

Modelos musculares simplificados para la simulación del movimiento humano

Mario Lamas Rodríguez

Directores: Javier Cuadrado Aranda
Urbano Lugrís Armesto

Tesis doctoral



Programa Oficial de Doctorado en Ingeniería Naval e
Industrial

Ferrol, 2021

Resumen

Hoy en día, existen varios enfoques que se utilizan para abordar la predicción de movimiento humano, teniendo todos ellos en común su alto coste computacional.

La modelización muscular parece ser un componente clave para obtener movimientos que parezcan realmente humanos, al menos para algunas actividades, pero incluirla supone un aumento aún mayor de la carga de cálculo.

Esta tesis estudia la eficiencia y precisión obtenida por distintas alternativas de modelización muscular en la simulación dinámica directa de movimientos capturados, como método representativo de los enfoques computacionalmente intensivos mencionados: cuatro modelos de músculo, el número de músculos, generadores de par muscular, sinergias musculares y tablas para las longitudes musculares y brazos de momento son las alternativas consideradas y analizadas. Con ellas se busca proporcionar criterios sobre cómo incluir los músculos en los modelos multicuerpo humanos de forma que se recoja su efecto en el movimiento resultante manteniendo un coste computacional razonable.

Como ejemplos de dinámica lenta y rápida se consideran los movimientos de marcha y salto vertical, respectivamente.

Abstract

Several approaches are currently employed to address the predictive simulation of human motion, having in common their high computational demand.

Muscle modeling seems to be an essential ingredient to provide human likeness to the obtained movements, at least for some activities, but it increases even more the computational load.

This thesis studies the efficiency and accuracy yielded by several alternatives of muscle modeling in the forward-dynamics simulation of captured motions, as a representative method of the above mentioned computationally intensive approaches: four muscle models, the number of muscles, muscle torque generators, muscular synergies and look-up tables for musculotendon lengths and moment arms are considered and analyzed. These approaches will provide criteria on how to include the muscular component in human multibody models so that its effect on the resulting motion is captured while keeping a reasonable computational cost.

Gait and vertical jump are considered as examples of slow- and fast-dynamics motions, respectively.

Resumo

Varios enfoques son empregados hoxe en día para abordar a predición de movemento humano, tendo todos eles en común o seu alto custe computacional.

A modelización muscular parece ser un compoñente chave para obter movementos que parezan realmente humanos, a lo menos para algunhas actividades, pero incluíla supón un aumento aínda maior da carga de cálculo.

Esta tese estuda a eficiencia e precisión obtida por distintas alternativas de modelización muscular en simulación dinámica directa de movementos capturados, como método representativo dos enfoques computacionalmente intensivos mencionados: catro modelos de músculo, o número de músculos, xeradores de par muscular, sinerxías musculares e táboas para as lonxitudes musculares e brazos de momento son as alternativas consideradas e analizadas. Con elas se busca proporcionar criterios sobre como incluír os músculos nos modelos multicorpo humanos de forma que se recolla o seu efecto no movemento resultante mantendo un custo computacional razoable.

Como exemplos de dinámica lenta e rápida considéranse os movementos de marcha e salto vertical, respectivamente.

Índice

Lista de Figuras	V
Lista de Tablas	VII
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Análisis y simulación biomecánica	2
1.2.1. Modelo multicuerpo	2
1.2.2. Análisis de movimiento	5
1.2.3. Simulación de movimiento	6
1.3. Estado del arte	7
1.3.1. Modelos musculares eficientes	9
1.4. Objetivos	11
1.5. Contenido de la tesis	11
2. Planteamiento del problema	13
2.1. Tipo de simulación a realizar	13
2.2. Sujetos, ejercicios y sistema de medida	14
2.3. Modelo esquelético	16

2.4. Modelos musculoesqueléticos	17
2.5. Formulación dinámica	19
3. Modelos musculares	25
3.1. Problema de reparto muscular	25
3.2. Modelo de Hill completo	27
3.2.1. Dinámica de activación	29
3.2.2. Dinámica de contracción	31
3.2.3. Relación fuerza-longitud	33
3.2.4. Relación fuerza-velocidad	34
3.2.5. Relación fuerza-deformación	35
3.3. Modelo de Hill con tendón rígido	37
3.4. Modelo de Hill con tendón rígido sin retraso	37
3.5. Modelo no fisiológico	38
4. Generadores de par muscular (MTG)	39
4.1. Modelo de MTG	40
4.2. Calibración del modelo de MTG	43
5. Sinergias musculares	49
5.1. Determinación de las sinergias	50
5.1.1. Optimización de las sinergias	52
5.2. Empleo de las sinergias en la formulación dinámica	54
6. Interpolación de magnitudes musculares	57

6.1. Brazos de momento	58
6.2. Longitudes y velocidades musculares	58
7. Resultados y discusión	61
7.1. Modelos musculares y número de músculos	61
7.2. MTG	71
7.3. Sinergias	73
7.4. Interpolación	76
8. Conclusiones y futuras líneas de investigación	79
8.1. Conclusiones	79
8.2. Futuras líneas de investigación	80
Anexos	97
A. Trabajos derivados de la realización de esta tesis	99
B. Parámetros musculares	101

Lista de Figuras

2.1.	Los ocho eventos principales en el ciclo natural de la marcha humana	15
2.2.	Fases del salto	16
2.3.	Marcadores ópticos y articulaciones del modelo	17
2.4.	Medidas antropométricas de la extremidad inferior	18
2.5.	Modelo 3D	18
2.6.	Esquema del algoritmo de simulación	20
2.7.	Esquema del CTC	21
3.1.	Componentes del funcionamiento muscular	26
3.2.	Representación geométrica simplificada de las fibras musculares	27
3.3.	Modelo muscular de Hill	28
3.4.	Dinámica de excitación-activación	30
3.5.	Esquema de la relación fuerza-longitud del sarcómero	33
3.6.	Curvas isométricas de la fuerza-longitud del músculo	34
3.7.	Relación fuerza-velocidad del elemento contráctil	35
3.8.	Relación de la fuerza-deformación del tendón	36
4.1.	Esquema de los MTG	39
4.2.	Ajuste MTG marcha	46

4.3. Ajuste MTG salto	47
5.1. Sinergias musculares	50
5.2. Análisis de las sinergias musculares	51
7.1. Fuerzas para los cuatro modelos musculares	66
7.2. Tiempos de cálculo con distinto número de músculos	67
7.3. Fuerzas con distinto número de músculos en marcha	68
7.4. Fuerzas con distinto número de músculos en salto	69
7.5. Pares articulares marcha	70
7.6. Pares articulares salto	70
7.7. Activaciones MTG	72
7.8. Tiempos de cálculo con distinto número de músculos	74
7.9. Error par sinergias	75

Lista de Tablas

1.1. Estudios realizados	8
2.1. Características de los dos sujetos.	14
4.1. Descripción de los seis parámetros de la expresión del par activo	42
4.2. Parámetros C_1 a C_6	44
7.1. Errores en fuerza con los cuatro modelos musculares	63
7.2. Errores en las fuerzas musculares para cada músculo y para los cuatro modelos musculares	63
7.3. Errores para los cuatro modelos musculares	65
7.4. Eficiencia con respecto al número de músculos	67
7.5. Pares articulares MTG	72
7.6. Errores en activaciones y fuerzas empleando sinergias	74
7.7. Errores en los pares con sinergias	75
7.8. Tiempos con sinergias	75
7.9. Errores en excitación, activación y fuerza con tablas	76
7.10. Tamaño de las tablas	77
7.11. Tiempos de cálculo con tablas	77
B.1. Parámetros musculares paciente Marcha	101

B.2. Parámetros musculares paciente Salto 103

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

La capacidad de generar movimiento humano, replicando el comportamiento del sistema nervioso central (SNC), es uno de los grandes objetivos en simulación biomecánica, puesto que tiene numerosas aplicaciones, como por ejemplo:

- La predicción del movimiento, es decir, pronosticar cómo se moverá una persona bajo ciertas condiciones. Esto tiene aplicación en ámbitos como la rehabilitación, preparación de operaciones médicas, diseño de órtesis o dispositivos asistidos, etc.
- El desarrollo de controladores para robots humanoides.
- El estudio de la respuesta del cuerpo humano ante impactos o accidentes.
- La animación de personajes virtuales, tanto en los videojuegos como en las películas y la realidad virtual.

Todas estas aplicaciones tienen un inconveniente en común: su alto coste computacional. Esto es especialmente relevante en el caso de aplicaciones que precisen funcionar en tiempo real, lo cual hace que en ocasiones los modelos biomecánicos más detallados y precisos no sean una opción viable.

Aunque la predicción de movimiento humano se puede basar sólo en modelos esqueléticos, hay un consenso general en que la inclusión de los músculos es relevante para capturar las características del movimiento humano real en algunas actividades, para obtener movimientos humanos realistas, y para obtener información adicional sobre otros aspectos como el comportamiento de los tendones o el gasto energético [1]. Sin embargo, usar modelos musculoesqueléticos incrementa aún más la carga

computacional de los algoritmos resultantes [2], por lo que se debe buscar una modelización muscular que sea lo suficientemente eficiente para mantener los tiempos de ejecución en límites razonables (especialmente en aplicaciones que deban funcionar en tiempo real), pero siendo capaces de capturar las características clave del movimiento humano para proporcionar soluciones realistas.

Dado que, precisamente, el cálculo de la dinámica muscular es una de las partes más costosas computacionalmente en biomecánica, esta tesis se centrará en el estudio de modelos musculares simplificados que puedan obtener resultados realistas con un coste computacional aceptable. Las alternativas que se estudiarán en esta tesis son el empleo de:

- Diferentes modelos musculares, incluyendo el modelo de Hill completo, el modelo de Hill con tendón rígido y dinámica de activación, el modelo de Hill con tendón rígido y sin dinámica de activación, y un modelo no fisiológico.
- Distinto número de músculos.
- Generadores de par muscular (MTG).
- Sinergias musculares.
- Tablas para las longitudes de los músculos y brazos de momento musculares.

1.2. Análisis y simulación biomecánica

1.2.1. Modelo multicuerpo

El proceso de simulación o análisis biomecánico comienza por la definición de un modelo. Los modelos más empleados son modelos multicuerpo que asumen las siguientes suposiciones [3]:

1. Cada segmento se considera con su masa, su centro de masas (CM), y sus momentos de inercia (no nulos).
2. La posición del CM de cada segmento permanece fija durante el movimiento.
3. Las articulaciones se consideran de revolución o de rótula.
4. El momento de inercia de cada segmento sobre el CM es constante durante el movimiento.
5. La longitud de cada segmento permanece constante durante el movimiento.

Las fuerzas que actúan en los modelos multicuerpo biomecánicos son principalmente las siguientes:

1. Fuerzas gravitacionales: las fuerzas de la gravedad actúan sobre el CM de cada segmento.
2. Fuerzas de reacción con el suelo (FRS) o fuerzas externas: estas fuerzas se considera que actúan en un punto normalmente denominado centro de presión.
3. Fuerzas musculares y de ligamento: la acción de los músculos y ligamentos se traduce en unos pares netos sobre las articulaciones.

Además, los modelos biomecánicos utilizados pueden clasificarse según su nivel de detalle y estructura.

1.2.1.1. Detalle del modelo

Uno de los factores importantes es el nivel de detalle. Muchos estudios, por ejemplo, emplean modelos de dos dimensiones, ya que permiten representar los aspectos principales de muchos de los movimientos de interés biomecánico [4]. Los modelos planos con articulaciones de revolución poseen menos grados de libertad que los modelos de tres dimensiones, los cuales poseen además articulaciones de rótula y universales. Como resultado, las simulaciones con modelos planos tienen un menor coste computacional que aquellos que consideran el movimiento en las tres dimensiones.

Por ejemplo, algunos estudios emplean modelos bidimensionales de los miembros inferiores para el análisis de la marcha sana [5-10] o el salto vertical [11-17]. Estos modelos incluyen además la simplificación de considerar la cabeza, los brazos y el tronco como un cuerpo único denominado HAT. En cambio, otros estudios emplean modelos que incluyen los miembros superiores con el fin de considerar su influencia [18-20].

No obstante, los modelos en dos dimensiones no son capaces de medir simultáneamente las contribuciones relativas de la flexión-extensión de la rodilla en apoyo, la inclinación y la rotación pélvica, ya que son movimientos que ocurren principalmente en los planos sagital, frontal y transversal, respectivamente, teniendo que ceñirse al plano representado en el modelo. Por lo tanto, algunos estudios aplican modelos tridimensionales examinando las componentes del movimiento fuera de las obtenidas en el plano sagital para los miembros inferiores en la marcha sana, bien empleando HAT [21-23] o no [24-27], o considerando el cuerpo al completo [28-34], teniendo en cuenta así la influencia de la parte superior del cuerpo en el movimiento. En el caso del salto vertical, hay también estudios en modelos tridimensionales en los miembros inferiores incluyendo también tanto HAT [35, 36] como no [37], o empleando modelos tridimensionales completos [38].

1.2.1.2. Nivel estructural

Otra decisión importante en cuanto al modelado es si se considera el modelo sólo a nivel esquelético o incluyendo también los músculos (musculoesquelético).

El esqueleto humano consiste en una estructura rígida compuesta por un árbol de huesos unidos entre sí por ligamentos en las articulaciones, que son los puntos de unión entre los huesos. Se puede dividir en dos partes: la axial y la apendicular. El esqueleto axial transmite el peso de la cabeza, el tronco y los miembros superiores hacia los miembros inferiores en la articulación de la cadera. El esqueleto apendicular, por otro lado, consiste en los huesos de los miembros inferiores y superiores y los elementos de soporte que los conectan al tronco. Una de estas conexiones es el cinturón pélvico, que conecta los miembros inferiores al esqueleto axial. Está compuesto por el hueso de la cadera del esqueleto apendicular y los dos últimos elementos de la columna vertebral, el sacro y el cóccix. Se une a los miembros inferiores a través del fémur, el hueso más largo y pesado del cuerpo humano, cuya cabeza se une a la pelvis y el otro extremo se articula con la tibia de la pierna en la articulación de la rodilla. El otro hueso de la pierna, el peroné, se excluye de la articulación y generalmente no transmite carga al tobillo y pie, aunque actúa como punto importante de unión muscular. Además, el extremo distal del peroné se extiende hasta la articulación del tobillo, proporcionando la estabilidad lateral del tobillo.

Las articulaciones se pueden clasificar según sus grados de libertad: la articulación monoaxial, donde la rotación sólo se permite en un eje; el pivote, donde la rotación es respecto al hueso opuesto; y la de rótula, donde la cabeza esférica del hueso descansa en la depresión en forma de copa del consiguiente hueso.

El modelo musculoesquelético también incluye los músculos esqueléticos. Este tipo de músculos está compuesto de manojos de células largas y delgadas denominadas fibras musculares. Cada una de estas fibras puede producir fuerza de tensión mientras se acorta. Sin embargo, cuanto más rápido se acortan las fibras, menor es la fuerza que ejerce. Cuando un músculo es forzado a estirarse, puede llegar a generar grandes fuerzas hasta un límite en el cual puede desgarrarse.

Estas fibras se agrupan en manojos rodeados de una red delicada de fibras reticulares (endomisio) separadas por fibras de tejido conectivo (perimisio). Todos estos manojos están encapsulados por una capa de tejido conectivo fibroso (epimisio). El endomisio y perimisio están entretejidos y convergen en cada final del músculo formando tendones. Esta unión entre el músculo y el hueso, más rígido que los ligamentos, permite que cualquier contracción del músculo ejerza una fuerza sobre el hueso, además de tener una función estabilizadora en las articulaciones.

La inclusión de la dinámica muscular proporciona una respuesta fisiológica consistente a la par que permite medir una serie de magnitudes relevantes como fuerzas musculares, reacciones articulares o coste energético, pero también implica un gran coste computacional. Si se incluyen músculos en el modelo, es necesario

decidir también el número de músculos y cuáles incluir.

1.2.2. Análisis de movimiento

Para realizar el análisis de un movimiento grabado suele emplearse el enfoque de dinámica inversa. Esta técnica se basa en medir el movimiento del cuerpo y las fuerzas externas para incluirlas en las ecuaciones del movimiento. Su objetivo es obtener las fuerzas y momentos articulares de reacción que el sistema musculoesquelético produce durante el movimiento humano empleando los datos cinemáticos adquiridos y los parámetros estimados de los segmentos del cuerpo. Los resultados obtenidos son adecuados para reconocer los patrones de la marcha tanto sana como patológica, para determinar las fuerzas musculares y/o para estudiar cómo el SNC controla el movimiento. Este método es muy eficiente computacionalmente y no requiere ni de una integración numérica de sistemas de ecuaciones diferenciales ni de datos medidos, ni de valores iniciales de las variables de estado.

Las soluciones obtenidas por dinámica inversa son sensibles tanto a inexactitudes en los parámetros de los segmentos del cuerpo [39, 40] como a errores en las medidas experimentales (errores debidos al movimiento de la piel [41], ruido en los datos de los marcadores [42], presencia de múltiples contactos externos [43] o la calibración de las placas de fuerza [44]) y en el procesado de los datos (la estimación de parámetros articulares [39, 45] o la estimación de los centros de presión [46]). Estas incertidumbres conllevan la obtención de momentos articulares poco realistas, además de inconsistencias entre la cinemática y las fuerzas externas. Como solución para reducir o eliminar esta inconsistencia, se puede optar por un ajuste de los datos antropométricos, de la cinemática o de las fuerzas externas [47].

A nivel esquelético, el análisis requiere de una solución algebraica de las ecuaciones del movimiento. Estas ecuaciones pueden ser definidas de varias formas, pero la estructura en árbol de la cadena cinemática humana permite el empleo de formulaciones recursivas muy eficientes [48]. Los dos principales inconvenientes que se pueden encontrar en los modelos esqueléticos son: (i) los errores producidos por la amplificación del ruido introducido por el sistema de captura de movimiento y los marcadores situados en la piel, que producen una violación de las restricciones cinemáticas del modelo biomecánico [49]; y (ii) los errores producidos por el movimiento relativo de las partes de tejido blando respecto a las partes esqueléticas [41]. Con el fin de mejorar estos resultados, se pueden emplear distintas estrategias. Se han propuesto diversos algoritmos que reducen o eliminan las fuerzas y momentos residuales, como la optimización de mínimos cuadrados, el algoritmo de eliminación residual (REA), y el algoritmo de reducción residual (RRA), los cuales permiten ajustar la cinemática, las fuerzas de reacción con el suelo (FRS) y/o los parámetros de los segmentos del cuerpo, mejorando la consistencia dinámica. Otra solución sería eliminar las placas de fuerza de la simulación, deduciendo las fuerzas y momentos de reacción del suelo mediante las ecuaciones del movimiento y el modelo musculoesquelético escalado, eliminando

la dependencia con las fuerzas externas y mejorando la estabilidad dinámica [50]. Por otro lado, en [47] se propuso un algoritmo optimizador capaz de converger a una solución donde los pares y fuerzas residuales son cero, sin necesidad de modificar las FRS y obteniendo una cinemática muy similar a la medida. Otras alternativas incluyen el ajuste de las fuerzas medidas [43, 51] o el uso de filtros de Kalman [52].

A nivel musculoesquelético, por otro lado, es necesario abordar el problema de redundancia muscular mediante la resolución de un problema de optimización que busque solucionar el reparto muscular siguiendo un criterio que emule el comportamiento del sistema nervioso central (SNC). Se suele emplear la optimización estática (SO), cuya carga computacional es baja pero que, al no considerar las dinámicas de activación y contracción muscular, no es consistente fisiológicamente. Para solventar estos inconvenientes, se han desarrollado métodos alternativos como la optimización estático-fisiológica. Otra opción es realizar el análisis mediante métodos de dinámica directa, como el controlador muscular computado (CMC) [53], o el utilizado en esta tesis [54], en los que la dinámica muscular se integra junto con las ecuaciones del movimiento, asegurando así la consistencia cinemática y fisiológica, mientras que el seguimiento de la trayectoria grabada se asegura mediante el uso de controladores.

1.2.3. Simulación de movimiento

Para la simulación de movimiento suelen emplearse técnicas de dinámica directa, que permiten determinar el movimiento humano a partir de unas fuerzas musculares conocidas (o de unos momentos articulares conocidos) [39], y unas fuerzas exteriores también conocidas. Para determinar las fuerzas musculares o los pares articulares, es necesario conocer o replicar las señales emitidas por el SNC en el movimiento.

Uno de los métodos para conocer esta actuación del SNC es el empleo de medidas de electromiograma (EMG) superficiales, que permiten medir indirectamente los impulsos eléctricos que llegan a los músculos durante el movimiento [55]. Sin embargo, sólo con esta información no se pueden predecir correctamente los momentos generados en múltiples grados de libertad [56]. Este inconveniente se debe principalmente al acceso limitado a los músculos superficiales, al ruido generado por el movimiento, y a los posibles errores en la obtención de las excitaciones neuronales a partir de los potenciales de acción de las neuronas motoras [57].

Otra de las alternativas es la definición de controladores que traten de imitar el sistema neuronal. Sin embargo, en general las marchas producidas por estos controladores se alejan de la apariencia natural de la locomoción humana [58]. Por un lado, la imitación del proceso que va desde la excitación al par generado es complicada debido a la complejidad del sistema neuronal y la dinámica muscular, la dependencia de las fuerzas del complejo musculo-tendón de la longitud de las fibras y su velocidad de contracción [59], la influencia de los brazos de momento, o la presencia de músculos multiarticulares. Por otro lado, muchos controladores

generan patrones de fuerza ineficientes, o incluso imposibles si no se consideran las restricciones y costes energéticos impuestos por la anatomía y fisiología del músculo.

Para solucionar esto, una posible vía es el empleo de métodos de optimización, en los que se minimiza una magnitud sujeta a restricciones físicas con el fin de replicar el comportamiento humano en la actividad a simular. Las técnicas empleadas son variadas, destacando el empleo de métodos de control óptimo [32, 60].

En cuanto a las fuerzas exteriores, las más relevantes para la simulación del movimiento humano son las fuerzas de contacto pie-suelo. Para determinar estas fuerzas, que es un gran reto, se han propuesto en la bibliografía diferentes modelos de contacto con distinta complejidad [61-63], o se han utilizado restricciones cinemáticas [64, 65].

1.3. Estado del arte

Como se ha dicho, la predicción del movimiento humano es un tema de gran interés hoy en día [2, 66], dado que abre el camino a aplicaciones con gran impacto económico y social, como anticipar los resultados de una cirugía, diseño y adaptación de órtesis o prótesis, control de robots humanoides y caracteres virtuales, pre-evaluación de métodos de entrenamiento en actividades deportivas o en trabajos manuales en entornos laborales, etc. Entre las comunidades que se encuentran investigando activamente este tema están las de robótica, biomecánica, dinámica multicuerpo o gráficos por ordenador, por citar algunas.

En algunos casos, el objetivo es extrapolar el movimiento conocido de un humano para estimar cómo será su movimiento bajo diferentes condiciones, lo que se denomina optimización de trayectoria. El control óptimo es el enfoque más popular y establecido para este propósito [5, 24, 60, 67-70]. En otros casos, el objetivo es generar nuevos movimientos de humanos reales o virtuales. Los enfoques más prometedores parecen ser en este caso imitar la función del SNC [58, 71-74] y los algoritmos basados en inteligencia artificial [75, 76].

Los problemas de simulación predictiva se pueden formular en forma directa o inversa, de forma que pueden requerir la integración del sistema de ecuaciones diferenciales o la solución de un sistema de ecuaciones algebraicas. No obstante, cualquiera de los casos conlleva siempre problemas iterativos y con un altísimo coste computacional [66].

Incluir la dinámica muscular resulta clave para obtener movimientos humanos realistas, al menos para algunas actividades. Sin embargo, al mismo tiempo provoca un aumento todavía mayor del coste computacional. Por lo tanto, la búsqueda de modelos musculares eficientes es fundamental para poder gozar de los beneficios de la inclusión de los músculos en la simulación con una carga computacional reducida.

Tabla 1.1: Detalle del modelo, clase de estudio y tipo de movimiento de las referencias más relevantes. Para estos estudios, se emplean modelos musculoesqueléticos, salvo para los marcados en cursiva, que utilizan modelos esqueléticos. HAT hace referencia a la simplificación de considerar la cabeza, los brazos y el tronco como un único cuerpo.

Detalle	Artículo	Estudio	Movimiento
2D HAT	Ackermann et al. 2010 [5]	Simulación	Marcha
2D HAT	Garcia-Vallejo et al. 2016 [6]	Análisis	Marcha
2D HAT	Dorn et al. 2015 [8]	Simulación	Marcha
2D HAT	Esposito et al. 2018 [10]	Simulación	Marcha
2D HAT	Van Soest et al. 1993 [11]	Simulación	Salto vertical
2D HAT	Ostraich et al. 2020 [14]	Simulación	Salto vertical
2D HAT	Cheng et al. 2008 [15]	Simulación	Salto vertical
2D HAT	Domire et al. 2015 [17]	Simulación	Salto vertical
2D completo	<i>Ozsoy et al. 2011 [18]</i>	Simulación	Salto vertical
2D completo	Ong et al. 2016 [19]	Simulación	Salto vertical
2D completo	Ashby et al. 2006 [20]	Simulación	Salto vertical
3D HAT	Anderson et al. 2001 [21]	Análisis	Marcha
3D HAT	Lin et al. 2017 [22]	Análisis	Marcha
3D HAT	Fluit et al. 2012 [23]	Análisis	Marcha
3D HAT	Anderson et al. 1999 [35]	Simulación	Salto vertical
3D HAT	Nagano et al. 2007 [36]	Simulación	Salto vertical
3D inferior	Lin et al. 2018 [24]	Simulación	Marcha
3D inferior	Falisse et al. 2019 [26]	Simulación	Marcha
3D inferior	Garcia-Vallejo et al. 2012 [27]	Simulación	Marcha
3D inferior	Yoshioka et al. 2010 [37]	Simulación	Salto vertical
3D completo	Koch et al. 2017 [31]	Simulación	Marcha
3D completo	<i>Felis et al. 2013 [34]</i>	Simulación	Marcha
3D completo	Wilson et al. 2007 [38]	Simulación	Salto vertical

1.3.1. Modelos musculares eficientes

La bibliografía recoge contribuciones que han abordado distintas alternativas de modelización muscular eficiente.

Uno de los modelos musculares más comúnmente empleados en los últimos años es el modelo de Hill completo, llamado el modelo de equilibrio músculo-tendón [77], el cual se ha usado tanto para estudios *in silico* [78-80], en los que los modelos se estudian en un contexto sin sus condiciones naturales al realizarse mediante simulación; como para estudios *in vivo* [81-83], en los que se tiene en cuenta su contexto en la naturaleza al compararse con pruebas en sujetos vivos.

En [80] se compararon dos variantes del modelo en equilibrio: el modelo de equilibrio músculo-tendón amortiguado, que incluía un amortiguador en paralelo con el elemento activo contráctil y el elemento elástico pasivo; y el modelo de músculo-tendón con tendón rígido, que trataba al tendón como un elemento inextensible. Se proponían distintas comparaciones con un solo músculo para activaciones máximas y sub-máximas, y para músculos con tendones largos y cortos. Se concluyó que los modelos amortiguado y de tendón rígido eran adecuados para los casos de tendón largo y tendón corto, respectivamente, proporcionando más eficiencia que el modelo de equilibrio, con un error aceptable. Los modelos se usaron asimismo para replicar un par de experimentos reales, dando resultados satisfactorios, y fueron finalmente comparados usándolos en el contexto de la marcha, confirmando la mejora en eficiencia proporcionada por los modelos amortiguado y de tendón rígido.

En [83] también se compararon dos versiones del modelo de Hill: el modelo tradicional, con un elemento contráctil; y un modelo diferencial, con dos elementos contráctiles que representaban la contribución de las fibras musculares lentas y rápidas. Las fuerzas predichas por ambos modelos se compararon con las fuerzas estimadas *in vivo* a partir de medidas de la longitud del tendón y de su resistencia obtenidas mediante ultrasonidos en una prueba de ciclismo. Se consiguieron resultados aceptables para bajas velocidades con altos niveles de activación y una escasa influencia en cuanto al tipo de fibras.

