de la marcha (Figura 5-10) con la excepción de algunos músculos que cruzan la articulación del tobillo debido a que el modelo propuesto por *Ravera y col. (2014)* tiene más grados de libertad que el de *Delp y col. (1990)* en esta articulación, el cual es un parámetro sensible en las estimaciones de las fuerzas musculares finales [71].

Como conclusión, creemos que este capítulo actúa como un puntapié inicial en la valoración de las fuerzas musculares estimadas mediante modelos musculoesqueléticos de sujetos con CP que desarrollen una marcha agazapada. Sin embargo, siguen siendo necesarias más evaluaciones de los modelos musculoesqueléticos genéricos destacando las fortalezas y debilidades de cada uno para lograr una mayor y consensuada aceptación de los mismos. En este sentido se puede lograr un aumento de su uso en los ambientes clínicos, permitiendo volcar todos los esfuerzos puestos en la generación de modelos que buscan representar de mejor manera el comportamiento muscular en patologías motrices.

Tabla 5.1: Diferencias en los momentos netos articulares de cada modelo musculoesquelético, presentadas mediante RMS_{rel} (%), obtenidos mediante Dinámica Inversa (ID, *Inverse Dynamic*) y Optimización Estática (SO, *Static Optimization*).

	ID Ravera y col.												SO Delp y col.											
	Hip				Knee				Ankle				Hip				Knee				Ankle			
	Abd/	Flex/	Int/	Ext	Abd/	Flex/	Ext	Int/	Ext	Abd/	Flex/	Ext	Int/	Ext	Abd/	Flex/	Ext	Int/	Ext	Abd/	Flex/	Ext	Int/	Ext
ID Delp y col.	Abd/Add	-	-	-	-	-	-	-	-	1.21	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Flex/Ext	-	18.85	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2.17	-	-	-	-	-	-	-	-
	Int/Ext	-	-	15.58	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.84	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
SO Ravera y col.	Flex/Ext	-	-	-	-	23.83	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Abd/Add	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Flex/Ext	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.87
ID Delp y col.	Int/Ext	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Abd/Add	1.02	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	22.32	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Flex/Ext	-	6.16	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	25.30	-	-	-	-	-	-	-	-
SO Ravera y col.	Int/Ext	-	-	1.56	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	15.25	-	-	-	-	-	-
	Flex/Ext	-	-	-	-	0.57	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	23.68	-	-	-
	Abd/Add	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ID Delp y col.	Flex/Ext	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Int/Ext	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	11.89
SO Ravera y col.	Flex/Ext	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Int/Ext	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	31.38

Capítulo 6

Un enfoque biomecánico integrador para el análisis de tensiones en la pelvis a lo largo del ciclo de la marcha

El análisis biomecánico del sistema locomotor humano ha crecido ampliamente mediante la aplicación de modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido, permitiendo analizar la influencia de las activaciones musculares en los diferentes movimientos corporales. Por otro lado, con el fin de analizar la mecánica de los tejidos óseo-artro-musculares el análisis mediante elementos finitos (FE, *Finite Elements*) se presenta como un enfoque de modelado suplementario. De esta manera un enfoque biomecánico integrador, integra los conocimientos y métodos biomecánicos a múltiples escalas para encontrar fundamentos y para una posterior explicación clínica a problemas observados a nivel tisular o de órganos, brindando una simulación holística que requerirá modelos que optimicen la respuesta neuromuscular simultáneamente con modelos detallados de la dinámica del comportamiento de los tejidos. De esta manera existen numerosos trabajos que utilizan FE para analizar condiciones puntuales que simulan ser situaciones esperables en algún instante de la marcha, mientras que pocos tratan de vincular las bondades de los modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido con modelos específicos de FE y sólo se destaca el trabajo desarrollado por *Koolstra y van Eijden (2005)* donde utilizaron un enfoque explícito de FE durante una simulación dinámica directa. Sin embargo, el gasto computacional de tal enfoque lo limita para su uso en los análisis iterativos, es decir, de optimización o estudios probabilísticos.

En este contexto, el objetivo de este capítulo es desarrollar un modelo computacional de la pelvis bajo un enfoque biomecánico integrador. En esta simulación se estudia un modelo de un sujeto que desarrolla una marcha sin patologías, el cual incluye un modelo musculoesquelético de cuerpo rígido del miembro inferior vinculado con un modelo de FE de la pelvis específico del sujeto. Se incluyeron las estimaciones del movimiento articular de la cadera, la fuerza de reacción intersegmentos y las fuerzas musculares estimadas mediante un modelo musculoesquelético como condiciones de contorno del modelo de FE de la pelvis y se realizó un estudio de sensibilidad bajo condiciones de carga y movimiento fisiológico a lo largo del ciclo de la marcha.

En primer instancia se analizaron los desplazamientos desarrollados por el hueso pélvico del modelo de FE observándose que los desplazamientos desarrollados en este enfoque son de muy bajo orden, alrededor de $0,05\text{ mm}$, pudiendo ser despreciados en las estimaciones dinámicas de las estructuras óseas y así aumentar la eficiencia computacional de este enfoque multiescala. En particular se destaca en la literatura el trabajo presentado por *Anderson y col. (2005)*, que presenta las tensiones máximas soportadas por el hueso pélvico dentro de un rango de $0 - 44\text{ MPa}$ para el modelado de la pelvis

específica de un sujeto en estudio. Sin embargo, estos valores máximos de tensiones de von Mises en este estudio sugieren ser poco realistas llevando a la conclusión que probablemente condiciones de carga más fisiológicas tenderán a reducir las tensiones de pico máximas en el hueso. En concordancia con esto encontramos que el modelo propuesto bajo condiciones de carga y movimiento fisiológicas, estimados mediante un modelo musculoesquelético, arrojó valores de tensiones máximas de von Mises en el orden de los 14 *MPa*. Además se ve que el efecto que realizan las fuerzas musculares sobre el tejido óseo es de difuminar las áreas en las que se encuentran estos picos de tensiones máximas, dando indicios de tener un comportamiento mas fisiológico y así ser más confiable para el análisis de posibles tratamientos.

6.1. Introducción

El modelado musculoesquelético puede proporcionar los principios para describir la locomoción humana, incluyendo control del movimiento, cargas sobre los tejidos blandos y duros y estimaciones del comportamiento de los músculos. Comúnmente estos modelos, a nivel corporal, suelen utilizar representaciones simplificadas de las articulaciones, estructuras pasivas como resortes para el modelado de los ligamentos, descripciones del comportamiento del tejido muscular mediante modelos de tipo Hill, y estrategias de control del motor como por ejemplo para el cálculo de las fuerzas musculares utilizando técnicas de optimización matemática [38]. Así, el análisis biomecánico del sistema locomotor humano ha crecido ampliamente mediante la aplicación de modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido, permitiendo analizar la influencia de las activaciones musculares en los diferentes movimientos corporales [20].

Sin embargo, con el fin de analizar la mecánica de los tejidos óseo-artro-musculares el análisis mediante elementos finitos (FE, *Finite Elements*) se presenta como un enfoque complementario al estudio in-vivo e in-vitro [105,106]. Por esta razón, se observa que el modelado musculoesquelético y los métodos de elementos finitos aparecen como técnicas de modelado suplementarias. De esta manera un enfoque biomecánico integrador, integra los conocimientos y métodos biomecánicos a un nivel de múltiples escalas para encontrar fundamentos (para una posterior explicación clínica) a problemas observados a nivel tisular o de órganos. Es por esto que un enfoque biomecánico integrador tiende a ser un enfoque más natural para comprender las alteraciones fisiopatológicas del cuerpo humano. Como consecuencia de esto, se pueden identificar importantes problemas básicos de biomecánica sin resolver, y proporcionar el camino por el que su solución puede

ser traducida en avances directos a la medicina clínica [37]. Entonces un enfoque biomecánico multiescala, brindará una simulación holística requiriendo modelos que optimicen la respuesta neuromuscular simultáneamente con modelos detallados de la dinámica del comportamiento de los tejidos que conforman el aparato locomotor humano [38].

De esta manera encontramos en la literatura actual numerosos trabajos que utilizan FE para analizar condiciones puntuales que simulan ser situaciones esperables en algún instante de la marcha. Así, algunos estudios se focalizan en predecir la distribución de tensiones en huesos grandes como la pelvis o la cabeza-cuello femoral [107], donde *Anderson y col. (2005)* predijeron valores de tensiones máximas para el hueso pélvico en un rango de $0 - 44 \text{ MPa}$ bajo condiciones de cargas estáticas [108]. Otros trabajos se focalizaron en predecir la distribución de tensiones en el cartílago de la articulación de la cadera, identificando que la región donde se localizan las tensiones máximas se encuentra debajo de la región del domo acetabular pélvico, variando en un rango de $4 - 8 \text{ MPa}$ para cargas estáticas de $1500 - 3000 \text{ N}$ [109–111]. Además, trabajos desarrollados por *Phillips y col. (2007)* [112], *Yoshida y col. (2006)* [113] y *Abraham y col. (2013)* [114] evaluaron modelos de FE en condiciones que tienden a ser enfoques más fisiológicos. Así el primer grupo de investigación analizó las tensiones y deformaciones bajo condiciones de cargas estáticas pero en un modelo de la pelvis que incluye condiciones de contorno que representan los músculos y ligamentos; mientras que el segundo y tercer grupo de investigadores analizaron las zonas de contacto y presión en los cartílagos de la articulación de la cadera durante todo el ciclo de la marcha.

Por otro lado, encontramos en la literatura pocos trabajos que vinculan las bondades de los modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido con modelos específicos de FE. Entre ellos encontramos trabajos como los de *Blemker y Delp (2005) y (2006)* [115] [116] y *Hu y Blemker (2015)* [117] que representan la geometría y arquitectura muscular para evaluar su comportamiento en ciertas alteraciones de este tejido. Otros trabajos desarrollados por *Halloran y col. (2009) y (2010)* [118] [119] demostraron el acople directo entre un modelo musculoesquelético de la extremidad inferior y el modelado del pie mediante FE para analizar el comportamiento de tejidos blandos en salto y marcha respectivamente. Destacándose que sólo se observa el trabajo desarrollado por *Koolstra y*

van Eijden (2005) donde utilizaron un enfoque explícito de FE para estimar las tensiones mandibulares durante una simulación mediante dinámica directa. Sin embargo, el gasto computacional de tal enfoque lo limita para su uso en los análisis iterativos, es decir, de optimización o estudios probabilísticos [120].

En este punto es importante destacar que aunque la utilidad de los modelos de FE en las prácticas clínicas son frecuentemente criticados por su inadecuada verificación y validación [121, 122]; Viceconti y col. (2005) proponen que la comunidad biomecánica debe comenzar a considerar estos instrumentos en esta área aceptando que los modelos numéricos nunca podrán ser validados completamente cuando son aplicados en simulaciones de tejidos biológicos. Por tal motivo, la interpretación y la evaluación de la sensibilidad de las estimaciones encontradas mediante estos modelos se convierten en un punto de vital importancia [123].

En este contexto, el objetivo de este capítulo es desarrollar un modelo computacional de la pelvis bajo un enfoque biomecánico integrador. En esta simulación se estudia un sujeto que desarrolla una marcha sin patologías, el cual incluye un modelo musculoesquelético de cuerpo rígido del miembro inferior vinculado con un modelo de FE cuasi-estático de la pelvis específico del sujeto. Se incluyeron las estimaciones del movimiento articular de la cadera, la fuerza de reacción intersegmentos y las fuerzas musculares estimadas mediante un modelo musculoesquelético como condiciones de contorno del modelo de FE de la pelvis (ver Figura 6-1). Se analizó cómo el uso de condiciones de

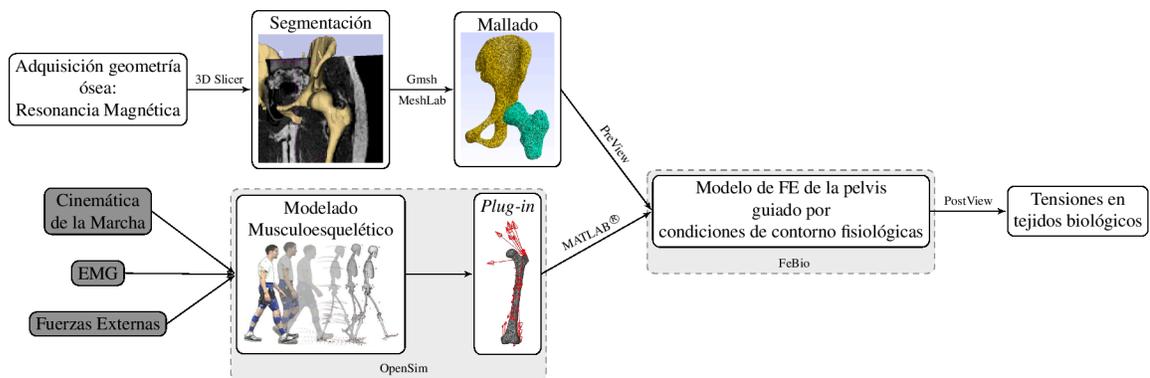


Figura 6-1: Proceso completo de construcción del modelo bajo el enfoque biomecánico integrador, incluyendo el modelado musculoesquelético del miembro inferior y el modelo de elementos finitos de la pelvis.

contorno fisiológicas actúan en la distribución de tensiones del tejido óseo. Además se planteó una validación indirecta del modelo propuesto mediante la comparación con modelos similares presentados en estudios previos [107,108,112], y se realizó un estudio de sensibilidad bajo condiciones de carga y movimiento fisiológico a lo largo de todo el ciclo de la marcha.

6.2. Método

6.2.1. Participante

En el análisis propuesto en este capítulo se incluyeron seis registros del análisis clínico de la marcha de un individuo de 29 años de edad, 75 *Kg* de masa y 1,79 *m* de altura que desarrolló la marcha a una velocidad normal auto-seleccionada, las características generales son las correspondientes al *sujeto 2* de la Tabla 2.2 de la sección 2.4.1 del capítulo 2. Los estudios de la marcha fueron registrados en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” del Instituto de Investigaciones Neurológicas FLENI (Escobar, Argentina) presentando patrones normales de la marcha. De esta manera, se consideró la media de los seis estudios para contar con un patrón del análisis de la marcha del sujeto con significancia clínica [68].

Asimismo, se utilizaron los datos de un único conjunto de imágenes biomédicas desde la quinta vertebra lumbar hasta la punta del pie obtenidas mediante el estudio de resonancia magnética nuclear descrito en la sección 2.4.3 del capítulo 2. Este estudio fue realizado en el “Servicio de Resonancia Magnética” del Instituto FLENI.

6.2.2. Modelo Musculo-esquelético

Se utilizó un modelo musculo-esquelético [62], con 23 grados de libertad y 92 actuadores músculo-tendón que representan a 76 músculos de los miembros inferiores y el torso. Los grados de libertad de este modelo corresponden a tres traslaciones y tres rotaciones en la pelvis; tres articulaciones tipo rótula esférica, una localizada en la tercera vertebra lumbar representando la interacción entre la pelvis y el tronco y dos que representan ca-

da una de las articulaciones de la cadera; articulación con traslación y rotación en cada rodilla; y una articulación cilíndrica en cada tobillo del modelo [34,63]. Este modelo fue escalado con las medidas antropométricas del sujeto en estudio.

Se utilizaron técnicas de cinemática y dinámica inversa para el cálculo de los ángulos y momentos netos articulares a partir de los datos experimentales de las trayectorias de los marcadores y las fuerzas de reacción del suelo. El algoritmo de reducción de residuos (RRA, *residual reduction algorithm*) fue utilizado para la reducción de residuos en la pelvis. RRA ajusta la cinemática del modelo desde las estimaciones obtenidas por la cinemática inversa para que sea dinámicamente consistente con los datos de las fuerzas de reacción del piso registradas por las plataformas de fuerzas. Para las estimaciones de las fuerzas musculares desde los datos cinemáticos y el modelo ajustado obtenido desde RRA, se utilizó el algoritmo de control muscular computarizado (CMC, *computed muscle control*) [64].

Finalmente, mediante el plug-in "Muscle Force Direction" [124] de OpenSim se extrajo la información del modelado musculoesquelético (como la dirección efectiva de acción y los puntos de origen e inserción de los grupos musculares) necesarios para incorporar en el modelado de FE de la pelvis. Todas las simulaciones llevadas a cabo fueron implementadas en concordancia con las "buenas prácticas para la verificación y validación de un modelo musculoesquelético" descritas en el artículo de *Hicks y col. (2015)* [65].

6.2.3. Definición Geométrica de la Pelvis

El conjunto de imágenes biomédicas descritas en la sección 2.4.3 fue utilizado para proveer la geometría de base del hueso pélvico y femur mediante técnicas de segmentación manual utilizando el software *3D Slicer* (www.slicer.org). Las superficies reconstruidas fueron decimadas para reducir el número de polígonos y filtradas mediante la utilización del algoritmo de suavizado $\lambda - \mu$ de Taubin [125] para remover artefactos de la segmentación utilizando *MeshLab* (www.meshlab.sourceforge.net).

Se representó la articulación de la cadera como una rótula esférica perfecta con una interfaz de contacto con radio común dada por la línea media del espacio articular entre el cartílago femoral y acetabular [126]. Fueron utilizadas las ecuaciones de regresión

propuestas por *Harrington y col (2007)* [127] para estimar la ubicación del centro articular de la cadera basándose en las imágenes de resonancia magnética. Además, el hueso pélvico se estableció en la posición neutra [128] mientras que el hueso del fémur adoptó la cinemática del ángulo articular de la cadera en el plano sagital a lo largo de todo el ciclo de la marcha.