El efecto en la eficiencia del número de músculos considerados en el modelo se abordó en [1], donde un modelo simplificado con nueve músculos por pierna y un modelo complejo con 43 músculos por pierna fueron comparados en el ámbito de un algoritmo de control óptimo para la computación de la dinámica muscular de un movimiento de marcha prescrito, mostrando que el modelo simple era casi dos órdenes de magnitud más rápido de media que su equivalente complejo.

El empleo de los MTG es otra de las estrategias para lograr una mayor eficiencia. La implementación de este tipo de modelización muscular en el ámbito de algoritmos de control óptimo permite poner el foco sobre el movimiento o técnica en sí, logrando una representación de la coordinación y de la fuerza más precisa [84]. En [85-87] se obtuvo un par articular máximo voluntario como función del ángulo y velocidad

articular a partir de resultados experimentales, lo que permitió a su vez usarlos como baremos para medir la exactitud del modelo. Así, se han llevado a cabo numerosas simulaciones mediante MTG en actividades como golf [88], acrobacias [89], triple salto [90], volteo (acrobacias con caballo) [91], salto de trampolín [92], salto a una pierna [93], en las que se obtuvieron errores en la simulación inferiores al 10% [94]. En [69] se realizó la simulación de tres actividades deportivas en las que, además de obtenerse diferencias pequeñas entre la simulación y los datos experimentales, los tiempos de cálculo eran claramente inferiores a los registrados por otros autores para problemas similares en los que no se empleaba la simplificación de los MTG.

En [95] se formuló y estudió el efecto de la optimización sinérgica en el cálculo de la rigidez de las articulaciones de las extremidades inferiores, al igual que el par articular, la coactivación muscular y la fuerza muscular para el caso de la marcha. El uso de las sinergias tiene gran aplicación en la descripción de las actividades musculares en diversos deportes como ciclismo [96], remo [97], natación [98], hockey sobre hielo [99], fitness [100], atletismo [101], fútbol [102] y gimnasia artística [103]. En [52] se comparó la eficiencia y precisión (medida con respecto a las señales de EMG) para el problema de reparto muscular en la marcha, utilizando distintos modelos musculares y con un enfoque de sinergias, resuelto en todos los casos por optimización basada en dinámica inversa. Como ocurría en [80], se encontró que el modelo de tendón rígido ofrecía un buen compromiso entre eficiencia y precisión pero, por otro lado, también se mostraba que los mejores resultados a ambos niveles se obtenían con un modelo no fisiológico. Se concluyó que el uso de las sinergias no mejoraba ni la eficiencia ni la precisión. En [104] se demostró que existe una influencia del número y la elección de músculos en las sinergias musculares. En [105] se estudiaron los mejores algoritmos empleados para la extracción sinérgica, así como las posibles estrategias empleadas para determinar el número de sinergias.

Finalmente, otra de las estrategias para reducir el coste computacional ligado a estos modelos fue el empleo de métodos de aproximación. Así, [106] propuso el empleo de una serie de polinomios multidimensionales para representar las variables de los modelos musculoesqueléticos, corroborado por [107] y [108] para la simulación de las dinámica musculares de las extremidades inferiores y superiores, respectivamente. Otro de los métodos de aproximación fue el empleo de splines cúbicas [56], con la virtud de poder realizarse en tiempo real, como muestra [109] en un modelo muscular de 3 DOF. Por último, [110] proporcionó un método basado en funciones polinómicas para aproximar las longitudes y brazos de momento musculares, reportando notables ganancias en eficiencia al computar la cinemática musculo-esquelética con respecto a los métodos previamente propuestos.

Sin embargo, no existen en la bibliografía ejemplos donde se comparen todas estas alternativas al mismo tiempo sobre un mismo modelo y de una forma sistemática.

1.4. Objetivos

El objetivo principal de esta tesis será, por tanto, comparar la eficiencia y precisión de las diferentes alternativas de modelización muscular mencionadas, de una forma que sea significativa y permita extraer conclusiones generales para su uso en algoritmos de predicción de movimiento. Para ello, se compararán todas estas alternativas sobre una misma simulación.

El enfoque adoptado será probar esas alternativas de modelización muscular en la simulación dinámica directa de movimientos reales grabados. Un controlador se encargará de asegurar el seguimiento de las trayectorias articulares, mientras que las fuerzas de reacción con el suelo medidas se aplicarán en los pies. Este enfoque, a nivel esquelético, fue descrito en [61]. De esta forma, se recoge la naturaleza iterativa y computacionalmente intensiva de los algoritmos de predicción de movimiento, pero se evita su complejidad y se permite una comparación más justa desde el punto de vista del tiempo de cálculo, dado que en los problemas de predicción de movimiento el movimiento resultante podría variar según el método escogido, desvirtuando la comparación de tiempos, mientras que, en este caso, el movimiento es fijo.

Dado que es esperable que la intensidad del movimiento en cuestión afecte al resultado, se seleccionaron dos movimientos para este estudio: marcha, como ejemplo de movimiento lento, y salto vertical, como ejemplo de movimiento rápido.

1.5. Contenido de la tesis

El resto de la tesis se organiza de la siguiente manera:

- El Capítulo 2 describe el enfoque adoptado para llevar a cabo la comparación de las diferentes alternativas de modelización muscular, los experimentos realizados y los sujetos que participaron, y el modelo multicuerpo humano empleado a nivel esquelético y musculoesquelético.
- El Capítulo 3 se dedica a listar y explicar los cuatro modelos musculares que se compararon, y cómo se abordó el problema de reparto muscular.
- El Capítulo 4 se centra en los MTG, presentando las funciones escogidas para este trabajo, y cómo se realizó su ajuste.
- El Capítulo 5 trata de las sinergias musculares, de cómo se obtuvieron, y de cómo se aplicaron al problema propuesto.
- El Capítulo 6 detalla los métodos de interpolación considerados para las longitudes y brazos de momento musculares.

- El Capítulo 7 presenta y discute los resultados obtenidos.
- El Capítulo 8 recoge las conclusiones y el trabajo futuro.

Capítulo 2

Planteamiento del problema

2.1. Tipo de simulación a realizar

En esta tesis, se busca estudiar diferentes alternativas en la modelización muscular que permitan, por un lado, recoger el comportamiento relevante de la dinámica muscular y, por otro lado, sean suficientemente eficientes como para usarse en simulaciones exigentes desde el punto de vista computacional.

Para evaluar la eficiencia y precisión de los distintos métodos, se realiza una simulación dinámica directa de dos movimientos biomecánicamente representativos, y con características dinámicas diferentes: un movimiento de marcha y uno de salto.

La simulación dinámica directa se realizó tratando de replicar un movimiento grabado. La cinemática de los movimientos se obtuvo mediante captura óptica en la sala de captura de movimiento de que dispone el laboratorio, que cuenta además con placas de fuerza para registrar las fuerzas de contacto pie-suelo. Se ajustó un modelo multicuerpo musculoesquelético para cada sujeto, que consta de 18 sólidos rígidos para los segmentos corporales y 43 músculos en cada una de las piernas. Las fuerzas de contacto registradas por las placas de fuerza fueron introducidas en la simulación dinámica directa como fuerzas externas. El seguimiento del movimiento grabado se consiguió utilizando un controlador que calcula los pares articulares necesarios, y la resolución de un problema de optimización que permite calcular las fuerzas musculares necesarias para obtener esos pares. Todo ello se integró utilizando un algoritmo de co-simulación, de forma que la dinámica muscular y el sistema multicuerpo se integran de forma separada.

En los siguientes apartados se explican con más detalle todos estos elementos.

2.2. Sujetos, ejercicios y sistema de medida

Para la validación experimental de los métodos a estudiar, se realizó captura de movimiento a dos jóvenes sanas. Las características de los dos sujetos se exponen en la Tabla 2.1:

Tabla 2.1: Características de los dos sujetos.

Sujetos		
	S1	S2
Género	Mujer	Mujer
Edad (años)	30	29
Peso (kg)	50	47
Altura (cm)	165	157
Ejercicio	marcha	salto

Los ejercicios que se han analizado en esta tesis son la marcha y el salto vertical con contramovimiento.

La marcha humana es uno de los movimientos más estudiados por los bioingenieros, ya que representa una capacidad clave en los sujetos sanos, mientras que su alteración o eliminación debido a enfermedad o accidente causa una reducción relevante en la calidad de vida de la persona afectada. Asimismo, la locomoción bípeda es un reto desde el punto de vista del control, y su estudio es fundamental en el desarrollo de robots humanoides, predicción de movimiento, o animación de caracteres virtuales. Posee dos características básicas: un movimiento periódico de cada pie desde una posición de soporte hasta la siguiente; unas fuerzas de reacción aplicadas en los pies para sostener el cuerpo. Este movimiento periódico de la pierna es la esencia del ciclo natural de la marcha humana [111].

Este ciclo (ver Figura 2.1) consiste en dos fases, principalmente: la fase de apoyo, en la que el pie está en contacto con el suelo; y la fase de balanceo, en la que el pie deja de estar en contacto con el suelo y la pierna se balancea preparando el siguiente apoyo. La fase de apoyo está subdividida en tres fases separadas: un primer doble apoyo, donde ambos pies están en contacto con el suelo; un simple apoyo, cuando el otro pie se levanta; y un segundo doble apoyo, cuando ambos pies vuelven a estar en contacto con el suelo.

El salto vertical con contramovimiento es el otro movimiento que se ha estudiado en esta tesis. Es un ejercicio que se realiza de forma frecuente en ejercicios como baloncesto o voleibol, por lo que su estudio está contrastado ([112], [113], [114]). Además, el análisis del salto vertical en pacientes con patologías ([115], [116]), al igual que en la marcha, permite el estudio de su influencia en el desempeño físico de los sujetos.

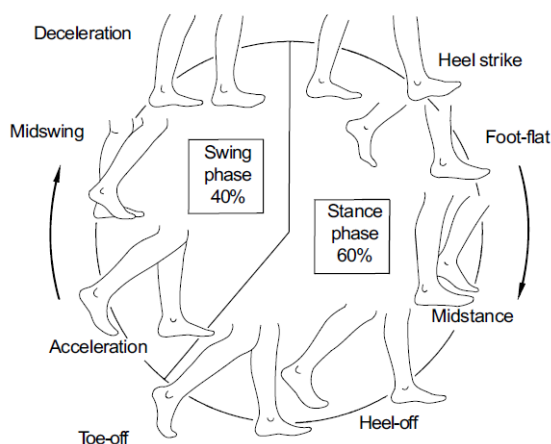


Figura 2.1: Los ocho eventos principales en el ciclo natural de la marcha humana [111].

Este ejercicio consiste en un salto, en el que se realiza un impulso previo mediante la flexión coordinada de las caderas, las rodillas y los tobillos, con la consecuente extensión rápida de las mismas antes del aterrizaje. Se trata de un movimiento más ágil que el de la marcha, ya que esta coordinación debe ser rápida a la par que armonizada. El criterio fundamental para definir la eficacia es la altura del salto, la cual depende de la velocidad del centro de gravedad del saltador en el momento en el que los pies dejan el suelo [12].

El salto se puede dividir en seis fases diferenciadas (ver Figura 2.2) [117]: posición erguida, movimiento inverso, empuje, fase aérea, colisión y recuperación. En la posición erguida, las fuerzas de reacción equivalen al peso del cuerpo, por lo que éste se mantiene en equilibrio estático. Con el contramovimiento, se realiza una flexión de las articulaciones de los miembros inferiores, venciendo la inercia del cuerpo. A continuación, se produce el empuje, donde se aprovecha el contramovimiento previo para realizar un mayor recorrido, lo que se traduce en una mayor fuerza aplicada en los miembros inferiores. En la fase aérea, las piernas se encuentran estiradas buscando alcanzar el pico de altura, para después terminar en el aterrizaje, que está compuesto por las fases de colisión, donde se produce una desaceleración del cuerpo tras la toma de contacto con el suelo gracias a una activación intensa de los grupos musculares, y de recuperación, donde se vuelve a la posición inicial erguida.

Para el análisis de los movimientos anteriores, se ha empleado un sistema de medida que permite capturar el movimiento del sujeto y las fuerzas externas. El sistema de captura utilizado consta de una plataforma con dos placas AMTI AccuGaitm (Watertown MA, USA) embebidas, sobre las que los sujetos realizaron los ejercicios a analizar, de 18 cámaras infrarrojas Natural Point Opti-Track FLEX 3 (Corvallis, OR, USA), y de nueve sensores de electromiografía BTS FREEEMG (Quincy, MA, USA). Las cámaras, con una resolución de 640 x 480 píxeles, permiten realizar un seguimiento de los marcadores en un volumen 3D con una frecuencia de muestreo de 100 Hz; las placas permiten medir las seis componentes de reacción del suelo con

una frecuencia de muestreo de 100 Hz y los sensores de EMG permiten capturar las señales de nueve músculos (tibial anterior, vasto medial, vasto lateral, gastrocnemio medial, gastrocnemio lateral, semitendinoso, biceps femoral, glúteo máximo y glúteo medial) de la pierna derecha a una frecuencia de 1 kHz.

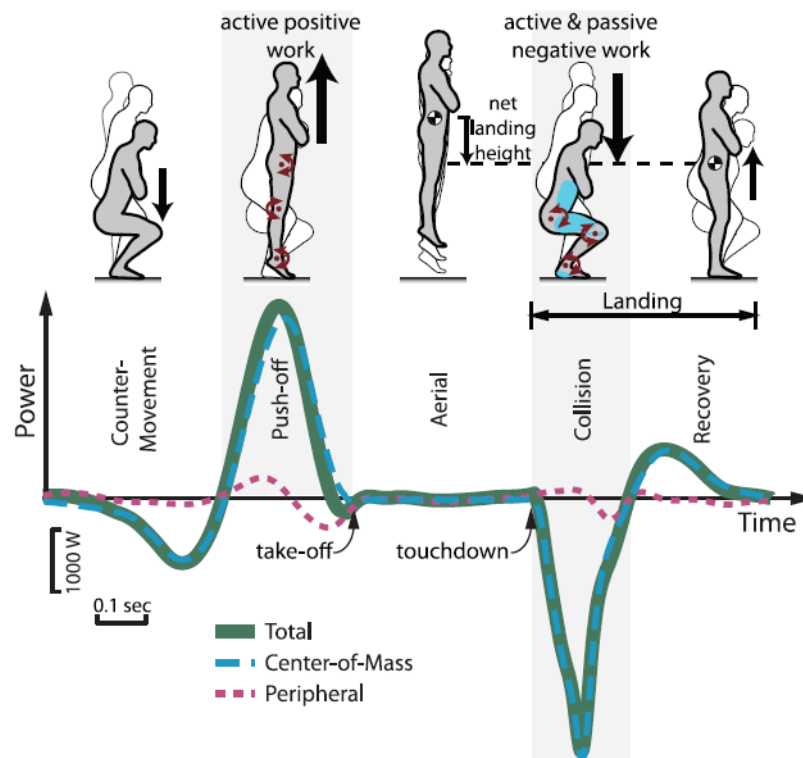


Figura 2.2: Fases del salto: movimiento inverso, empuje, fase aérea, colisión y recuperación. El aterrizaje incluye las fases de colisión y recuperación. La altura total del salto se define como el desplazamiento entre la máxima altura del CM durante la fase aérea y la altura en la postura de reposo. [118]

Una vez se ha descrito el sistema de medida a emplear, también es necesario definir el modelo que se ha empleado para representar el cuerpo humano.

2.3. Modelo esquelético

Para modelar el cuerpo humano, se ha empleado un sistema multicuerpo 3D en coordenadas relativas. Este modelo está constituido por 18 sólidos rígidos unidos entre sí mediante juntas esféricas (ver Figura 2.3), con un total de 57 grados de libertad. Los ejes globales se definen como: eje x para la dirección anterior-posterior, eje y para la dirección medio-lateral, y eje z para la dirección vertical.

Para obtener los parámetros inerciales del modelo, se emplearon métodos diferentes para las partes superior e inferior del cuerpo. Para la parte superior, se emplearon

tablas estandarizadas [119], escalando los parámetros de acuerdo con la masa y altura de cada sujeto. Para la parte inferior, se aplicaron ecuaciones de regresión partiendo de un conjunto reducido de medidas tomadas a cada sujeto (ver Figura 2.4), siguiendo los procedimientos descritos en [111]. En cuanto al ajuste de la masa total del sujeto, se realizó un segundo escalado de los parámetros inerciales de la parte superior del cuerpo.

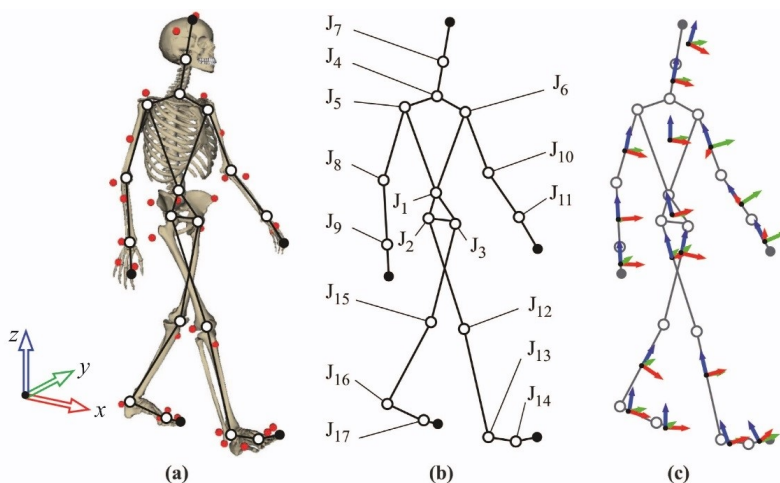


Figura 2.3: (a) Distribución de los marcadores ópticos (puntos rojos) y las juntas (puntos blancos); (b) Identificación de las juntas J_1 a J_{17} del modelo; (c) Sistemas de referencia. [43]

Para los parámetros geométricos, se obtuvo un escalado óptimo partiendo de un modelo de referencia y teniendo en cuenta todo el movimiento, mediante el empleo de un filtro de Kalman [120].

2.4. Modelos musculoesqueléticos

Para el estudio tanto de la marcha humana como del salto vertical, se ha empleado un modelo muscular centrado en los miembros inferiores. Este modelo está constituido por un total de 86 músculos (43 para cada pierna). Las geometrías y propiedades de los músculos se han obtenido de OpenSim [121], extraídos directamente del modelo de referencia de OpenSim Gait2392 (ver Figura 2.5), para después escalarlos para cada uno de los sujetos. Los músculos muy extensos, como los glúteos, se representan mediante varios elementos musculares discretos. No se tienen en cuenta superficies de deslizamiento, y se considera que los puntos vía (*via points*, en inglés) no cambian en el rango de movimiento de los ejercicios estudiados.

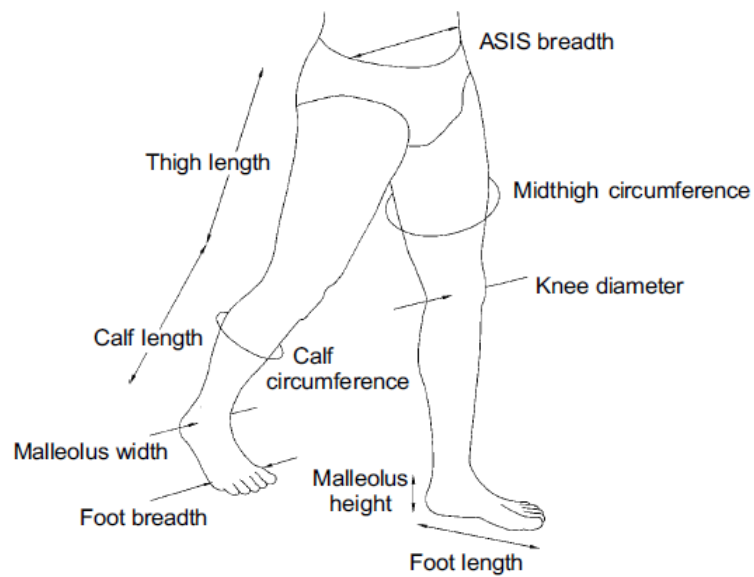


Figura 2.4: Medidas antropométricas de la extremidad inferior que se necesitan para la estimación de los parámetros de los segmentos (masas y momentos de inercia) [111].

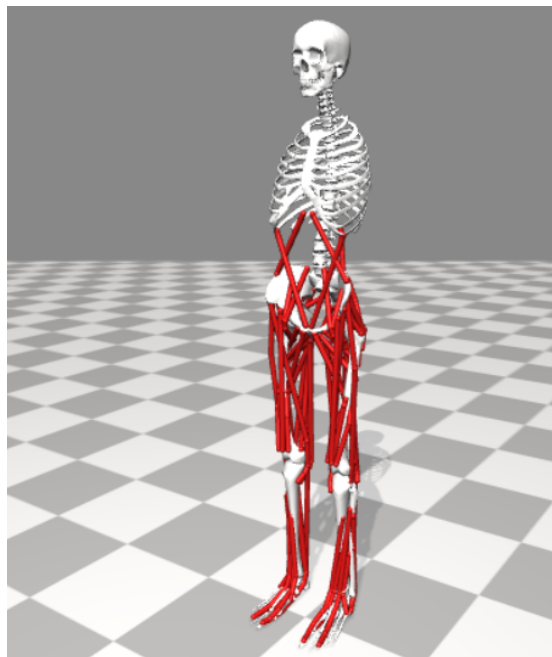


Figura 2.5: Modelo 3D Gait2392, extraído de OpenSim.

El factor de escala empleado se obtuvo para cada segmento mediante la comparación de las dimensiones de dicho segmento con las correspondientes en el modelo de referencia. Mediante este factor, se obtienen las localizaciones corregidas de los puntos de origen e inserción en el segmento. A continuación, se calculan las longitudes de los músculos en la posición inicial, y se comparan con sus correspondientes en el

modelo de referencia, dando lugar a otro factor de escala para cada músculo. Dicho factor se aplica a los parámetros musculares, como la longitud de tendón relajado o la longitud óptima de la fibra muscular. Para el ajuste de las fuerzas isométricas máximas, se emplea un factor de escala específico para cada articulación a estudiar. Mediante la matriz de momentos, es posible saber cuales los pares netos que generan las fuerzas musculares sobre los grados de libertad del sistema, pudiendo determinar la influencia de cada músculo en cada una de las articulaciones (ver 6). Por lo tanto, es posible agrupar los músculos según el peso que tengan en las articulaciones, y obtener un factor de escala adecuado para el ejercicio que se quiera simular.

2.5. Formulación dinámica

Una vez se ha definido el modelo elegido para representar el cuerpo humano, se describen los métodos empleados para resolver la dinámica del sistema multicuerpo.

Para la parametrización de la dinámica multicuerpo, se pueden emplear diversas opciones, como las coordenadas de punto de referencia, las coordenadas naturales, o las coordenadas relativas, éstas últimas utilizadas en esta tesis.

En cuanto a los métodos, se pueden clasificar en métodos globales o topológicos. Los métodos globales se caracterizan por el uso de un conjunto de coordenadas que definen la posición de cada cuerpo independientemente del resto. Esto permite el cálculo de los términos dinámicos individualmente para cada cuerpo, para luego ensamblarlos en el sistema total. En consecuencia, se utilizan algoritmos sencillos y generales de fácil implementación.

Por otro lado, los métodos topológicos emplean coordenadas relativas que definen la posición de cada cuerpo con respecto al anterior en la cadena cinemática. Estos métodos aprovechan la topología del mecanismo empleando algoritmos que, mediante métodos recursivos, calculan los términos cinemáticos y dinámicos de manera eficiente, por lo que son ideales para mecanismos con topología de cadena abierta con muchos elementos. No obstante, las formulaciones totalmente recursivas suelen ser complejas de implementar, y para mecanismos pequeños no siempre compensan.

En esta tesis, se ha utilizado una formulación semi-recursiva [122], que busca combinar las fortalezas de ambos métodos descritos, y que resulta especialmente eficiente para mecanismos de cadena abierta con pocos elementos [123].

Con esta formulación, la ecuación del movimiento para un sistema de cadena abierta sin restricciones, como el que representa el cuerpo humano, tiene la siguiente forma:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{z}} - \mathbf{Q} = \mathbf{0} \quad (2.1)$$

siendo $\ddot{\mathbf{z}}$ las aceleraciones de los grados de libertad del sistema, en coordenadas relativas, y \mathbf{M} y \mathbf{Q} la matriz de masas del sistema y el vector de fuerzas generalizadas,

respectivamente, que se pueden calcular de forma eficiente mediante un algoritmo recursivo, siguiendo la topología del sistema.

Una vez se ha descrito la formulación empleada en el análisis dinámico de los sistemas multicuerpo, es necesario definir un método que permita integrar dicho sistema, incluyendo la dinámica de los músculos y la resolución, en cada paso de tiempo, del problema de reparto muscular, que se explicará en el Capítulo 3.

En esta tesis, se empleó un algoritmo similar al método conocido como controlador muscular computado (CMC) [53], pero con un esquema de co-simulación [54]. Se trata de un método de co-integración, que consiste en la integración de las ecuaciones multicuerpo y la dinámica muscular por separado, permitiendo el empleo de cualquier código multicuerpo para generar e integrar las ecuaciones de dinámica multicuerpo, mientras que las dinámicas musculares se pueden simular con una estructura independiente. El esquema de este algoritmo puede observarse en la Figura 2.6.

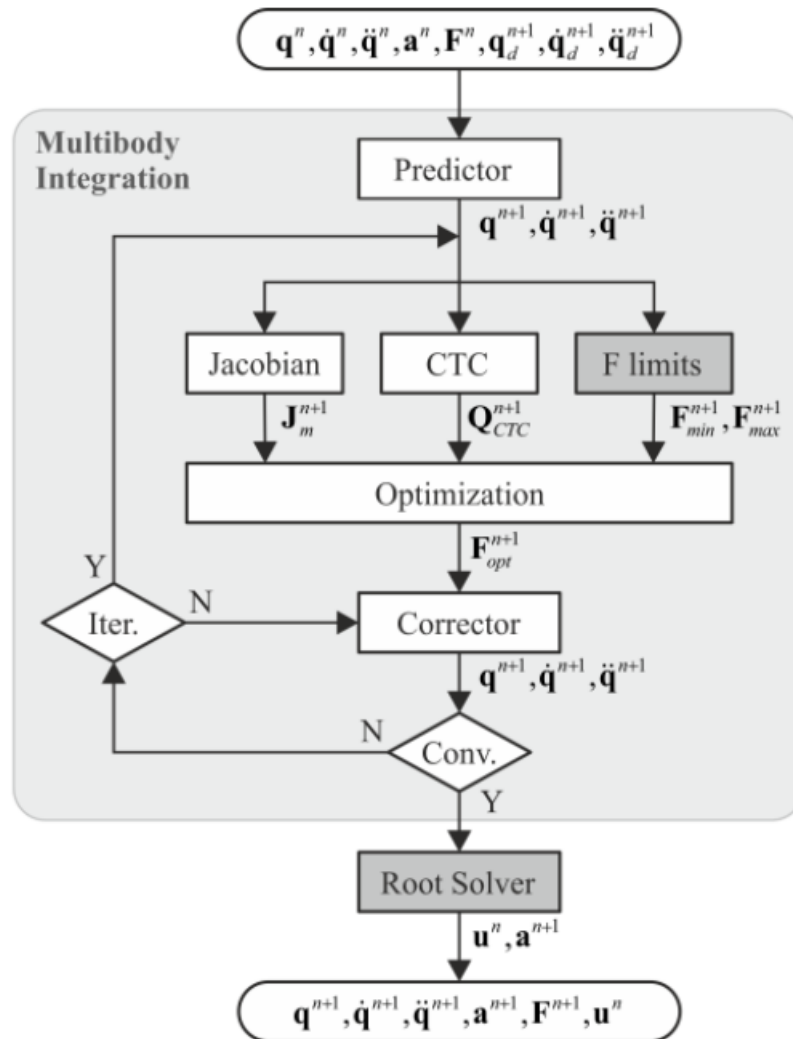


Figura 2.6: Esquema del algoritmo de simulación [54].

Para la integración de las ecuaciones dinámicas del sistema multicuerpo, se emplea un integrador implícito de tipo regla trapezoidal, que combina mediante un esquema predictor-corrector las ecuaciones de movimiento y las de integración para conseguir un sistema de ecuaciones no lineal con las coordenadas a nivel de posición como variables primarias, resueltas mediante un procedimiento Newton-Raphson con un paso de tiempo de 0.01 s. Las ecuaciones del movimiento del sistema multicuerpo se derivaron a partir de la formulación semi-recursiva explicada anteriormente [122]. En cada iteración, es necesario determinar la matriz de brazos de momento \mathbf{J}^T , aplicar el controlador que permita determinar los pares necesarios para seguir las trayectorias deseadas, y calcular las fuerzas musculares mínimas y máximas que restringirán el problema para ese instante. Con la obtención de estos límites es posible resolver el problema de reparto muscular mediante una optimización, obteniendo la fuerza óptima muscular que corresponda a las aceleraciones deseadas.

La matriz de brazos de momento, como se define en el Capítulo 3, se trata de una matriz que permite relacionar las fuerzas musculares con los pares netos que generan dichas fuerzas sobre los grados de libertad del sistema.

Para la simulación dinámica directa, se emplean controladores asociados a los grados de libertad articulares del sistema, para obtener los pares que aseguren un seguimiento de las trayectorias articulares deseadas. En este caso, se emplea el control del par computado (CTC) para obtener las actuaciones deseadas. Se trata de un controlador compuesto por tres bucles [124]: un bucle de retroalimentación, un bucle de prealimentación, y un bucle de retroalimentación no lineal (ver Figura 2.7).

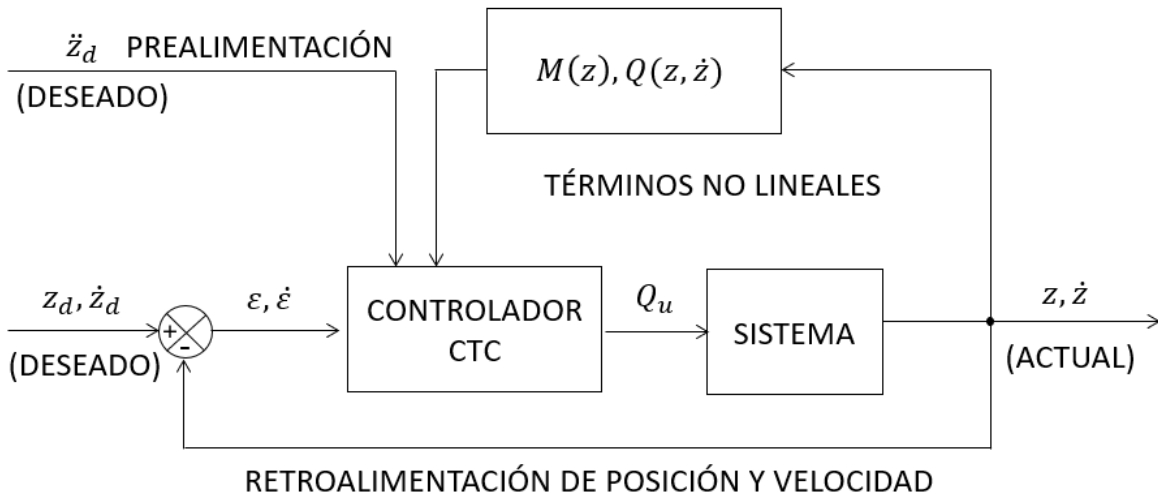


Figura 2.7: Esquema del control del par computado (CTC). Adaptado de [124].

Se parte de la ecuación del movimiento del sistema multicuerpo, expresada como:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{z}} = \mathbf{Q}_u + \mathbf{Q}_c, \quad (2.2)$$

donde:

- \mathbf{Q}_u es el vector de actuaciones de los controladores.
- \mathbf{Q}_c es el vector de las fuerzas generalizadas restantes.

Las actuaciones proporcionadas por este controlador se pueden definir como:

$$\mathbf{Q}_u = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{z}} - \mathbf{Q}_c = \mathbf{M}[\ddot{\mathbf{z}}_{ref}(t^{k+1}) + \mathbf{K}_D\dot{\epsilon}^{k+1} + \mathbf{K}_P\epsilon^{k+1}] - \mathbf{Q}_c, \quad (2.3)$$

donde ϵ^{k+1} y $\dot{\epsilon}^{k+1}$ representan los errores de posición y velocidad en t^{k+1} , \mathbf{K}_D y \mathbf{K}_P son matrices cuadradas diagonales positivas ($\mathbf{K}_D = \text{diag}(k_{D,1}, \dots, k_{D,n}) > 0$, $\mathbf{K}_P = \text{diag}(k_{P,1}, \dots, k_{P,n}) > 0$) que contienen las ganancias de los controladores para garantizar la estabilidad del error del sistema, y *ref* es un subíndice que hace referencia al movimiento deseado.

Estos errores se definen como la diferencia entre el vector \mathbf{z}_{ref} que contiene las señales de referencia de los controladores, que son los valores medidos de las coordenadas independientes, y el vector \mathbf{z} de los valores reales de las coordenadas independientes, a nivel de posición y velocidad:

$$\dot{\epsilon}^{k+1} = \dot{\mathbf{z}}_{ref}^{k+1} - \dot{\mathbf{z}}^{k+1} \quad (2.4)$$

$$\epsilon^{k+1} = \mathbf{z}_{ref}^{k+1} - \mathbf{z}^{k+1} \quad (2.5)$$

Como se explica en [124], los errores de este método de control se representan mediante un sistema de ecuaciones de segundo orden, donde k_D y k_P son los coeficientes de los términos de la primera derivada y los proporcionales, respectivamente. Para buscar la amortiguación crítica en el controlador, se puede imponer la relación 2.6, con lo que basta con definir una única ganancia para cada coordenada.

$$k_D = 2\sqrt{k_P} \quad (2.6)$$

En cuanto al cálculo de las fuerzas musculares mínimas y máximas, éstas dependen del modelo muscular escogido, y se obtienen una vez para cada instante de tiempo, tras el predictor, mediante la integración de la dinámica de contracción para valores de excitación muscular de 0 y 1, respectivamente, a partir del mismo esquema de regla trapezoidal con iteración de Newton-Raphson empleado en la integración de las ecuaciones multicuerpo, pero con un paso de tiempo de 0.001 s. Suponiendo el valor de activación muscular actual conocido, es necesario conocer los valores de longitud y velocidad musculares correspondientes al instante de tiempo de integración del sistema muscular para cada músculo. Para obtener estos valores en cada instante de tiempo, se realiza una interpolación lineal tal que:

$$l^{MT}(t_k < t < t_{k+1}) = l^{MT}(k) + \frac{l^{MT}(k+1) - l^{MT}(k)}{\Delta t}(t - t_k) \quad (2.7)$$

$$v^{MT}(t_k < t < t_{k+1}) = v^{MT}(k) + \frac{v^{MT}(k+1) - v^{MT}(k)}{\Delta t}(t - t_k) \quad (2.8)$$

donde $l^{MT}(k)$, $l^{MT}(k+1)$ y $v^{MT}(k)$, $v^{MT}(k+1)$ denotan la longitud y velocidad del musculo-tendón en el tiempo t_k y t_{k+1} de la integración del sistema multicuerpo, respectivamente.

De esta forma, en cada iteración de la integración multicuerpo se produce una estimación del paso $k+1$ que se puede emplear para realizar una nueva optimización muscular. Una vez converge la optimización, se introducen los pares generados por las fuerzas óptimas resultantes ($\mathbf{J}^T F^{MT}$) en las ecuaciones multicuerpo en la fase del corrector.

Una vez converge la iteración, en caso de haber adoptado un modelo fisiológico que incluya la ecuación diferencial de la dinámica de contracción, se utiliza un algoritmo de búsqueda de raíces iterativo. Se trata de un procedimiento que, a partir del método de Newton-Raphson, obtiene las excitaciones u^n que, si permanecen constantes desde t^n hasta t^{n+1} , permiten obtener las fuerzas óptimas al final del intervalo. Así, para cada músculo, este algoritmo busca la excitación que cumpla la siguiente expresión:

$$F_{opt}^{n+1} = F^n + \int_{t^n}^{t^{n+1}} f_F(a, F, l, \dot{l}) dt \quad (2.9)$$

donde f_F representa la dinámica de contracción (Ecuación 3.18).

A partir de las excitaciones obtenidas tras integrar la dinámica muscular, se obtienen las fuerzas musculares óptimas, así como las activaciones del siguiente paso de tiempo.

Dado que hay que llevar a cabo todos los cálculos indicados en cada paso de tiempo, el método es muy costoso en tiempo de cálculo. Como solución, se ha optado por realizar la determinación de las fuerzas musculares máximas y mínimas, y la optimización del reparto muscular, solamente en la primera iteración de cada paso de tiempo, habiéndose comprobado que apenas varían los resultados.

Capítulo 3

Modelos musculares

3.1. Problema de reparto muscular

El sistema musculoesquelético humano es un sistema complejo, que comprende los huesos y los músculos. Los huesos pueden considerarse sólidos rígidos del sistema multicuerpo unidos por articulaciones, mientras que los músculos pueden modelizarse mediante modelos como el de Hill.

Un problema típico en biomecánica es, conocidas las fuerzas externas y los pares articulares sobre el sistema musculoesquelético, calcular las fuerzas musculares que producen dichos pares. Esto es un reto dado que, al haber más músculos que grados de libertad en el sistema, existe más de una solución posible, lo que obliga a definir un criterio con el cual encontrar la solución que más se acerque a la realidad. Este problema se denomina problema de redundancia muscular [125], o de reparto muscular [126].

Cualquier movimiento voluntario es el resultado de la interacción entre el sistema nervioso central (SNC), el sistema nervioso periférico (SNP) y el sistema efector musculoesquelético [111] (ver Figura 3.1). Este proceso comienza con el registro y activación del comando de la tarea a realizar en el SNC, en el cual la señal es transmitida al SNP, y genera fuerzas y momentos en las articulaciones sinoviales. Esto implica que existen unos patrones de carga determinados para cada una de las actividades que realizan los músculos. Los estudios experimentales [127] y las medidas de EMG [128], nos proporcionan datos que permiten formular modelos teóricos sobre los criterios empleados por el SNC para el reclutamiento muscular. En general, estos criterios se basan en minimizar la energía empleada en el movimiento o la fatiga muscular. Por lo que, para resolver este problema de reparto muscular, es necesario emplear un método de optimización que minimice alguna de estas magnitudes.

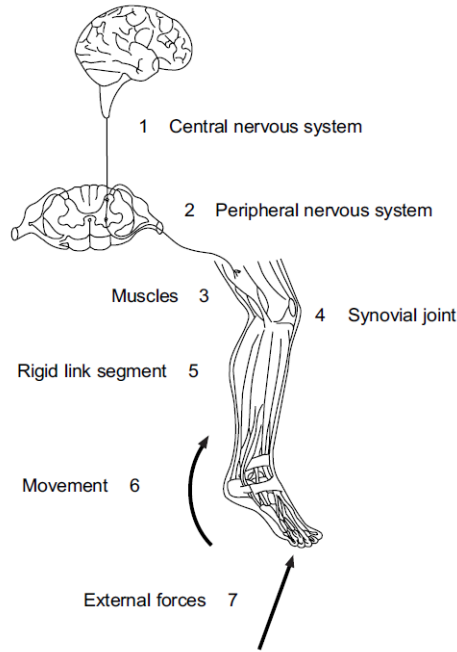


Figura 3.1: Los siete componentes del funcionamiento base por el cual caminamos [111].

Este problema de optimización se puede formular de la siguiente forma:

$$\text{minimiza o maximiza } C \quad (3.1)$$

$$\text{sujeto a } \mathbf{J}^\top \mathbf{F}^{\text{MT}} = \mathcal{T}^{\text{MT}} \quad (3.2)$$

$$F_{i,\min}^{\text{MT}} < F_i^{\text{MT}} < F_{i,\max}^{\text{MT}}; \quad i = 1, \dots, n \quad (3.3)$$

donde C es la función objetivo asociada, F_i^{MT} es la fuerza muscular del músculo i , con $F_{i,\min}^{\text{MT}}$ y $F_{i,\max}^{\text{MT}}$ como las fuerzas mínima y máxima instantáneas, \mathcal{T}^{MT} son los pares articulares, y \mathbf{J}^\top es la matriz de los brazos de momento musculares, que tiene la siguiente expresión:

$$\mathbf{J}^\top = [\vec{\mathbf{d}}_1 \dots \vec{\mathbf{d}}_i \dots \vec{\mathbf{d}}_m] \quad (3.4)$$

donde $\vec{\mathbf{d}}_i$ es el vector de brazo de momento del músculo i , y representa la columna i de la matriz. Esta matriz permite relacionar las fuerzas musculares con los pares netos que generan dichas fuerzas sobre los grados de libertad del sistema.

La expresión de la función objetivo C depende del criterio de reclutamiento muscular que se utilice. El más comúnmente empleado es el criterio polinómico no lineal, el cual se define como:

$$\text{minimiza } \sum_{i=1}^m \left(\frac{\mathbf{F}^{\text{MT}}}{k_i} \right)^p, \quad (3.5)$$

donde k_i denota un factor de ponderación positivo y p es el exponente.

En este estudio, se ha considerado un criterio que minimiza la suma de los cuadrados de las fuerzas musculares normalizadas por la fuerza isométrica máxima del músculo:

$$\text{minimiza } \sum_{i=1}^m \left(\frac{F_i^{MT}}{F_{i,0}^M} \right)^2 \quad (3.6)$$

De esta forma, el problema de optimización se convierte en un problema de programación cuadrática (QP), que se puede resolver mediante métodos muy eficientes. En este trabajo, se utilizó un algoritmo de punto interior (interior-point) propuesto por Mehrotra, que se recoge en [129], y adaptado para este caso.

3.2. Modelo de Hill completo

Como se ha explicado antes, los músculos esqueléticos están organizados por fascículos rodeados de tejido conectivo. Cada músculo está constituido por fibrillas, formadas a su vez por fibras musculares. Esas fibras contienen sarcómeros, la unidad funcional del músculo. Se trata de una estructura contráctil compuesta por filamentos gruesos y delgados entrelazados. Estos filamentos están constituidos por miosina y actina, respectivamente, proteínas que participan en la contracción muscular [130].

Según la dirección de las fibras musculares, los músculos se pueden clasificar en: fusiformes o de fibras paralelas, los cuales siguen la misma dirección que la línea de acción; o penados, que forman un ángulo con la dirección de acción del músculo [131].

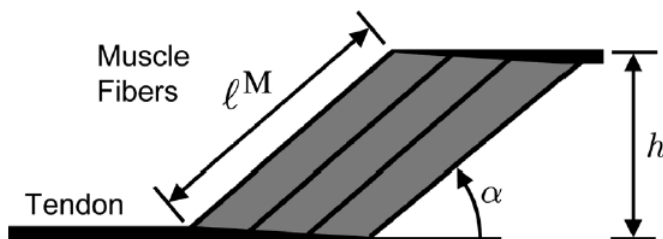


Figura 3.2: Representación geométrica simplificada de las fibras musculares y el tendón para el modelado del músculo-tendón. Estas fibras se consideran rectas, paralelas, con la misma longitud, coplanares, y anexionadas al tendón formando un ángulo de penación (α). Al contraerse el músculo, la distancia h permanece constante y aumenta el ángulo [80].

El modelo de Hill completo [59] describe esta estructura del músculo mediante un sistema compuesto por tres componentes:

1. El elemento contráctil (EC), que modela la parte activa del músculo, es decir, la interacción entre los filamentos de actina y miosina. Esta parte se extiende o contrae según esté activa o inactiva, respectivamente [130].
2. El elemento paralelo (EP), representado como un muelle no lineal que se dispone en paralelo con el elemento contráctil. Representa el comportamiento pasivo del músculo, la elasticidad del tejido conectivo [130].
3. El elemento en serie (T), definido como otro muelle no lineal que se dispone en serie con el elemento contráctil, y representa la elasticidad intrínseca de los miofilamentos del tendón. Permite una transición rápida entre los estados activo e inactivo del EC, además de proporcionar un mecanismo de almacenamiento de energía [130].

Este modelo del músculo-tendón se puede representar como se recoge en la Figura 3.3 para el caso del músculo inclinado (ver Figura 3.2).

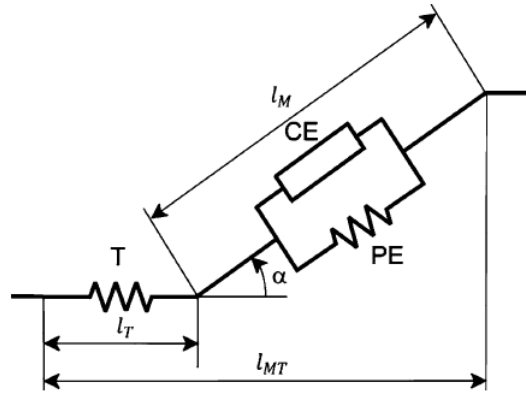


Figura 3.3: Modelo muscular de Hill. El músculo está constituido por un elemento contráctil (CE), paralelo al elemento elástico paralelo (PE). El tendón se modela como un muelle no lineal (T). l^M es la longitud de la fibra muscular, l^T es la longitud del tendón, y l^{MT} es la longitud del músculo-tendón. El ángulo de penación α es el ángulo entre la orientación de las fibras musculares y el tendón [1].

La inclinación de las fibras afecta, por lo tanto, a la longitud total del músculo-tendón, como se refleja en la siguiente ecuación:

$$l_{MT} = l^M \cos \alpha + l^T \quad (3.7)$$

donde:

- l^{MT} es la longitud del músculo-tendón.
- l^M es la longitud de la fibra muscular.

- α es el ángulo de inclinación del tendón respecto a la línea de acción.
- l^T es la longitud del tendón.

La distancia entre la aponeurosis del origen del músculo y la inserción del músculo es una magnitud que se considera constante durante la contracción del músculo, y se puede expresar como:

$$h = l^M \sin \alpha = l_0^M \sin \alpha_0 = cte \quad (3.8)$$

donde:

- l_0^M es la longitud óptima de la fibra muscular (ver apartado 3.2.3).
- α_0 es el ángulo de inclinación para una longitud l_0^M .

A partir de las expresiones de dicha distancia (3.8) y de la derivada de la longitud del músculo-tendón (3.7), se puede establecer la siguiente relación:

$$v^{MT} = v^M \cos \alpha + l^M \dot{\alpha} (-\sin \alpha) + v^T = v^M \cos \alpha + v^M \frac{\sin^2 \alpha}{\cos \alpha} + v^T \quad (3.9)$$

$$v^{MT} = \frac{v^M}{\cos \alpha} + v^T \quad (3.10)$$

donde v^{MT} es la velocidad del músculo-tendón, v^M es la velocidad muscular y v^T es la velocidad del tendón.

3.2.1. Dinámica de activación

Los músculos se organizan mediante unidades motoras, que consisten en un conjunto de fibras musculares inervadas a la misma motoneurona [131]. Al estimular una motoneurona, las fibras musculares vinculadas a ella generan la fuerza correspondiente. El número de fibras a las que está asignada cada motoneurona varía enormemente. Para un control preciso, se estimulan motoneuronas asociadas con un número pequeño de fibras, mientras que, para actividades que requieran más fuerza, se reclutan unidades motoras con un mayor número de fibras y empleando una mayor frecuencia de excitación hasta que se alcanza la fuerza máxima, denominada fuerza voluntaria máxima.

Para modelar esta activación, se asume una excitación neuronal normalizada $u(t)$, que representa el número de fibras excitadas y las frecuencias de excitación. Una excitación neuronal $u = 1$ equivaldría a la excitación de todas las unidades motoras a sus máximas frecuencias.

La estimulación de las fibras musculares conduce a un estado muscular activo, que se representa por la activación muscular $a(t)$. Se modela mediante una ecuación diferencial de primer orden [132], definida como dinámica de activación:

$$\dot{a} = (u - a)\frac{u}{\mathcal{T}_{act}} + [u - (a - a_{min}) - (u - a)u]\frac{1}{\mathcal{T}_{deac}} \quad (3.11)$$

donde:

- $a = a(t)$ es la activación muscular, entre $0 \leq a \leq 1$.
- $u = u(t)$ es la excitación neuronal, entre $0 \leq u \leq 1$.
- $\dot{a} = \dot{a}(t)$ es la derivada de la activación muscular.
- \mathcal{T}_{act} es la constante de tiempo para la activación cuando la excitación es máxima y el músculo está totalmente desactivado.
- \mathcal{T}_{deact} es la constante de tiempo para la desactivación cuando la excitación es nula y el músculo esta totalmente activado.
- a_{min} es el límite inferior impuesto en la activación muscular para tratar el problema invertido de la curva fuerza-velocidad, que se comentará más adelante.

La activación ocurre más rápido que la desactivación, por lo que la constante de tiempo para la activación \mathcal{T}_{act} es más pequeña que la de desactivación \mathcal{T}_{deact} . En la Figura 3.4, se puede observar la activación muscular $a(t)$ correspondiente a una excitación $u(t)$. En este caso, para una excitación de 1 entre 0.1 s y 0.2 s, y de 0 en el resto, durante el tiempo en el que el músculo está completamente excitado se produce un aumento gradual de la activación, desde su valor inicial a_{min} hasta el valor máximo unidad. Cuando el músculo se desactiva, la activación se reduce gradualmente hasta a_{min} .

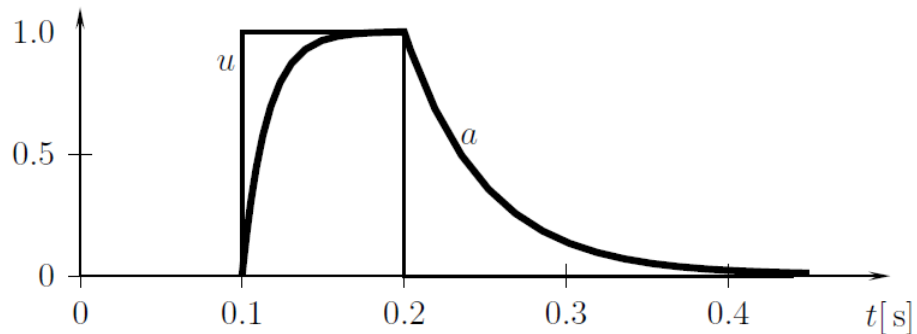


Figura 3.4: Ejemplo de la respuesta de activación $a(t)$ de un músculo para una excitación neuronal $u(t)$ [131].

Si se considera la excitación como constante durante un paso de tiempo, se puede obtener una expresión analítica para la integración de la ecuación (3.11) durante un

paso de tiempo. De esta forma, se puede simplificar el cálculo de las fuerzas máximas y mínimas del apartado 2.5, de forma que sólo es necesario integrar numéricamente la dinámica de contracción muscular.

$$a(t + \Delta t) = (a(t) - C) e^{(-\Delta t(\frac{u}{T_a} - \frac{u}{T_d} + \frac{1}{T_d}))} + C \quad (3.12)$$

$$C = \frac{\frac{a_{min}}{T_d} + \frac{u}{T_d} + \frac{u^2}{T_a} - \frac{u^2}{T_d}}{\frac{u}{T_a} - \frac{u}{T_d} + \frac{1}{T_d}} \quad (3.13)$$

3.2.2. Dinámica de contracción

La contracción del músculo se produce por la contracción de cada uno de los sarcómeros. La contracción de un único sarcómero apenas supone ningún efecto, pero su contracción en serie se traduce en una fuerza considerable.

Este proceso de contracción [133] se basa en la interacción entre los filamentos de actina y miosina. En reposo, la miosina está unida a la cabeza de la actina en un ángulo de 45° . Al unirse una molécula de ATP al punto de unión de la miosina, ésta se disocia de la actina. La cabeza de miosina se gira y se une débilmente a la molécula de actina adyacente, formando un ángulo de 90° con los filamentos de miosina. A continuación, rota la cabeza, desplazando el filamento de actina hasta que el ángulo vuelve a ser de 45° . Este proceso se realiza de manera cíclica y asíncrona entre las miosinas hasta alcanzar la longitud necesaria.

La fuerza muscular generada por un músculo según el modelo de Hill [59], se puede definir como la combinación de las fuerzas de la parte activa y pasiva, considerando todos los elementos del músculo carentes de masa y con una fricción despreciable:

$$F^{MT} = (F_{PE}^M + F_{CE}^M) \cos \alpha = F_0^M (a f_L(\tilde{l}^M)) f_v(\tilde{v}^M) + f_{PE}(\tilde{l}^M) \cos \alpha \quad (3.14)$$

donde a es la activación muscular, que puede ir desde a_{min} hasta 1; F_0^M es la fuerza muscular isométrica máxima; \tilde{l}^M es la longitud normalizada de la fibra muscular (l^M/l_0^M); \tilde{v}^M es la velocidad normalizada de la fibra muscular (v^M/v_{max}), donde v_{max} es la velocidad de contracción máxima (l^M/τ_c), siendo τ_c un parámetro escalado en el tiempo, el ; f_l es la relación fuerza-longitud adimensional; f_v es la relación fuerza-velocidad adimensional; f_{PE} es otra relación de fuerza-longitud adimensional; α es el ángulo de inclinación de las fibras musculares unidas al tendón.

Por otro lado, asumiendo que el tendón es elástico y la masa muscular es despreciable, la fuerza del músculo-tendón F^{MT} también se puede expresar como la fuerza del tendón, que se puede definir como una función de la deformación del tendón ($\tilde{\varepsilon}^T$):

$$F^{MT} = F_0^M f_T(\tilde{\varepsilon}^T) \quad (3.15)$$

De esta forma, el equilibrio de fuerzas en el tendón se puede expresar como:

$$f^M \cos \alpha - f^T = 0 \quad (3.16)$$

$$F_0^M (af_L(\tilde{l}^M) f_v(\tilde{v}^M) + f_{PE}(\tilde{l}^M)) \cos \alpha - F_0^M f_T(\tilde{\varepsilon}^T) = 0 \quad (3.17)$$

donde $\tilde{\varepsilon}^T$ es la longitud del tendón normalizada ($(l^T - l_S^T)/l_S^T$), siendo l_S^T la longitud del tendón relajado, cuando no está sujeto a ninguna deformación.

La variación de la fuerza del músculo-tendón con respecto al tiempo se puede obtener a partir de la ecuación (3.15) como:

$$\dot{F}^{MT} = \frac{dF^{MT}}{dl^T} \frac{dl^T}{dt} = k^T v^T \quad (3.18)$$

donde k^T es la rigidez del tendón.

Por lo que, para poder deducir la variación de la fuerza del músculo-tendón, es necesario obtener la velocidad del tendón.

Conociendo la fuerza del músculo-tendón, la longitud normalizada de la fibra muscular y la activación, se puede resolver la ecuación (3.17) para la velocidad muscular normalizada:

$$\tilde{v}^M = f_v^{-1} \left(\frac{f_T(\tilde{\varepsilon}^T)/\cos \alpha - f_{PE}(\tilde{l}^M)}{af_L(\tilde{l}^M)} \right) \quad (3.19)$$

Añadiendo esta última ecuación a la expresión de la velocidad del tendón (Ecuación 4.5), se puede definir la variación de la fuerza en función de la longitud y la velocidad del músculo-tendón, obteniendo una expresión de la dinámica de contracción:

$$v^T = v^{MT} - \frac{v_{max} \tilde{v}^M}{\cos \alpha} = v^{MT} - \frac{v_{max}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{f_T(\tilde{\varepsilon}^T)/\cos \alpha - f_{PE}(\tilde{l}^M)}{af_L(\tilde{l}^M)} \right) \quad (3.20)$$

$$\dot{F}^{MT} = k^T \left[v^{MT} - \frac{v_{max}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{f_T(\tilde{\varepsilon}^T)/\cos \alpha - f_{PE}(\tilde{l}^M)}{af_L(\tilde{l}^M)} \right) \right] \quad (3.21)$$

La longitud normalizada de la fibra muscular se puede expresar a partir de las ecuaciones de la longitud del músculo-tendón (3.7) y de la distancia entre la aponeurosis y la inserción (3.8):

$$\left. \begin{aligned} \cos \alpha &= \frac{l_{MT} - l^T}{l^M} \\ \text{sen } \alpha &= \frac{w}{l^M} \end{aligned} \right\} \quad (3.22)$$

$$\tilde{l}^M = \frac{l^M}{l_0^M} = \frac{1}{l_0^M} \sqrt{(l_{MT} - l^T)^2 + h^2} \quad (3.23)$$

Mientras que la longitud del tendón se puede expresar en función de la inversa de la relación fuerza-deformación:

$$\varepsilon^T = \frac{l^T - l_S^T}{l_S^T} \Rightarrow l^T = l_S^T \left[1 + f_T^{-1} \left(\frac{F^{MT}}{F_0^M} \right) \right] \quad (3.24)$$

3.2.3. Relación fuerza-longitud

La fuerza que genera un músculo depende de la longitud inicial de los sarcómeros. Existe una longitud óptima del sarcómero para la cual se genera la mayor fuerza, al alcanzarse la unión del número máximo de cabezas de actina con miosina. Si el sarcómero se encuentra más estirado, el número de uniones será menor, lo que resultará en una fuerza menor. Por el contrario, si el sarcómero se encuentra más contraído, los microfilamentos de actina se solaparán entre ellos impidiendo las uniones, generando como consecuencia menos fuerza.