Las mallas triangulares de las superficies de los huesos y cartílagos, se convirtieron en mallas corticales de 3 nodos de elementos lineales. El interior de estas mallas corticales se completaron con elementos tetraédricos, es decir, se generaron mallas volumétricas que representan cada una de las estructuras del modelo FE mediante el software *Gmsh* [129].

6.2.4. Propiedades de los Materiales y Condiciones de Contorno

El hueso pélvico fue definido como un material homogéneo, isotrópico, elástico lineal, con módulo de elasticidad $E = 7 \text{ GPa}$ y coeficiente de Poisson $\nu = 0,3$; los cuales describen de manera efectiva las propiedades de rigidez ponderando la composición de hueso cortical y esponjoso [107, 108, 130, 131]. En el caso del hueso femoral, este fue modelado como un elemento rígido.

El cartílago de la cadera humana bajo la acción de cargas fisiológicas se caracterizó en estudios previos como un material cuasi incompresible [111, 132]. Así, el modelo constitutivo adoptado para el modelado de los cartílagos acetabular y femoral fue considerado como un material homogéneo, isotrópico, hiperelástico del tipo neo-Hookean cuya energía de deformación W está dada por la ecuación 6.1.

$$W = \frac{1}{2}G(\tilde{I}_1 - 3) + \frac{1}{2}K(\ln(J))^2, \quad (6.1)$$

donde \tilde{I}_1 es el primer invariante del tensor de deformación derecho de Cauchy, J es el Jacobiano del tensor de deformación, y $G = 13,6 \text{ MPa}$ y $K = 1360 \text{ MPa}$ [109] son el módulo de corte en el límite de las pequeñas deformaciones y el módulo de compresibilidad respectivamente. Este modelo constitutivo fue utilizado en este modelado por su simple relación cuasi-lineal tensión-deformación y además es ampliamente utilizado en modelos de FE de la articulación de la cadera humana [109, 110, 126, 133–135].

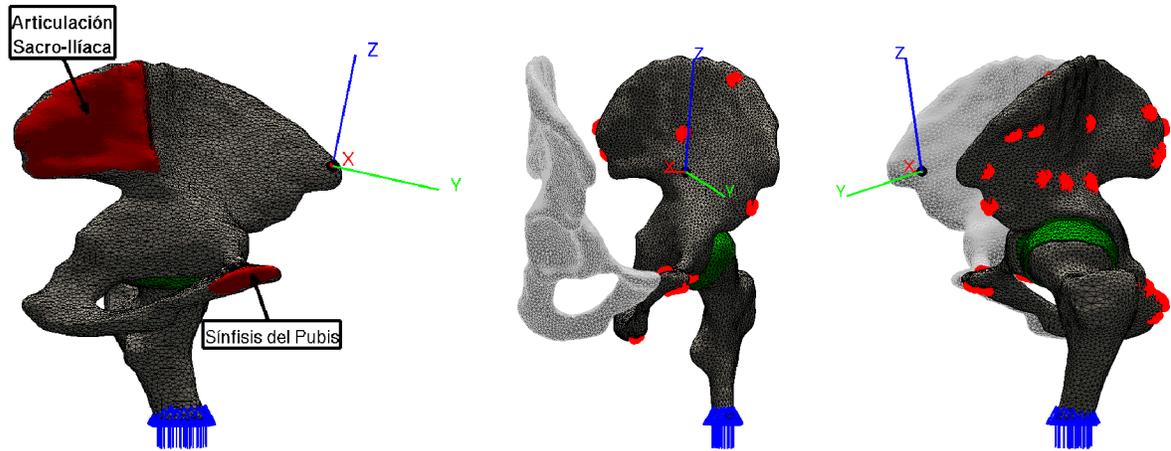


Figura 6-2: Esquema de las condiciones de contorno aplicadas en el modelo de FE de la pelvis implementado. Las áreas rojas representan los nodos fijos presentes lo largo de las articulaciones sacro-ilíaca y sínfisis del pubis. Las flechas azules representan la fuerza de compresión prescrita de la articulación de la rodilla. Los puntos rojos son las zonas los principales músculos que tienen su origen o inserción en el hueso pélvico donde se aplican las fuerzas nodales prescritas que representando las fuerzas musculares.

En cuanto a las condiciones de contorno aplicadas en el modelado de la pelvis, se definió una interfaz rígida para modelar la interfaz entre el cartílago femoral y el hueso del fémur. En la definición de las interfaces entre cartílagos y hueso pélvico con el cartílago acetabular, se utilizaron dos algoritmos de contacto deslizantes basados en un enfoque Lagrangiano aumentado. Se supuso un contacto sin fricción para la interfaz entre cartílagos, ya que el coeficiente de fricción es bajo (0,01 a 0,02 en presencia de líquido sinovial) [110]. Se aplicaron condiciones de frontera fijas en la articulación sacro-ilíaca para ser consistentes con la transferencia de carga que se produce entre los huesos de la pelvis y el sacro en esta región. Así, se limitaron como nodos fijos a los nodos presentes lo largo de las articulaciones sacro-ilíaca y sínfisis del pubis para simular estas interfaces [108, 112].

Para lograr evaluar las tensiones que afectan la pelvis a lo largo del ciclo de la marcha, tres condiciones específicas fueron incluidas:

- Una rotación prescrita del centro articular: representando la flexión-extensión de la articulación de la cadera.
- Una Fuerza de tracción prescrita: representando la fuerza vertical neta interseg-

mento de la articulación de la rodilla.

- Fuerzas nodales prescritas: representando las quince fuerzas musculares vectoriales tridimensionales de los principales músculos que tienen su origen o inserción en el hueso pélvico.

Por último la cinemática angular de la articulación fue normalizada al 100 % del ciclo de la marcha y las cargas aplicadas fueron normalizadas con respecto al peso corporal. Para localizar las zonas que representan el origen e inserción muscular, se utilizaron los nodos encontrados mediante el plug-in de OpenSim [124] y todos sus nodos vecinos más cercanos para evitar cargas puntuales en el modelo de FE de la pelvis, ver Figura 6-2.

6.2.5. Estudio de Convergencia

El criterio de convergencia utilizado en este capítulo se refiere solamente sobre la hipótesis de cuantificación, sin tener consideraciones sobre errores numéricos. Se adoptó que, en general, el análisis de FE converge a medida de que el tamaño de los elementos disminuye, y por lo tanto el número de nodos y elementos aumenta, entonces la solución numérica tiende a la solución exacta. Es importante destacar que el estudio de convergencia de mallas no garantizan que las predicciones del modelo de FE sean exactos, pero aseguran que una discretización más fina probablemente no cambiará significativamente las predicciones encontradas [121]. Entonces, se aumentó el número de elementos tetraédricos y se analizó la variación en la predicción de las tensiones del modelo de FE.

6.2.6. Estudio de Sensibilidad

Se realizaron cambios en las propiedades asumidas de los materiales para evaluar cómo tales propiedades afectan a las predicciones de las tensiones del modelo en condiciones fisiológicas a lo largo del ciclo de la marcha. El módulo de corte de base de los cartílagos varió en $\pm 1SD$ utilizando el desvío estándar para el cartílago humano [136]. Para determinar los efectos de la asunción de incompresibilidad del cartílago, la relación módulo de compresibilidad y módulo de corte varió entre 100:1 ($\nu = 0,495$) y 10:1

($\nu = 0,452$) [109]. Se analizó la variación de las predicciones del modelo FE cuando el módulo de elasticidad varía en $\pm 10\%$ de su valor teórico para cuantificar el efecto del modelado del hueso.

6.2.7. Análisis de los Datos

El modelo de FE 3D fue incorporado dentro del software *FEBio 1.7* para la obtención de la solución del análisis no-lineal tensión-deformación [40]. Se aplicó un análisis mecánico estructural cuasi-estático con un método de búsqueda lineal para mejorar la convergencia del algoritmo de solución cuasi-Newtoniano BFGS no lineal. Además, se utilizaron los softwares *PreView* y *PostView* para el pre y post procesamiento del modelo de FE (www.febio.org).

En el estudio de convergencia de mallas se utilizaron condiciones de carga estáticas equivalentes al peso del sujeto. Así, la densidad de cada malla fue ajustada (incrementada) hasta que no se observen cambios en las predicciones de las tensiones por encima del 5%. Por otro lado, para el estudio de sensibilidad, se analizaron los cambios en el pico máximo de tensión como resultado del escenario completo de cargas dinámicas aplicadas. Se estudiaron veinticuatro modelos en total antes de llegar a la configuración óptima. Luego, en esta configuración del modelo de FE, se analizaron los desplazamientos y la distribución de las tensiones de von Mises a lo largo de todo el ciclo de la marcha.

6.3. Resultados

Para determinar la densidad de elementos óptima de cada malla volumétrica se analizaron tres mallas para el cartílago acetabular, tres mallas para el cartílago femoral y tres mallas para el hueso pélvico bajo condiciones de cargas estáticas equivalentes al peso del sujeto. De esta manera, la primera malla volumétrica del hueso pélvico contó con 10.276 nodos y 38.232 elementos, la segunda malla con 41.556 nodos y 178.947 elementos y la tercera malla con 65.987 nodos y 305.856 elementos. La primera malla del cartílago acetabular contó con 749 nodos y 2.270 elementos, la segunda malla con 4.413 nodos y 18.190 elementos y la tercera con 29.569 nodos y 145.280 elementos. En

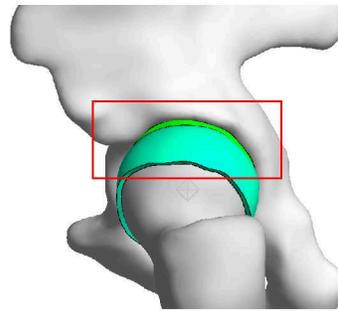
Tabla 6.1: Tensiones de von Mises máximas desarrolladas en el modelo de FE en el estudio de convergencia de mallas expresadas en *MPa*.

	Mallas Pelvis		
	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
$\sigma_{VM}^{Máx}$	2,327	3,095	3,130
Cambios absolutos	-	33,02 %	1,12 %
	Mallas Cartílago Acetabular		
	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
$\sigma_{VM}^{Máx}$	2,327	3,284	3,452
Cambios absolutos	-	41,13 %	5,11 %
	Mallas Cartílago Femoral		
	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
$\sigma_{VM}^{Máx}$	2,327	2,311	2,298
Cambios absolutos	-	0,69 %	0,56 %

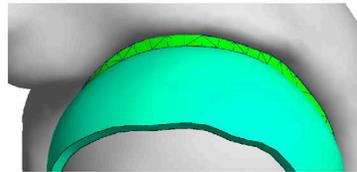
el caso del cartílago femoral, la primer malla contó con 1.465 nodos y 4.413 elementos, la segunda malla con 8.738 nodos y 35.304 elementos y la tercera con 58.368 nodos y 282.432 elementos. Como se presenta en la Figura 6-3 los cartílagos aumentaron el número de elementos tanto en las caras como en el espesor del mismo.

Se observa en la Tabla 6.1 que incrementos en la densidad de las mallas por encima de la segunda propuesta para cada una de las estructuras producen una mejora en las predicciones de las tensiones de von Mises alrededor del 5 %, asegurando la convergencia de las mallas. De este análisis se consideró que la malla del cartílago acetabular de dos capas perdía ciertas zonas de presión, por lo cual en esta estructura se consideró la tercer malla (cuatro capas en el espesor); y que aunque la malla del cartílago femoral de dos capas no produce una mejora por debajo del 5 % su principal función en el modelo propuesto es generar una correcta transmisión de las cargas, es por eso que esta malla para la representación de este cartílago es adecuada. De esta manera, las mallas volumétricas que representan el modelo de FE final (Figure 6-4) consisten en ~ 84.000 nodos y ~ 376.700 elementos tetraédricos (hueso pélvico = 41.556 nodos y 178.947 elementos; cartílago acetabular = 29.569 nodos y 145.280 elementos; cartílago femoral = 8.738 nodos y 35.304 elementos; y hueso del fémur = 4.220 nodos y 17.161 elementos).

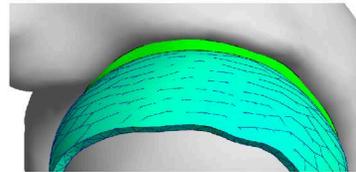
En la Figura 6-5 se presentan las estimaciones del modelado musculoesquelético que son utilizadas como parámetros de entrada en el modelo de FE de la pelvis. El des-



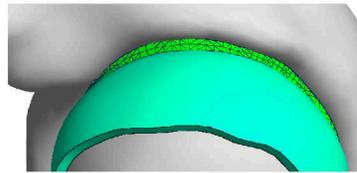
(a) Modelo de FE específico del sujeto



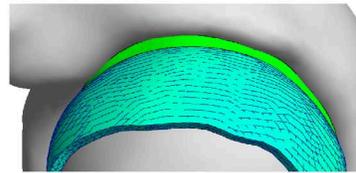
(b) Un elemento a través del espesor del cartílago acetabular



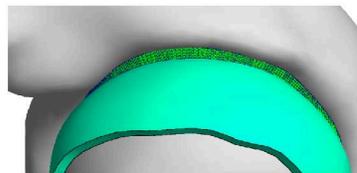
(c) Un elemento a través del espesor del cartílago femoral



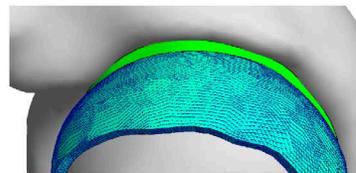
(d) Dos elementos a través del espesor del cartílago acetabular



(e) Dos elementos a través del espesor del cartílago femoral (densidad de malla convergente)



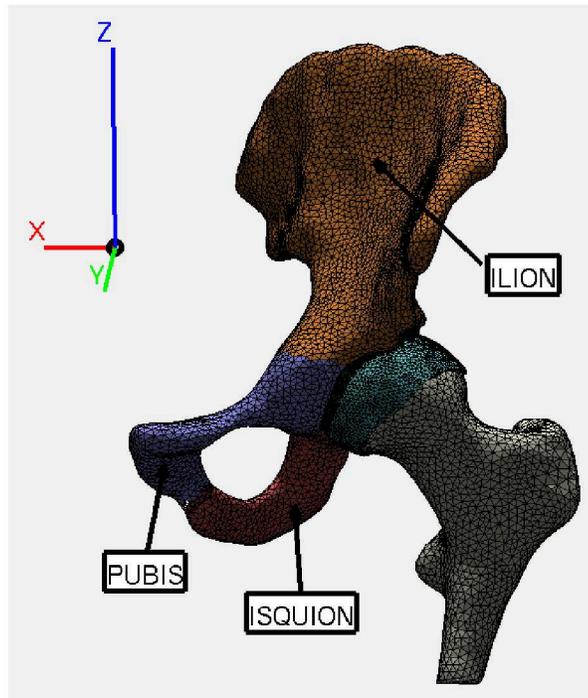
(f) Cuatro elementos a través del espesor del cartílago acetabular (densidad de malla convergente)



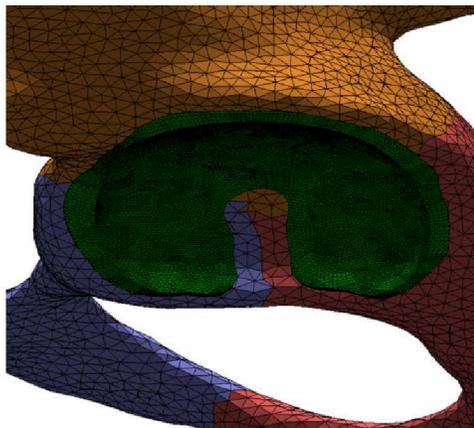
(g) Cuatro elementos a través del espesor del cartílago femoral (densidad de malla convergente)

Figura 6-3: Representación del análisis de convergencia de las mallas de los cartílagos. (a) Modelo de FE específico del sujeto. El cuadro rojo indica la región que se muestra en las imágenes restantes. (b) Modelo de FE con un elemento a través del espesor del cartílago acetabular. (c) Modelo de FE con un elemento a través del espesor del cartílago femoral. (d) Modelo de FE con dos elementos a través del espesor del cartílago acetabular. (e) Modelo de FE con dos elementos a través del espesor del cartílago femoral (densidad de malla convergente). (f) Modelo de FE con cuatro elementos a través del espesor del cartílago acetabular (densidad de malla convergente). (g) Modelo de FE con cuatro elementos a través del espesor del cartílago femoral.

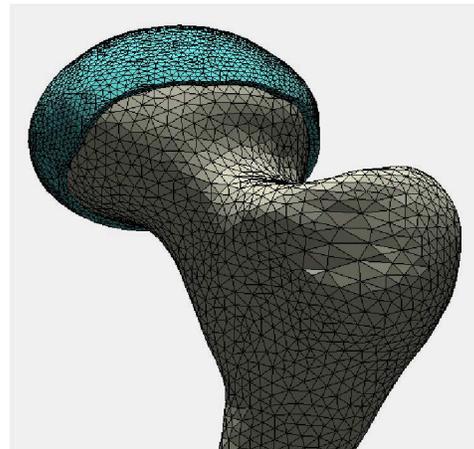
plazamiento y la fuerza de compresión representan el movimiento de la articulación de la cadera en el plano sagital y la fuerza neta vertical de articulación de la rodilla respectivamente; mientras que las fuerzas musculares representan el módulo de las fuerzas



(a) Mallas del modelo de FE completo de la pelvis.



(b) Primer plano del acetábulo, el cartílago acetabular fue representado con cuatro elementos tetraédricos en el espesor.