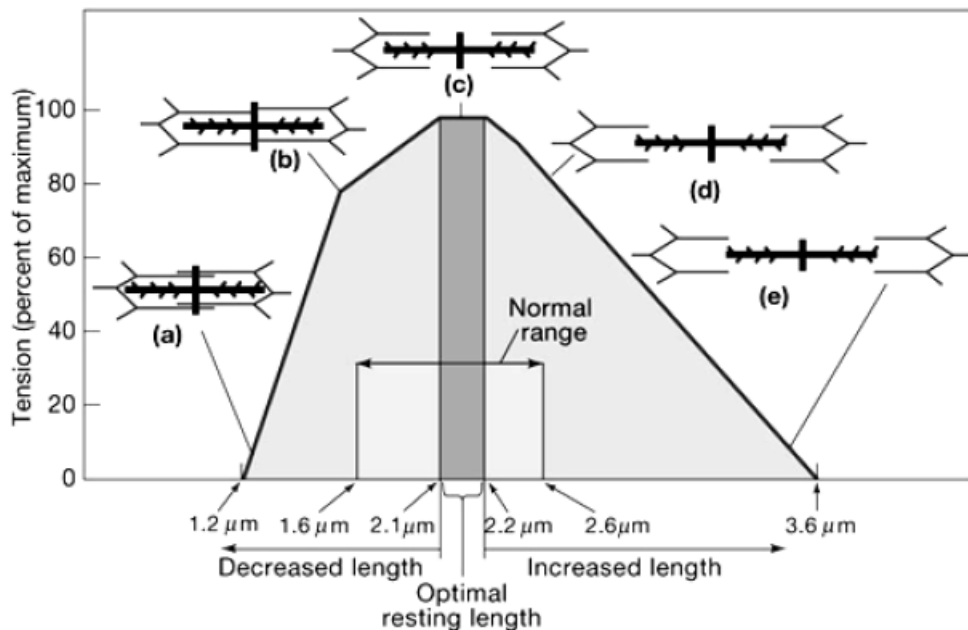


Figura 3.5: Esquema de la relación fuerza-longitud del sarcómero [134].

La relación fuerza-longitud de la parte activa del músculo se puede describir como:

$$f_l(\tilde{l}^M) = e^{-[(\tilde{l}^M-1)/\gamma]^2} \quad (3.25)$$

donde γ es un parámetro que denota la mitad de la anchura de la curva (Figura 3.6) en $f_l = 1/e$.

La fuerza que genera el músculo también depende de la longitud del componente pasivo del músculo. El tejido conectivo que rodea los músculos es el encargado de que el músculo vuelva a su posición inicial. Cuanto más se estira el músculo, mayor es la tensión pasiva de dicho músculo. Esta relación se puede expresar mediante la siguiente función:

$$f_{PE}(\tilde{l}^M) = \frac{e^{k_{PE}(\tilde{l}^M-1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k_{PE}} - 1} \quad (3.26)$$

donde k_{PE} es un factor de forma exponencial, el cual se considera un valor de 5.0; y ε_0 es la deformación pasiva del músculo cuando se cumple que $F^{MT} = F_0^{MT} k_{PE}$. Su valor varía entre adultos jóvenes y mayores. Se considera un valor de 0.6 (para adultos jóvenes).

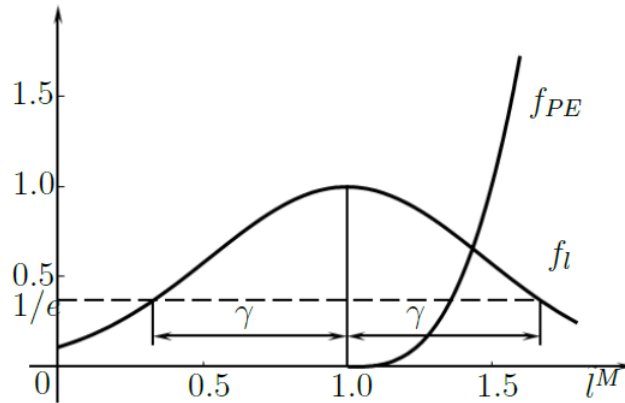


Figura 3.6: Curvas isométricas de la fuerza-longitud $f_l(\tilde{l}^M)$ y $f_{PE}(\tilde{l}^M)$ de los elementos activo y pasivo del músculo [135].

3.2.4. Relación fuerza-velocidad

La fuerza generada por la parte activa del músculo también depende de la velocidad de contracción de sus fibras. Este comportamiento depende de si el músculo se está acortando (contracción concéntrica), donde la velocidad de las fibras es negativa; o de si se está alargando (contracción excéntrica), donde la velocidad es positiva.

Durante el acortamiento, al aumentar la velocidad en un proceso en el que los sarcómeros están contraídos, se está reduciendo la ventana de tiempo para el proceso de unión de las cabezas de miosina con actina. Al realizarse un menor número de uniones, se produce una menor fuerza. Por el contrario, en el alargamiento del músculo, se produce un aumento de la fuerza con la velocidad. Esto se debe al papel de la titina (modelo de tres filamentos [136]), una proteína que actúa como un muelle, absorbiendo energía mecánica al estirarse y facilitando la producción de fuerza por parte de la actina y la miosina.

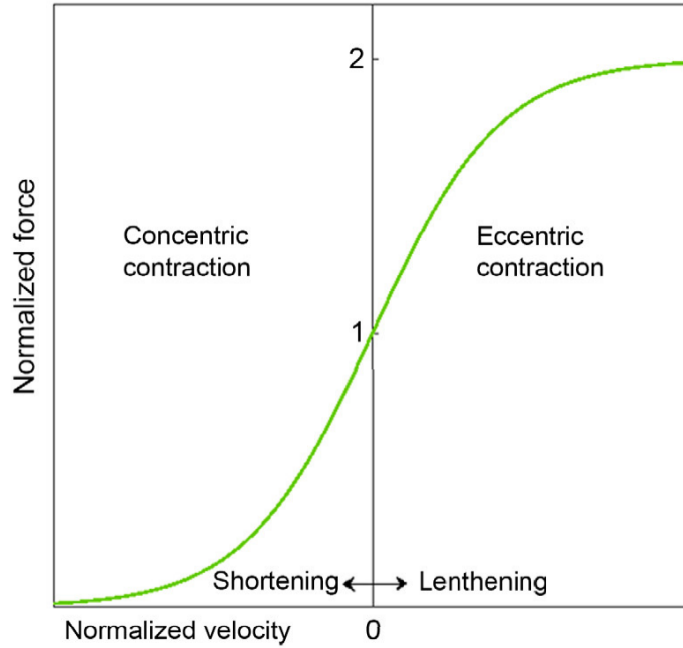


Figura 3.7: Relación fuerza-velocidad del músculo esquelético [137].

Para expresar este comportamiento, se emplea la siguiente función a tramos:

$$f_v(\tilde{v}^M) = \begin{cases} 0 & \text{si } \tilde{v}^M \leq -1, \\ \frac{1 + \tilde{v}^M}{1 - \tilde{v}^M/k_{CE1}} & \text{si } -1 < \tilde{v}^M \leq 0, \\ \frac{1 + \tilde{v}^M f_v^{max}/k_{CE2}}{1 + \tilde{v}^M/k_{CE2}} & \text{si } \tilde{v}^M \geq 0. \end{cases} \quad (3.27)$$

3.2.5. Relación fuerza-deformación

El tendón está constituido por fibras de colágeno de triple hélice. La fuerza que generan depende de la deformación a la que se encuentren sometidas, pudiéndose distinguir las siguientes fases (ver Figura 3.8).

En la primera fase, denominada *toe region*, se produce la eliminación de las

ondulaciones de las fibras de colágeno. Corresponde con una deformación inferior al 2% del tendón respecto a su longitud inicial. Dado que el alisamiento de las fibras de colágeno no opone una gran resistencia, esta porción no lineal de la curva muestra una menor rigidez (pendiente de la curva) respecto a las siguientes fases.

Una vez las fibras de colágeno se encuentran alisadas, se produce la siguiente fase, *linear region*, que implica el estiramiento de las fibras. Se caracteriza por el deslizamiento intermolecular de las hélices de colágeno, donde la rigidez permanece constante. Si la deformación producida es menor al 4%, el tendón volverá a su longitud original, tratándose de un comportamiento elástico del cual se puede deducir el módulo elástico. Sin embargo, si la deformación supera este punto, se empezará a producir la ruptura de los vínculos entre las fibras de colágeno, lo que se traduce en una deformación plástica irreversible.

Cuando la deformación supera un valor entre 8% y 10%, se produce la rotura del tendón.

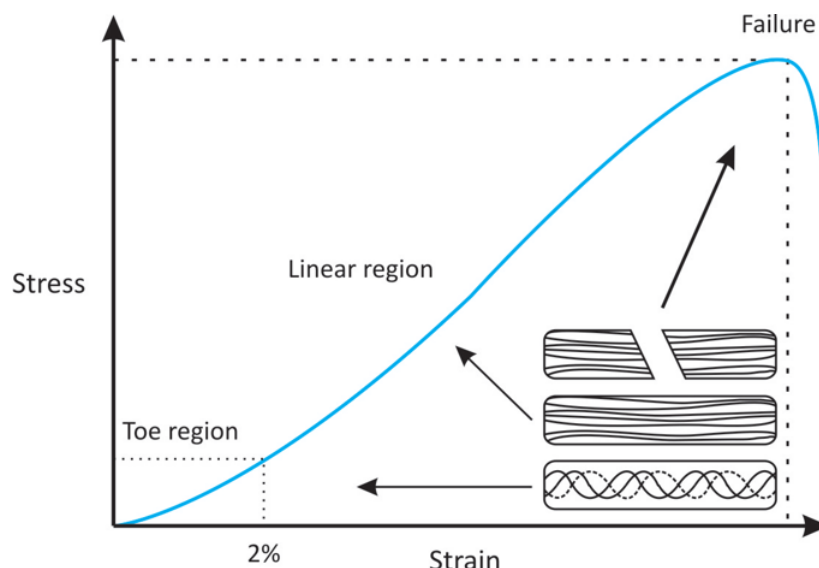


Figura 3.8: Relación de la fuerza-deformación del tendón [138].

Esta relación entre la fuerza del tendón y su deformación se puede describir con la siguiente expresión:

$$f_T(\varepsilon^T) = \begin{cases} 0.10377(e^{91\varepsilon^T} - 1) & \text{si } 0 \leq \varepsilon^T < 0.01516 \\ 37.526\varepsilon^T - 0.26029 & \text{si } 0.01516 \leq \varepsilon^T < 0.1 \end{cases} \quad (3.28)$$

El empleo del modelo muscular conlleva una optimización y una integración muy complejas, con un alto coste computacional. Con el fin de reducir dicho coste, pero sin perder fiabilidad en la respuesta fisiológica, se pueden realizar simplificaciones en el modelo de Hill como las descritas en los siguientes apartados.

3.3. Modelo de Hill con tendón rígido

Una de las simplificaciones mencionadas es el modelo de Hill con tendón rígido [1]. En él se considera que el tendón no se deforma apenas dada su alta rigidez, por lo que se reemplaza el muelle (ver Figura 3.3) por un cable inextensible. De esta forma, la longitud del tendón puede expresarse como:

$$l^T = l_S^T \quad (3.29)$$

Y la longitud del músculo se puede deducir a partir de la ecuación (3.7) como:

$$l^M = \sqrt{(l^{MT} - l_S^T)^2 + h^2} \quad (3.30)$$

Al ser la longitud del tendón constante, su velocidad de deformación es nula, $v^T = 0$, por lo que de la expresión 3.10 se puede obtener la velocidad del músculo como:

$$v^M = v^{MT} \cos \alpha \quad (3.31)$$

Conocidas la longitud y velocidad muscular, se puede deducir la fuerza del músculo-tendón empleando la ecuación 3.14.

Esto simplifica mucho la complejidad del modelo, puesto que transforma la dinámica de contracción en una relación algebraica, que no precisa integración.

3.4. Modelo de Hill con tendón rígido sin retraso

Otra de las simplificaciones mencionadas es el modelo de Hill con tendón rígido sin retraso. Este modelo añade al caso anterior que, en este caso, se considera además que el tiempo de respuesta muscular es nulo, lo que implica que se puede obtener la activación directamente de la excitación neuronal:

$$a(t) = u \quad (3.32)$$

Esta simplificación evita por tanto la necesidad de integrar la dinámica de activación.

Así, los límites mínimos ($u = 0$) y máximo ($u = 1$) de la fuerza muscular en cada instante se calculan sustituyendo el nuevo valor de la activación en la Ecuación 3.14:

$$F_{min}^{MT} = F_{PE}^M \cos \alpha \quad (3.33)$$

$$F_{max}^{MT} = \left(F_0^M f_l(\tilde{l}^M) f_v(\tilde{l}^M) + F_{PE}^M \right) \cos \alpha \quad (3.34)$$

Y, además, la ejecución del algoritmo de búsqueda de raíces al final del paso de tiempo (Figura 2.6) se hace también innecesaria con esta simplificación.

3.5. Modelo no fisiológico

Otra de las posibles simplificaciones es utilizar un modelo no fisiológico.

En este caso, para reducir el coste computacional del problema, no se consideran las limitaciones fisiológicas de las fuerzas musculares, y se realiza la optimización utilizando siempre como límites de fuerza muscular: $F_{i,min}^{MT} = 0$ y $F_{i,max}^{MT} = F_{i,0}^M$.

Y, evidentemente, en este caso también se hace innecesario ejecutar el algoritmo de búsqueda de raíces al final del paso de tiempo (Figura 2.6).

Capítulo 4

Generadores de par muscular (MTG)

Otra opción explorada en la literatura para la simplificación de los cálculos de los pares es el uso de los generadores de par muscular (MTG). Esta técnica consiste en sustituir el efecto de los músculos por una serie de funciones que representan los pares netos generados por los músculos sobre los grados de libertad (ver Figura 4.1). Esto permite reducir la complejidad del modelo y el coste computacional de los cálculos musculares, conservando cierto realismo del modelo. Estas funciones deben permitir capturar las características propias más relevantes de la dinámica muscular (dependencia de la fuerza con la posición de los grados de libertad y su velocidad, etc.), y pueden depender de una variedad de parámetros.

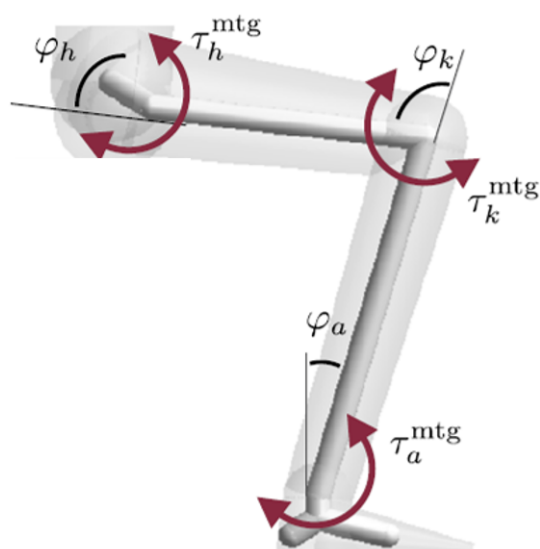


Figura 4.1: Esquema de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo actuadas con generadores de par muscular (MTG)[69].

Existen muchas alternativas a la hora de elegir estas funciones, según su aplica-

ción prevista [88, 139, 140], del movimiento que se esté considerando [85] o de los parámetros que se quieran tener en cuenta [86, 139, 141].

4.1. Modelo de MTG

El modelo de MTG escogido en este trabajo es el recogido en [85]. Este modelo permite una estimación del par articular máximo voluntario dado el ángulo y la velocidad angular. Así, cada par se define por un componente activo y uno pasivo.

El componente activo depende de la variación del brazo de momento respecto al ángulo de la articulación y la relación de la fuerza muscular con la longitud muscular, que a su vez depende también del ángulo. Considerando que todos los pares activos se producen por una única fuerza representativa F actuando sobre un brazo de momento r , se puede definir un par isométrico tal que:

$$T_{ISO}(\theta) = r(\theta)F(\theta) \quad (4.1)$$

Dada la similitud de los perfiles entre las curvas fuerza-longitud y par-ángulo, se puede simplificar el modelo limitando la dependencia angular únicamente a la fuerza muscular, dejando el brazo de momento como una constante.

Sin embargo, las variaciones de la fuerza con respecto al ángulo articular pueden comportarse de tres formas: ascendente, descendente o ascendente-descendente. Para plasmar este comportamiento correctamente, es necesario modificar la expresión del par isométrico:

$$T_{ISO}(\theta) = rF_{MAX} \cos\left(\pi \frac{\theta - \theta_0}{\theta_{MAX} - \theta_{MIN}}\right) \quad (4.2)$$

donde:

- F_{MAX} es la fuerza muscular máxima.
- θ_0 es el ángulo de la articulación donde el par es máximo.
- θ_{MAX} y θ_{MIN} son los ángulos de articulación donde la función coseno se hace 0.

La dependencia del par activo respecto a la velocidad angular surge de la relación fuerza-velocidad muscular. Así, tomando esta relación de la ecuación de Hill hiperbólica (Ecuación 4.3) se obtiene:

$$F(V) = \frac{F_{ISO}b - aV}{b + V}, \quad (4.3)$$

$$F(V) = F_{ISO} \frac{2V_1V_2 + V(V_2 - 3V_1)}{2V_1V_2 + V(2V_2 - 4V_1)}, \quad (4.4)$$

donde:

- F_{ISO} representa la fuerza muscular isométrica.
- V_1 y V_2 son las velocidades musculares correspondientes a una fuerza muscular de 75 % y 50 % de F_{ISO} respectivamente.

Por otro lado, la velocidad muscular depende, a su vez, tanto del ángulo como de la velocidad angular. Considerando la anterior hipótesis del brazo de momento constante, se puede definir la velocidad muscular como:

$$V(\dot{\theta}) = r\dot{\theta} \quad (4.5)$$

Para cada grado de libertad se definen dos MTG, uno para el par en la dirección positiva y otro para la negativa. Sustituyendo la expresión de la velocidad muscular (Ecuación 4.5) en la expresión de la fuerza muscular (Ecuación 4.4), se obtiene la fuerza como función de la velocidad angular. Teniendo en cuenta la Ecuación 4.1, sustituyendo la expresión de la fuerza en función de la velocidad angular se obtiene el par concéntrico. El par excéntrico se obtiene a partir del par concéntrico mediante un factor de escala. Así, el par activo de cada MTG se define según la siguiente ecuación, que se divide en dos tramos según sea par concéntrico o excéntrico:

$$T_{activo}(\theta, \dot{\theta}) = \begin{cases} C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4C_5 + \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4C_5 + \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) & \dot{\theta} \geq 0 \\ C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4C_5 - \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4C_5 - \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) (1 - C_6\dot{\theta}) & \dot{\theta} < 0 \end{cases} \quad (4.6)$$

donde la velocidad positiva ($\dot{\theta} \geq 0$) corresponde al movimiento concéntrico y la velocidad negativa ($\dot{\theta} < 0$) corresponde al movimiento excéntrico. Las θ y $\dot{\theta}$ corresponden a la posición y velocidad del grado de libertad y $C_1, C_2, C_3, C_4, C_5, C_6$ a los parámetros de la función (descritos en la Tabla 4.1), calibrados en función del sujeto y del grado de libertad. Como se puede observar, el parámetro C_6 es exclusivo del par excéntrico, mientras que los otros cinco aparecen en ambas expresiones.

A este par se le suma una componente de par pasivo, que representa la tensión desarrollada por el tejido muscular, los tendones y los ligamentos cuando se estiran. Se modela en función únicamente de la posición:

$$T_{pasivo}(\theta) = B_1e^{k_1\theta} + B_2e^{k_2\theta}, \quad (4.7)$$

donde B_1, k_1, B_2, k_2 son también parámetros que han de ajustarse para cada MTG. Los dos términos en esta ecuación representan el par pasivo en cada uno de los extremos del rango de movimiento.

Tabla 4.1: Descripción de los seis parámetros de la expresión del par activo [85].

Parámetros	Interpretación
$C_1 = F_{MAXT}$	Par articular isométrico máximo (Nm).
$C_2 = \pi/(\theta_{MAX}-\theta_{MIN})$	π dividido por el rango (teórico) de ángulos articulares en los que la fuerza muscular activa está presente.
$C_3 = \theta_0$	Ángulo de la articulación en el par articular isométrico máximo (rad).
$C_4 = \omega_1$	Velocidad angular cuando el par es el 75 % del par isométrico (rad/s).
$C_5 = \omega_2$	Velocidad angular cuando el par es el 50 % del par isométrico (rad/s).
$C_6 = E$	Define el par excéntrico relativo al par concéntrico. Si es positivo significa que excéntrico > concéntrico.

Así pues, para este modelo han de ajustarse un total de 10 parámetros por cada MTG. Estos parámetros pueden ajustarse mediante dos métodos: por un lado, mediante una serie de tests de fuerza con un dinamómetro que permitan obtener sus valores de forma específica para cada sujeto; por el otro lado, pueden estimarse a través de unos valores medios, como los que se presentan en [85], que permiten calcular el ángulo de la articulación instantáneo y la velocidad angular. A partir de estos parámetros se pueden deducir los pares articulares voluntarios máximos.

La primera vía permite el desarrollo de funciones de par específicas para cada sujeto a partir de los pares máximos obtenidos experimentalmente, lo que le proporciona una mayor robustez al método. Por el contrario, con el segundo procedimiento se pierde esta especificidad, aunque se evitan los posibles errores producidos, por ejemplo, por el desalineamiento de los ejes articulares, o el efecto inercial que puede afectar a los pares obtenidos por el dinamómetro.

Otra de las limitaciones comunes del empleo de estos modelos es la formulación de la función par-velocidad que emplean. Esta función puede presentar singularidades parámetro-espaciales [85, 86] o discontinuidades estado-espaciales [85, 86, 142] dada su naturaleza hiperbólica.

Las simplificaciones que se suelen realizar en estos modelos MTG son otra de las limitaciones a tener en cuenta. La cinemática de las fibras individuales no se puede representar, ni es posible calcular las fuerzas de contacto hueso-hueso [140], así como tampoco se puede modelar correctamente la co-contracción, dado que no hay un criterio para considerar al mismo tiempo MTG antagonistas. En muchos casos se supone que el tendón es rígido [69], es decir, que se menosprecia cualquier deformación que pueda sufrir. Esto, por un lado, limita la utilidad de estos modelos para reproducir la estrategia de reclutamiento muscular (ver Capítulo 3) de forma íntegra; mientras que, por otro lado, la ausencia de un componente elástico en el modelo impide que la activación muscular pueda modelar la rigidez articular, ya que

el tendón no se deformaría en contracciones isométricas. Por último, los modelos de MTG tampoco suelen considerar la influencia de otras articulaciones vecinas sobre una dada, lo que implica no valorar correctamente el efecto de los músculos biarticulares, como es el caso del músculo gastrocnemio [143].

En el caso concreto de este tesis, en el modelo de MTG empleado se utiliza una aproximación cuadrática para el cálculo de los parámetros, lo que resulta en diferencias en el par resultante respecto al par de referencia. Por otro lado, para el caso particular del ejercicio del salto con retroceso (ver Capítulo 2), al contener un movimiento excéntrico (fase de impulso) seguido de una acción concéntrica, se puede alcanzar la activación máxima voluntaria durante la fase excéntrica al igual que en la parte concéntrica con una baja velocidad. Dado que los efectos de la activación se desprecian, los resultados obtenidos en esos momentos claves pueden ser incorrectos [86].

4.2. Calibración del modelo de MTG

Para ajustar los parámetros de la parte activa de los MTG se utilizó como referencia la distribución de 43 músculos indicada en el Capítulo 3, con modelo muscular de Hill con tendón rígido. Utilizando este modelo, se realizó un barrido de las posiciones (y para cada posición, un barrido también de las velocidades) para los distintos grados de libertad sobre los que intervienen los músculos del modelo, obteniendo para cada caso los pares netos máximos que se pueden aplicar en cada configuración, en cada uno de los sentidos de movimiento del grado de libertad (positivo y negativo). Una limitación de este procedimiento es que no tiene en cuenta el efecto combinado de posición y velocidad de varios grados de libertad a la vez, sino que cada uno se barre por separado, manteniendo el resto en la posición nominal (erguido) y con velocidad nula, lo que afecta a la exactitud en la consideración de los músculos biarticulares.

Tabla 4.2: Parámetros C_1 a C_6 de la parte activa de los MTGs empleados para la marcha y para el salto.

	Marcha						Salto vertical					
	C_1	C_2	C_3	C_4	C_5	C_6	C_1	C_2	C_3	C_4	C_5	C_6
Aducción cadera	202.88	1.47	46.67	-26262.38	-16.58	0.00	250.99	1.47	-47.40	3.51	3.51	-0.05
Abducción cadera	84.02	-1.66	0.01	235054.39	20.87	0.01	-189.25	-1.47	-15.13	-9.17	32861.30	-0.01
Flexión cadera	-210.68	1.15	-8.80	21.32	-25566.48	0.00	234.94	0.63	-30.83	-5.13	-5.13	0.11
Extensión cadera	85.49	-0.72	-8.03	-20.82	22454.33	0.01	344.71	1.21	-15.40	-5.03	-9.23	-0.02
Rotación interna cadera	32.66	0.70	25.66	61.49	20532.30	0.01	-40.28	1.17	93.61	-7.98	-7.98	-0.01
Rotación externa cadera	70.49	-1.21	-56.66	-7.30	-10.98	0.01	95.97	1.29	-33.64	-9.71	5679.83	-0.02
Flexión rodilla	190.21	0.98	-12.85	-293719.09	293695.19	0.03	-285.67	1.34	-77.17	13.83	13.83	-0.01
Extensión rodilla	-251.03	-1.20	45.11	-7.79	-15.27	0.01	-608.29	0.89	-10.27	-8.42	-19.64	-0.02
Inversión tobillo	-783.92	-0.36	189.70	-2695.61	2767.93	0.03	1451.80	-1.21	31.65	-533.77	2203.16	0.07
Eversión tobillo	950.77	0.12	-118.62	-19.31	15696.65	0.03	2227.62	0.07	761.19	-5.16	-9.87	0.01
Flexión plantar tobillo	-789.20	-1.87	18.37	-205746.58	205751.49	0.04	2401.67	-1.58	23.96	-13.92	-13.92	0.05
Flexión dorsal tobillo	126.21	-1.24	-0.13	-5.95	-9.46	0.02	-271.86	-1.15	24.75	-36.30	128665.98	-0.04

Para calcular el par neto máximo sobre cada grado de libertad en cada una de las configuraciones, se consideraron máximamente activados los músculos con una contribución positiva al par, y con activación mínima el resto. Para calcular el par neto máximo en la dirección negativa, se procedió de manera inversa (activación máxima a los músculos que contribuyen negativamente y mínima al resto). Para determinar qué músculos tienen una contribución positiva o negativa basta con observar el signo de los brazos de momento asociados, que se calculan como se recoge en el Capítulo 6.

Una vez obtenidos estos valores, se realizó un ajuste de los seis parámetros de la parte activa para cada uno de los MTG, de forma que se minimizase el error cuadrático medio entre los valores de referencia y los obtenidos por los MTG en los distintos puntos de posición y velocidad medidos. Para ello se empleó un optimizador sin restricciones con la siguiente función objetivo:

$$\text{minimiza } \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (T_{ij} - T_{ij}^*)^2}{nm}}, \quad (4.8)$$

siendo T_{ij} el valor del par correspondiente para la posición i y velocidad j del grado de libertad. Los valores n y m son el número de posiciones y velocidades, respectivamente, en que se barrió el rango de movimiento de ese grado de libertad.

La optimización se realizó en dos etapas. En la primera etapa, se emplea un algoritmo de optimización de tipo genético (Matlab ga), que no requiere suministrar una aproximación inicial. Después, en la segunda etapa, la solución de la primera se toma como punto de partida y se refina empleando un optimizador de gradiente (Matlab lsqnonlin).

Ajustar los parámetros de la parte pasiva, en cambio, no es posible sin contar con medidas experimentales en un dinamómetro, ya que no se puede obtener información acerca de esto de la simulación con los músculos, así que en este trabajo se decidió dejar a cero los parámetros del par pasivo. Esto se justifica además teniendo en cuenta que el objetivo principal de la fórmula utilizada para el par pasivo es representar el par en los finales del rango de movimiento, y en los movimientos que se estudian en este trabajo se está lejos de llegar a esos límites.

En la Figura 4.2 y en la Figura 4.3 se muestran los pares obtenidos mediante los músculos y el ajuste de los MTG tanto en la marcha como en el salto, respectivamente, para cuatro grados de libertad representativos. Mediante esta comparación se busca validar la efectividad del método descrito en ambos ejercicios. Como se puede observar, para el caso de la marcha (Figura 4.2), los resultados son similares en ambos procedimientos, mientras que, en el caso del salto (4.3) las diferencias son más notables.

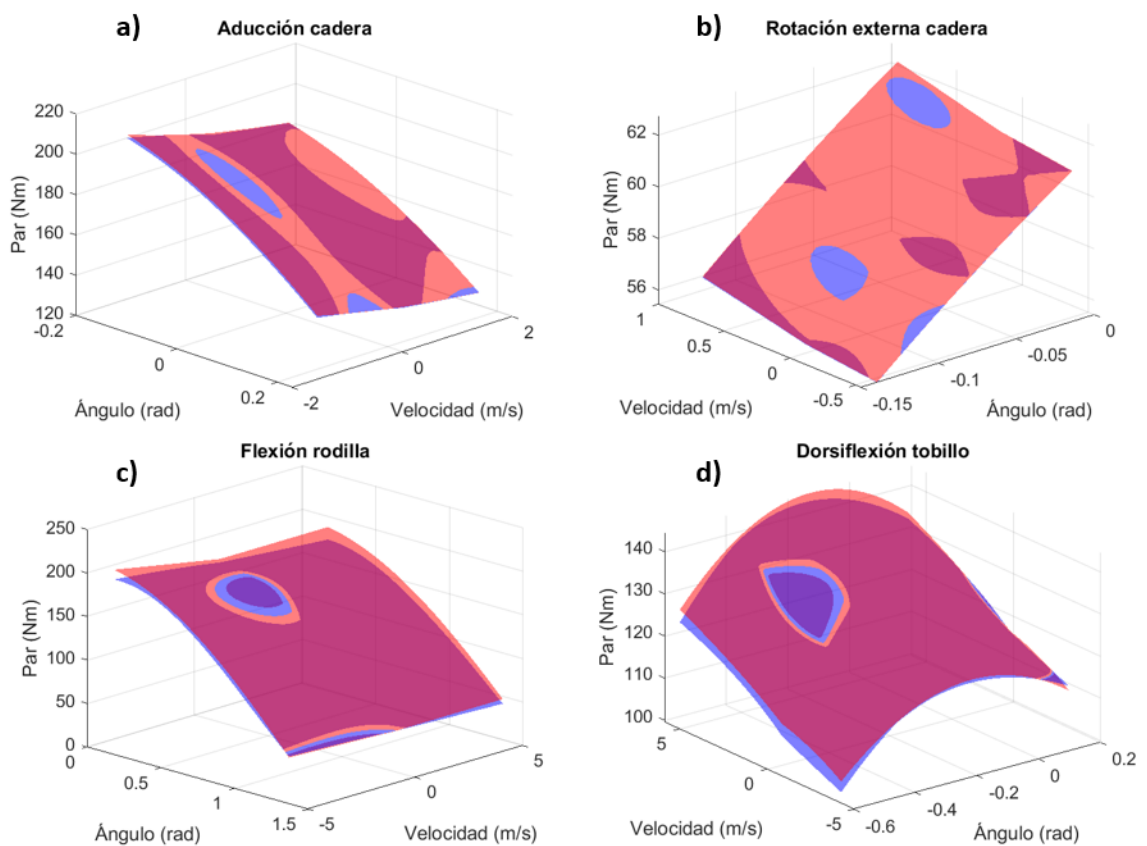


Figura 4.2: Ajuste de las superficies entre los datos obtenidos con los músculos (superficie azul) y los ajustados por los MTG (superficie roja) en la marcha, para cuatro grados de libertad representativos: a) aducción de cadera; b) rotación externa de cadera; c) flexión de rodilla; d) dorsiflexión del tobillo.

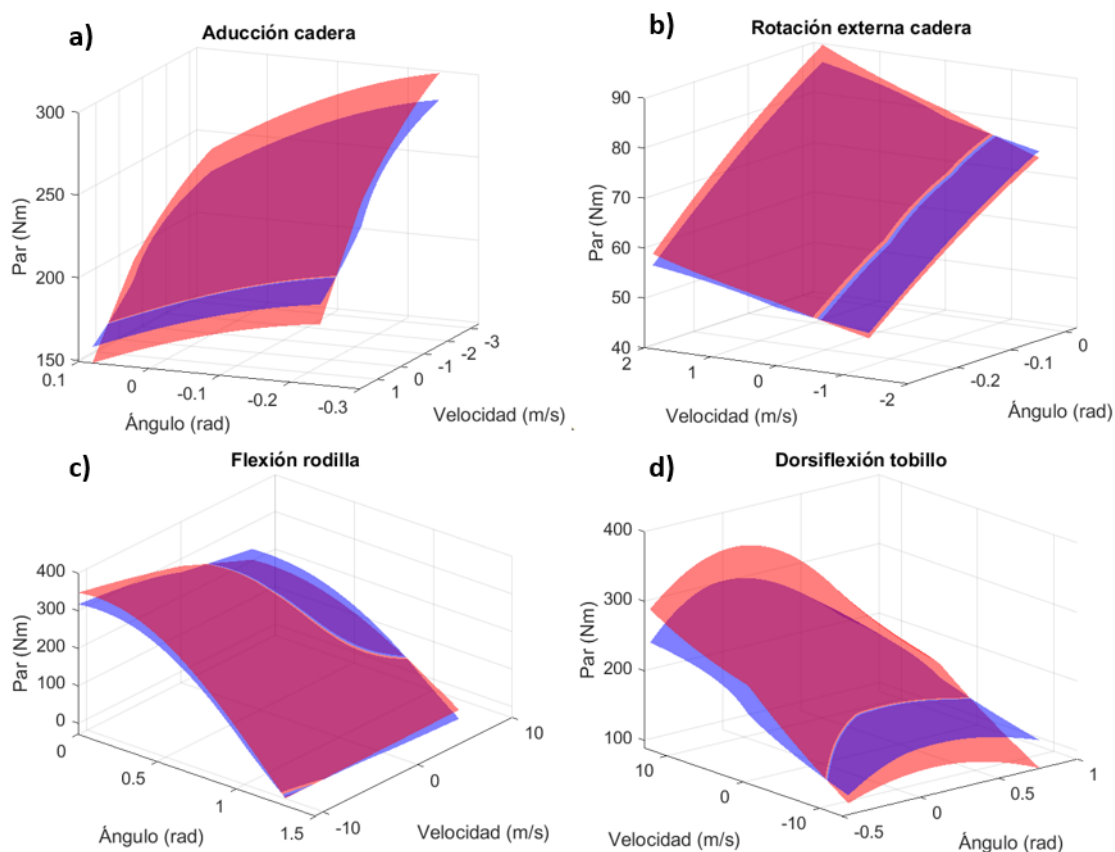


Figura 4.3: Ajuste de las superficies entre los datos obtenidos con los músculos (superficie azul) y los ajustados por los MTG (superficie roja) en el salto, para cuatro grados de libertad representativos: a) aducción de cadera; b) rotación externa de cadera; c) flexión de rodilla; d) dorsiflexión del tobillo.

Capítulo 5

Sinergias musculares

Otra de las estrategias empleadas para la simplificación de los cálculos es el empleo de las sinergias musculares. Se basa en la activación de múltiples músculos coordinados con una señal de control, obteniendo un sistema simplificado en comparación con controlar cada músculo individualmente [104]. Esta reducción de la complejidad permite reducir la indeterminación relativa a la estimación de las fuerzas musculares mediante optimización, perfilándose como una de las estrategias que emplea el sistema nervioso central (SNC) para resolver el problema de la redundancia muscular [144] (ver Capítulo 3).

Básicamente, cada sinergia muscular representa un perfil de activación invariable en el tiempo de los músculos, a su vez activado por un coeficiente variable en el tiempo [145]. Cuando cada sinergia, escalada con su correspondiente coeficiente, se suma a las demás, es posible reconstruir las señales del electromiograma (EMG) (ver Figura 5.1). De esta forma, se supone que dos señales EMG correlacionadas pueden pertenecer a la misma sinergia y que, en general, una señal EMG específica se puede definir como la combinación lineal de diferentes sinergias.

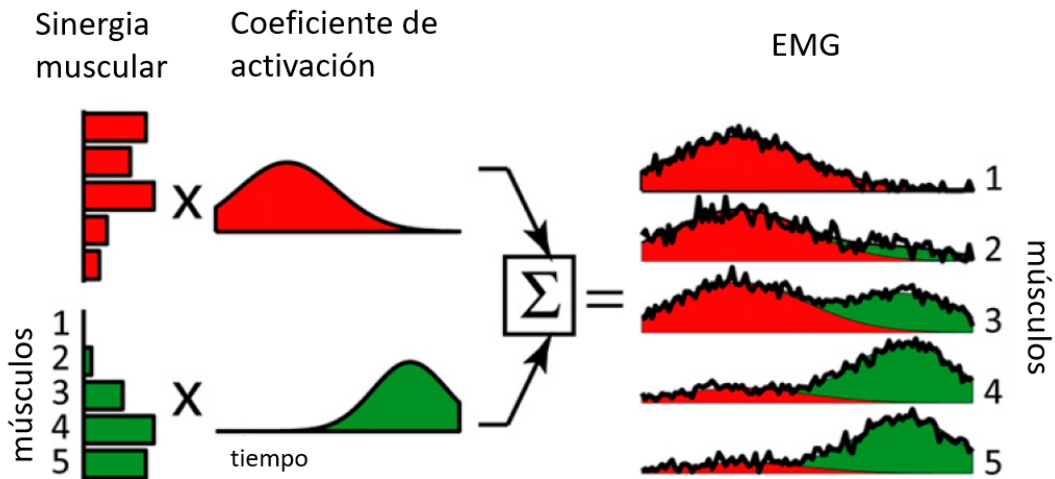


Figura 5.1: Esquema que ilustra cómo las sinergias musculares se combinan para generar los patrones musculares capturados en las señales EMG. Cada una de las dos sinergias musculares mostradas (barras rojas y verdes) se representan como un perfil de activación (músculos 1-5) activado, por multiplicación, por un coeficiente que depende del tiempo. Las señales EMG resultantes de la activación de las sinergias individuales son posteriormente sumadas para reconstruir las EMG capturadas (líneas negras). En el esquema también se refleja en la reconstrucción de las EMG la influencia de cada una de las sinergias con su color correspondiente [145].

5.1. Determinación de las sinergias

Para identificar las sinergias es necesario realizar una descomposición de los datos de EMG. Para ello, se emplea una técnica matemática denominada Análisis de las sinergias musculares (MSA) [146], la cual permite reducir la dimensionalidad del conjunto de datos obtenidos de EMG de las que se extraen las sinergias (ver Figura 5.2). La MSA descompone los patrones de activación de EMG en señales de menor tamaño que varían con el tiempo, referidas como comandos neuronales; y la matriz de pesos, o vectores de sinergia, que se pueden combinar linealmente para reconstruir las señales EMG. Por lo que la actividad EMG $e(t)$ de m músculos dado un tiempo t se puede expresar como:

$$e(t) = \sum_{j=1}^s c_j(t)w_j, \quad (5.1)$$

donde:

- $s \leq m$ es el número de sinergias.
- j es el índice de sinergia ($1 \leq j \leq s$).
- w_j son los vectores de sinergia ($1 \times m$).

- $c_j(t)$ es el coeficiente de activación de sinergia.

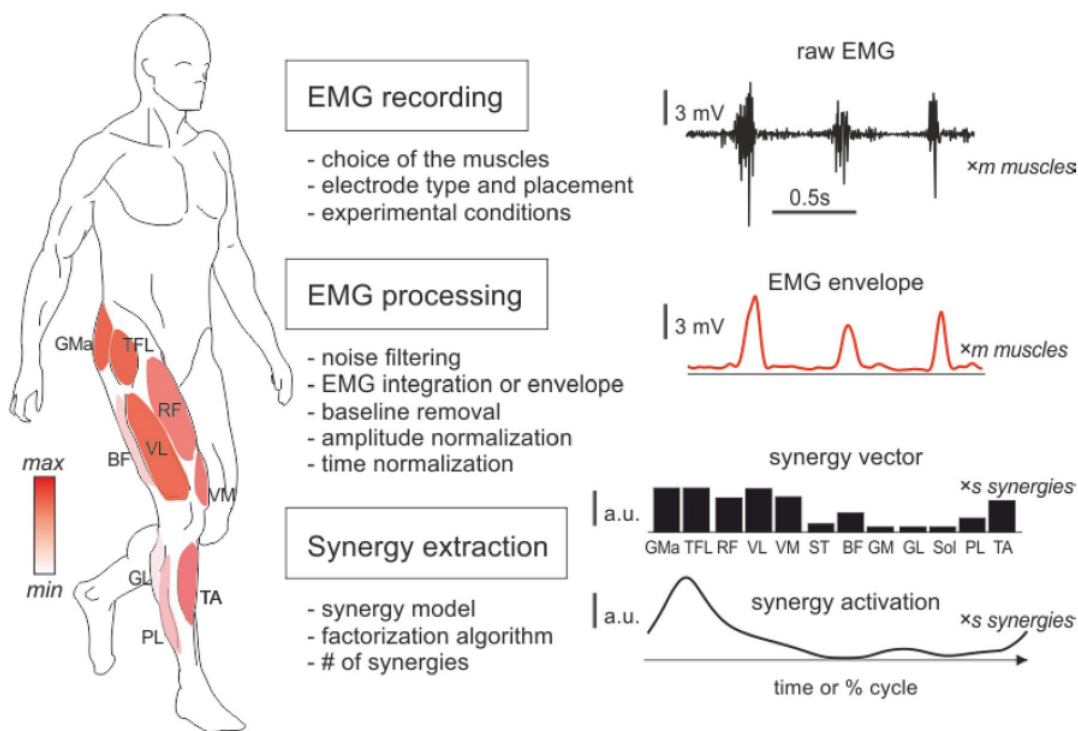


Figura 5.2: Pasos del análisis de las sinergias musculares. El análisis de las sinergias musculares consiste en identificar la estructura de las activaciones musculares, tanto a nivel espacial - representado por los vectores de las sinergias musculares - como a nivel temporal - representado por las activaciones de las sinergias musculares. El análisis requiere principalmente de tres pasos: la captura de EMG, el procesado de EMG y la extracción de las sinergias. En esta imagen se representan las sinergias de la extremidad inferior durante la marcha. Los pesos de los músculos en el vector de sinergias representan su contribución relativa, y la activación de las sinergias representa cómo se activa el grupo de músculos a lo largo del tiempo. Los vectores de sinergias y las activaciones de sinergias no tienen unidades. Sin embargo, multiplicando el vector de sinergia por la activación de sinergia se puede recuperar el nivel de actividad de los diferentes músculos asociados a una sinergia dada en la unidad de EMG (coloreado en la izquierda de la imagen). GMa: Glúteo máximo; TFL: Tensor de la Fascia Lata; RF: Recto Femoral; VL: Vasto Lateral; VM: Vasto Medial; ST: Semitendinoso; BF: Bíceps Femoral; GM: Gastrocnemio Medial; GL: Gastrocnemio lateral; Sol: Sóleo; PL: Peroneo Largo; TA: Tibial Anterior. [105]

Para llevar a cabo esta descomposición, se pueden desarrollar diversas técnicas, incluyendo el análisis de componentes principales (PCA), el análisis factorial (FA), el análisis de componentes independientes (ICA), y la factorización no negativa de matrices (NNMF). El PCA es una técnica que, mediante la descomposición lineal de los valores propios, permite encontrar un conjunto de componentes ortogonales que representan la covarianza del conjunto de datos originales. El FA habilita la búsqueda de unos pocos factores ortogonales que capturan adecuadamente las correlaciones

ocultas entre las variables originales [147]. El ICA es la técnica de separación no lineal y a ciegas que identifica las fuentes estadísticamente independientes que se puedan recombinar para generar un conjunto de señales mixtas. La NNMF crea una representación basada en partes de la señal final empleando componentes pasivos y aditivos. En [148] se muestra que los resultados obtenidos por estas técnicas son similares en cuanto a los vectores de sinergia y las activaciones de sinergia obtenidos. No obstante, muchos estudios avalan el empleo de algoritmos NNMF dada su mayor generalidad, lo que permite el uso de un conjunto de sinergias identificadas en unas condiciones para explicar las variaciones de EMG en otras condiciones, así como su interpretabilidad [105].

Todos estas aproximaciones proponen reducir las m activaciones musculares obtenidas para los n pasos de tiempo $\mathbf{a}[m \times n]$ a las activaciones de sinergia $\mathbf{a}_s[s \times n]$, empleando vectores de sinergia $\mathbf{S}[m \times s]$.

$$\mathbf{a} = \mathbf{S}\mathbf{a}_s \quad (5.2)$$

El objetivo de este método es obtener la solución de \mathbf{a}_s que produce los valores más cercanos a los valores originales de \mathbf{a} . Si la correlación es mayor que el 95 %, los resultados se consideran buenos.

En el caso de la marcha, en la bibliografía se pueden encontrar discrepancias acerca del mínimo número de sinergias requeridas para reproducir las señales del EMG. Mientras que [149] concluye que tres sinergias son suficientes, [150] y [151] encontraron que harían falta cuatro o cinco patrones. Como explica [146], tanto los músculos incluidos en el análisis como el tratamiento de EMG, el método computacional, el tipo de vectores de sinergia empleados, el método de normalización y el de comparación de las sinergias son motivos que pueden llevar a estas discrepancias.

En la bibliografía, el cálculo de los parámetros de las sinergias musculares se ha empleado para determinar las características particulares de patrones de marcha en enfermedades específicas o grupos de población específicos. Sin embargo, el uso de sinergias musculares es más predominante en otras aplicaciones, como rehabilitación post-ictus a través de la estimulación eléctrica funcional (FES) [152] [153], o la predicción computacional de la marcha específica [154]. Sin embargo, en todos los casos las sinergias se obtienen por análisis estadístico de las medidas de EMG superficiales. Esto implica que no se están considerando todos los músculos que tienen un papel en la actividad a estudiar, únicamente los más superficiales.

5.1.1. Optimización de las sinergias

Como se ha comentado, el empleo de las sinergias musculares sirve como estrategia para resolver el problema del reparto muscular. En [95] se propone un método de optimización, la optimización sinérgica (SynO), la cual, mediante el empleo de

sinergias musculares, busca reducir la indeterminación cuando se estiman las fuerzas musculares. Se trata de una optimización estática (SO) modificada que permite la estimación de las fuerzas musculares empleando activaciones musculares a partir de las sinergias. En la SO estándar, las activaciones musculares son independientes entre los instantes de tiempo, lo que permite realizar la optimización una única vez para cada instante. Sin embargo, la SO modificada que se describe permite relacionar las activaciones musculares a través de los instantes de tiempo mediante las sinergias.

Para la SO modificada se han empleado como variables de diseño las sinergias musculares. Cada sinergia se compone de una activación de la sinergia variable en el tiempo definida mediante $p = \left(\frac{n}{5}\right)$ ($n =$ número de instantes) puntos nodales de B-spline, junto a su correspondiente vector de sinergia invariable en el tiempo definido por m (número de músculos) pesos que establecen la relación de las activaciones entre músculos. Por lo tanto, considerando s sinergias ($2 \leq s \leq 6$), el número de variables es de $s(p + m)$. Mientras que, en teoría, este problema de optimización debería ser incompatible, en la práctica el problema es indeterminado debido a que los instantes de tiempo vecinos no son independientes.

Considerando estas variables de diseño, se puede definir un problema de optimización con una función objetivo que busque minimizar la suma de los errores $e_{kj, \mathcal{T}^{MT}}$ al cuadrado de los pares articulares relativos en dinámica inversa más la suma de los cuadrados de las activaciones $a_{kj, syn}^2$ musculares de todos los instantes de tiempo:

$$\text{minimiza} \quad \beta \sum_{i=1}^c \sum_{j=1}^n \left[\frac{e_{kj, \mathcal{T}^{MT}}}{\max(|\mathcal{T}_i^{MT}|)} \right]^2 + \gamma \sum_{k=1}^m \sum_{j=1}^n a_{kj, syn}^2 \quad (5.3)$$

$$\text{sujeto a} \quad \sum_{j=1}^s V_{ij, syn} = 1 \quad i = 1, \dots, m \quad (5.4)$$

$$0 < N_{bj, syn} \quad b = 1, \dots, p \quad \text{and} \quad j = 1, \dots, s \quad (5.5)$$

$$0 < V_{ij, syn} \quad i = 1, \dots, m \quad \text{and} \quad j = 1, \dots, s \quad (5.6)$$

donde c es el número de grados de libertad estudiados, \mathcal{T}^{MT} son los pares articulares producidos por los músculos, y β y γ son los factores de escala, que toman los valores $\beta = 100$ y $\gamma = 1$ para darle más importancia a la minimización de los errores de los pares articulares.

Las restricciones de igualdad (Ecuación 5.4), hacen que la suma de los pesos de cada vector de sinergias sea igual a uno, lo cual hace la construcción de las sinergias única, mientras que las restricciones de límite inferior (Ecuación 5.5 y Ecuación 5.6), hacen que tanto los nodos N de los B-splines de la activación de las sinergias como los vectores de sinergia sean mayores que cero.

5.2. Empleo de las sinergias en la formulación dinámica

Como se ha descrito en el Capítulo 3, el problema de optimización para el reparto muscular se puede definir como:

$$\begin{aligned} & \text{minimiza} \sum_{i=1}^m \left(\frac{F_i^{MT}}{F_{max}^{MT}} \right)^2 \\ & \text{s.t. } \mathbf{Q} = \mathbf{J}^\top \mathbf{F}^{MT} \end{aligned} \quad (5.7)$$

Y la función objetivo puede expresarse en forma matricial como:

$$\frac{1}{2} \mathbf{F}^{MT\top} \mathbf{H}_m \mathbf{F}^{MT} \quad (5.8)$$

Siendo \mathbf{H}_m una matriz diagonal con la siguiente estructura:

$$\mathbf{H}_m = \begin{bmatrix} \frac{2}{(F_{i\ max}^{MT})^2} & & \\ & \ddots & \\ & & \ddots \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

Este es un problema de optimización de programación cuadrática (QP), que se puede resolver mediante métodos muy eficientes. En este trabajo se adaptó un algoritmo de punto interior (interior-point) propuesto por Mehrotra que se recoge en [129].

Si se considera ahora la expresión de la fuerza muscular según el modelo de Hill:

$$F^{MT} = (F_{CE}^M + F_{PE}^M) \cos \alpha = F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M) \cdot f_v(\tilde{v}^M) \cos \alpha + F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M) \cos \alpha \quad (5.10)$$

ésta se puede reescribir, agrupando términos, como:

$$F^{MT} = F_{CE*}^M \cdot a + F_{PE*}^M \quad (5.11)$$

Si se utiliza el modelo con tendón rígido, el valor de los términos F_{CE*}^M y F_{PE*}^M puede calcularse con independencia del valor de la activación muscular.

La expresión anterior puede expresarse en forma vectorial como:

$$\mathbf{F}^{MT} = \mathbf{F}_{CE*}^M \circ \mathbf{a} + \mathbf{F}_{PE*}^M \quad (5.12)$$

Donde el operador \circ representa el producto de Hadamard entre dos vectores, que por definición puede expresarse también como:

$$\mathbf{F}^{MT} = \mathbf{D}_{FCE*} \mathbf{a} + \mathbf{F}_{PE*}^M \quad (5.13)$$

Siendo $\mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*}$ una matriz diagonal con los términos de $\mathbf{F}_{\mathbf{CE}^*}^{\mathbf{M}}$.

Si se introduce en esta última expresión la relación de las sinergias (5.2), tenemos:

$$\mathbf{F}^{\mathbf{MT}} = \mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S} \mathbf{a}_s + \mathbf{F}_{\mathbf{PE}^*}^{\mathbf{M}} \quad (5.14)$$

Si ahora se introduce esta expresión en la ecuación de restricciones del problema de optimización (5.7), se obtiene:

$$\mathbf{Q} = \mathbf{J}^{\top} (\mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S} \mathbf{a}_s + \mathbf{F}_{\mathbf{PE}^*}^{\mathbf{M}}) \quad (5.15)$$

Reordenando términos, se tiene:

$$\mathbf{Q} - \mathbf{J}^{\top} \mathbf{F}_{\mathbf{PE}^*}^{\mathbf{M}} = (\mathbf{J}^{\top} \mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S}) \mathbf{a}_s \quad (5.16)$$

Que, agrupando términos, puede escribirse como:

$$\mathbf{b}_e = \mathbf{A}_e \mathbf{a}_s \quad (5.17)$$

Es decir, una ecuación con la misma estructura que la original.

De la misma forma, procediendo análogamente con la función objetivo (5.8), introduciendo en ella la expresión de (5.14), se tiene:

$$\frac{1}{2} (\mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S} \mathbf{a}_s + \mathbf{F}_{\mathbf{PE}^*}^{\mathbf{M}})^{\top} \mathbf{H}_m (\mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S} \mathbf{a}_s + \mathbf{F}_{\mathbf{PE}^*}^{\mathbf{M}}) \quad (5.18)$$

Reordenando términos, tenemos:

$$\frac{1}{2} (\mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S} \mathbf{a}_s)^{\top} \mathbf{H}_m (\mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S} \mathbf{a}_s) + \frac{1}{2} (\mathbf{F}_{\mathbf{PE}^*}^{\mathbf{M}})^{\top} \mathbf{H}_m (\mathbf{F}_{\mathbf{PE}^*}^{\mathbf{M}}) \quad (5.19)$$

El segundo sumando es una constante, por lo que podemos eliminarlo de la función objetivo, y el primer sumando puede reescribirse como:

$$\frac{1}{2} (\mathbf{a}_s^{\top} \mathbf{S}^{\top} \mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*}^{\top}) \mathbf{H}_m (\mathbf{D}_{\mathbf{FCE}^*} \mathbf{S} \mathbf{a}_s) \quad (5.20)$$

Que, agrupando términos, queda como:

$$\frac{1}{2} (\mathbf{a}_s^{\top} \mathbf{H}_e \mathbf{a}_s) \quad (5.21)$$

Por último, se han de añadir al problema de optimización unas restricciones de desigualdad que aseguren que la activación muscular sólo puede tomar valores entre 0 y 1:

$$\mathbf{0} \leq \mathbf{S} \mathbf{a}_s \leq \mathbf{1} \quad (5.22)$$

Por lo tanto, el problema de optimización resultante (5.23) tiene la misma estructura que el original, es decir, es un problema de programación cuadrática (QP).