(c) Primer plano de la cabeza femoral, el cartílago femoral fue representado con dos elementos tetraédricos en el espesor.

Figura 6-4: Mallas finales del modelo de FE de la pelvis resultantes del estudio de convergencia.

nodales vectoriales de los grupos musculares que tienen su origen o inserción en el hueso pélvico.

Para analizar el efecto de incluir las fuerzas musculares actuando sobre las estructuras óseas todas la evaluaciones de los modelos de FE de aquí en adelante se realizan sobre

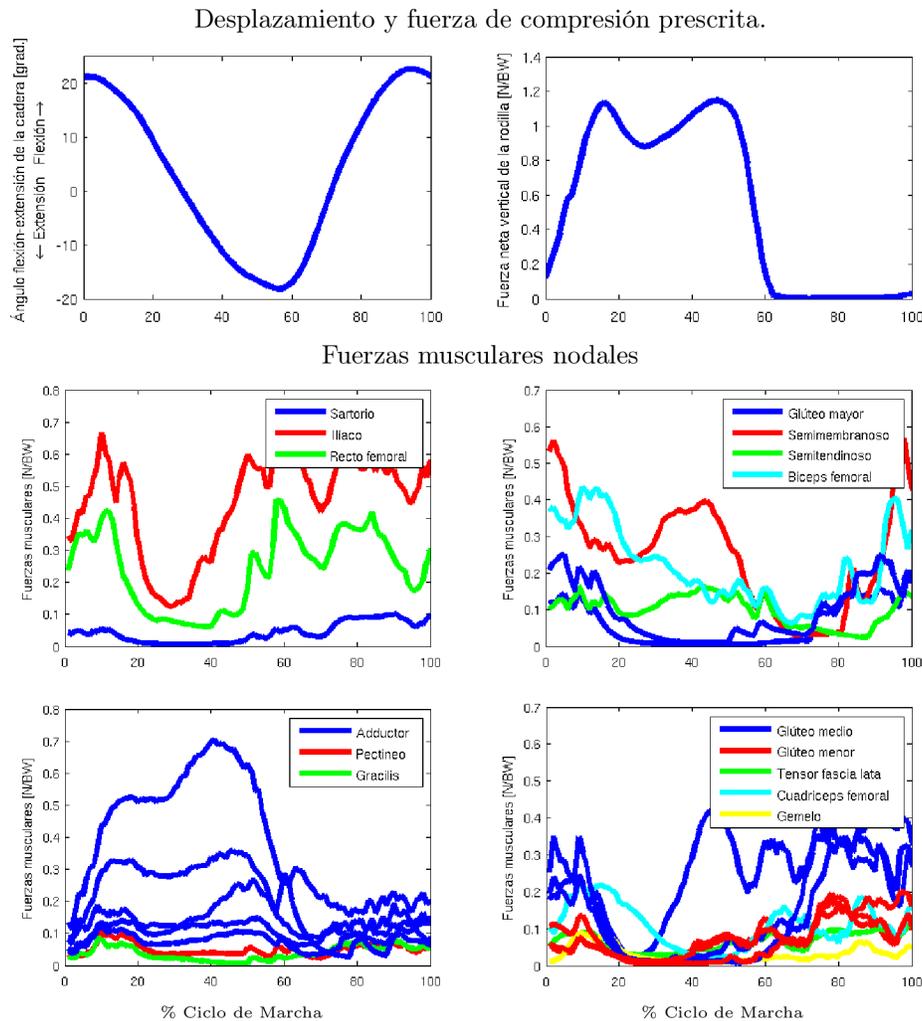


Figura 6-5: Estimaciones del modelado musculoesquelético que representan el desplazamiento, fuerza de tracción y fuerzas nodales prescritas en el modelo de FE de la pelvis. Todas las fuerzas se presentan normalizadas con respecto al peso del sujeto.

dos modelos de FE, uno que no incluye las fuerzas musculares como fuerzas nodales (similar al presentado por otros autores [108]) y uno que incluye las fuerzas musculares a lo largo de todo el ciclo de la marcha mediante fuerzas nodales. En las Tablas 6.2 y 6.3 se presentan las tensiones de von Mises máximas encontradas a lo largo de todo el ciclo de la marcha para diferentes valores de los parámetros de las propiedades de los materiales involucrados en el modelado de FE. Los tiempos de ejecución de los modelos para el análisis de sensibilidad fueron de $16,32 \pm 7,93$ *hs* y $18,02 \pm 3,75$ *hs* para cambios en el módulo de corte del cartílago de los modelos con y sin fuerzas respectivamente, $17,36 \pm 2,05$ *hs* y $34,64 \pm 1,07$ *hs* para cambios en la condición de incompresibilidad

Tabla 6.2: Estudio de sensibilidad del modelo de FE sin fuerzas musculares. Se presentan las tensiones máximas de von Mises ($\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$) expresadas en *MPa*.

	Hueso	Cartílago	$\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$ en pélvis	$\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$ en cartílago acetabular	$\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$ en cartílago femoral
1	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,495$	13,574	3,525	0,347
2	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 12,9MPa$ $\nu = 0,495$	13,341	3,539	0,341
3	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 14,3MPa$ $\nu = 0,495$	13,367	3,369	0,333
4	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,452$	13,355	3,817	0,546
5	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 12,9MPa$ $\nu = 0,452$	13,408	3,715	0,552
6	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 14,3MPa$ $\nu = 0,452$	12,945	3,658	0,529
7	$E = 6,3GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,495$	13,197	3,424	0,343
8	$E = 7,7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,495$	13,591	3,639	0,346

del cartílago de los modelos con y sin fuerzas respectivamente, y $13,42 \pm 2,12$ *hs* y $29,57 \pm 5,53$ *hs* para cambios en el módulo de elasticidad del hueso pélvico de los modelos con y sin fuerzas respectivamente.

Se observa, que el modelo de FE que no incluye las fuerzas musculares (Tabla 6.2) presenta variaciones en el pico de tensión de $\sim 1,74\%$ entre la mayor y la menor ($13,427 \pm 0,128$ *MPa* en la pelvis, $3,477 \pm 0,094$ *MPa* en el cartílago acetabular y $0,340 \pm 0,007$ *MPa* en el cartílago femoral) ante cambios en el módulo de corte del cartílago; además, asumir que el cartílago es incompresible presenta mayores variaciones en el pico de tensión del orden de $\sim 3,49\%$ entre la mayor y la menor ($13,236 \pm 0,253$ *MPa* en la pelvis, $3,730 \pm 0,081$ *MPa* en el cartílago acetabular y $0,542 \pm 0,012$ *MPa* en el cartílago femoral); mientras que cambios en el módulo de elasticidad del hueso pélvico presentan variaciones en el pico de tensión máximo de $\sim 1,08\%$ entre la mayor y la menor ($13,269 \pm 0,102$ *MPa* en la pelvis, $3,481 \pm 0,342$ *MPa* en el cartílago acetabular y $0,342 \pm 0,01$ *MPa* en el cartílago femoral). Por otro lado, el modelo de FE que incluye las fuerzas musculares (Tabla 6.3) presenta variaciones en el pico de tensión de

Tabla 6.3: Estudio de sensibilidad del modelo de FE con fuerzas musculares. Se presentan las tensiones máximas de von Mises ($\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$) expresadas en *MPa*.

	Hueso	Cartílago	$\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$ en pélvis	$\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$ en cartílago acetabular	$\sigma_{VM}^{\text{Máx}}$ en cartílago femoral
1	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,495$	13,262	3,552	0,343
2	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 12,9MPa$ $\nu = 0,495$	13,278	3,405	0,335
3	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 14,3MPa$ $\nu = 0,495$	13,398	3,317	0,330
4	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,452$	13,314	3,842	0,546
5	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 12,9MPa$ $\nu = 0,452$	13,277	3,671	0,538
6	$E = 7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 14,3MPa$ $\nu = 0,452$	12,794	3,637	0,535
7	$E = 6,3GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,495$	13,317	3,433	0,336
8	$E = 7,7GPa$ $\nu = 0,3$	$G = 13,6MPa$ $\nu = 0,495$	13,207	3,241	0,328

$\sim 1,26\%$ entre la mayor y la menor ($13,313 \pm 0,075 MPa$ en la pelvis, $3,424 \pm 0,118 MPa$ en el cartílago acetabular y $0,336 \pm 0,006 MPa$ en el cartílago femoral) ante cambios en el módulo de corte del cartílago, variaciones en la incompresibilidad del cartílago presenta mayores variaciones en el pico de tensión de $\sim 3,97\%$ entre la mayor y la menor ($13,128 \pm 0,291 MPa$ en la pelvis, $3,716 \pm 0,110 MPa$ en el cartílago acetabular y $0,539 \pm 0,006 MPa$ en el cartílago femoral) y por último, cambios en el módulo de elasticidad del hueso pélvico presenta variaciones en las predicciones del pico de tensión máximo de $\sim 0,29\%$ entre la mayor y la menor ($13,298 \pm 0,027 MPa$ en la pelvis, $3,419 \pm 0,019 MPa$ en el cartílago acetabular y $0,336 \pm 0,001 MPa$ en el cartílago femoral). Así se observa que el modelo de FE sin fuerzas musculares no es significativamente sensible a variaciones en las propiedades de los materiales que representan el cartílago y el hueso. Sin embargo, cuando se incluyen las fuerzas musculares dentro del modelo

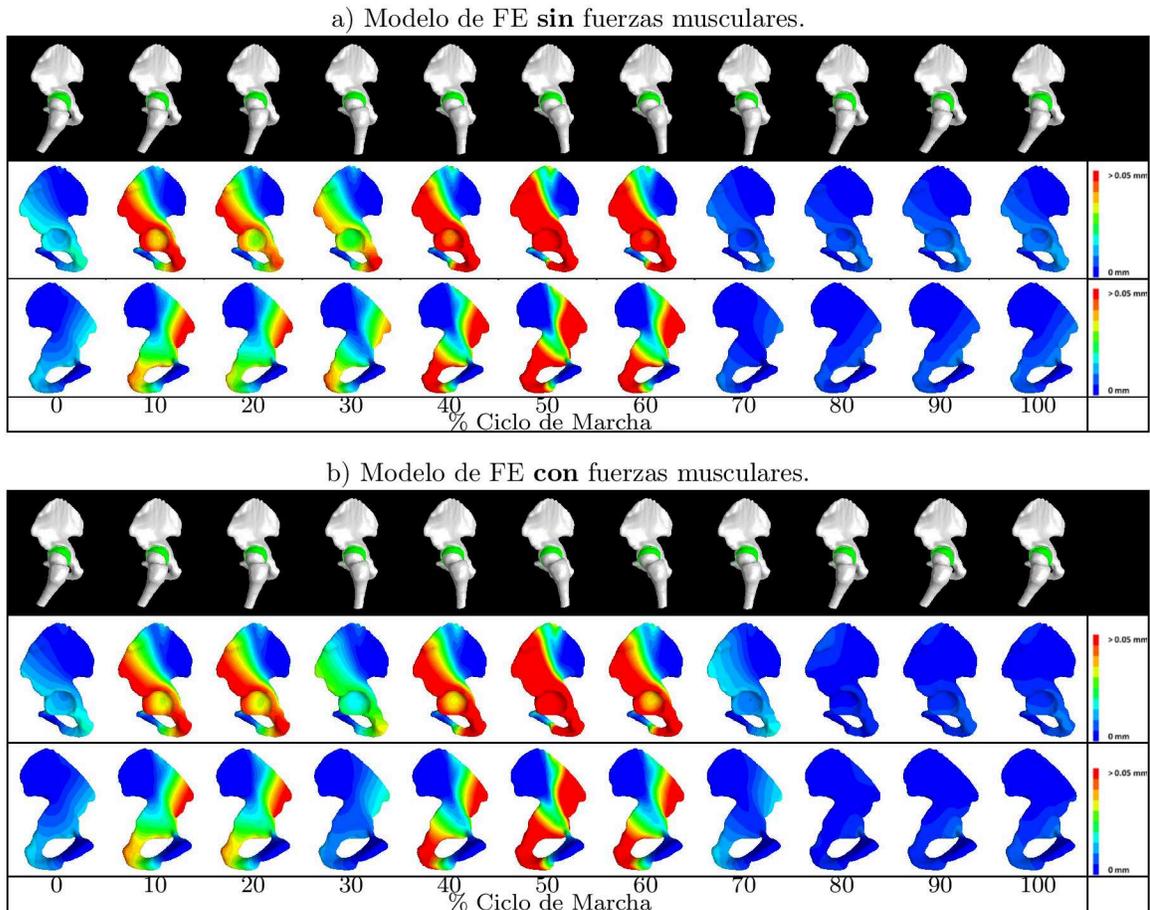


Figura 6-6: Desplazamientos antero-posterior del modelo de FE del hueso pélvico.

de FE, tanto el cartílago como el hueso son más sensibles a cambios en las propiedades del material; principalmente en la suposición de incompresibilidad del cartílago.

El comportamiento general de los modelos de FE son ilustrados en la Figura 6-6, en la cual se presentan los desplazamientos que sufre el hueso pélvico en el plano sagital. Se observa que la porción lateral del ilion e isquion se desplazan en dirección anterior, mientras que las articulaciones sacro-ílica y sínfisis del pubis permanecen inmóviles por las condiciones de contorno aplicadas en el modelo.

Se observa que la magnitud de los desplazamientos en el plano sagital están entre $0 - 0,1 \text{ mm}$, consistentemente con lo encontrado por *Phillips y col.* [112], además la inclusión de las fuerzas musculares producen una dispersión de las zonas de desplazamiento mostrando un comportamiento más esperado en términos fisiológicos a lo largo

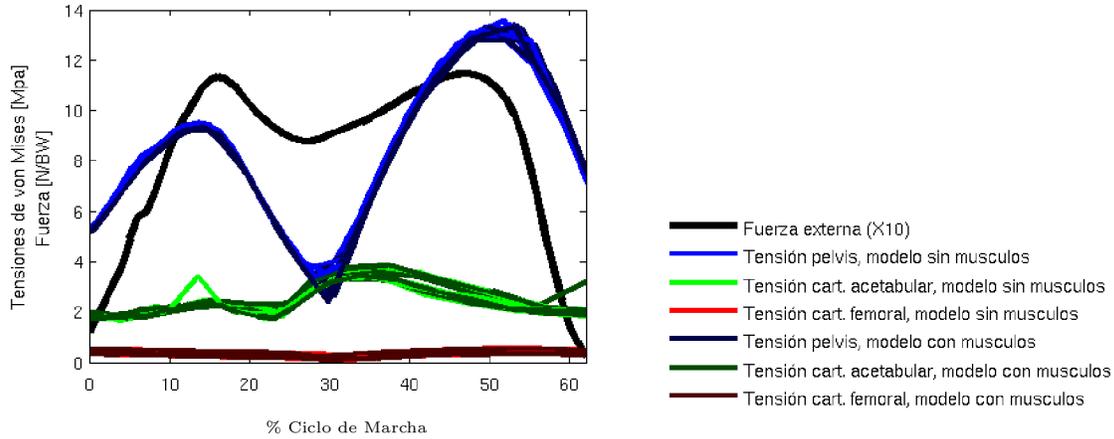


Figura 6-7: Tensiones máximas de von Mises de los modelos completos y la fuerza de tracción aplicada normalizada con respecto al peso del cuerpo del sujeto a lo largo de la fase de apoyo del ciclo de la marcha.

del ciclo de la marcha (aunque es notorio este efecto en toda la fase de apoyo, esto se ve con mayor claridad al 10%, 30% y 60% del ciclo de la marcha de la Figura 6-6).

El modelo propuesto, utilizando condiciones de cargas fisiológicas como la fuerzas neta vertical de articulación de la rodilla y el movimiento de la articulación de la cadera a lo largo del ciclo de la marcha, presenta las tensiones de von Mises en un rango de 0 – 13,5 MPa para el hueso pélvico, de 0 – 3,8 MPa para el cartílago femoral y de 0 – 0,5 MPa para el cartílago acetabular (ver Figura 6-7). En la Figura 6-8 se observa cómo las tensiones son transferidas por cada una de las estructuras del modelo a lo largo de todo el ciclo de la marcha. Los picos máximos de tensión aparecen en la articulación sacro-ilíaca en la zona antero-medial como una respuesta a la trasferencia del peso alrededor del 10% del ciclo de la marcha, sin embargo este pico se traslada a la región postero-lateral cuando la articulación de la cadera está alrededor del 50 – 60% del ciclo de la marcha, instante en el cual termina la fase de apoyo. Además, se observa que la inclusión de fuerzas musculares que varían en el tiempo a lo largo del ciclo de la marcha produce una mayor dispersión de las zonas en las que se observan los picos de tensión (como también fue presentado por *Phillips y col.* [112]), aunque no causa una disminución de los valores máximos de las tensiones de von Mises. Por lo tanto, esto lleva a evitar una concentración puntual de las tensiones en el hueso de la pelvis y así

el modelo de FE que incluye fuerzas musculares tiende a representar un enfoque en principio más realista del comportamiento fisiológico del miembro inferior al caminar.

6.4. Discusión

El modelado musculoesquelético comúnmente suele utilizar representaciones simplificadas de las articulaciones, estructuras pasivas como resortes para el modelado de los ligamentos, descripciones del comportamiento del tejido muscular mediante modelos tipo Hill y técnicas de optimización para el cálculo de las fuerzas musculares [38]. Así, el análisis biomecánico del sistema loco-motor humano se ha desarrollado ampliamente mediante la aplicación de modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido, permitiendo analizar la influencia de las activaciones musculares en los diferentes movimientos [20]. Sin embargo, con el fin de analizar la mecánica de los tejidos óseo-artro-musculares el análisis mediante FE provee un enfoque complementario al estudio in-vivo e in-vitro [105, 106].

De esta manera, un enfoque biomecánico integrador puede ser utilizado como guía para tratamientos crónicos como osteoartritis, osteoporosis y parálisis cerebral, así como también para planear una intervención quirúrgica asistida por computadoras y cirugías asistidas por robots [37]. Destacándose que un enfoque biomecánico multiescala, brindará una simulación holística que requerirá modelos que optimicen la respuesta neuromuscular simultáneamente con modelos detallados de la dinámica del comportamiento de los tejidos que constituyen el aparato locomotor humano [38].

Así, se encuentra en la literatura que existen numerosos trabajos que utilizan análisis de FE para condiciones puntuales que simulan ser situaciones esperables en algún instante de la marcha [107–114]. Por otro lado, pocos trabajos buscan vincular las bondades de los modelos musculoesqueléticos de cuerpo rígido con modelos específicos de FE [115–117, 119]. En particular, sólo se observa el trabajo desarrollado por *Koolstra y van Eijden (2005)* [120] que utiliza un enfoque explícito FE para estimar las tensiones mandibulares durante una simulación dinámica directa. Sin embargo, el gasto computacional de tal enfoque lo limita para su uso en métodos de optimización estática comúnmente utilizados para encontrar fuerzas musculares. Si además se tienen en cuenta

que una simulación del movimiento mediante dinámica directa implica cientos de pasos de tiempo, y una optimización iterativa puede requerir miles de tales simulaciones; y además, si a esto se le sumaran las millones de simulaciones involucradas en el análisis de FE, se requerirían enormes recursos computacionales con el fin de resolver el problema de optimización de un instante de tiempo del movimiento. Por esto es que los modelos suelen centrarse en uno de los dominios del modelado (modelado musculoesquelético o método de elementos finitos), a fin de simplificar el otro [118].

En este sentido, en primer instancia se analizaron los desplazamientos desarrollados por el hueso pélvico del modelo de FE, debido a que en el modelado musculoesquelético todas las estructuras son consideradas como cuerpos rígidos. Así se observó que los desplazamientos desarrollados en este enfoque son de muy bajo orden, alrededor de $0,05\text{ mm}$, los cuales son consistentes con los encontrados por otros autores en modelos similares [112]; pudiendo ser despreciados en las estimaciones dinámicas de las estructuras óseas y así aumentar la eficiencia computacional de este enfoque multiescala (ver Figura 6-6).

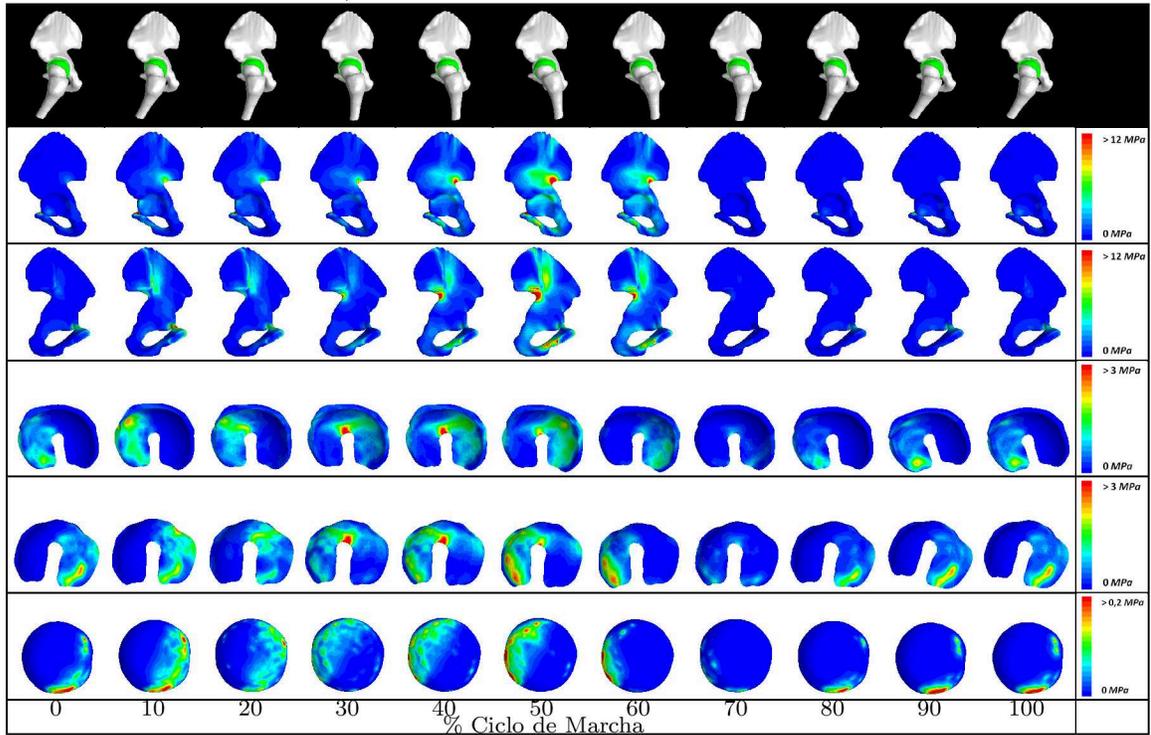
En particular se destaca en la literatura el trabajo presentado por *Anderson y col. (2005)*, que presenta las tensiones máximas soportadas por el hueso pélvico dentro de un rango de $0 - 44\text{ MPa}$ para el modelado de la pelvis específica de un sujeto en estudio. Sin embargo, estos valores máximos de tensiones de von Mises en este estudio sugieren ser poco realistas desde el punto de vista que el hueso degeneraría ante estas tensiones si se aplicasen de manera repetitiva (condición que se la puede asociar fácilmente con la marcha desarrollada por un sujeto). Además, en el mismo trabajo los investigadores aseguran que probablemente condiciones de carga más fisiológicas tenderán a reducir las tensiones de pico máximas en el hueso [108]. En concordancia con esto encontramos que el modelo propuesto en este capítulo bajo condiciones de carga y movimiento fisiológicas, estimados mediante un modelo musculoesquelético, arrojó valores de tensiones máximas de von Mises en el orden de los 14 MPa . También se observó que el efecto del movimiento que realiza la articulación de la cadera produce un desplazamiento de las zonas de tensiones máximas en las zonas de mayor volumen óseo del hueso pélvico, ayudando así a que no se concentren tensiones en un mismo punto a lo largo de todo el ciclo de la

marcha. Además se ve que el efecto que realizan las fuerzas musculares sobre el tejido óseo es de dispersar las áreas en las que se encuentran estos picos de tensiones máximas, dando indicios de tener un comportamiento más fisiológico y así ser más confiables para el análisis de posibles tratamientos (ver Figura 6-8).

Aunque existen esfuerzos para estandarizar la verificación, validación y estudios de sensibilidad [121], así como también para consensuar las consideraciones a reportar en el análisis de elementos finitos en los estudios aplicados a biomecánica [122]; vemos que la comparación directa entre los resultados encontrados por los diferentes estudios experimentales que proponen estos modelos biomecánicos computacionales multiescalas siguen siendo difíciles de lograr debido en gran medida a que el modelado multiescala requiere comunicación entre las diferentes escalas [38]. En el sentido de sortear estos obstáculos, existen en la comunidad biomecánica un conjunto de software de libre acceso que permiten el modelado y simulación tanto de los modelos musculoesqueléticos como para el análisis de elementos finitos. Estas herramientas presentan una arquitectura abierta para el modelado biomecánico multiescala, potenciando la vinculación de simulaciones fisiológicamente más realistas de modelos musculares y con deformaciones de tejidos biológicos. Por esta razón, propusimos el desarrollo y evaluación en todo el ciclo de la marcha de un modelo biomecánico computacional multiescala con un completo conjunto de software de código abierto, convencidos de que de esta forma la comunidad biomecánica se podrá beneficiar con un mayor grado de colaboración y revisión por parte de pares.

En conclusión, en este capítulo se presentó un nuevo modelo que tiene un enfoque biomecánico integrador que vinculó un modelo músculoesquelético de cuerpo rígido del miembro inferior y un modelo de FE de la pelvis. Asimismo, este modelo incluyó condiciones de carga y movimiento fisiológicos (como las fuerzas musculares, la fuerza de reacción de la rodilla y el movimiento articular de la cadera) para encontrar distribuciones de tensiones más realistas.

a) Modelo de FE **sin** fuerzas musculares.



b) Modelo de FE **con** fuerzas musculares.

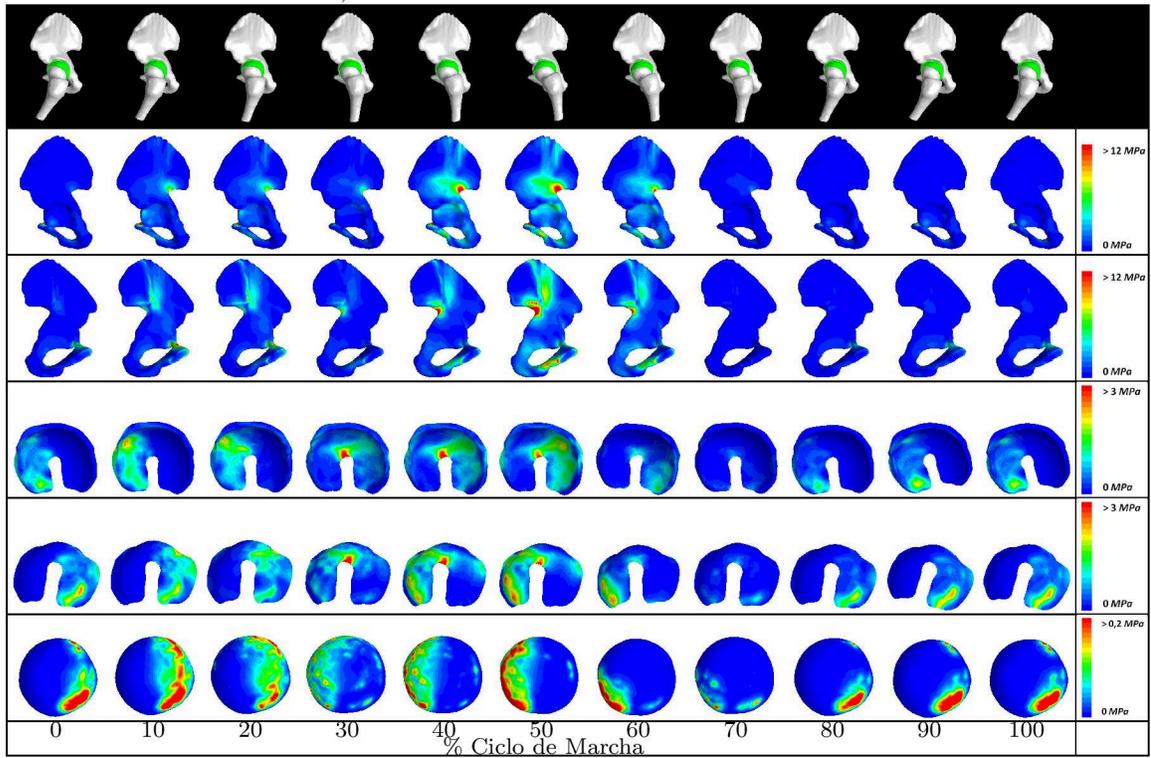


Figura 6-8: Tensiones de von Mises de las diferentes estructuras del modelo de FE de la pelvis a lo largo de todo el ciclo de la marcha.

Capítulo 7

Conclusiones y trabajos futuros

Dentro de la biomecánica computacional un área que muestra un creciente desarrollo en los últimos tiempos es la utilización de herramientas informáticas que faciliten la simulación computacional de la morfología muscular y ósea de los individuos. En particular estos modelos permiten diagnosticar, valorar y planificar el tratamiento y la rehabilitación de pacientes con diversas alteraciones del movimiento. Por otro lado, el análisis clínico de la marcha es un proceso que permite determinar las causas de la marcha de los pacientes y cómo ellos llegan a desarrollarla. Este análisis se basa en la medición instrumentada (proceso objetivo) y una interpretación biomecánica del significado de estas mediciones (que aún suelen ser un poco subjetivas). Si bien este proceso puede ser utilizado para informar el proceso de toma de decisiones clínicas, con él también es posible hacer una explicación clara y precisa de ellas. Así el análisis de la marcha puede contribuir significativamente al diagnóstico de pacientes con alteraciones motrices.

A su vez existe una relación, muchas veces simbiótica, entre los laboratorios que prestan servicios clínicos y los laboratorios de investigación en el análisis biomecánico de la marcha. Así, en un campo emergente como éste, ésta relación es esencial para el desarrollo de nuevas técnicas y análisis de los datos biomecánicos de la marcha. Además, a medida que ésta área crece y se comienzan a comprender cada vez más cómo se debe realizar el análisis clínico de la marcha es necesario comenzar a diferenciar estas actividades.

Sin embargo, hacer mediciones fiables en el análisis de la marcha y proveer una rigurosa interpretación biomecánica es muy difícil. Ambos procesos requieren un alto nivel de conocimiento y experiencia; y niveles aceptables del análisis clínico de la marcha se lograrán sólo si se mantiene el foco en el propio proceso en sí mismo. Es por esto, que el análisis clínico de la marcha es considerado un gran desafío para los centros de tratamiento y rehabilitación ya que se requiere integrar la evaluación, el proceso de toma de decisiones clínicas y el manejo de sujetos con patologías motrices. Además, en todo tratamiento el mayor desafío es mejorar el confort, la función y la estética tanto a corto como largo plazo. Entonces, la mayoría de estos buscan potenciar las funciones musculares minimizando el daño producido por un tono muscular hipertónico y optimizar el brazo de momento esquelético con el que ellos trabajan. De esta manera se observa que para llevar a cabo un análisis clínico de la marcha de alta calidad es necesario tener conocimientos de conceptos de un gran número de disciplinas, incluyendo anatomía, fisiología, biomecánica, mecánica computacional, matemática y teoría de la medida entre otras.

Aunque probablemente el tratamiento de pacientes con parálisis cerebral es el único en el que hay un acuerdo bastante generalizado en cómo y por qué es necesario realizar un análisis clínico de la marcha, cada vez más centros clínicos están comenzando a aplicar estas técnicas más ampliamente. En recientes encuestas a los servicios de análisis de la marcha europeos, al menos el 50 % de los estudios realizados eran para el tratamiento de niños con parálisis cerebral o similares condiciones motrices. En particular, a nivel local en el “Laboratorio de Análisis de la Marcha y el Movimiento” (FLENI, Escobar, Argentina) alrededor del 75 % de los sujetos evaluados son niños con parálisis cerebral. Sin embargo el análisis de la marcha es un campo de rápido crecimiento en otras patologías motrices, y no hay duda de que en los próximos años el análisis clínico de marcha dejará de ser identificado con la parálisis cerebral como sucede automáticamente en la actualidad.

Si bien el análisis clínico de la marcha es una herramienta muy difundida a nivel mundial desde hace varias décadas aún es necesario desarrollar modelos computacionales que ayuden a mejorarla y así proporcionar estrategias más efectivas para el manejo

terapéutico de sujetos con patologías motrices. De esta manera es que hace algunos años surgen los *modelos musculoesqueléticos* para poder estimar las fuerzas musculares individuales ya que esto es una tarea difícil o imposible de realizar en ambientes clínicos, considerando que se debe recurrir a técnicas invasivas para lograrlo. Por estos inconvenientes los modelos computacionales musculoesqueléticos, en conjunto a mediciones no invasivas, representan numéricamente un conjunto de parámetros anatómicos y fisiológicos con el fin de cuantificar su interacción y así poder obtener las fuerzas musculares que se desarrollan en diferentes movimientos (normales o patológicos).

Por otro lado la biomecánica es un componente importante de los procesos biológicos a nivel subcelular, celular, tisular y orgánico. De esta manera, un nuevo enfoque disciplinar de investigación denominado *biomecánica integradora*, integra los conocimientos y métodos comúnmente utilizados en biomecánica a múltiples escalas para abordar los problemas fundamentales y clínicos. En general, un enfoque integrador es el enfoque natural para entender la fisiopatología humana considerando que muchos aspectos de la función tisular y orgánica son impulsados o regulados por fuerzas mecánicas. Así una mayor comprensión del papel que juegan las fuerzas mecánicas en su interacción con los tejidos, dará lugar a mejoras racionales en la prevención de enfermedades, procedimientos quirúrgicos y terapias. Como consecuencia, puede identificar importantes problemas sin resolver en la biomecánica y biofísica, y proporcionar la ruta para que su solución pueda traducirse en avances directos en la medicina clínica.

De esta manera en esta tesis se propusieron como objetivos particulares “generar y evaluar modelos que permitan describir el movimiento y optimizarlos para el estudio de casos clínicos de pacientes con patologías del movimiento” y “proveer una base científica para determinar las causas biomecánicas de una marcha anormal, en pacientes con parálisis cerebral, como la marcha agazapada”. En este sentido, en el capítulo 4, se plateó el desarrollo de un modelo musculoesquelético que tenga como principal objetivo potenciar las herramientas que son utilizadas en la actualidad en el análisis clínico de la marcha. En este contexto, se incluyó en este modelo un nuevo enfoque dentro de los métodos de dinámica inversa y optimización estática que simula las principales características de las señales electromiográficas de los músculos incluidos en el modelado.