De esta forma, el problema de optimización de las sinergias puede resolverse con los mismos métodos que el problema original, utilizando como variables de optimización en este caso la activación de las sinergias en lugar de las fuerzas musculares.

$$\begin{aligned}
 &\text{minimiza } \frac{1}{2}(\mathbf{a}_s^\top \mathbf{H}_e \mathbf{a}_s) \\
 &\text{s.t. } \mathbf{Q} - \mathbf{J}^\top \mathbf{F}_{PE^*}^M = (\mathbf{J}^\top \mathbf{D}_{FCE^*} \mathbf{S}) \mathbf{a}_s \\
 &\quad \mathbf{0} \leq \mathbf{S} \mathbf{a}_s \leq \mathbf{1}
 \end{aligned} \tag{5.23}$$

Capítulo 6

Interpolación de magnitudes musculares

Otra forma de hacer más eficiente la evaluación de la dinámica muscular es precalcular y tabular el valor de algunas magnitudes musculares en función del valor de los grados de libertad. De esta forma, el cálculo de estos valores se realiza en un paso previo, y la evaluación de los mismos en tiempo de ejecución se limita a la interpolación de unas tablas.

Otras opciones exploradas en la literatura pasan por realizar además, como paso posterior, un ajuste de los datos tabulados mediante algún tipo de función (splines, polinomial, etc.) [110], de forma que el valor de las magnitudes musculares se obtenga mediante la evaluación de dicha función. [106] propone una serie de polinomiales multidimensionales describiendo las variables musculoesqueléticas de los músculos de las piernas. El empleo de las polinomiales se trata de un proceso con un coste computacional alto pero con bajos requerimientos tanto en cuanto a memoria necesaria como en el número de operaciones matemáticas realizadas. Otra opción desarrollada por [56] es el empleo de splines cúbicos. A pesar de ser computacionalmente caro, este método permite operar en tiempo real [109]. Sin embargo, posee una escalabilidad limitada, ya que el número de coeficientes de las splines crece exponencialmente con el número de grados de libertad.

No obstante, para los movimientos estudiados en esta tesis se demostrará que la precisión y velocidad obtenidas utilizando una simple interpolación lineal de los valores tabulados es adecuada y suficiente, y se realizará una comparación utilizando distintos niveles de resolución de las tablas.

El mayor problema de este enfoque es el de la dimensionalidad, dado que el tamaño de las tablas aumenta exponencialmente con cada nueva dimensión o grado de libertad que incluya. En general, la mayoría de los músculos afectan a una sola articulación, pero hay algunos que afectan a varias articulaciones al mismo tiempo, lo

que dispara el número de grados de libertad a los que afecta, y, por tanto, al tamaño de la tabla. Por ejemplo, en el caso de un músculo que afecte a una sola articulación, si ésta fuese una rótula esférica con tres grados de libertad, y se consideran 10 posiciones por cada grado de libertad, generaría una tabla con 10^3 elementos. Pero si este músculo afectase a dos articulaciones, y fuesen las dos rótulas esféricas, esto supondría una tabla con 6 grados de libertad, lo que en las condiciones anteriores generaría una tabla con 10^6 puntos.

En este trabajo se explora el cálculo previo de las siguientes magnitudes musculares: brazos de momento, longitudes y velocidades.

6.1. Brazos de momento

Las fuerzas musculares producen pares netos sobre las articulaciones. La matriz que relaciona las fuerzas musculares con los pares netos que generan esas fuerzas sobre los grados de libertad del sistema es la matriz de brazos de momento (\mathbf{J}^\top).

$$\mathcal{T}^{\mathbf{MT}} = \mathbf{J}^\top \mathbf{F}^{\mathbf{MT}} \quad (6.1)$$

La matriz \mathbf{J}^\top se puede escribir como

$$\mathbf{J}^\top = [\vec{\mathbf{d}}_1 \dots \vec{\mathbf{d}}_i \dots \vec{\mathbf{d}}_m] \quad (6.2)$$

donde $\vec{\mathbf{d}}_i$ representa la columna i de la matriz y es lo que se conoce como brazo de momento del músculo i .

Para una determinada posición de los grados de libertad, la componente del brazo de momento de un músculo con respecto a un grado de libertad determinado J_{ij} puede calcularse como la velocidad del músculo cuando ese grado de libertad tiene velocidad unitaria y el resto tiene velocidad nula. Dicho de otro modo, la matriz de brazos de momento se puede calcular resolviendo tantos problemas de velocidad como grados de libertad afectados por músculos tiene el sistema, y evaluando para cada uno las velocidades de los músculos.

Esto hace de esta magnitud una buena candidata para ser calculada previamente, dado que supone un cálculo computacionalmente costoso y depende únicamente de la posición de los grados de libertad.

6.2. Longitudes y velocidades musculares

Asimismo, la longitud muscular y las derivadas parciales necesarias para el cálculo de la velocidad muscular son también buenas candidatas para ser tabuladas, aunque,

en este caso, el coste del cálculo suele ser menor, salvo cuando el cálculo de las longitudes de los músculos incluya superficies de deslizamiento [155] o muchos puntos vía. Además, incluir estas magnitudes en las tablas no requiere un esfuerzo de cálculo adicional con respecto al cálculo de la matriz de brazos de momento, ya que el cálculo de las longitudes es necesario para el cálculo de la matriz, y las derivadas parciales son directamente términos de la matriz.

Capítulo 7

Resultados y discusión

Una vez se han descrito todas las alternativas, en este apartado se muestran y discuten los resultados obtenidos en los dos ejercicios estudiados: marcha y salto vertical.

7.1. Modelos musculares y número de músculos

Para analizar la precisión de los cuatro modelos musculares considerados en este estudio, se seleccionó una distribución estándar de 43 músculos en la pierna derecha. Como referencia se tomó el modelo de Hill completo (CAI), y se analizaron los errores (ver Ecuaciones 7.1, 7.2 y 7.3) en las excitaciones, activaciones y fuerzas normalizadas del modelo de referencia respecto a las obtenidas con los otros tres modelos a estudiar: modelo de tendón rígido con dinámica de activación (RTAI), modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI) y modelo no fisiológico (NF). Los errores de cada magnitud se obtienen como la raíz del error cuadrático medio (RMSE) entre el valor correspondiente a cada modelo muscular y el valor con el modelo de Hill completo para todos los pasos de tiempo del ejercicio, n_t .

$$e_i^u = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (u_{ij} - u_{ij}^{ref})^2}{n_t}} \quad (7.1)$$

$$e_i^a = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (a_{ij} - a_{ij}^{ref})^2}{n_t}} \quad (7.2)$$

$$e_i^F = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} \left(\frac{F_{ij} - F_{ij}^{ref}}{F_{max,i}^{ref}} \right)^2}{n_t}} \quad (7.3)$$

donde:

- e_i^u , e_i^a y e_i^F son los RMSE para la excitación, activación y fuerza normalizada respectivamente, del músculo i .
- m es el número de músculos, fijado en 43 para la distribución estándar en la pierna derecha.
- ref es un superíndice que indica los valores para el CAI, tomado como referencia.
- $F_{max,i}$ es la fuerza máxima generada por el correspondiente músculo a lo largo del movimiento considerado.

La Tabla 7.1 muestra los RMSE medios de excitaciones, activaciones y fuerzas normalizadas para los 43 músculos de la distribución estándar en la pierna derecha para la marcha y el salto vertical. Tanto las excitaciones como las activaciones tienen magnitudes que se comprenden entre 0 y 1. Para el caso del modelo no fisiológico no hay datos del RMSE de las excitaciones y activaciones, ya que no se consideran en ese caso. También se incluyen los RMSE de las fuerzas musculares normalizadas agrupando los músculos en dos grupos, tendón largo y tendón corto. Los músculos de tendón largo y tendón corto se definen como aquellos en los que su longitud del tendón descargado es mayor o menor que la longitud de fibra muscular óptima, respectivamente.

La Tabla 7.2 muestra el RMSE de las fuerzas musculares normalizadas para cada uno de los 43 músculos de la pierna derecha para los cuatro modelos. Los músculos de tendón largo están destacados en cursiva.

La Tabla 7.3 analiza la eficiencia de los diferentes modelos musculares descritos. Así, indica el coste computacional de los cuatro modelos musculares tanto para la marcha como para el salto.

La Figura 7.1 respalda los resultados encontrados en la Tabla 7.1 y en la Tabla 7.2 representando gráficamente las historias de las fuerzas musculares de los cuatro modelos musculares para dos músculos durante los ejercicios analizados en este estudio. Los músculos escogidos fueron el *Glúteo Medio Intermedio* y el *Recto Femoral*, representando el comportamiento de los músculos de tendón corto y tendón largo, respectivamente.

Tabla 7.1: Comparación de la precisión en las excitaciones, activaciones y fuerzas normalizadas para los cuatro modelos musculares considerados: modelo de Hill completo (CAI), tomado como referencia; modelo de tendón rígido con dinámica de activación (RTAI); modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI); y modelo no fisiológico (NF).

RMSE medio	Marcha			Salto vertical		
	RTAI	RTNI	NF	RTAI	RTNI	NF
Excitación	0.0687	0.0887	-	0.0493	0.0758	-
Activación	0.0513	0.0696	-	0.0312	0.0613	-
Fuerza normalizada	0.2692	0.3408	0.3332	0.1895	0.2399	0.2229
Fuerza normalizada (tendón largo)	0.328	0.4156	0.4036	0.2379	0.2822	0.2551
Fuerza normalizada (tendón corto)	0.1475	0.186	0.1873	0.0892	0.1525	0.1561

Tabla 7.2: Comparación de la precisión de las fuerzas musculares para cada músculo y para los cuatro modelos musculares considerados: modelo de Hill completo (CAI), tomado como referencia; modelo de tendón rígido con dinámica de activación (RTAI); modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI); y modelo no fisiológico (NF). Se muestra el RMSE de las fuerzas normalizadas respecto a la fuerza máxima en el CAI. Los músculos en cursiva corresponden a los de tendón largo.

RMSE medio	Marcha			Salto vertical		
	RTAI	RTNI	NF	RTAI	RTNI	NF
<i>D. Glúteo Medio Anterior</i>	0.0590	0.1380	0.1240	0.0620	0.1540	0.1480
D. Glúteo Medio Intermedio	0.0950	0.1590	0.1660	0.0560	0.1190	0.1250
D. Glúteo Medio Posterior	0.1320	0.2050	0.1710	0.0660	0.1250	0.1330
D. Glúteo Mínimo Anterior	0.1970	0.1430	0.1770	0.1230	0.1490	0.1550
D. Glúteo Mínimo Intermedio	0.1330	0.1910	0.1290	0.0680	0.0950	0.0990
D. Glúteo Mínimo Posterior	0.1180	0.2280	0.1860	0.0700	0.0940	0.0960
<i>D. Glúteo Máximo Anterior (superior)</i>	0.2110	0.3680	0.4300	0.0410	0.0760	0.0950
<i>D. Glúteo Máximo Intermedio</i>	0.0940	0.1050	0.1050	0.0330	0.0890	0.0940
<i>D. Glúteo Máximo Posterior (inferior)</i>	0.0860	0.1820	0.1770	0.0840	0.1750	0.2240
<i>D. Aductor Largo</i>	0.0380	0.1370	0.1370	0.0780	0.2050	0.2050
D. Aductor Corto	0.1190	0.1700	0.1750	0.1180	0.1750	0.1720
D. Aductor Mayor Superior	0.1160	0.1670	0.1770	0.0790	0.2100	0.2120
<i>D. Aductor Mayor Intermedio</i>	0.0790	0.1830	0.1820	0.0790	0.2050	0.2180
<i>D. Aductor Mayor Inferior</i>	0.1390	0.1790	0.1770	0.3580	0.5020	0.4700
<i>D. Tensor de la Fascia Lata</i>	2.3470	2.3960	1.3150	0.4920	0.4100	0.0960
D. Pectíneo	0.0910	0.1290	0.1290	0.1410	0.2050	0.2050
D. Ilíaco	0.2520	0.2600	0.2180	0.0720	0.1750	0.1780

Continuación en la página siguiente

Tabla 7.2: Continuación de la pagina anterior.

RMSE medio	Marcha			Salto vertical		
	RTAI	RTNI	NF	RTAI	RTNI	NF
<i>D. Iliopsoas</i>	0.2320	0.2700	0.2490	0.1090	0.2270	0.2280
D. Cuadrado femoral	0.0890	0.1760	0.1660	0.0600	0.1430	0.1440
<i>D. Gemelo</i>	0.1450	0.1720	0.1670	0.0960	0.1440	0.1450
<i>D. Piriforme</i>	2.8720	3.9740	4.5220	0.0560	0.0880	0.1320
<i>D. Semitendinoso</i>	0.0470	0.1650	0.2150	0.0580	0.1890	0.1990
<i>D. Semimembranoso</i>	0.1090	0.2050	0.2040	0.0750	0.1890	0.1950
<i>D. Bíceps Femoral Cabeza Larga</i>	0.0950	0.2260	0.2400	1.0530	1.0110	0.9390
D. Bíceps Femoral Cabeza Corta	0.1730	0.2180	0.2500	0.0790	0.1770	0.1760
D. Sartorio	0.2770	0.2280	0.2830	0.1130	0.1320	0.1550
D. Grácil	0.0340	0.1020	0.1660	0.1060	0.2020	0.2040
<i>D. Recto Femoral</i>	0.0960	0.1460	0.1410	0.0300	0.1420	0.1400
<i>D. Vasto Medial</i>	0.0420	0.1050	0.0970	0.0200	0.0380	0.0550
<i>D. Vasto Intermedio</i>	0.0490	0.1060	0.0970	0.0350	0.0520	0.0680
<i>D. Vasto Lateral</i>	0.0440	0.0600	0.0680	0.0260	0.0440	0.0900
<i>D. Gastrocnemio Medial</i>	0.8900	0.7840	0.7310	0.0810	0.1620	0.1610
<i>D. Gastrocnemio Lateral</i>	0.0980	0.1080	0.1220	0.0600	0.1640	0.1520
<i>D. Sóleo</i>	0.2280	0.1920	0.1730	0.0080	0.0710	0.0800
<i>D. Tibial Posterior</i>	0.0670	0.0860	0.0850	0.0340	0.1460	0.1450
<i>D. Tibial Anterior</i>	0.1070	0.1860	0.1970	0.0230	0.1690	0.1660
<i>D. Flexor Largo de los dedos</i>	0.1570	0.1450	0.2840	2.3980	1.7420	1.3580
<i>D. Flexor Largo del dedo gordo</i>	0.6190	0.7800	0.6910	1.3250	1.1160	0.9260
<i>D. Extensor Largo de los dedos</i>	0.1200	0.2390	0.2680	0.0270	0.1940	0.1920
<i>D. Extensor Largo del dedo gordo</i>	0.1380	0.1820	0.2070	0.0850	0.1270	0.1280
<i>D. Peroneo Corto</i>	0.3700	0.1640	0.1860	0.0420	0.1790	0.1780
<i>D. Peroneo Largo</i>	0.0520	0.1730	0.1880	0.0310	0.1730	0.1710
D. Peroneo Anterior	0.1220	0.1260	0.1580	0.0980	0.1340	0.1340

Se puede observar que, de los modelos a analizar, el modelo de tendón rígido con dinámica de activación (RTAI) posee un buen balance entre precisión (Tabla 7.1) y eficiencia (Tabla 7.3). Sin embargo, los modelos RTNI y NF proveen mejoras escasas en eficiencia con reducciones significativas en precisión en ambos ejercicios. Comparando estos últimos entre sí, el modelo RTNI apenas mejora los resultados obtenidos por el modelo NF, lo que implica que la implementación del RTNI apenas supone ventaja.

Atendiendo al comportamiento de los músculos de tendón corto y tendón largo por separado, como se puede observar en la Tabla 7.1 y en la Tabla 7.2, los primeros funcionan bien con los modelos de tendón rígido, mientras que los segundos necesitan del modelo de Hill completo (CAI). Estas diferencias se ven respaldadas en la Figura

7.1, donde se muestra un ejemplo de cada tipo de músculo para la pierna derecha. En dicha figura, se puede observar que, en el caso del *Recto Femoral*, músculo de tendón largo, las fuerzas musculares obtenidas son similares para los modelos de tendón rígido y el CAI. No obstante, en el caso del *Glúteo Medio Intermedio*, músculo de tendón corto, se puede apreciar diferencias entre el modelo CAI y el resto de modelos.

Tabla 7.3: Comparación de la eficiencia para los cuatro modelos musculares considerados: modelo de Hill completo (CAI); modelo de tendón rígido con dinámica de activación (RTAI); modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI); y modelo no fisiológico (NF). Tanto el coste computacional como la duración de cada ejercicio (primera fila) se expresan en s.

Tiempo (s)		Marcha	Salto vertical
Duración total		1.23	1.90
Coste computacional	CAI	0.709	1.406
	RTAI	0.410	0.894
	RTNI	0.409	0.875
	NF	0.406	0.869

Por lo tanto, sería recomendable combinar ambos modelos con el fin de maximizar la precisión y eficiencia de la simulación.

Para la comparación del comportamiento de los músculos en la marcha y el salto, se pueden tomar los dos músculos mencionados como ejemplos. Para el caso del *Recto Femoral*, los errores en la fuerza normalizada proporcionados por la Tabla 7.2 son de 0.096 (RTAI), 0.146 (RTNI) y 0.141 (NF) para la marcha, y de 0.030 (RTAI), 0.142 (RTNI) y 0.14 (NF) para el salto vertical. Además de confirmar las similitudes ya mencionadas entre el modelo RTNI y NF para ambas actividades, se puede ver que el error obtenido del RTAI es mucho más bajo para el salto vertical, un movimiento mucho más dinámico que la marcha. Para el caso del *Glúteo Medio Intermedio*, con errores de 0.095 (RTAI), 0.159 (RTNI) y 0.166 (NF) para la marcha, y de 0.056 (RTAI), 0.119 (RTNI) y 0.125 (NF) para el salto vertical, los errores en los tres modelos son más bajos en el salto vertical que en la marcha, diferencia que también se confirma en la Tabla 7.1. A pesar de que el método de cálculo de los errores favorece al salto vertical, pues en éste la actividad muscular no perdura durante todo el experimento, en la Figura 7.1 se muestra un buen comportamiento de los modelos para este movimiento. Esto implica que existe una mayor facilidad para modelar la actividad muscular del salto vertical, que es un ejercicio más sencillo en comparación con la marcha, un movimiento más complejo a pesar de ser menos dinámico.

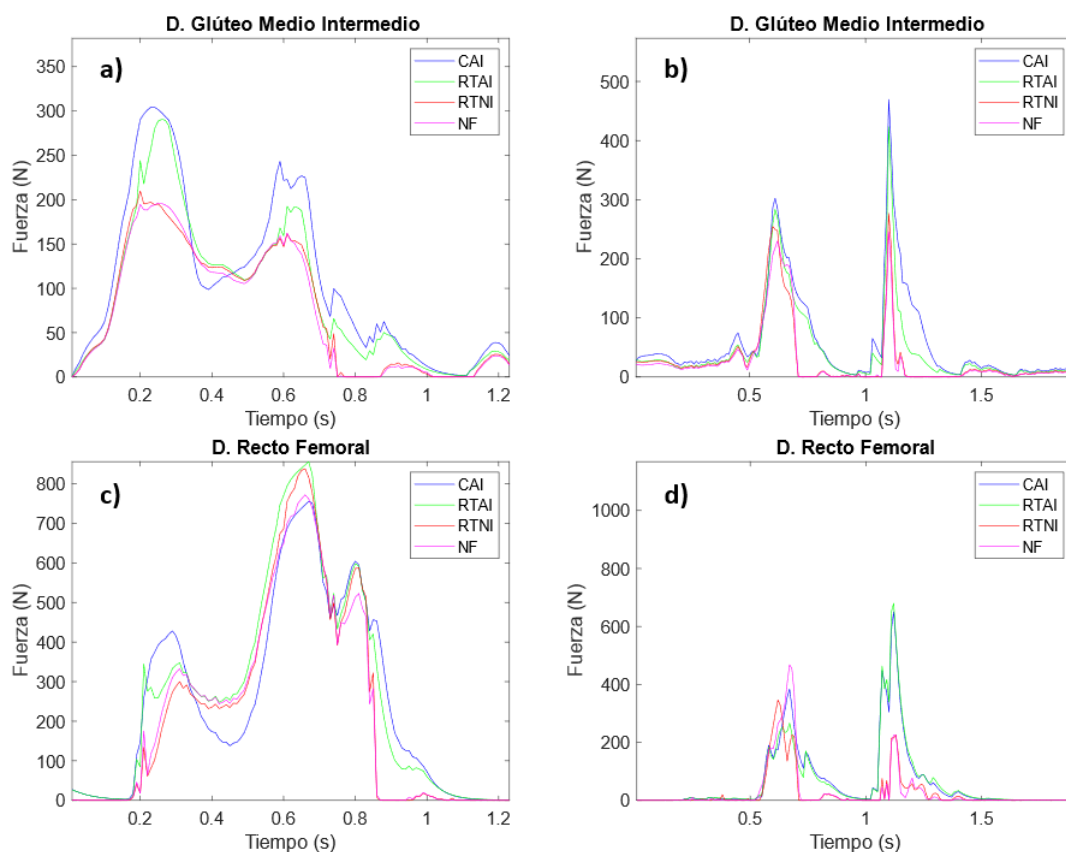


Figura 7.1: Historia de las fuerzas musculares en los cuatro modelos musculares para dos músculos representativos; *Glúteo Medio Intermedio* y *Recto Femoral*, en la marcha (a y c) y en el salto (b y d).

Asimismo, también se ha estudiado la influencia del número de músculos en los modelos empleados. Concretamente, se han comparado cuatro supuestos: el modelo estándar de 43 músculos en ambas piernas, es decir, un modelo de 86 músculos; el modelo estándar únicamente en la pierna derecha, que es un modelo de 43 músculos; un modelo simplificado en ambas piernas, lo que implica un modelo con 16 músculos; el modelo simplificado en la pierna derecha, lo que supone un modelo con ocho músculos. Para definir los modelos simplificados, se definieron 8 grupos musculares representativos obtenidos a partir de la agrupación de los músculos principales del modelo completo que participan en la marcha y el salto vertical (Glúteo Máximo, GLU; Flexores de cadera, HFL; Isquiotibiales, HAM; Recto Femoral, RF; Vastos, VAS; Gastrocnemio, GAS; Sóleo, SOL; Tibial anterior, TA) [156]. La comparación se realiza empleando como modelo de referencia el CAI.

La Tabla 7.4 muestra el coste computacional para las cuatro distribuciones musculares indicando el tiempo de simulación de cada una de ellas. Para cada caso, se proporcionan además los tiempos para cada uno de los cuatro modelos musculares. En el caso esquelético (sin músculos), el tiempo de computación requerido fue de 0.01 s para la marcha y de 0.02 s para el salto vertical.

En la Figura 7.2 se observa la evolución del coste computacional en función del número de músculos empleados en el modelo muscular.

La Figura 7.3 muestra las diferencias, en el caso de la marcha, entre las fuerzas musculares de la pierna derecha del modelo completo (43 músculos) y del modelo simplificado (8 músculos), para cuatro músculos representativos: *Glúteo Medio Intermedio* (GLU), *Iliopsoas* (HFL), *Vasto Intermedio* (VAS) y *Sóleo* (SOL). La Figura 7.4 muestra las diferencias en el caso del salto para los mismos músculos. A diferencia de la marcha, en el salto las diferencias entre las fuerzas de los músculos no son tan grandes, llegando incluso a alcanzar valores similares.

Tabla 7.4: Comparación de la eficiencia con respecto al número de músculos considerados para los cuatro modelos musculares: modelo de Hill completo (CAI), tomado como referencia; modelo de tendón rígido con dinámica de activación (RTAI); modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI); y modelo no fisiológico (NF). El coste computacional se expresa en s.

# músculos	Marcha				Salto vertical			
	CAI	RTNI	RTAI	NP	CAI	RTNI	RTAI	NP
86	1.3050	0.5390	0.5350	0.5270	2.4020	1.1520	1.1160	1.0870
43	0.7090	0.4100	0.4090	0.4050	1.4060	0.8940	0.8750	0.8690
16	0.4310	0.3450	0.3430	0.3370	0.9150	0.7350	0.7310	0.7220
8	0.3760	0.3280	0.3300	0.3250	0.7890	0.7100	0.7030	0.6990
0	0.0100				0.0200			

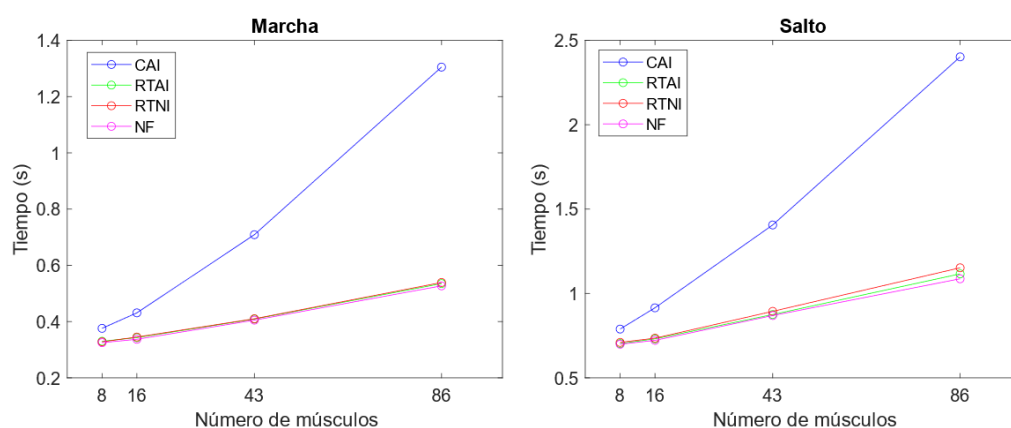


Figura 7.2: Relación entre número de músculos y tiempo necesario para ejecutar el algoritmo de dinámica directa, en marcha (izquierda) y salto (derecha), para los cuatro modelos musculares adoptados: modelo de Hill completo (CAI), tomado como referencia; modelo de tendón rígido con dinámica de activación (RTAI); modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI); y modelo no fisiológico (NF).

De los resultados de la Tabla 7.4 se puede observar la enorme diferencia en eficiencia entre el modelo esquelético y el modelo musculoesquelético, independientemente del número de músculos que se utilicen (el coste computacional es más de 30 veces mayor en el modelo de ocho músculos que en el modelo esquelético, sin importar el modelo muscular adoptado).

Si se consideran los músculos en el modelo, el coste computacional crece de manera más que lineal con el número de músculos, como se aprecia en la Figura 7.2.

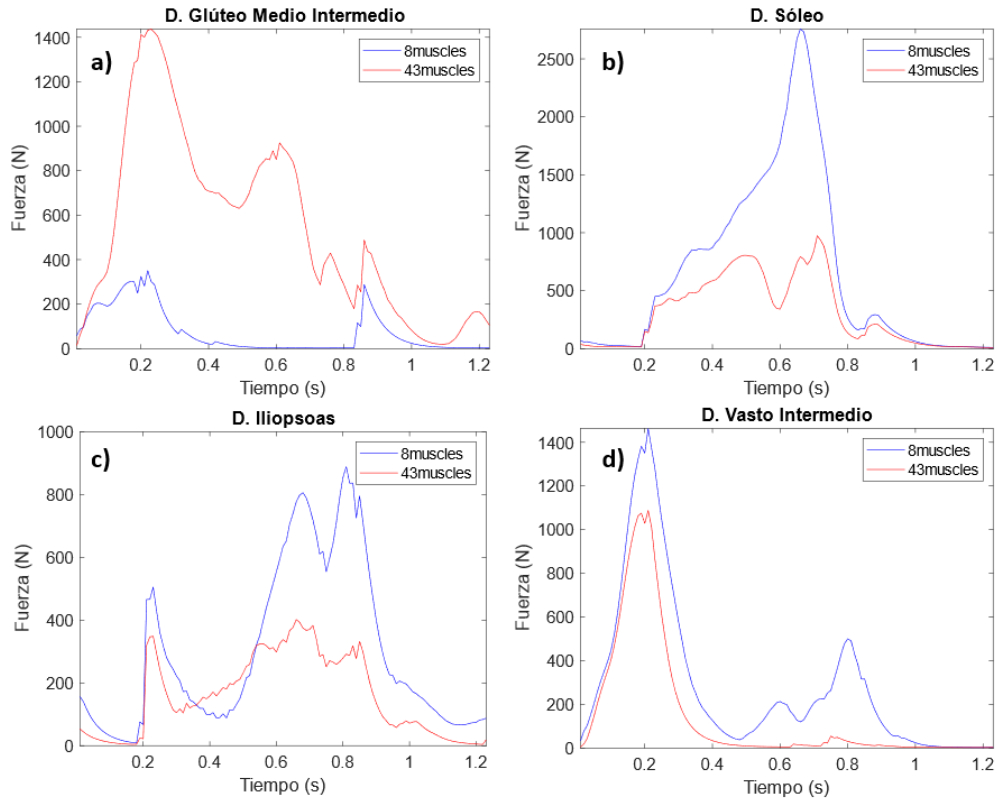


Figura 7.3: Historias de las fuerzas musculares de la pierna derecha del modelo completo (línea roja) y del modelo simplificado (línea azul) de cuatro músculos representativos en la marcha: a) *Glúteo Medio Intermedio*; b) *Iliopsoas*; c) *Vasto Intermedio*; d) *Sóleo*.