Además previamente a este desarrollo, en el capítulo 3, se evaluó el comportamiento de diferentes funciones objetivos, las cuales son utilizadas comúnmente como criterio de optimización que intenta representar el comportamiento del sistema nervioso central en la compleja interacción del sistema neuro-músculoesquelético. Dentro de la evaluación de estas funciones objetivo, se buscó analizar la utilidad de las mismas en predicciones del consumo energético muscular y ver que tan sensible son ante cambios en parámetros antropométricos y diferentes condiciones de velocidad de marcha y edades. Luego de esta evaluación de las funciones objetivo se los incluyó en el modelo desarrollado, la que mostró tener un óptimo comportamiento ante predicciones del consumo energético muscular. Finalmente, en el capítulo 5 se analizó el comportamiento del modelo musculoesquelético presentado en esta tesis con un modelo musculoesquelético ampliamente utilizado en investigación en el área del modelado computacional de pacientes con parálisis cerebral. En este punto, se destacó que el modelado del sistema neuro-músculoesquelético muestra un crecimiento exponencial en los últimos 25 años en áreas de investigación, aunque vemos que este modelado y simulación aún no es aplicado ampliamente en las prácticas clínicas debido a los “grises” existentes en la exactitud y fiabilidad de la validación de los mismos. Así, la comparación buscó destacar puntos a favor y en contra de cada uno de los modelos, con el principal objetivo de actuar como un puntapié inicial en la valoración de las fuerzas musculares estimadas mediante modelos musculoesqueléticos de sujetos con parálisis cerebral que desarrollen una marcha agazapada y así determinar las causas biomecánicas de esta patología de alto impacto social.

Junto a esto, nos propusimos “valorar mediante herramientas computacionales el efecto de las cargas sobre el tejido óseo en este tipo de movimiento”. Entonces se planteó, en el capítulo 6, un modelo computacional de la pelvis bajo un enfoque biomecánico integrador el cual contempló las virtudes que brindan los modelos musculoesqueléticos de cuerpos rígidos para lograr estimar las fuerzas musculares involucradas en la marcha para luego ser incluidas en un modelo de elementos finitos para valorar las tensiones fisiológicas que soportan las estructuras óseas. Asimismo se observó que existen esfuerzos para estandarizar la verificación, validación y estudios de sensibilidad, así como también para consensuar las consideraciones a reportar en el análisis de elementos finitos

en los estudios aplicados a biomecánica; sin embargo la comparación directa entre los resultados de diferentes estudios experimentales que utilizan estos modelos biomecánicos computacionales multiescalas siguen siendo difíciles de lograr debido, en gran medida, a que se requiere una comunicación entre las diferentes escalas. En el sentido de sortear estos obstáculos, se desarrolló y evaluó un modelo biomecánico computacional multi-escala con un completo conjunto de software de código abierto, convencidos de que de esta forma la comunidad biomecánica se beneficiará con un mayor grado de colaboración y revisión por parte de pares. De esta manera se encontró que el planteo de modelos computacionales bajo este enfoque integrador proporcionaron un comportamiento de tensiones óseas más realistas, respondiendo a un comportamiento fisiológico, sugiriendo que estos enfoques podrán ser vinculados en ambientes clínicos en un futuro no muy lejano y así lograr resultados superadores a los obtenidos hasta el momento por los métodos utilizados actualmente en el análisis de sujetos con alteraciones motrices.

Además, creemos firmemente que todos estos aportes presentados en esta tesis permitieron generar herramientas de análisis que tienden a valorar y resolver las dificultades que enfrentan individuos con patologías de interés social que limitan el movimiento humano.

Finalmente, quedan abiertas nuevas líneas dentro del modelado musculoesquelético y la biomecánica integradora, quedando como trabajos a futuros la continua evaluación de los diferentes parámetros que requieren los modelos musculoesqueléticos como ser la evaluación del grado de sensibilidad de las estimaciones de estos modelos ante variaciones en parámetros inerciales de cada uno de los segmentos que simulan al aparato locomotor tanto en poblaciones sanas como patológicas. Asimismo, surge la necesidad de ampliar estos modelos a diferentes condiciones patológicas enriqueciendo así el conocimiento de la biomecánica de diferentes movimientos anormales.

Por el lado de la biomecánica integradora queda como trabajo a futuro ampliar el modelo desarrollado a mayor número de segmentos óseos, analizando cómo será factible prescribir el movimiento y estimaciones de fuerzas encontradas a partir de los modelos de cuerpos rígidos con el principal objetivo de ser aplicados en ambientes clínicos, disminuyendo costos computacionales y logrando predicciones de alto impacto médico.

Apéndice A

Principales características de OpenSim

OpenSim provee simulaciones y controles de capacidades que complementan al primero. Entre estos controles se encuentra la herramienta *SimTrack*, la cual permite generar simulaciones de actividad muscular de movimientos específicos con resultados rápidos y precisos. Esta herramienta modela los elementos del sistema músculo-esquelético mediante ecuaciones diferenciales que describen las contracciones dinámicas, geometrías musculares y las dinámicas segmentales del cuerpo, caracterizadas por un comportamiento temporodependiente en respuesta a la excitación neuromuscular [35].

SimTrack realiza este complejo procesamiento en cuatro pasos secuenciales (Fig A-1): *escalado, cinemática y dinámica inversa (IK e ID)*, un *algoritmo de reducción residual (RRA)* y un *algoritmo de control muscular (CMC)* [35]. Los mismos serán descritos en las secciones A.1.1, A.1.2, A.1.3, A.1.4 y A.1.5.

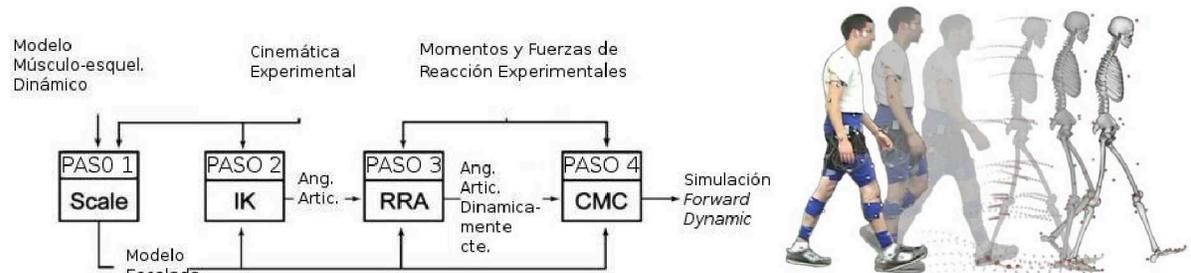


Figura A-1: Secuencia de pasos para la simulación de la activación muscular de un movimiento corporal.

A.1. Bloques de análisis del software OpenSim: Sim-Track

A.1.1. Bloque de escalado (*Scale*)

El escalado (Figura A-1) tiene como finalidad ajustar el modelo músculo-esquelético con la antropometría del sujeto en estudio. Las dimensiones de cada segmento corporal del modelo se escala basándose en las distancias relativas entre pares de marcadores obtenidos a partir del sistema de captura de la cámara y las correspondientes ubicaciones de los marcadores virtuales sobre el modelo [34].

Las propiedades de masa de los segmentos corporales se encuentran escaladas proporcionalmente con el objeto de reproducir la masa total medida del sujeto. La longitud de las fibras musculares y la laxitud de la longitud de los actuadores de las unidades músculo-tendón son escalados para que la longitud total del actuador permanezcan constantes [34].

El escalado puede realizarse basándose en las mediciones tomadas a partir de las capturas videográficas, donde el sujeto en estudio fue filmado durante unos cuantos segundos en posición inmóvil, o puede realizarse en forma manual, donde el usuario del software modifica los factores de escalado de cada segmento modelado [35].

Este primer bloque es crítico debido a que un escalado inadecuado arrojaría futuros resultados erróneos o interrupción de análisis debido a la divergencia de los resultados [34,35].

A.1.2. Bloque de cinemática inversa (*IK, Inverse Kinematics*)

La resolución del problema de cinemática inversa (Figura A-1), determina los valores de coordenadas generalizadas del modelo que mejor reproducen los datos sin procesar de los marcadores, obtenidos a partir de las capturas de video. Este problema es del tipo de mínimos cuadrados que minimizan las diferencias entre la ubicación de los marcadores medidos y la ubicación de los marcadores virtuales del modelo. Para cada cuadro de la filmación en la cinemática experimental, el problema de IK minimiza el peso del error

cuadrático [34]:

$$\begin{aligned} \text{Error Cuadrático} = & \sum_{i=1}^{\text{marcadores}} \omega_i \cdot (\vec{x}_i^{\text{sujeto}} - \vec{x}_i^{\text{modelo}})^2 \\ & + \sum_{j=1}^{\text{ang. articular}} \omega_j \cdot (\theta_j^{\text{sujeto}} - \theta_j^{\text{modelo}})^2 \end{aligned} \quad (\text{A.1})$$

donde $\vec{x}_i^{\text{sujeto}}$ y $\vec{x}_i^{\text{modelo}}$ son las posiciones tridimensionales del marcador i -ésimo o del centro articular para el sujeto y el modelo, θ_j^{sujeto} y θ_j^{modelo} son los valores para el j -ésimo ángulo articular para el sujeto y el modelo, mientras que ω_i y ω_j son los factores de peso de los marcadores y los ángulos articulares [34].

A.1.3. Bloque de dinámica inversa (*ID, Inverse Dynamics*)

El bloque de dinámica inversa, determina las fuerzas generalizadas en cada articulación responsable de un movimiento dado. Dada la cinemática que describe este movimiento, la herramienta utiliza la información para realizar un análisis de dinámica inversa ID. Este resuelve las ecuaciones que relacionan las fuerzas con la aceleración de una masa, fuerzas y torques netos para cada articulación que producen el movimiento [35].

El movimiento de un modelo se encuentra completamente definido por las posiciones, velocidades y aceleraciones generalizadas. La herramienta ID utiliza los términos conocidos del movimiento del modelo para poder resolver las fuerzas generalizadas desconocidas [35].

A.1.4. Bloque de reducción residual (*RRA, Residual Reduction Algorithm*)

Este bloque, que se ilustra en la Figura A-1 busca que las coordenadas generalizadas del modelo, procesadas en el bloque de IK, sean consistentes dinámicamente con las mediciones de las fuerzas de reacción del suelo y los momentos. A partir de la segunda ley de Newton, se relacionan las fuerzas de reacción medidas y la aceleración gravitacional

con las aceleraciones de los segmentos corporales [34]

$$\vec{F}_{\text{externa}} = \sum_{i=1}^{\text{segmentos}} m_i \cdot \vec{a}_i - \vec{F}_{\text{residual}} \quad (\text{A.2})$$

vemos en esta ecuación que \vec{F}_{externa} es la fuerza de reacción medida menos el peso corporal, \vec{a}_i describe la aceleración traslacional del centro de masa del i -ésimo segmento corporal, y $\vec{F}_{\text{residual}}$ es la fuerza residual [34].

Para reducir las fuerzas y momentos residuales, los residuos son calculados y promediados a lo largo de la duración del movimiento. Basados en estos promedios, el algoritmo recomienda modificar los parámetros de masa del modelo, tales como el centro de masa del tronco, que reduce los valores medios de los residuos durante ese lapso de tiempo. Particularmente, las articulaciones actúan por momentos articulares idealizados, donde además tres fuerzas residuales y tres momentos residuales se aplican a un segmento seleccionado para controlar los seis grados de libertad entre el modelo y el suelo [34].

Un criterio de desempeño es utilizado para distribuir los errores de seguimientos a través de los ángulos articulares [34]

$$\text{Error Cuadrático} = \sum_{j=1}^{\text{articulaciones}} \omega_j \cdot (\ddot{q}_j^{\text{deseado}} - \ddot{q}_j^{\text{modelo}})^2 \quad (\text{A.3})$$

siendo ω_j el factor de peso de importancia relativa de la j -ésimo grado de libertad dado por la ley de control proporcional derivativo. Los valores para los grados de libertad del modelo y las propiedades de masa de salida por el RRA son utilizados como entradas para el bloque de control muscular, que se describe en la sección A.1.5 [34].

A.1.5. Bloque de control muscular computarizado (*CMC, Computed Muscle Control*)

Este bloque genera un grupo de excitaciones musculares que producen una simulación de coordenadas del movimiento de un sujeto en estudio. El CMC utiliza un criterio de optimización estática para distribuir fuerzas a lo largo de músculos sinérgicos y control

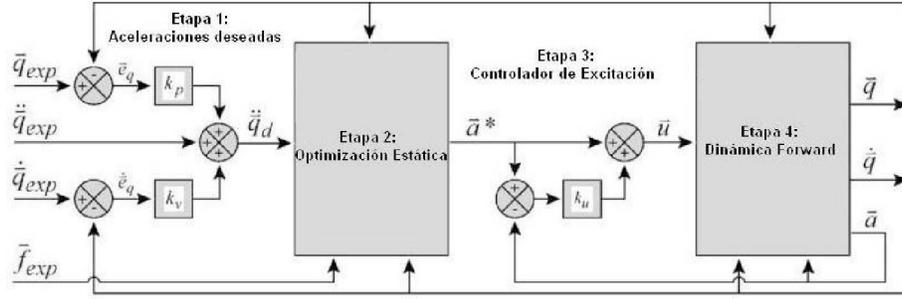


Figura A-2: Diagrama en bloques del algoritmo de control muscular computarizado.

proporcional derivativo para generar una simulación dinámica directa (*forward dynamic*) que conduce a la cinemática derivada del RRA [34].

Las ecuaciones de estado que representan la dinámica de activación y contracción muscular se encuentran definidas en la simulación, siendo la activación muscular modelada por la relación de la tasa de cambio de la activación muscular (\dot{a}), la activación muscular (a) y excitación neural (u) [34]:

$$\dot{a} = \begin{cases} (u - a) \cdot [u/\tau_{act} + (u + 1)/\tau_{desact}] & u > a \\ (u - a)/\tau_{desact} & u < a \end{cases}$$

donde τ_{act} y τ_{desact} son constantes temporales para la activación y desactivación muscular [34].

En la Figura A-2 se observa el digrama en bloques del algoritmo CMC, donde las entradas al sistema son un conjunto de aceleraciones computadas \ddot{q}_d que conducen a las coordenadas generalizadas, velocidades del modelo (q y \dot{q}) hacia la cinemática experimental (q_{exp} y \dot{q}_{exp}). La constante k_v representa una ganancia positiva para el error de velocidad y la constante k_p la ganancia para el error de posición. En la siguiente etapa, se encuentra un conjunto de activaciones musculares (\vec{a}^*) utilizando optimización estática. Luego, se computan un set de excitaciones neurales \vec{u} a partir de los datos de la etapa anterior. Finalmente estas excitaciones neurales ingresan al modelo de dinámica directa y mediante integración numérica para avanzar al próximo estado en el siguiente paso temporal. Este algoritmo se utiliza en forma recursiva hasta que la simulación completa los cálculos [64].

Apéndice B

Modelos fenomenológicos del consumo energético muscular

Lograr un modelo energético muscular preciso es un importante componente de los modelos multi-variable del movimiento, debido a que un criterio comúnmente utilizado para predecir la coordinación de los músculos en varias actividades es minimizar la energía [59]. La mayoría de estos modelos utilizan alguna forma del modelo muscular estándar del tipo de *Hill* (Figura B-1) para evaluar la energía mecánica en la actividad bajo estudio [58].

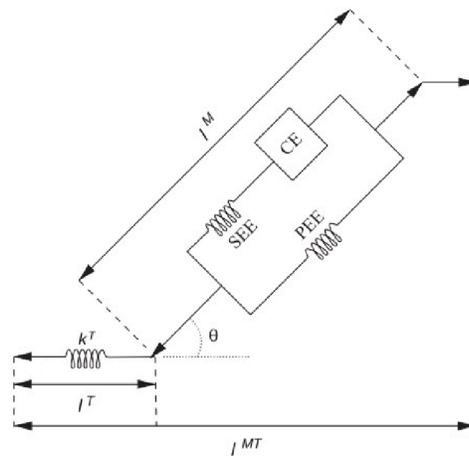


Figura B-1: Esquemas del modelo de Hill, se observan los elemento contráctiles (CE), los elementos elásticos en serie (SEE), los elementos elásticos en paralelo (PEE) y en ángulo de penetración (θ).

Por otro lado, la energía térmica de liberación no puede ser predicha efectivamente utilizando el modelo de *Hill* estándar [58, 59]. Sin embargo, un modelo general de la energía muscular puede ser derivado de aplicar los principios de la termodinámica a sistemas biológicos. Así, un enfoque simple para modelar la energía muscular es construir un modelo empírico basado en la mecánica muscular descrita por el modelo de *Hill*.

De esta manera para describir dos modelos empíricos del consumo energético muscular, los enfoques de *Umberger y col. (2003)* [58] y de *Bhargava y col. (2004)* [59] se basan en la primera ley de la termodinámica donde la tasa de consumo de energía total (B.1), expresada en Watts por kilogramo de tejido muscular, es igual a la tasa de calor liberado (\dot{H}) más la tasa de trabajo (\dot{W}).

$$\dot{E} = \dot{H} + \dot{W}. \quad (\text{B.1})$$

B.1. Modelo propuesto por *Umberger y col. (2003)*

En este modelo, la tasa de consumo energético muscular total se estima como la suma de cuatro términos como se ve en la ecuación (B.2).

$$\dot{E} = \dot{h}_A + \dot{h}_M + \dot{h}_{SL} + \dot{w}_{CE}, \quad (\text{B.2})$$

donde \dot{h}_A es la tasa de calor de activación, \dot{h}_M es la tasa de calor de mantenimiento, \dot{h}_{SL} es la tasa de calor de acortamiento-alargamiento y \dot{w}_{CE} es la tasa de trabajo mecánico del elemento contráctil. Separar \dot{h}_M y \dot{h}_{SL} en dos términos se hace sólo por conveniencia debido a que ambas dependen principalmente de la interacción actina-miosina, mientras que \dot{h}_A se debe al transporte iónico del retículo sarcoplasmático.