La simplificación del modelo muscular va acompañada de una reducción de los grados de libertad cuyos pares se consideran en el reparto muscular. Dado que con la distribución de ocho músculos se consideran sólo músculos en el plano sagital, se pasa por tanto de la distribución de 43 músculos en la que se consideraban actuados por los músculos los ejes x , y y z de la articulación de la cadera, el eje y de la rodilla, y los ejes x e y del tobillo, a únicamente los ejes y de las tres articulaciones.

En el caso de la marcha, las diferencias entre las historias de las fuerzas musculares son notables en los cuatro casos representados, como se puede ver en la Figura 7.3. Esta tendencia es general en los ocho grupos musculares definidos, lo que implica

una pérdida de aportación de los músculos en la simplificación, perdiendo realismo en los resultados. Esta desigualdad se produce debido a la propia naturaleza de la marcha humana, en la que los músculos no están generando fuerzas únicamente en el plano sagital. Como se puede ver en la Figura 7.5, los pares generados en los ejes x (plano frontal) y z (plano transversal) de la cadera, y en el eje x del tobillo, tienen valores comparables a los pares del eje y de las tres articulaciones, lo que implica que no son despreciables.

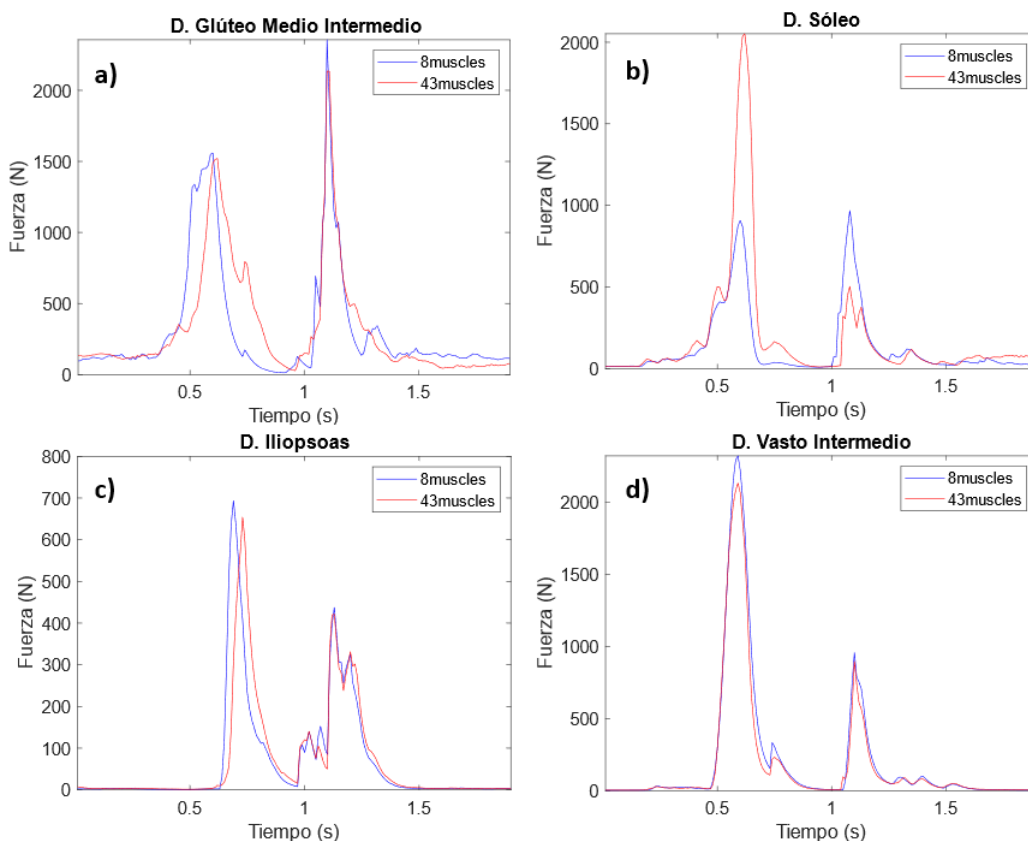


Figura 7.4: Historias de las fuerzas musculares de la pierna derecha del modelo completo (línea roja) y del modelo simplificado (línea azul) de cuatro músculos representativos en el salto vertical: a) *Glúteo Medio Intermedio*; b) *Iliopsoas*; c) *Vasto Intermedio*; d) *Sóleo*.

Para el salto humano, a diferencia de la marcha, las historias de las fuerzas musculares en ambos modelos se muestran similares en los casos presentados, con valores semejantes o incluso prácticamente idénticos en algunos casos (como el grupo VAS). En la Figura 7.6 se puede observar que, especialmente en la rodilla y en el tobillo, los pares obtenidos en los ejes y son superiores al resto de grados de libertad, lo que se traduce en esta mayor independencia, favoreciendo la simplificación del modelo como se ha podido apreciar en los resultados.

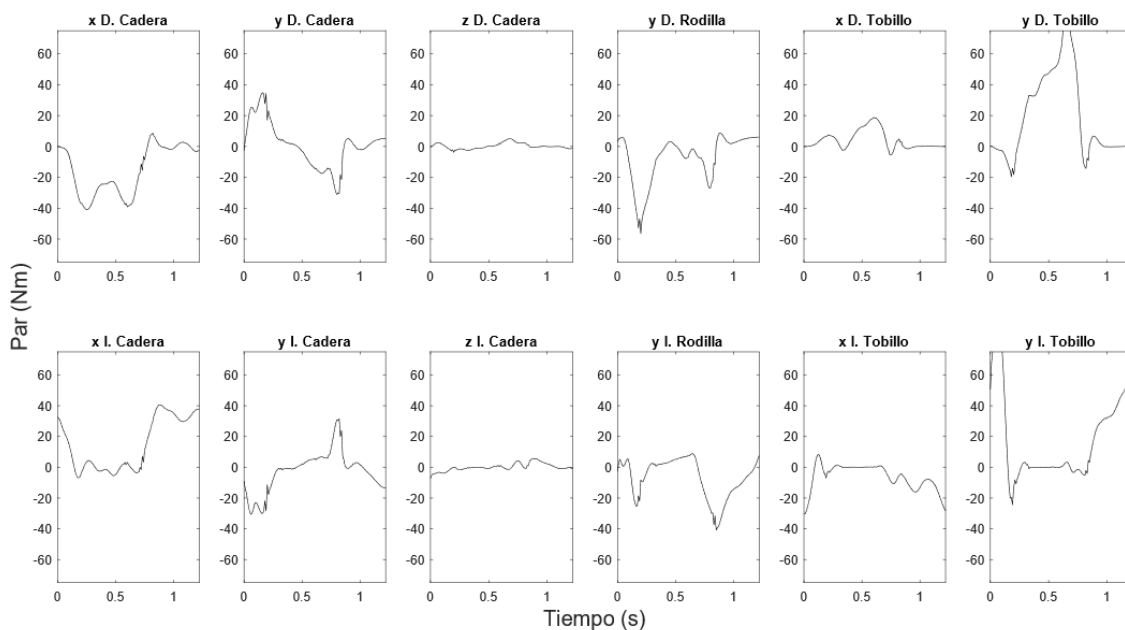


Figura 7.5: Pares de las articulaciones de la cadera (x, y, z), de la rodilla (y) y del tobillo (x, y) en ambas piernas durante la marcha.

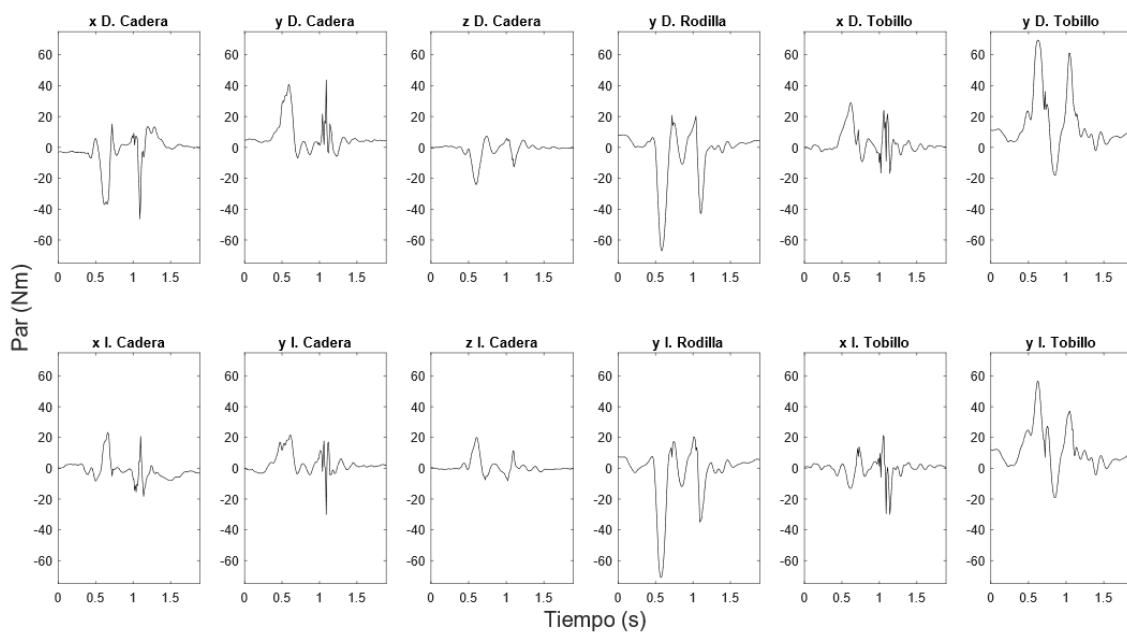


Figura 7.6: Pares de las articulaciones de la cadera (x, y, z), de la rodilla (y) y del tobillo (x, y) en ambas piernas durante el salto.

7.2. MTG

Una de las estrategias para mejorar la eficiencia sin perder la contribución muscular es el empleo de los generadores de par muscular (MTG), una serie de funciones que representan los pares generados por los músculos sobre los grados de libertad.

Para medir la precisión en el empleo de los MTG, se ha optado por comparar la activación de cada MTG con la activación media ponderada de los músculos que participan en el grado de libertad en el que actúa el MTG a analizar, mientras el MTG está activo. Se ha empleado la distribución de 43 músculos en la pierna derecha, con el modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI), el mismo empleado para calibrar los MTG. La activación media de los músculos se ha medido de la siguiente forma:

$$\bar{a} = \frac{\sum_{i=1}^m a_i F_{0i} r_i}{\sum_{i=1}^m F_{0i} r_i} \quad (7.4)$$

donde:

- a_i son las activaciones de los m músculos que contribuyen a cada MTG.
- F_{0i} son las fuerzas isométricas máximas de los músculos.
- r_i son los brazos de momento de los músculos.

La Tabla 7.5 muestra el RMSE de las activaciones proporcionadas por cada MTG y las obtenidas por los músculos involucrados en cada grado de libertad (Ecuación 7.4), tanto para la marcha como para el salto.

La Figura 7.7 muestra las discrepancias entre ambas activaciones para la aducción de la cadera y la extensión de la rodilla.

Se puede observar en la Tabla 7.5 que el error medio es alrededor del 5% en la marcha y alrededor del 3.5% en el salto vertical. Esta diferencia en el error se debe a la mayor simplicidad del movimiento en el caso del salto, que se desarrolla principalmente en el plano sagital, por lo que esta estrategia se ve favorecida a pesar de su dinamismo. Sin embargo, en dicho plano, como también se puede apreciar en la Figura 7.7, tiene un error mayor al de la marcha.

Tabla 7.5: Comparación de la precisión mediante el RMSE entre las activaciones proporcionadas por cada MTG y la media de las activaciones obtenida de los correspondientes músculos empleando el modelo de tendón rígido sin dinámica de activación (RTNI) y la distribución estándar de 43 músculos en la pierna derecha.

MTG #	Agonista/Antagonista	Marcha	Salto
1	Aducción cadera	0.0111	0.0050
	Abducción cadera	0.0581	0.0773
2	Flexión cadera	0.0247	0.0279
	Extensión cadera	0.0718	0.0242
3	Rotación interna cadera	0.2126	0.0259
	Rotación externa cadera	0.1143	0.0610
4	Flexión rodilla	0.0137	0.0144
	Extensión rodilla	0.0477	0.0783
5	Inversión tobillo	0.0101	0.0234
	Eversión tobillo	0.0068	0.0312
6	Flexión plantar tobillo	0.0270	0.0429
	Flexión dorsal tobillo	0.0216	0.0034
Promedio	—	0.0516	0.0346

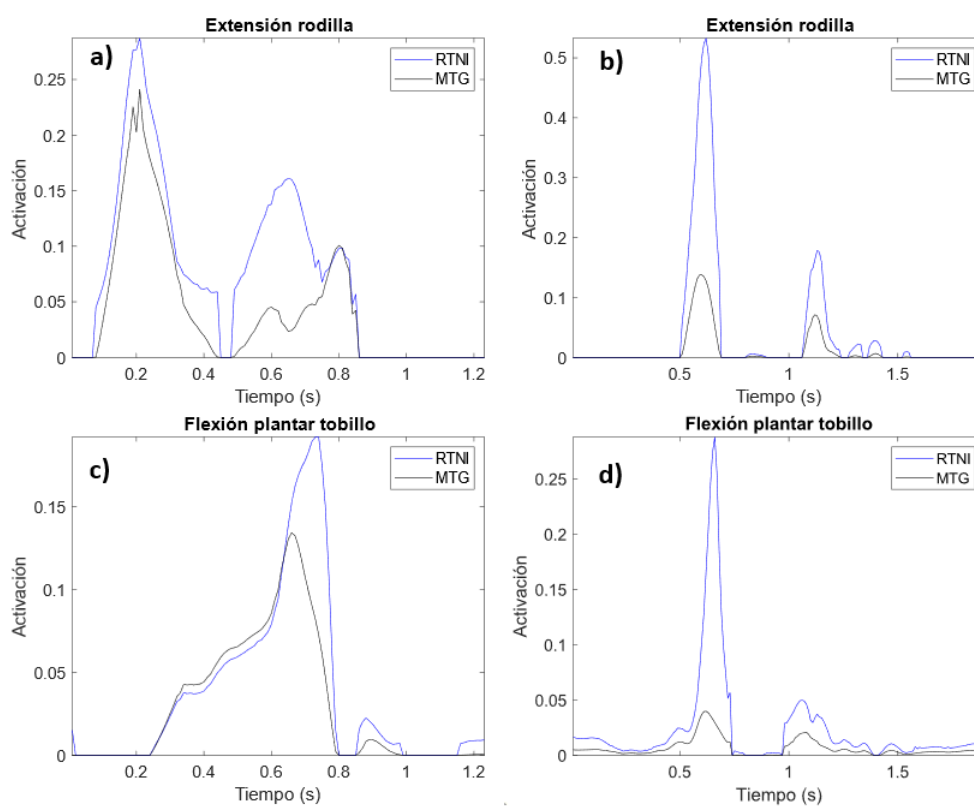


Figura 7.7: Historia de las activaciones de los MTG de la aducción de la cadera y la extensión de la rodilla y de la media de activaciones de los músculos partícipes de esos grados de libertad estudiados para la marcha (a y c) y el salto (b y d).

7.3. Sinergias

Otra de las estrategias de simplificación a estudiar es el empleo de las sinergias musculares, basadas en la activación de múltiples músculos coordinados con una señal de control, obteniendo las activaciones y fuerzas musculares mediante la Ecuación 5.2 y la Ecuación 5.13, respectivamente.

La Tabla 7.6 muestra el RMSE medio de las activaciones musculares y fuerzas normalizadas respecto a la fuerza máxima isométrica cuando se emplean de 2 a 6 sinergias. El RMSE de cada músculo se obtiene como la diferencia entre la magnitud en el caso de emplear sinergias y la magnitud para el método de referencia (RTNI). A continuación, se obtiene el RMSE medio a partir del RMSE de los 43 músculos.

En la Figura 7.8 se pueden observar las diferencias en las fuerzas musculares entre la marcha y el salto.

La Tabla 7.7 muestra la precisión de los modelos musculares basados en sinergias musculares. Para ello, se recogen los errores e_q entre los pares articulares obtenidos mediante la aproximación por sinergias y los obtenidos mediante el CTC, método del que se obtienen los pares en la simulación que se utilizará como referencia. Se realiza el análisis empleando modelos musculares de 2 a 6 sinergias musculares, buscando medir también la influencia de su número, examinando cada grado de libertad de la pierna derecha así como el promedio de todos ellos, tanto para la marcha como para el salto.

En la Figura 7.9 se muestra gráficamente la precisión de los modelos musculares según el número de sinergias tanto para la marcha como para el salto.

La Tabla 7.8 señala las diferencias en la eficiencia de los modelos musculares de 2 a 6 sinergias tanto para la marcha como para el salto vertical en comparación con el coste computacional del modelo de referencia RTNI, teniendo en cuenta que las duraciones de la marcha y del salto vertical son 1.23 s y 1.90 s, respectivamente.

Se puede observar en la Tabla 7.6 que los errores en las activaciones y fuerzas musculares son altos si tomamos como referencia el modelo RTNI, tanto para el caso de la marcha como para el del salto. Por otro lado, estos errores no muestran una tendencia clara. Con cuatro sinergias parece que se alcanzan los errores más bajos (salvo en la fuerza normalizada de la marcha).

Tabla 7.6: Comparación de la precisión entre los modelos musculares según el número de sinergias (n_s), de 2 a 6 sinergias, con el RTNI como modelo de referencia. Se muestran los RMSE de activación y fuerza normalizada respecto a la fuerza máxima en RTNI.

n_s	Marcha		Salto vertical	
	Activación	Fuerza norm.	Activación	Fuerza norm.
2	0.0886	0.4907	0.0848	0.6576
3	0.0919	0.5637	0.0762	0.4847
4	0.0819	0.9299	0.0645	0.4277
5	0.0832	1.2619	0.0695	0.4588
6	0.0663	0.8146	0.0816	0.5553

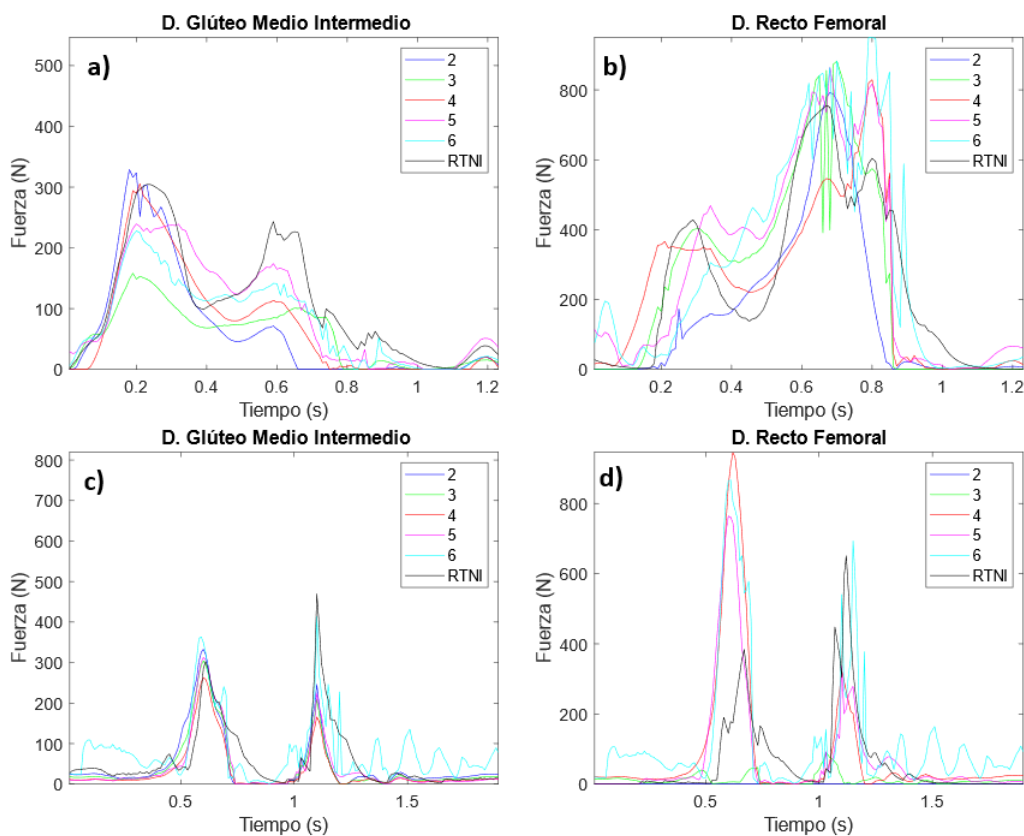


Figura 7.8: Historias de las fuerzas musculares de los modelos musculares de 2 a 6 sinergias y del modelo de referencia empleado (RTNI) para dos músculos representativos en marcha (a y b) y salto vertical (c y d).

Sin embargo, para el caso de los errores en los pares articulares obtenidos mediante sinergias, en la Tabla 7.7 se puede apreciar una reducción del error conforme aumenta el número de sinergias, salvo en algún caso donde se percibe un aumento al pasar de cinco a seis sinergias. Esta reducción generalizada se debe principalmente al optimizador, el cual prioriza que se cumplan las restricciones de par articular deseado antes que minimizar la función objetivo.

Tabla 7.7: Comparación de la precisión de los modelos musculares según el número de sinergias (n_s), de 2 a 6 sinergias, a partir de los pares articulares obtenidos. Se muestran los RMSE de los pares de los seis grados de libertad estudiados, así como el RMSE promedio de cada uno de ellos.

$e_q(\text{Nm})$	n_s	\bar{e}_q	x cadera	y cadera	z cadera	y rodilla	x tobillo	y tobillo
Marcha	2	5.3826	6.6153	8.4105	1.0482	7.0461	3.2726	5.9029
	3	4.2865	6.6181	5.5732	1.0138	4.5636	2.8917	5.0586
	4	2.8768	4.4102	3.5794	0.8140	3.5031	2.8749	2.0792
	5	1.6796	1.5252	1.6437	1.9107	1.9390	2.4856	0.5736
	6	1.5976	2.7100	1.8405	1.6801	0.9326	1.3347	1.0877
Salto	2	4.3038	4.9208	5.8442	1.9506	4.3663	4.6746	4.0665
	3	3.5852	4.7758	3.0302	1.8212	4.2310	4.8735	2.7794
	4	2.5385	5.0232	1.3520	1.7869	4.3794	0.9230	1.7664
	5	1.8624	2.4368	1.4900	1.4665	1.8133	1.9093	2.0585
	6	1.0243	1.3851	0.7467	1.6870	0.9491	0.8830	0.4948

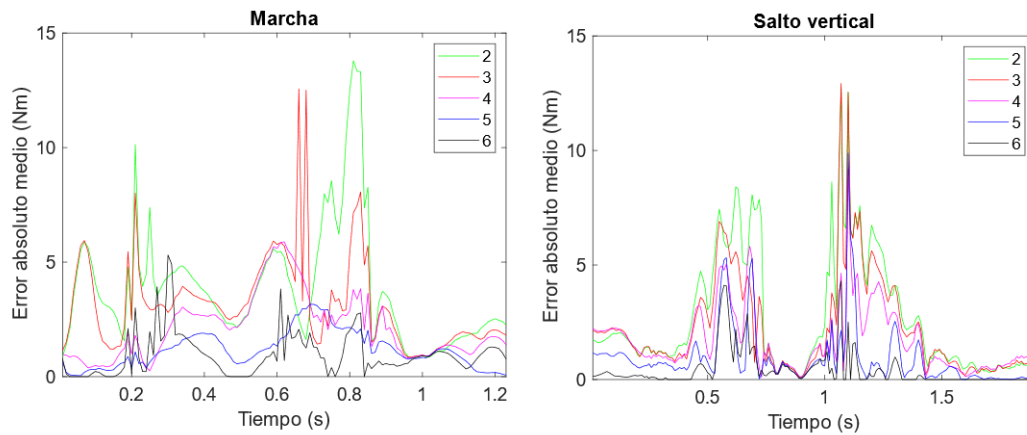


Figura 7.9: Historia de los errores absolutos medios en el cumplimiento de las restricciones de los pares en el problema de reparto muscular, empleando de 2 a 6 sinergias, tanto en la marcha como en el salto vertical.

Tabla 7.8: Comparación de la eficiencia de los modelos musculares entre 2 y 6 sinergias, y del modelo de referencia RTNI, tanto para la marcha como para el salto. Se expresan los tiempos de computación en s.

# sinergias	Marcha	Salto vertical
2	0.4055	0.8786
3	0.4084	0.8801
4	0.4105	0.8805
5	0.4122	0.8863
6	0.4138	0.8985
0	0.4095	0.8752

En el caso de la eficiencia de esta estrategia, en la Tabla 7.8 se puede observar que apenas hay una mejora en la eficiencia empleando sinergias respecto al modelo RTNI (0 sinergias), para el que el coste computacional es de 0.4095 s en el caso de la marcha y de 0.8752 s en el caso del salto.

Estos resultados en la eficiencia y en la precisión indican que no supone ninguna ventaja el empleo de sinergias en el contexto estudiado.

7.4. Interpolación

Otra de las estrategias a analizar es la tabulación de algunas magnitudes musculares en función del valor de los grados de libertad, reduciendo el proceso a únicamente interpolar las tablas con dichos valores.

La Tabla 7.9 muestra los RMSE medios de las excitaciones, activaciones y fuerzas normalizadas cuando se emplean tablas con dos resoluciones (5° y 10°), comparándolas con el modelo de Hill completo (CAI) sin tablas como referencia, tanto para la marcha como para el salto vertical.

La Tabla 7.10 muestra el efecto que tiene la reducción de la resolución en el tamaño de las tablas para ambos ejercicios.

La Tabla 7.11 muestra el coste computacional de los cuatro modelos musculares empleando las tablas y sin emplearlas.

Tabla 7.9: Comparación de la precisión de los modelos musculares alcanzada mediante el uso de tablas con resoluciones de 5° y 10° , y con modelo de Hill completo (CAI). Se muestran los RMSE de las excitaciones y activaciones musculares, así como de las fuerzas normalizadas con la máxima del modelo de referencia.

RMSE medio	Marcha			Salto vertical		
Resol ($^\circ$)	u	a	F	u	a	F
5	0.0012	0.0005	0.0046	0.0067	0.0029	0.0080
10	0.0021	0.0013	0.0062	0.0108	0.0049	0.0157

Los errores tanto de excitación, como de activación y fuerzas musculares mostrados en la Tabla 7.9 son muy bajos, siendo inferiores para la marcha que para el salto, lo que indica una influencia del dinamismo del movimiento en esta aproximación. Los errores se reducen al hacerlo la resolución de las tablas.

Tabla 7.10: Efecto de la resolución en el tamaño de las tablas.

Tamaño (MB)		
Resol (°)	Marcha	Salto vertical
5	32.5	81
10	1.49	1.77

Analizando el tamaño de las tablas en la Tabla 7.10, se observa que con la reducción de la resolución también se produce un aumento exponencial del tamaño de las tablas, inconveniente que empaña la mejora de la precisión observada en la Tabla 7.9

Tabla 7.11: Efecto de la resolución en la eficiencia de la simulación.