Tasa de calor de activación (\dot{h}_A) y mantenimiento (\dot{h}_M), representa el calor de producción en el tejidos muscular humano, que combina ($\dot{h}_A + \dot{h}_M$) a activación máxima en función del tipo de fibra muscular. Por simplicidad, \dot{h}_{AM} se utiliza para representar ($\dot{h}_A + \dot{h}_M$) como una relación lineal del porcentaje de fibras musculares rápidas ($\%FT$):

$$\dot{h}_{AM} = 1,28 \times \%FT + 25. \quad (B.3)$$

Tasa de calor de acortamiento-alargamiento (\dot{h}_{SL}), es modelado como el producto de un coeficiente (α_S) y la velocidad de acortamiento del elemento contráctil (v_{CE}). La formulación del \dot{h}_{SL} durante el acortamiento muscular se basa en que la tasa de calor total para las fibras lentas (ST) a velocidad máxima ($v_{CE(MAX-ST)}$) es aproximadamente 5 veces mayor que \dot{h}_{AM} para fibras ST . Sin embargo, la tasa calórica total para fibras rápidas (FT) a velocidad máxima ($v_{CE(MAX-FT)}$) es solo 1,5 – 3 veces mayor que \dot{h}_{AM} . El coeficiente de calor de acortamiento para las fibras ST y FT son:

$$\begin{aligned} \alpha_{S(ST)} &= \frac{4 \times 25}{v_{CE(MAX-ST)}} \\ \alpha_{S(FT)} &= \frac{1 \times 153}{v_{CE(MAX-FT)}} \end{aligned} \quad (B.4)$$

Así la tasa de calor de acortamiento esta dado por,

$$\dot{h}_{SL} = -\alpha_{S(ST)}v_{CE} \left(1 - \frac{\%FT}{100}\right) - \alpha_{S(FT)}v_{CE} \left(\frac{\%FT}{100}\right) \quad v_{CE} \leq 0. \quad (B.5)$$

El valor utilizado para alargamiento del coeficiente α es,

$$\alpha_L = 4\alpha_{S(ST)} \quad (B.6)$$

De esta manera el calor de alargamiento está dado por:

$$\dot{h}_{SL} = \alpha_L v_{CE} \quad v_{CE} > 0. \quad (B.7)$$

Tasa de trabajo mecánico (\dot{w}_{CE}), está representada por:

$$\dot{w}_{CE} = \frac{-F_{CE}v_{CE}}{m}, \quad (B.8)$$

donde m es la masa del músculo considerado.

B.2. Modelo propuesto por *Bhargava y col. (2004)*

En este modelo, la tasa de consumo energético muscular total se estima como la suma de cinco términos como se ve en la ecuación (B.9).

$$\dot{E} = \dot{h}_A + \dot{h}_M + \dot{h}_S + \dot{h}_B + \dot{w}_{CE} , \quad (\text{B.9})$$

donde \dot{h}_A es la tasa de calor de activación, \dot{h}_M es la tasa de calor de mantenimiento, \dot{h}_S es la tasa de calor de acortamiento, \dot{h}_B es la tasa metabólica en estado basal y \dot{w}_{CE} es la tasa de trabajo mecánico del elemento contráctil.

Tasa de calor de activación (\dot{h}_A), representa el calor (independiente de la tensión) liberado luego de la estimulación de un músculo debido al movimiento de iones Ca^{++} . Este calor puede ser representado por la suma de dos términos, un término para la porción de músculo compuesto por las fibras musculares rápidas y otro para las lentas:

$$\dot{h}_A = \phi m f_{\text{rápidas}} \dot{A}_{\text{rápidas}} u_{\text{rápidas}}(t) + \phi m f_{\text{lentas}} \dot{A}_{\text{lentas}} u_{\text{lentas}}(t) , \quad (\text{B.10})$$

donde ϕ la función decaimiento dada por (B.12), m es la masa muscular, f_{lentas} y $f_{\text{rápidas}}$ son las fracciones de masa, \dot{A}_{lentas} y $\dot{A}_{\text{rápidas}}$ son las constantes del calor de activación, y $u_{\text{rápidas}}(t)$ y $u_{\text{lentas}}(t)$ son los niveles de excitación, dados por (B.11), de las fibras lentas y rápidas en el músculo respectivamente.

$$\begin{aligned} u_{\text{rápidas}}(t) &= 1 - \cos\left(\frac{\pi}{2}u(t)\right) , \\ u_{\text{lentas}}(t) &= \sin\left(\frac{\pi}{2}u(t)\right) . \end{aligned} \quad (\text{B.11})$$

$$\phi = 0,06 + \exp\left(-t_{est} \frac{u(t)}{\tau_\phi}\right) , \quad (\text{B.12})$$

donde $\tau_\phi = 45 \text{ ms}$ es la constante de decaimiento, $u(t)$ es el nivel de excitación muscular neto y t_{est} es el tiempo en el que el músculo ha sido excitado alrededor del 10 %.

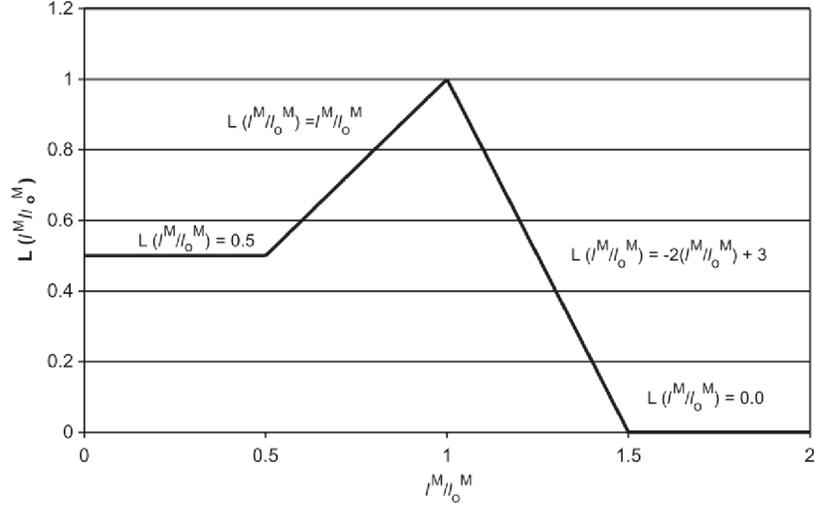


Figura B-2: Función que modela la dependencia de la longitud muscular en la tasa de calor de mantenimiento.

Tasa de calor de mantenimiento (\dot{h}_M), es la tasa de calor producida durante una tetanización isométrica. Este calor también puede ser representado por la suma de dos términos:

$$\dot{h}_M = L(\tilde{l}^M) m f_{\text{rápidas}} \dot{M}_{\text{rápidas}} u_{\text{rápidas}}(t) + L(\tilde{l}^M) m f_{\text{lentas}} \dot{M}_{\text{lentas}} u_{\text{lentas}}(t) , \quad (\text{B.13})$$

donde $L(\tilde{l}^M)$ es una función que modela la dependencia de la longitud muscular (ver Figura B-2), y \dot{M}_{lentas} y $\dot{M}_{\text{rápidas}}$ son las constantes del calor de mantenimiento de las fibras lentas y rápidas en el músculo respectivamente.

Tasa de calor de acortamiento (\dot{h}_S), es la tasa con la que el calor es producido en una concentración concéntrica o excéntrica más allá de la que se produce durante la contracción isométrica a la misma fuerza. La tasa de calor de acortamiento es proporcional a la velocidad de acortamiento:

$$\dot{h}_S = -\alpha v_{CE} , \quad (\text{B.14})$$

donde α es una constante de proporcionalidad y v_{CE} es la velocidad de acortamiento del elemento contráctil. Para contracciones concéntricas α puede modelarse como una

función de la fuerza isométrica (F_{ISO}^M) y la fuerza desarrollada por el músculo en ese momento (F^M):

$$\alpha = 0,16F_{ISO}^M + 0,18F^M ; \quad v_{CE} \leq 0 , \quad (\text{B.15})$$

Para contracciones excéntricas la tasa de calor de acortamiento es negativa y α se define:

$$\alpha = 0,157F^M ; \quad v_{CE} > 0 , \quad (\text{B.16})$$

Tasa de calor basal (\dot{h}_B), para el músculo esquelético de rana a 0 °C, éste fue reportado como 0,0225 W/kg. Es por esto que ésta tasa de calor esta dada por:

$$\dot{h}_B = 0,0225m , \quad (\text{B.17})$$

donde m es la masa muscular.

Tasa de trabajo mecánico del elemento contráctil (\dot{w}_{CE}), es el producto entre la fuerza del elemento contráctil (F_{CE}) y su velocidad de acortamiento (v_{CE}):

$$\dot{w}_{CE} = F_{CE}(l_{CE}, v_{CE}, a(t))v_{CE} , \quad (\text{B.18})$$

donde F_{CE} depende de la longitud, de la velocidad de acortamiento y del nivel de activación del músculo.

Apéndice C

Resultados preliminares del modelado biomecánico integrador: modelos músculo esqueléticos y elementos finitos

Previo a los resultados obtenidos y presentados en el capítulo 6 de esta tesis se evaluó la viabilidad de la metodología propuesta mediante el análisis sobre una base de datos de libre acceso de la Librería Nacional de Medicina de los Estados Unidos (www.nlm.nih.gov) denominada “The Visible Human Project”. Así se utilizó un “set” de imágenes de tomografía computada de alta resolución (512×512 , FOV de $320mm$, resolución $0,625 \times 0,625mm$, $0,33mm$ slice thickness) de un cadáver femenino para proveer las superficies de base para la generación del modelo de FE de la pelvis. Con este grupo de imágenes y siguiendo el mismo método propuesto en la sección 6.2 se obtuvieron los siguientes resultados.

C.1. Resultados

Luego del análisis de convergencia de mallas, el modelo de FE final, Figure C-1, consistió en ~ 137.000 elementos tetraédricos (cartílago acetabular = 9.579 elementos,

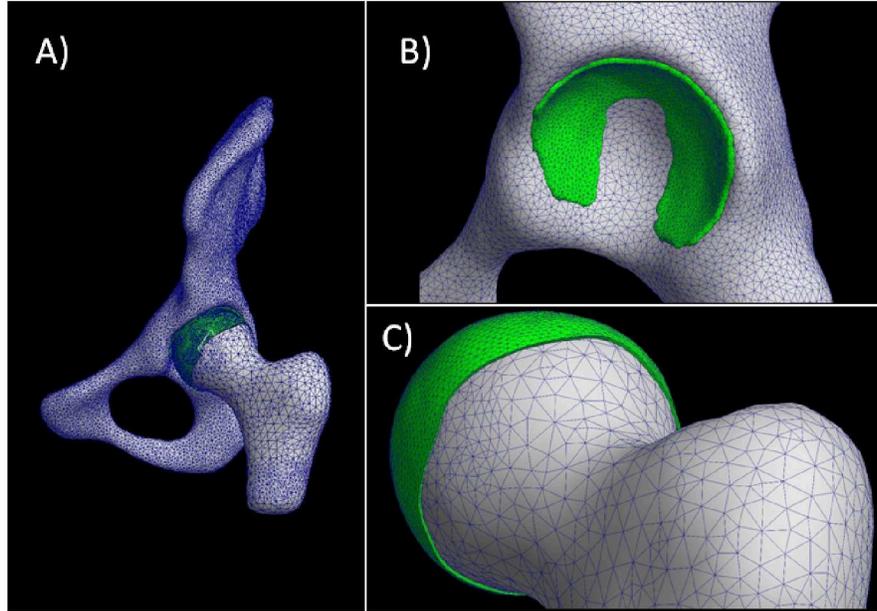


Figura C-1: A) Mallas del modelo de FE completo de la pelvis. B) Primer plano del acetábulo, el cartílago acetabular fue representado con dos elementos tetraédricos a través del espesor. C) Primer plano de la cabeza femoral, el cartílago femoral fue representado con un elemento tetraédrico a través del espesor.

cartílago femoral = 22.336 elementos, hueso pélvico = 94.757 elementos y hueso femoral = 10.620 elementos), y cada análisis demoró alrededor de $1\frac{1}{2}$ horas.

En la Figura C-2 se presentan las salidas del modelo musculoesquelético que fueron utilizadas como entradas del modelo de FE de la pelvis. El desplazamiento y la carga de compresión prescritas representan el movimiento de la articulación de la cadera en el plano sagital y la fuerza neta vertical de la articulación de la cadera respectivamente; las fuerzas musculares son el módulo del vector de fuerza de los músculos que presentan su origen o inserción en el hueso pélvico.

En la Figura C-3 se muestra las tensiones máximas de von Mises evaluadas a lo largo de todo el ciclo de marcha para diferentes valores de las propiedades de los materiales del modelo. Se realizó un estudio de sensibilidad para dos modelos de la pelvis diferentes, un modelo que no incluye fuerzas musculares (similar al evaluado por *Anderson y col. (2005)* [108]); y otro que incluye los valores de las fuerzas musculares estimadas por el modelo musculoesquelético a lo largo de todo el ciclo de marcha.

En este análisis se ve que tanto el cartílago acetabular como el hueso pélvico en

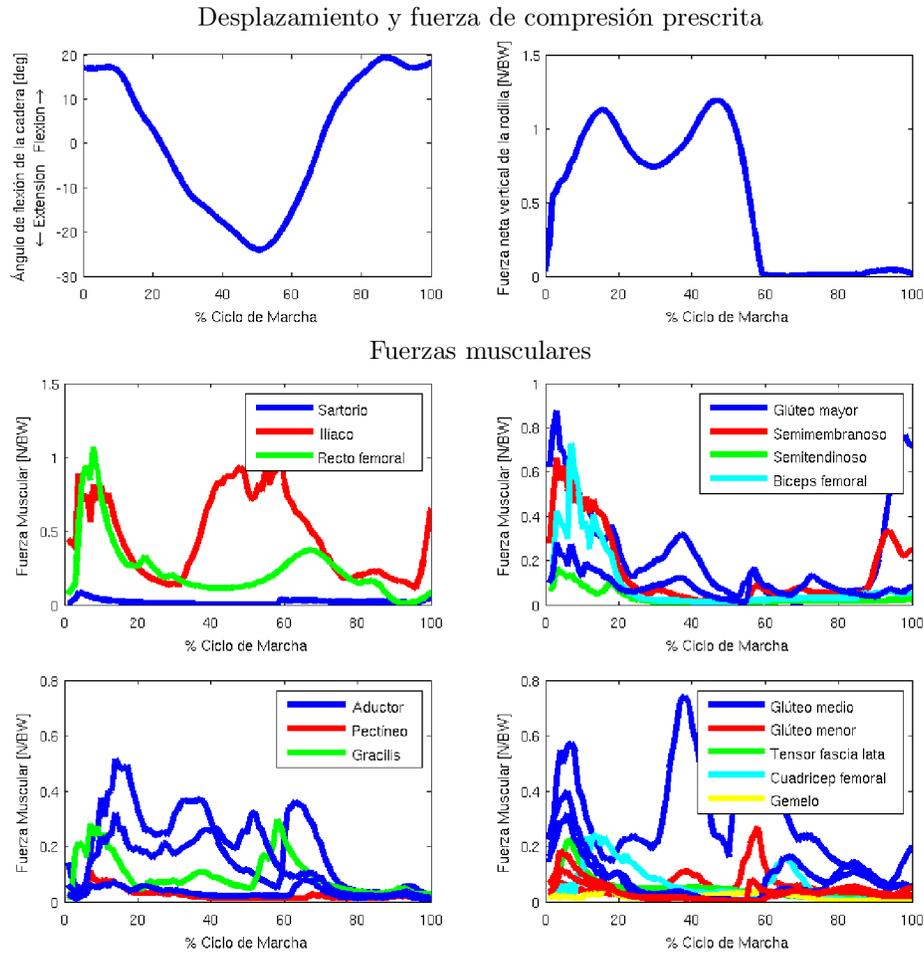


Figura C-2: Estimaciones del modelado musculoesquelético que representan el desplazamiento las fuerzas prescritas en el modelo de FE de la pelvis. Todas las fuerzas se presentan normalizadas con respecto al peso del sujeto.

el modelo sin fuerzas musculares no son significativamente sensibles a cambios en las propiedades de los materiales. Sin embargo, se observa que cuando las fuerzas musculares son incluidas al modelo de FE tanto el cartílago acetabular como el hueso pélvico tienen un comportamiento más sensible a cambios en las propiedades de los materiales; principalmente cuando se asume la incompresibilidad del cartílago.

El comportamiento general del modelo de FE se ilustra en la Figura C-4, la cual muestra el desplazamiento del hueso pélvico a lo largo del plano sagital.

En esta figura se observa que la porción lateral del ilio y el isquio se desplazan en dirección anterior, mientras que la articulación sacro-ilíaca y el pubis permaneces estacionarios debido a las condiciones de contorno aplicadas. También se ve que la

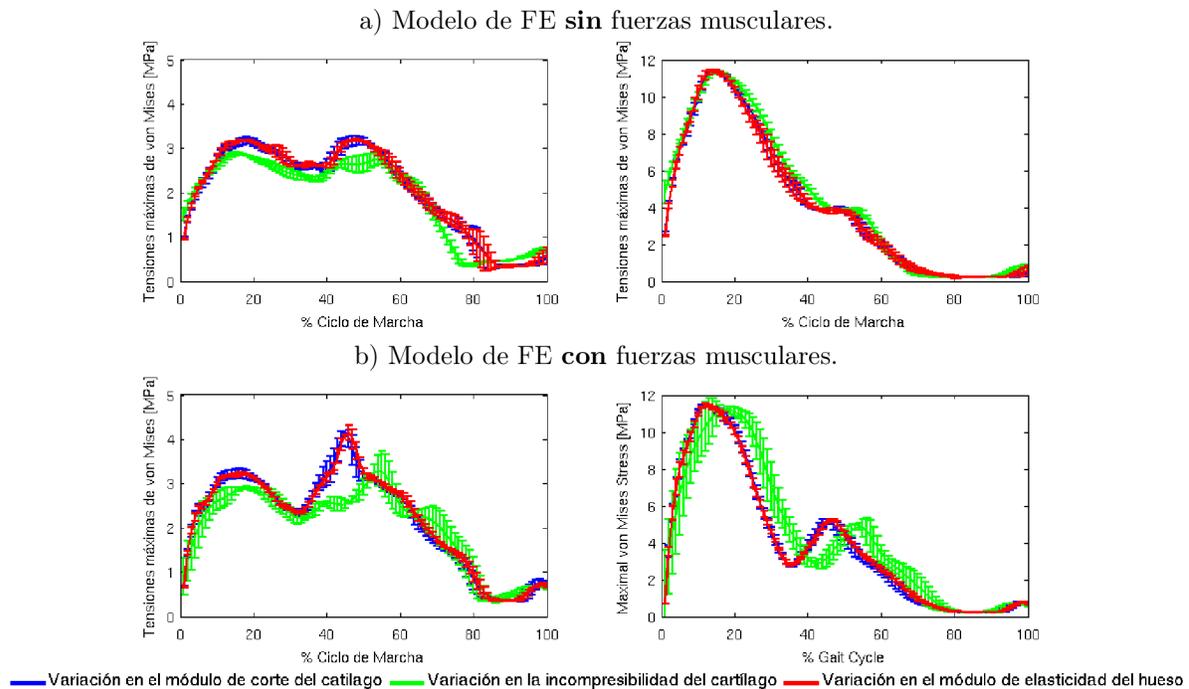


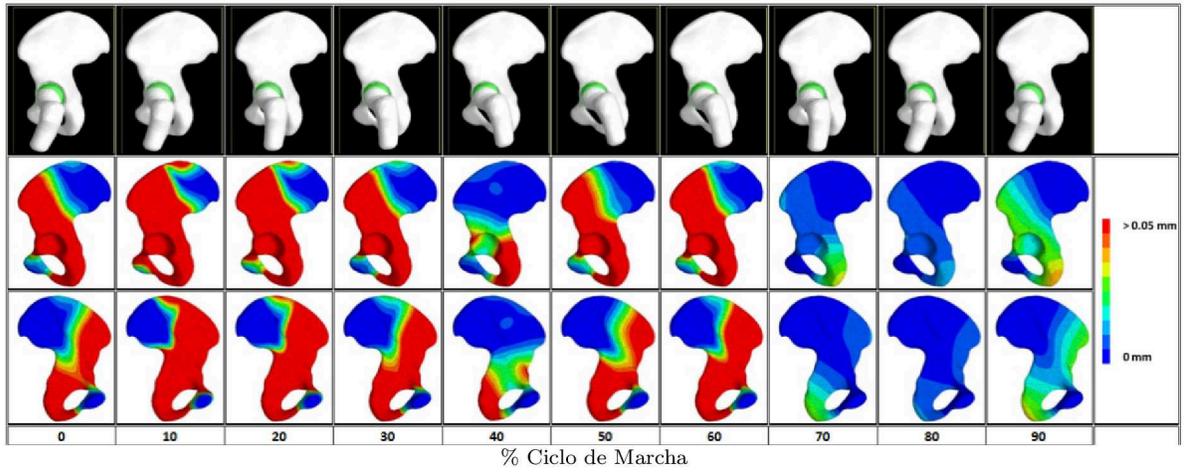
Figura C-3: Resultados de estudio de sensibilidad a lo largo de todo el ciclo de marcha.

magnitud de los desplazamientos se mantienen alrededor de $0-0,1\text{ mm}$, en concordancia con lo observado por *Phillips y col. (2007)* [112], y que incluir las fuerzas musculares actuando sobre el hueso produce un suavizado de las áreas de desplazamiento dando idea de tener un comportamiento mas fisiológico a lo largo del ciclo de la marcha.

Finalmente en la Figura C-3 se observan las tensiones de von Mises (en un rango de $0-12\text{ MPa}$) del modelo de FE propuesto que incluye cargas fisiológicas como la fuerza neta vertical de la rodilla, fuerzas musculares y el movimiento de la articulación de la cadera en el plano sagital.

Además en la Figura C-5 se presenta cómo las tensiones se transfieren a lo largo de las superficies de la pelvis a lo largo del ciclo de la marcha. Se ve que los picos de tensiones máximas ocurren en la articulación sacro-ilíaca en su región antero-medial alrededor del 10% del ciclo de la marcha como respuesta a la carga del peso corporal; sin embargo, este pico se desplaza hacia la zona postero lateral cuando la articulación de la cadera se posiciona entre el $50-60\%$ del ciclo de marcha. También se ve que incluir fuerzas musculares dinámicas a lo largo del ciclo de la marcha produce un suavizado en las zonas donde se desarrollan los picos máximos de tensiones (como fue presentado por

a) Modelo de FE **sin** fuerzas musculares.



b) Modelo de FE **con** fuerzas musculares.

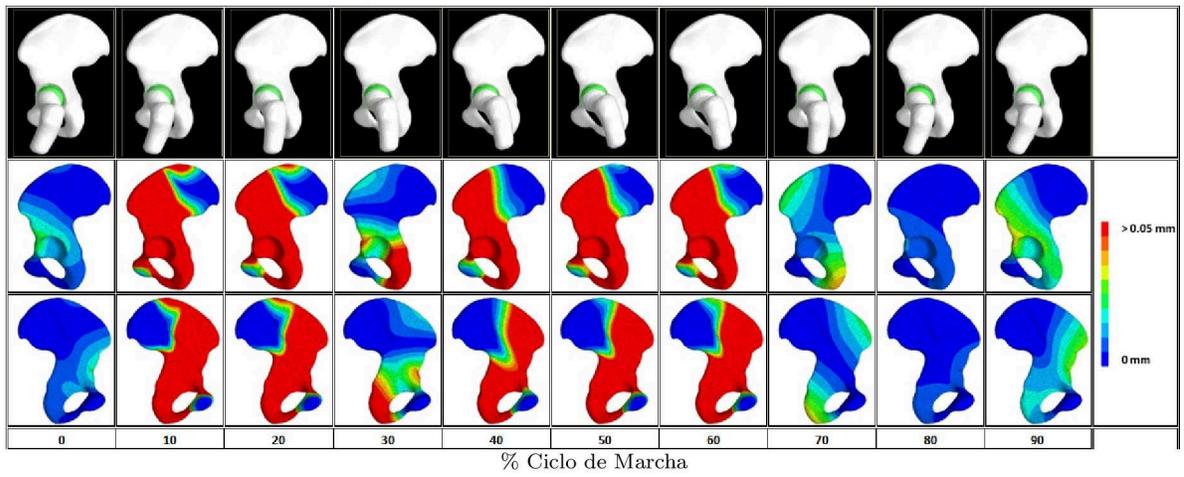
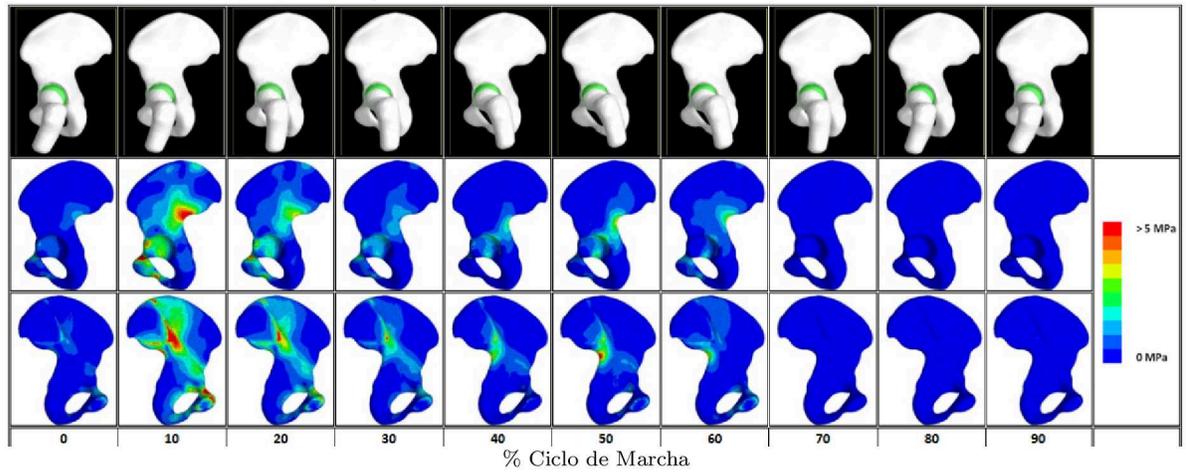


Figura C-4: Desplazamientos antero-posterior del modelo de FE del hueso pélvico.

Phillips y col. (2007) [112]) pero no lleva a una disminución de estos picos.

a) Modelo de FE **sin** fuerzas musculares.



b) Modelo de FE **con** fuerzas musculares.

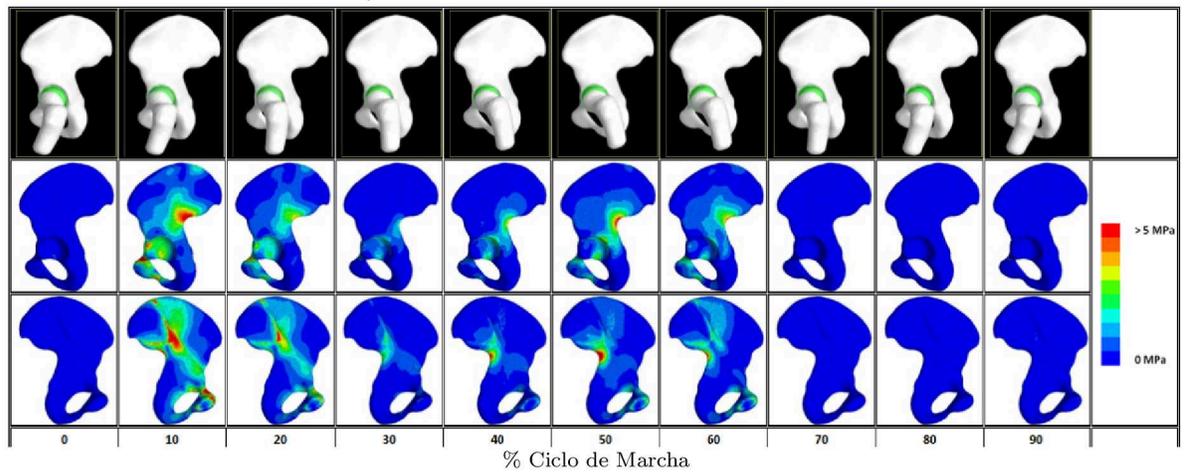


Figura C-5: Tensiones de von Mises en la pelvis del modelo de FE a lo largo de todo el ciclo de la marcha.

Bibliografía

- [1] J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Kopp, and T. F. Novacheck, *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy (Clinics in Developmental Medicine)*. Mac Keith Press, 2009.
- [2] J. M. Quinby and A. Abraham, “Musculoskeletal problems in cerebral palsy,” *Current Paediatrics*, vol. 15, pp. 9–14, feb 2005.
- [3] U. G. Narayanan, “The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy.,” *Current Opinion in Pediatrics*, vol. 19, pp. 38–43, feb 2007.
- [4] A. Larguía, J. Urman, R. Savransky, and C. Cannizarro, “Consenso argentino sobre parálisis cerebral. Rol del cuidado perinatal,” *Archivo Argentino de Pediatría*, vol. 98, no. 4, pp. 253–257, 2000.
- [5] T. F. Novacheck and J. R. Gage, “Orthopedic management of spasticity in cerebral palsy.,” *Child’s Nervous System : ChNS : Official Journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery*, vol. 23, pp. 1015–31, sep 2007.
- [6] A. S. Arnold, F. C. Anderson, M. G. Pandy, and S. L. Delp, “Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait.,” *Journal of biomechanics*, vol. 38, pp. 2181–9, nov 2005.
- [7] M. a. Khan, “Outcome of single-event multilevel surgery in untreated cerebral palsy in a developing country.,” *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 89, pp. 1088–91, aug 2007.
- [8] T. Dreher, S. Wolf, F. Braatz, D. Patikas, and L. Döderlein, “Internal rotation gait in spastic diplegia—critical considerations for the femoral derotation osteotomy.,” *Gait & posture*, vol. 26, pp. 25–31, jun 2007.
- [9] R. Brunner and J. Romkes, “Abnormal EMG muscle activity during gait in patients without neurological disorders.,” *Gait & posture*, vol. 27, pp. 399–407, apr 2008.
- [10] M. C. de Morais Filho, C. M. Kawamura, C. A. dos Santos, and R. Mattar, “Outcomes of correction of internal hip rotation in patients with spastic cerebral

- palsy using proximal femoral osteotomy.," *Gait & Posture*, vol. 36, pp. 201–4, jun 2012.
- [11] F. Taddei, M. Viceconti, M. Manfrini, and a. Toni, "Mechanical strength of a femoral reconstruction in paediatric oncology: A finite element study," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 217, pp. 111–119, feb 2003.
- [12] E. Schileo, F. Taddei, and A. Malandrino, "Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 2982–2989, 2007.
- [13] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, third ed., 2009.
- [14] J. Perry, *Gait analysis: normal and pathological function*. Slack Inc., second ed., 1992.
- [15] R. W. Baker, *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. Mac Keith Press, first ed., 2013.
- [16] J. L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, and M. E. Morris, "The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review.," *Gait & Posture*, vol. 29, pp. 360–9, apr 2009.
- [17] M. Pandy, "Computer modeling and simulation of human movement," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 3, pp. 245–273, 2001.
- [18] M. Whittle, *Gait analysis: an introduction*. Butterworth Heinemann ELSEVIER, third ed., 2003.
- [19] C. Vaughan, B. Davis, and J. O'connor, *Dynamics of human gait*. kioboho Publishers, 1992.
- [20] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, and A. J. van den Bogert, "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements," *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 22, no. 2, pp. 131–54, 2007.
- [21] J. R. Davids, S. Öunpuu, P. A. DeLuca, and R. B. Davis, "Optimization of Walking Ability of Children with Cerebral Palsy," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 85, pp. 2224–2234, nov 2003.
- [22] M. Whittle, "Clinical gait analysis: A review," *Human Movement Science*, vol. 15, pp. 369–387, 1996.
- [23] Z. Jin, *Computational Modelling of Biomechanics and Biotribology in the Musculoskeletal System*. Woodhead Publishing Series in Biomaterials, 2014.
- [24] W. O. Williams, "Huxley 's Model of Muscle Contraction with Compliance," *Journal of Elasticity*, pp. 1–22, 2011.

- [25] T. Buchanan, D. Lloyd, K. Manal, and T. Besier, “Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command,” *Journal of applied Biomechanics*, vol. 20, no. 4, pp. 367–395, 2004.
- [26] F. Zajac, “Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.,” *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, no. 4, pp. 359–411, 1989.
- [27] A. S. Arnold and S. L. Delp, “The role of musculoskeletal models in patient assessment and treatment,” *Clinics in Developmental Medicine*, pp. 163–177, 2004.
- [28] K. R. Kaufman, K. N. W. An, W. J. Litchy, and E. Y. Chao, “Physiological prediction of muscle forces—I. Theoretical formulation.,” *Neuroscience*, vol. 40, no. 3, pp. 781–92, 1991.
- [29] E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber, and S. L. Delp, “A model of the lower limb for analysis of human movement.,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, pp. 269–79, feb 2010.
- [30] F. C. Anderson and M. G. Pandy, “Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent.,” *Journal of Biomechanics*, vol. 34, no. 2, pp. 153–61, 2001.
- [31] R. S. Barrett, T. F. Besier, and D. G. Lloyd, “Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modelling approach,” *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 15, pp. 1146–1155, oct 2007.
- [32] M. M. van der Krogt, S. L. Delp, and M. H. Schwartz, “How robust is human gait to muscle weakness?,” *Gait & Posture*, vol. 36, pp. 113–9, may 2012.
- [33] S. L. Delp, “SIMM 5.0 and OpenSim 2.0,” 2010.
- [34] 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 Transactions on Bio-medical Engineering*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–50, 2007.
- [35] F. Anderson, E. Guendelman, A. Habib, S. Hamner, K. Holzbaur, C. John, and Others, *Opensim user’s guide*. Stanford University, 2012.
- [36] D. Christen, D. J. Webster, and R. Müller, “Multiscale modelling and nonlinear finite element analysis as clinical tools for the assessment of fracture risk.,” *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, vol. 368, pp. 2653–68, jun 2010.
- [37] G. a. Ateshian and M. H. Friedman, “Integrative biomechanics: a paradigm for clinical applications of fundamental mechanics.,” *Journal of biomechanics*, vol. 42, pp. 1444–51, jul 2009.

- [38] M. Tawhai, J. Bischoff, D. Einstein, A. Erdemir, T. Guess, and J. Reinbolt, "Multiscale Modeling in Computational Biomechanics: Determining Computational Priorities and Addressing Current Challenges," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 28, no. 3, pp. 41–49, 2009.
- [39] S. a. Maas, B. J. Ellis, D. S. Rawlins, and J. a. Weiss, "A Comparison of FEBio, ABAQUS, and NIKE3D Results for a Suite of Verification Problems," *SCI Technical Report, University of Utah*, vol. UUSCI-2009, 2009.
- [40] S. Maas, B. J. Ellis, G. a. Ateshian, and J. Weiss, "FEBio: finite elements for biomechanics.," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 134, p. 011005, jan 2012.
- [41] Q. Meng, Z. Jin, J. Fisher, and R. Wilcox, "Comparison between FEBio and Abaqus for biphasic contact problems.," *Journal of engineering in medicine*, vol. 227, pp. 1009–19, sep 2013.
- [42] A. Hof, "Scaling gait data to body size," *Gait & Posture*, vol. 4, pp. 222–3, 1996.
- [43] R. B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," *Human Movement Science*, vol. 10, no. 5, pp. 575–587, 1991.
- [44] D. F. Stegeman and H. J. Hermens, "Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)"", tech. rep., 1999.
- [45] D. Oeffinger, C. Tylkowski, and R. Davis, "Gross Motor Function Classification System and outcome tools for assessing ambulatory cerebral palsy: a multicenter study," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 46, no. 5, pp. 311–319, 2004.
- [46] M. H. Schwartz and A. Rozumalski, "The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology," *Gait & posture*, vol. 28, pp. 351–7, oct 2008.
- [47] F. C. Anderson and M. G. Pandy, "Dynamic Optimization of Human Walking," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, no. 5, pp. 381–90, 2001.
- [48] D. Hardt, "Determining muscle forces in the leg during normal human walking - an application and evaluation of optimization methods," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 100, pp. 72–7, 1978.
- [49] J. Collins, "The redundant nature of locomotor optimization laws," *Journal of Biomechanics*, vol. 28, no. 3, pp. 251–67, 1995.
- [50] B. Prilutsky, "Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization," *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 97, pp. 1025–33, 1997.

- [51] J. Rasmussen, M. Damsgaard, and M. Voigt, “Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study,” *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 409–15, mar 2001.
- [52] D. G. Thelen and F. C. Anderson, “Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data.,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 6, pp. 1107–15, 2006.
- [53] B. I. Prilutsky and V. M. Zatsiorsky, “Optimization-based models of muscle coordination,” *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 30, no. 1, pp. 1–13, 2002.
- [54] R. D. Crowninshield and R. a. Brand, “A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion.,” *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 11, pp. 793–801, 1981.
- [55] B. I. Prilutsky, “Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control.,” *Motor control*, vol. 4, no. 1, pp. 1–44, 2000.
- [56] B. I. Prilutsky, “Muscle coordination: The discussion continues,” *Motor Control*, vol. 4, no. 1, pp. 97–116, 2000.
- [57] M. Praagman, E. K. J. Chadwick, F. C. T. van der Helm, and H. E. J. Veeger, “The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 4, pp. 758–65, 2006.
- [58] B. R. Umberger, K. G. M. Gerritsen, and P. E. Martin, “A model of human muscle energy expenditure,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 6, no. 2, pp. 99–111, 2003.
- [59] L. J. Bhargava, M. G. Pandy, and F. C. Anderson, “A phenomenological model for estimating metabolic energy consumption in muscle contraction,” *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 1, pp. 81–88, 2004.
- [60] R. L. Waters and S. Mulroy, “The energy expenditure of normal and pathologic gait.,” *Gait & Posture*, vol. 9, no. 3, pp. 207–31, 1999.
- [61] R. R. Neptune, K. Sasaki, and S. a. Kautz, “The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics.,” *Gait & Posture*, vol. 28, no. 1, pp. 135–43, 2008.
- [62] 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.,” aug 1990.
- [63] F. C. Anderson and M. G. Pandy, “A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 3, pp. 201–231, 1999.

- [64] D. G. Thelen, F. C. Anderson, and S. L. Delp, “Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control,” *Journal of Biomechanics*, vol. 36, no. 3, pp. 321–328, 2003.
- [65] J. L. Hicks, T. K. Uchida, A. Seth, A. Rajagopal, and S. Delp, “Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of human movement,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, no. 2, pp. 1–24, 2015.
- [66] J. Rosen, M. B. Fuchs, and M. Arcan, “Performances of hill-type and neural network muscle models-toward a myosignal-based exoskeleton.,” *Computers and Biomedical Research*, vol. 32, no. 5, pp. 415–39, 1999.
- [67] M. K. Horsman, *The Twente Lower Extremity Model*. PhD thesis, 2007.
- [68] M. Kadaba, H. Ramakrishnan, M. Wootten, J. Gainey, G. Gordon, and G. Cochran, “Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 7, pp. 849–60, 1989.
- [69] M. Q. Liu, F. C. Anderson, M. G. Pandy, and S. L. Delp, “Muscles that support the body also modulate forward progression during walking,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 14, pp. 2623–30, 2006.
- [70] B. R. Umberger, “Stance and swing phase costs in human walking,” *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 7, no. 50, pp. 1329–40, 2010.
- [71] R. T. Raikova and B. I. Prilutsky, “Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses,” *Journal of Biomechanics*, vol. 34, no. 10, pp. 1243–55, 2001.
- [72] T. a. Correa, R. Baker, H. K. Graham, and M. G. Pandy, “Accuracy of generic musculoskeletal models in predicting the functional roles of muscles in human gait,” *Journal of Biomechanics*, vol. 44, no. 11, pp. 2096–105, 2011.
- [73] R. a. Brand, D. R. Pedersen, and J. a. Friederich, “The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area,” *Journal of Biomechanics*, vol. 19, no. 8, pp. 589–596, 1986.
- [74] H. Ralston, “Energy-speed relation and optimal speed during level walking,” *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie*, vol. 17, no. 4, pp. 277–83, 1958.
- [75] R. Kram and C. R. Taylor, “Energetics of running: a new perspective,” *Nature*, vol. 346, no. 6281, pp. 265–7, 1990.
- [76] M. Q. Liu, F. C. Anderson, M. H. Schwartz, and S. L. Delp, “Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds,” *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 15, pp. 3243–52, 2008.

- [77] T. a. L. Wren, N. Y. Otsuka, R. E. Bowen, A. a. Scaduto, L. S. Chan, M. Sheng, R. Hara, and R. M. Kay, "Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery: Baseline data from a randomized controlled trial.," *Gait & Posture*, vol. 34, pp. 364–9, jul 2011.
- [78] D. Amarantini, G. Rao, and E. Berton, "A two-step EMG-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement.," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 1827–30, jun 2010.
- [79] D. G. Lloyd and T. F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 765–776, jun 2003.
- [80] D. Amarantini and L. Martin, "A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions.," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 1393–404, sep 2004.
- [81] D. Farina and F. Negro, "Assessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies.," *IEEE reviews in biomedical engineering*, vol. 5, pp. 3–14, jan 2012.
- [82] G. Rao, D. Amarantini, E. Berton, and D. Favier, "Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait.," *Journal of biomechanics*, vol. 39, pp. 1531–6, jan 2006.
- [83] M. Yeadon and M. Morlock, "The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters," *Journal of Biomechanics*, vol. 22, no. 617, pp. 683–689, 1989.
- [84] M. D. Horsman, H. F. J. M. Koopman, F. C. T. van der Helm, L. P. Prosé, and H. E. J. Veeger, "Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity," *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 22, no. 2, pp. 239–47, 2007.
- [85] G. T. Yamaguchi and F. E. Zajac, "A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism.," *Journal of Biomechanics*, vol. 22, pp. 1–10, jan 1989.
- [86] E. Ravera, P. Catalfamo, M. Crespo, and A. Braidot, "Electromyography as an Important Parameter for a Proper Assessment of Dynamic Muscles Strength in Gait Analysis," *American Journal of Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 6, pp. 269–277, 2012.
- [87] J. R. Potvin, R. W. Norman, and S. M. McGill, "Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting.," *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 74, pp. 119–32, jan 1996.

- [88] F. E. Zajac, R. R. Neptune, and S. a. Kautz, “Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations.,” *Gait & posture*, vol. 16, pp. 215–32, dec 2002.
- [89] R. Riemer, E. T. Hsiao-Wecksler, and X. Zhang, “Uncertainties in inverse dynamics solutions: a comprehensive analysis and an application to gait.,” *Gait & posture*, vol. 27, pp. 578–88, may 2008.
- [90] S. Delp and A. Arnold, “Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: Implications for muscle-tendon surgery,” *Journal of Orthopaedic Research Society*, vol. 14, no. 1, pp. 144–151, 1996.
- [91] M. M. van der Krogt, C. a. M. Doorenbosch, and J. Harlaar, “Muscle length and lengthening velocity in voluntary crouch gait.,” *Gait & posture*, vol. 26, pp. 532–8, oct 2007.
- [92] A. S. Arnold, S. S. Blemker, and S. L. Delp, “Evaluation of a Deformable Musculoskeletal Model for Estimating Muscle–Tendon Lengths During Crouch Gait,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 29, pp. 263–274, mar 2001.
- [93] A. S. Arnold, M. Q. Liu, M. H. Schwartz, S. Ounpuu, and S. L. Delp, “The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait.,” *Gait & posture*, vol. 23, pp. 273–81, apr 2006.
- [94] M. M. van der Krogt, C. a. M. Doorenbosch, and J. Harlaar, “The effect of walking speed on hamstrings length and lengthening velocity in children with spastic cerebral palsy.,” *Gait & posture*, vol. 29, pp. 640–4, jun 2009.
- [95] K. J. Agarwal-Harding, M. H. Schwartz, and S. L. Delp, “Variation of hamstrings lengths and velocities with walking speed.,” *Journal of biomechanics*, vol. 43, pp. 1522–6, may 2010.
- [96] K. M. Steele, A. Seth, J. L. Hicks, M. H. Schwartz, and S. L. Delp, “Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait.,” *Gait & posture*, vol. 38, pp. 86–91, may 2013.
- [97] E. P. Ravera, M. J. Crespo, and A. A. A. Braidot, “Estimation of muscle forces in gait using a simulation of the electromyographic activity and numerical optimization.,” *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, pp. 1–12, nov 2014.
- [98] C. S. K. Jain, *Foot and Footorthoses*. Letraset Art Services, 1993.
- [99] G. F. Harris, P. A. Smith, and R. M. Marks, “Foot and Ankle Motion Analysis: Clinical Treatment and Technology,” 2008.
- [100] D. L. Stredney, *The Representation of Anatomical Structures through Computer Animation for Scientific, Educational and Artistic Applications*. PhD thesis, nov 1982.

- [101] J. A. Friederich and R. A. Brand, “Muscle fiber architecture in the human lower limb,” *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 1, pp. 91–95, 1990.
- [102] T. L. Wickiewicz, R. R. Roy, P. L. Powell, and V. R. Edgerton, “Muscle architecture of the human lower limb,” 1983.
- [103] M. H. Schwartz, E. Viehweger, J. L. Stout, T. F. Novacheck, and J. R. Gage, “Comprehensive treatment of ambulatory children with cerebral palsy,” *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 24, no. 1, pp. 45–53, 2004.
- [104] M. H. Schwartz, A. Rozumalski, and J. P. Trost, “The effect of walking speed on the gait of typically developing children.,” *Journal of biomechanics*, vol. 41, pp. 1639–50, jan 2008.
- [105] A. Stops, R. Wilcox, and Z. Jin, “Computational modelling of the natural hip: a review of finite element and multibody simulations.,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, pp. 963–79, jan 2012.
- [106] M. Freutel, H. Schmidt, L. Dürselen, A. Ignatius, and F. Galbusera, “Finite element modeling of soft tissues: Material models, tissue interaction and challenges.,” *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 29, pp. 363–372, jan 2014.
- [107] M. Dalstra, R. Huiskes, and L. van Erning, “Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone.,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 117, pp. 272–8, aug 1995.
- [108] A. E. Anderson, C. L. Peters, B. D. Tuttle, and J. Weiss, “Subject-Specific Finite Element Model of the Pelvis: Development, Validation and Sensitivity Studies,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 127, no. 3, p. 364, 2005.
- [109] A. E. Anderson, B. Ellis, S. Maas, C. Peters, and J. Weiss, “Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 130, pp. 1–25, oct 2008.
- [110] M. Harris, A. E. Anderson, C. Henak, B. Ellis, C. L. Peters, and J. Weiss, “Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips.,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 30, pp. 1133–9, jul 2012.
- [111] C. R. Henak, E. D. Carruth, a. E. Anderson, M. D. Harris, B. J. Ellis, C. L. Peters, and J. a. Weiss, “Finite element predictions of cartilage contact mechanics in hips with retroverted acetabula.,” *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 21, pp. 1522–9, oct 2013.
- [112] T. M. Phillips, P. Pankaj, C. R. Howie, S. Usmani, and H. R. W. Simpson, “Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions.,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, pp. 739–48, sep 2007.

- [113] H. Yoshida, A. Faust, J. Wilckens, M. Kitagawa, J. Fetto, and E. Y.-S. Chao, “Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living.,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1996–2004, jan 2006.
- [114] C. L. Abraham, S. Maas, J. Weiss, B. J. Ellis, C. L. Peters, and A. E. Anderson, “A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses.,” *Journal of Biomechanics*, vol. 46, pp. 1121–7, apr 2013.
- [115] S. S. Blemker and S. L. Delp, “Three-Dimensional Representation of Complex Muscle Architectures and Geometries,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, pp. 661–673, may 2005.
- [116] S. S. Blemker and S. L. Delp, “Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models,” *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 8, pp. 1383–1391, 2006.
- [117] X. Hu and S. S. Blemker, “Musculoskeletal simulation can help explain selective muscle degeneration in duchenne muscular dystrophy,” *Muscle & nerve*, vol. 52, no. 2, pp. 174–82, 2015.
- [118] J. P. Halloran, A. Erdemir, and A. J. van den Bogert, “Adaptive Surrogate Modeling for Efficient Coupling of Musculoskeletal Control and Tissue Deformation Models,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 131, no. 1, pp. 1–16, 2009.
- [119] J. P. Halloran, M. Ackermann, A. Erdemir, and A. J. van den Bogert, “Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 14, pp. 2810–2815, 2010.
- [120] J. H. Koolstra and T. M. G. J. van Eijden, “Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics.,” *Journal of biomechanics*, vol. 38, pp. 2431–9, dec 2005.
- [121] A. Anderson, B. Ellis, and J. Weiss, “Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 10, pp. 171–184, 2007.
- [122] A. Erdemir, T. M. Guess, J. Halloran, S. C. Tadepalli, and T. M. Morrison, “Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics.,” *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 625–33, feb 2012.
- [123] M. Viceconti, S. Olsen, L. Nolte, and K. Burton, “Extracting clinically relevant data from finite element simulations.,” *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 20, pp. 451–4, jun 2005.
- [124] L. Modenese, a. T. M. Phillips, and a. M. J. Bull, “An open source lower limb model: Hip joint validation.,” *Journal of biomechanics*, vol. 44, pp. 2185–93, aug 2011.

- [125] G. Taubin, “A signal processing approach to fair surface design,” *Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '95*, pp. 351–358, 1995.
- [126] A. Anderson, B. Ellis, S. Maas, and J. Weiss, “Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 7, pp. 1351–1357, 2010.
- [127] M. E. Harrington, a. B. Zavatsky, S. E. M. Lawson, Z. Yuan, and T. N. Theologis, “Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 595–602, jan 2007.
- [128] G. Wu, F. C. van der Helm, H. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, and B. Buchholz, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine,” *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 543–548, jun 2002.
- [129] C. Geuzaine and J. Remacle, “Gmsh: A 3D finite element mesh generator with built in pre and post processing facilities,” *International Journal for Numerical Method in Engineering*, no. 0, pp. 1–24, 2009.
- [130] P. Weißgraeber, H. v.d. Wall, S. Khabbaze, a. M. Kroker, and W. Becker, “Effect of the lateral rotators on load transfer in the human hip joint revealed by mechanical analysis,” *Annals of Anatomy*, vol. 194, no. 5, pp. 461–466, 2012.
- [131] A. Hadid, Y. Epstein, N. Shabshin, and A. Gefen, “Development of a Computational Model for Stress Fractures in Humans,” in *Proceeding of the 11th International Symposium, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 56–57, 2013.
- [132] C. R. Henak, G. a. Ateshian, and J. a. Weiss, “Finite element prediction of transchondral stress and strain in the human hip,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 136, no. 2, p. 021021, 2014.
- [133] T. D. Brown, A. M. DiGioia, and D. Brown, “A contact-coupled finite element analysis of the natural adult hip,” *Journal of Biomechanics*, vol. 17, no. 6, pp. 437–448, 1984.
- [134] M. E. Russell, K. H. Shivanna, N. M. Grosland, and D. R. Pedersen, “Cartilage contact pressure elevations in dysplastic hips: a chronic overload model,” *Journal of orthopaedic surgery and research*, vol. 1, p. 6, jan 2006.
- [135] S. Chegini, M. Beck, and S. J. Ferguson, “The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: A finite element analysis,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 27, no. 2, pp. 195–201, 2009.

- [136] K. Athanasiou, “Comparative study of the intrinsic mechanical properties of the human acetabular and femoral head cartilage,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 12, no. 23, pp. 340–349, 1994.