Tiempo (s)								
Resolución (°)	Marcha				Salto vertical			
	CAI	RTAI	RTNI	NF	CAI	RTAI	RTNI	NF
5	0.6650	0.3480	0.3410	0.3430	1.3430	0.7570	0.7410	0.7600
10	0.6640	0.3550	0.3470	0.3480	1.3420	0.7610	0.7470	0.7590
Sin tablas	0.7090	0.4100	0.4090	0.4050	1.4060	0.8940	0.8750	0.8690

En cuanto a la eficiencia, en la Tabla 7.11 se puede observar que el coste computacional se reduce poco entre los casos sin tablas y con tablas. Comparando entre los modelos, la reducción del coste ronda entre el 4.5 y el 6 % para el caso del CAI, mientras que en el resto de modelos esta disminución aumenta hasta el 15 %. Estas diferencias están relacionadas con el peso que tiene el cálculo de estas magnitudes en los algoritmos empleados en los modelos estudiados. Así, en el CAI, el cálculo de los límites de las fuerzas musculares, la optimización para el problema de redundancia muscular, y del problema o la búsqueda iterativa de raíces para determinar las excitaciones, tienen un mayor peso en el coste computacional que en el resto de modelos, donde las operaciones mencionadas son menos relevantes o innecesarias.

Capítulo 8

Conclusiones y futuras líneas de investigación

8.1. Conclusiones

Del estudio llevado a cabo en esta tesis, pueden extraerse las siguientes conclusiones:

- **Modelos de músculo:** El modelo de tendón rígido con dinámica de activación ofrece un buen compromiso entre precisión y eficiencia, siendo especialmente preciso para músculos con tendón corto. Despreciar la dinámica de activación o usar un modelo no fisiológico no proporciona una ventaja en eficiencia, y produce resultados menos precisos. La complejidad del movimiento, entendida como el número de grados de libertad que involucra, parece tener más influencia en el error debido al uso de modelos simplificados que el hecho de que sea un movimiento rápido o lento.
- **Número de músculos:** Incluir músculos en el modelo implica un gran descenso en la eficiencia, independientemente del número de músculos considerado. Los tiempos de CPU escalan de forma más que lineal con el número de músculos, con un crecimiento notablemente superior para el caso del modelo de Hill completo que para los modelos simplificados.
- **Generadores de par muscular (MTG):** El uso de este enfoque para considerar el efecto muscular permite mantener la misma eficiencia que con los modelos esqueléticos. Aunque no se puede establecer una comparación detallada con el caso de representar los músculos individualmente, el enfoque proporciona niveles de activación muscular que se parecen en la forma a la media ponderada de las activaciones proporcionadas por los músculos que contribuyen al par de cada MTG.

- **Sinergias musculares:** El uso de las sinergias musculares limita la capacidad de los músculos para satisfacer las restricciones de par del problema de reparto muscular, dejando en un segundo plano la minimización de la función objetivo, lo que reduce la precisión obtenida en activaciones y fuerzas. Además, la eficiencia no es superior al caso de no utilizar sinergias, por lo que este enfoque no se recomienda en el contexto estudiado en esta tesis.
- **Interpolación de magnitudes musculares dependientes de la posición:** El uso de tablas para los brazos de momento, longitudes y derivadas de las longitudes con respecto a los grados de libertad no entraña apenas pérdida de precisión, pero tiene un reducido impacto en la eficiencia, con ganancias máximas de tiempo de ejecución que se hallan en torno al 15 % para los modelos de músculo simplificados.

8.2. Futuras líneas de investigación

En esta tesis doctoral, se ha estudiado el efecto de emplear diferentes simplificaciones en el modelado muscular sobre la eficiencia y la precisión obtenidas en un algoritmo de dinámica directa cuyo objetivo es “simular” un movimiento previamente grabado.

El hecho de que la palabra simular se haya puesto entre comillas se debe a que, debido a las características peculiares del movimiento humano en comparación con el movimiento de cualquier máquina, vehículo o robot, las entradas de ese movimiento no son conocidas, por lo que se recurre al artificio de hacer dinámica inversa (cálculo de las entradas que dan como salida un movimiento conocido) mediante un algoritmo de dinámica directa, en el que las entradas se obtienen a partir del movimiento conocido gracias a un controlador. De esta forma, el algoritmo tiene las características formales de una auténtica simulación, pues ha de integrar las ecuaciones del movimiento en el tiempo, con todo lo que ello conlleva (procedimientos iterativos, costosos computacionalmente), pero no cumple la esencia de una simulación, que es obtener el movimiento que corresponde a unas ciertas entradas.

Es por ello que, aunque las conclusiones obtenidas en esta tesis pueden ser de utilidad a los investigadores dedicados a la simulación predictiva del movimiento humano, hay un paso ulterior que es necesario llevar a cabo para completar este trabajo, y es realizar pruebas en algoritmos de simulación predictiva, que, si bien comparten algunas características con el empleado en esta tesis, tienen como característica distintiva fundamental el hecho de que el movimiento resultante es desconocido, y es precisamente el resultado del algoritmo.

Las diferencias de eficiencia entre las distintas alternativas en el modelado muscular que se han presentado en esta tesis serán, muy probablemente, extrapolables al contexto de los algoritmos de simulación predictiva del movimiento. Sin embargo,

falta por comprobar cuál es el efecto que tienen las diferencias de precisión encontradas, sobre los movimientos resultantes de los algoritmos de simulación predictiva, y en qué medida esas diferencias de precisión se traducen en movimientos más o menos “human-like”, es decir, más o menos parecidos a los humanos.

Por lo tanto, la investigación futura deberá encargarse de dar ese paso, probando las alternativas de modelado muscular recogidas y analizadas en esta tesis, sobre algoritmos de simulación predictiva del movimiento humano. Ello permitirá verificar si las diferencias de eficiencia se mantienen en dicho contexto, y traducir las diferencias de precisión obtenidas en grado de cercanía al movimiento humano.

Bibliografía

- [1] Friedl De Groote y col. «Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem». *Annals of Biomedical Engineering* 44.10 (2016), págs. 2922-2936. ISSN: 15739686. DOI: 10.1007/s10439-016-1591-9.
- [2] Friedl De Groote y Antoine Falisse. «Perspective on musculoskeletal modelling and predictive simulations of human movement to assess the neuromechanics of gait». *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 288.1946 (2021). ISSN: 14712954. DOI: 10.1098/rspb.2020.2432.
- [3] Jack M. Winters. «Hill-Based Muscle Models: A Systems Engineering Perspective». *Multiple Muscle Systems* (1990), págs. 69-93. DOI: 10.1007/978-1-4613-9030-5_5.
- [4] Marcus G Pandy. «Computer Modeling and Simulation of Human Movement». *Annual Review of Biomedical Engineering* 3.1 (2001), págs. 245-273. ISSN: 1523-9829. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11447064>.
- [5] Marko Ackermann y Antonie J. van den Bogert. «Optimality principles for model-based prediction of human gait». *Journal of Biomechanics* 43.6 (2010), págs. 1055-1060. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.12.012.
- [6] D. García-Vallejo, J. M. Font-Llagunes y W. Schiehlen. «Dynamical analysis and design of active orthoses for spinal cord injured subjects by aesthetic and energetic optimization». *Nonlinear Dynamics* 84.2 (2016), págs. 559-581. ISSN: 1573269X. DOI: 10.1007/s11071-015-2507-1.
- [7] G. Bessonnet, P. Seguin y P. Sardain. «A parametric optimization approach to walking pattern synthesis». *International Journal of Robotics Research* 24.7 (2005), págs. 523-536. ISSN: 02783649. DOI: 10.1177/0278364905055377.
- [8] Tim W. Dorn y col. «Predictive simulation generates human adaptations during loaded and inclined walking». *PLoS ONE* 10.4 (2015), págs. 1-16. ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0121407.
- [9] Lei Ren, Richard K. Jones y David Howard. «Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle». *Journal of Biomechanics* 40.7 (2007), págs. 1567-1574. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.07.017.

- [10] Elizabeth Russell Esposito y Ross H. Miller. «Maintenance of muscle strength retains a normal metabolic cost in simulated walking after transtibial limb loss». *PLoS ONE* 13.1 (2018), págs. 1-19. ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0191310.
- [11] Arthur J. van Soest y Maarten F. Bobbert. «The contribution of muscle properties in the control of explosive movements». *Biological Cybernetics* 69.3 (1993), págs. 195-204. ISSN: 03401200. DOI: 10.1007/BF00198959.
- [12] Jan Babic y Jadran Lenarcic. «Vertical Jump: Biomechanical Analysis and Simulation Study». *Humanoid Robots: New Developments* June (2007). DOI: 10.5772/4887.
- [13] W. Scott Selbie y Graham E. Caldwell. «A simulation study of vertical jumping from different starting postures». *Journal of Biomechanics* 29.9 (1996), págs. 1137-1146. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(96)00030-9.
- [14] B. Ostrach y R. Riemer. «Simulation of a passive knee exoskeleton for vertical jump using optimal control». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 4320.c (2020). ISSN: 15580210. DOI: 10.1109/TNSRE.2020.3039923.
- [15] Kuangyou B. Cheng y col. «The mechanisms that enable arm motion to enhance vertical jump performance-A simulation study». *Journal of Biomechanics* 41.9 (2008), págs. 1847-1854. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.04.004.
- [16] Akinori Nagano y Karin G.M. Gerritsen. «Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance - A computer simulation study». *Journal of Applied Biomechanics* 17.2 (2001), págs. 113-128. ISSN: 10658483. DOI: 10.1123/jab.17.2.113.
- [17] Zachary J. Domire y John H. Challis. «Maximum height and minimum time vertical jumping». *Journal of Biomechanics* 48.11 (2015), págs. 2865-2870. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.04.021. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.021>.
- [18] Burak Ozsoy y col. «Direct optimisation-based planar human vertical jumping simulation». *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation* 2.1/2 (2011), pág. 47. ISSN: 1742-5549. DOI: 10.1504/ijhfms.2011.041637.
- [19] Carmichael F. Ong, Jennifer L. Hicks y Scott L. Delp. «Simulation-Based Design for Wearable Robotic Systems: An Optimization Framework for Enhancing a Standing Long Jump». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 63.5 (2016), págs. 894-903. ISSN: 15582531. DOI: 10.1109/TBME.2015.2463077.
- [20] Blake M. Ashby y Scott L. Delp. «Optimal control simulations reveal mechanisms by which arm movement improves standing long jump performance». *Journal of Biomechanics* 39.9 (2006), págs. 1726-1734. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.017.

- [21] F. C. Anderson y M. G. Pandy. «Dynamic optimization of human walking». *Journal of Biomechanical Engineering* 123.5 (2001), págs. 381-390. ISSN: 01480731. DOI: 10.1115/1.1392310.
- [22] Yi Chung Lin y Marcus G. Pandy. «Three-dimensional data-tracking dynamic optimization simulations of human locomotion generated by direct collocation». *Journal of Biomechanics* 59 (2017), págs. 1-8. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.038.
- [23] R. Fluit y col. «A simple controller for the prediction of three-dimensional gait». *Journal of Biomechanics* 45.15 (2012), págs. 2610-2617. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.019. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.019>.
- [24] Yi Chung Lin, Jonathan P. Walter y Marcus G. Pandy. «Predictive Simulations of Neuromuscular Coordination and Joint-Contact Loading in Human Gait». *Annals of Biomedical Engineering* 46.8 (2018), págs. 1216-1227. ISSN: 15739686. DOI: 10.1007/s10439-018-2026-6.
- [25] Qian Wang y col. «Alternative formulations for optimization-based human gait planning». En: *48th AIAA/ASME/ASCE/AHS/ASC Structures, Structural Dynamics and Materials Conference*. Vol. 3. Honolulu, Hawaii, 2007, págs. 2531-2542. ISBN: 1563478927. DOI: 10.2514/6.2007-1909.
- [26] Antoine Falisse y col. «Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies». *Journal of the Royal Society Interface* 16.157 (2019). ISSN: 17425662. DOI: 10.1098/rsif.2019.0402.
- [27] Daniel García-Vallejo y Werner Schiehlen. «3D-Simulation of human walking by parameter optimization». *Archive of Applied Mechanics* 82.4 (2012), págs. 533-556. ISSN: 09391533. DOI: 10.1007/s00419-011-0571-7.
- [28] Jeffrey A. Reinbolt y col. «A computational framework to predict post-treatment outcome for gait-related disorders». *Medical Engineering and Physics* 30.4 (2008), págs. 434-443. ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2007.05.005.
- [29] Nathan R. Sauder y col. «Computational Design of FastFES Treatment to Improve Propulsive Force Symmetry during Post-stroke Gait: A feasibility study». *Frontiers in Neurorobotics* 13.October (2019), págs. 1-21. ISSN: 16625218. DOI: 10.3389/fnbot.2019.00080.
- [30] Y. Xiang y col. «Optimization-based dynamic human walking prediction». *SAE Technical Papers* 724 (2007). ISSN: 26883627. DOI: 10.4271/2007-01-2489.
- [31] M. W. Koch, M. Ringkamp y S. Leyendecker. «Discrete Mechanics and Optimal Control of Walking Gaits». *Journal of Computational and Nonlinear Dynamics* 12.2 (2017), págs. 1-12. ISSN: 15551423. DOI: 10.1115/1.4035213.

- [32] Martin L. Felis y Katja Mombaur. «Synthesis of full-body 3-D human gait using optimal control methods». *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation* 2016-June (2016), págs. 1560-1566. ISSN: 10504729. DOI: 10.1109/ICRA.2016.7487294.
- [33] JF Remacle, J Lambrechts y B Seny. «Blossom-Quad: A non-uniform quadrilateral mesh generator using a minimum-cost perfect-matching algorithm». *International February* (2012), págs. 1102-1119. DOI: 10.1002/nme. URL: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/nme.3279/full>.
- [34] Martin Felis y Katja Mombaur. «Modeling and optimization of human walking». *Cognitive Systems Monographs* 18 (2013), págs. 31-42. ISSN: 18674933. DOI: 10.1007/978-3-642-36368-9_3.
- [35] Frank C. Anderson y Marcus G. Pandy. «A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2.3 (1999), págs. 201-231. ISSN: 10255842. DOI: 10.1080/10255849908907988.
- [36] Akinori Nagano, Taku Komura y Senshi Fukashiro. «Optimal coordination of maximal-effort horizontal and vertical jump motions - A computer simulation study». *BioMedical Engineering Online* 6 (2007), págs. 1-9. ISSN: 1475925X. DOI: 10.1186/1475-925X-6-20.
- [37] Shinsuke Yoshioka y col. «The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on jumping height of the countermovement jump: A computer simulation study». *Journal of Sports Sciences* 28.2 (2010), págs. 209-218. ISSN: 02640414. DOI: 10.1080/02640410903428566.
- [38] Cassie Wilson, Maurice R. Yeadon y Mark A. King. «Considerations that affect optimised simulation in a running jump for height». *Journal of Biomechanics* 40.14 (2007), págs. 3155-3161. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.030.
- [39] Rosa Pàmies-Vilà y col. «Analysis of different uncertainties in the inverse dynamic analysis of human gait». *Mechanism and Machine Theory* 58 (2012), págs. 153-164. ISSN: 0094114X. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2012.07.010. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2012.07.010>.
- [40] Guillaume Rao y col. «Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait». *Journal of Biomechanics* 39.8 (2006), págs. 1531-1536. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.014.
- [41] Alberto Leardini y col. «Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation». *Gait and Posture* 21.2 (2005), págs. 212-225. ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.05.002.
- [42] James G. Richards. «The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems». *Human Movement Science* 18.5 (1999), págs. 589-602. ISSN: 01679457. DOI: 10.1016/S0167-9457(99)00023-8.

- [43] Urbano Lugrís y col. «Solution methods for the double-support indeterminacy in human gait». *Multibody System Dynamics* 30.3 (2013), págs. 247-263. ISSN: 13845640. DOI: 10.1007/s11044-013-9363-x.
- [44] Steven H. Collins y col. «A simple method for calibrating force plates and force treadmills using an instrumented pole». *Gait and Posture* 29.1 (2009), págs. 59-64. ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.06.010.
- [45] Michael H. Schwartz y Adam Rozumalski. «A new method for estimating joint parameters from motion data». *Journal of Biomechanics* 38.1 (2005), págs. 107-116. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.009.
- [46] Heinz Bodo Schmiedmayer y Josef Kastner. «Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates». *Journal of Biomechanics* 32.11 (1999), págs. 1237-1242. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(99)00109-8.
- [47] Herre Faber, Arthur J. Van Soest y Dinant A. Kistemaker. «Inverse dynamics of mechanical multibody systems: An improved algorithm that ensures consistency between kinematics and external forces». *PLoS ONE* 13.9 (2018), págs. 1-16. ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0204575.
- [48] Yujiang Xiang, Jasbir S. Arora y Karim Abdel-Malek. «Physics-based modeling and simulation of human walking: A review of optimization-based and other approaches». *Structural and Multidisciplinary Optimization* 42.1 (2010), págs. 1-23. ISSN: 1615147X. DOI: 10.1007/s00158-010-0496-8.
- [49] Giannis Giakas, Vasilios Baltzopoulos y Roger M. Bartlett. «Improved extrapolation techniques in recursive digital filtering: A comparison of least squares and prediction». *Journal of Biomechanics* 31.1 (1997), págs. 87-91. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(97)98097-0.
- [50] R. Fluit y col. «Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living». *Journal of Biomechanics* 47.10 (2014), págs. 2321-2329. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.030. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.030>.
- [51] Urbano Lugrís y col. «Solution methods for the double-support indeterminacy in human gait». *Multibody System Dynamics* 30.3 (abr. de 2013), págs. 247-263. DOI: 10.1007/s11044-013-9363-x.
- [52] Florian Michaud y col. «A fair and EMG-validated comparison of recruitment criteria, musculotendon models and muscle coordination strategies, for the inverse-dynamics based optimization of muscle forces during gait». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 18.1 (ene. de 2021). DOI: 10.1186/s12984-021-00806-6.
- [53] Darryl G. Thelen y Frank C. Anderson. «Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data». *Journal of Biomechanics* 39.6 (2006), págs. 1107-1115. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.02.010.

- [54] Florian Michaud, Urbano Lugris y Javier Cuadrado. «A co-integration approach for the forward-dynamics based solution of the muscle recruitment problem». En: *7^o Congresso Nacional de Biomecânica*. 2017.
- [55] Massimo Sartori, Dario Farina y David G. Lloyd. «Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization». *Journal of Biomechanics* 47.15 (2014), págs. 3613-3621. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.009. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.009>.
- [56] Massimo Sartori y col. «EMG-Driven Forward-Dynamic Estimation of Muscle Force and Joint Moment about Multiple Degrees of Freedom in the Human Lower Extremity». *PLoS ONE* 7.12 (2012). ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0052618.
- [57] Dario Farina y Francesco Negro. «Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies». *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 5 (2012), págs. 3-14. ISSN: 19373333. DOI: 10.1109/RBME.2012.2183586.
- [58] Jack M. Wang y col. «Optimizing locomotion controllers using biologically-based actuators and objectives». *ACM Transactions on Graphics* 31.4 (2012). ISSN: 07300301. DOI: 10.1145/2185520.2185521.
- [59] F. E. Zajac. *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control*. 1989.
- [60] Paul Manns y col. «Motion Optimization and Parameter Identification for a Human and Lower Back Exoskeleton Model». *IEEE Robotics and Automation Letters* 2.3 (jul. de 2017), págs. 1564-1570. DOI: 10.1109/LRA.2017.2676355.
- [61] Francisco Mouzo y col. «Skeletal-level control-based forward dynamic analysis of acquired healthy and assisted gait motion». *Multibody System Dynamics* 44.1 (2018), págs. 1-29. DOI: 10.1007/s11044-018-09634-4.
- [62] Rosa Pàmies-Vilà y col. «Parameter identification method for a three-dimensional foot-ground contact model». *Mechanism and Machine Theory* 75 (2014), págs. 107-116. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2014.01.010.
- [63] Peter Brown y John McPhee. «A 3D ellipsoidal volumetric foot-ground contact model for forward dynamics». *Multibody System Dynamics* 42.4 (dic. de 2017), págs. 447-467. DOI: 10.1007/s11044-017-9605-4.
- [64] Fumihiko Asano. «Stability analysis of underactuated compass gait based on linearization of motion». *Multibody System Dynamics* 33.1 (2015), págs. 93-111. ISSN: 1573272X. DOI: 10.1007/s11044-014-9416-9.
- [65] Majid Khadiv, Mahdokht Ezati y S. Ali A. Moosavian. «A Computationally Efficient Inverse Dynamics Solution Based on Virtual Work Principle for Biped Robots». *Iranian Journal of Science and Technology - Transactions of Mechanical Engineering* 43.s1 (2019), págs. 37-52. ISSN: 23641835. DOI: 10.1007/s40997-017-0138-5. URL: <https://doi.org/10.1007/s40997-017-0138-5>.

- [66] Mahdokht Ezati, Borna Ghannadi y John McPhee. «A review of simulation methods for human movement dynamics with emphasis on gait». *Multibody System Dynamics* 47.3 (2019), págs. 265-292. ISSN: 1573272X. DOI: 10.1007/s11044-019-09685-1. URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s11044-019-09685-1>.
- [67] Ilan Eskinazi y Benjamin J. Fregly. «A computational framework for simultaneous estimation of muscle and point contact forces and body motion using optimization and surrogate modeling». *Medical Engineering & Physics* 54 (abr. de 2018), págs. 56-64. DOI: 10.1016/j.medengphy.2018.02.002.
- [68] Markus Eisentraudt y Sigrid Leyendecker. «Epistemic uncertainty in optimal control simulation». *Mechanical Systems and Signal Processing* 121 (abr. de 2019), págs. 876-889. DOI: 10.1016/j.ymsp.2018.12.001.
- [69] Keaton A. Inkol y col. «Muscle torque generators in multibody dynamic simulations of optimal sports performance». *Multibody System Dynamics* 50.4 (2020), págs. 435-452. ISSN: 1573272X. DOI: 10.1007/s11044-020-09747-9. URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s11044-020-09747-9>.
- [70] Christopher L. Dembia y col. «OpenSim Moco: Musculoskeletal optimal control». *PLoS Computational Biology* 16.12 (dic. de 2020). Ed. por Kenneth S. Campbell, e1008493. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1008493.
- [71] Thomas Geijtenbeek, Michiel van de Panne y A. Frank van der Stappen. «Flexible muscle-based locomotion for bipedal creatures». *ACM Transactions on Graphics* 32.6 (nov. de 2013), págs. 1-11. DOI: 10.1145/2508363.2508399.
- [72] Seungmoon Song y Hartmut Geyer. «A neural circuitry that emphasizes spinal feedback generates diverse behaviours of human locomotion». *The Journal of Physiology* 593.16 (jun. de 2015), págs. 3493-3511. DOI: 10.1113/JP270228.
- [73] Nicolas Van der Noot, Auke Jan Ijspeert y Renaud Ronsse. «Bio-inspired controller achieving forward speed modulation with a 3D bipedal walker». *The International Journal of Robotics Research* 37.1 (ene. de 2018), págs. 168-196. DOI: 10.1177/0278364917743320.
- [74] Thomas Geijtenbeek. «SCONE: Open Source Software for Predictive Simulation of Biological Motion». *Journal of Open Source Software* 4.38 (jun. de 2019), pág. 1421. DOI: 10.21105/joss.01421.
- [75] Perttu Hämäläinen y col. «Online motion synthesis using sequential Monte Carlo». *ACM Transactions on Graphics* 33.4 (jul. de 2014), págs. 1-12. DOI: 10.1145/2601097.2601218.
- [76] Seunghwan Lee y col. «Scalable muscle-actuated human simulation and control». *ACM Transactions on Graphics* 38.4 (jul. de 2019), págs. 1-13. DOI: 10.1145/3306346.3322972.
- [77] J. M. Wakeling y col. «Modeling muscle function using experimentally determined subject-specific muscle properties». *Journal of Biomechanics* 117 (2021), pág. 110242. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110242. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110242>.

- [78] Eric J. Perreault, Charles J. Heckman y Thomas G. Sandercock. «Hill muscle model errors during movement are greatest within the physiologically relevant range of motor unit firing rates». *Journal of Biomechanics* 36.2 (2003), págs. 211-218. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(02)00332-9.
- [79] James M. Wakeling y col. «A muscle's force depends on the recruitment patterns of its fibers». *Annals of Biomedical Engineering* 40.8 (2012), págs. 1708-1720. ISSN: 00906964. DOI: 10.1007/s10439-012-0531-6.
- [80] Matthew Millard y col. «Flexing computational muscle: Modeling and simulation of musculotendon dynamics». *Journal of Biomechanical Engineering* 135.2 (2013), págs. 1-11. ISSN: 01480731. DOI: 10.1115/1.4023390.
- [81] Pauline Gerus, Guillaume Rao y Eric Berton. «Subject-Specific Tendon-Aponeurosis Definition in Hill-Type Model Predicts Higher Muscle Forces in Dynamic Tasks». *PLoS ONE* 7.8 (2012). ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0044406.
- [82] Sabrina S.M. Lee y col. «Accuracy of gastrocnemius muscles forces in walking and running goats predicted by one-element and two-element Hill-type models». *Journal of Biomechanics* 46.13 (2015), págs. 2288-2295. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.06.001. Accuracy.
- [83] Taylor J.M. Dick, Andrew A. Biewener y James M. Wakeling. «Comparison of human gastrocnemius forces predicted by Hill-type muscle models and estimated from ultrasound images». *Journal of Experimental Biology* 220.9 (2017), págs. 1643-1653. ISSN: 00220949. DOI: 10.1242/jeb.154807.
- [84] Maurice R. Yeadon y Mark A. King. «Computer simulation modelling in sport». En: *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*. 2018, págs. 176-205. DOI: <https://doi.org/10.4324/9780203095546>.
- [85] Dennis E. Anderson, Michael L. Madigan y Maury A. Nussbaum. «Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb». *Journal of Biomechanics* 40.14 (2007), págs. 3105-3113. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.022.
- [86] Maurice R. Yeadon, Mark A. King y Cassie Wilson. «Modelling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement». *Journal of Biomechanics* 39.3 (2006), págs. 476-482. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.12.012.
- [87] S. E. Forrester y col. «Comparing different approaches for determining joint torque parameters from isovelocity dynamometer measurements». *Journal of Biomechanics* 44.5 (2011), págs. 955-961. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.11.024. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.024>.
- [88] Sasho James MacKenzie y Eric J. Sprigings. «A three-dimensional forward dynamics model of the golf swing». *Sports Engineering* 11.4 (2009), págs. 165-175. ISSN: 13697072. DOI: 10.1007/s12283-009-0020-9.

- [89] Mark A. King y Maurice R. Yeadon. «Maximising somersault rotation in tumbling». *Journal of Biomechanics* 37.4 (2004), págs. 471-477. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2003.09.008.
- [90] S. J. Allen, M. A. King y M. R. Yeadon. «Is a single or double arm technique more advantageous in triple jumping?» *Journal of Biomechanics* 43.16 (2010), págs. 3156-3161. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.030. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.030>.
- [91] Michael J. Hiley, Monique I. Jackson y Maurice R. Yeadon. «Optimal technique for maximal forward rotating vaults in men's gymnastics». *Human Movement Science* 42 (2015), págs. 117-131. ISSN: 18727646. DOI: 10.1016/j.humov.2015.05.006. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2015.05.006>.
- [92] Mark A. King, Pui W. Kong y Maurice R. Yeadon. «Maximising forward somersault rotation in springboard diving». *Journal of Biomechanics* 85 (2019), págs. 157-163. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.033. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.033>.
- [93] Cassie Wilson, Mark A. King y Maurice R. Yeadon. «The effects of initial conditions and takeoff technique on running jumps for height and distance». *Journal of Biomechanics* 44.12 (2011), págs. 2207-2212. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.010. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.06.010>.
- [94] Martin G.C. Lewis, Maurice R. Yeadon y Mark A. King. «Are torque-driven simulation models of human movement limited by an assumption of monoarticularity?» *Applied Sciences (Switzerland)* 11.9 (2021). ISSN: 20763417. DOI: 10.3390/app11093852.
- [95] Mohammad S. Shourijeh y Benjamin J. Fregly. «Muscle synergies modify optimization estimates of joint stiffness during walking». *Journal of Biomechanical Engineering* 142.1 (2020), págs. 1-9. ISSN: 15288951. DOI: 10.1115/1.4044310.
- [96] Nicolas A. Turpin y col. «Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling». *Journal of Sports Sciences* 35.6 (2017), págs. 557-564. ISSN: 1466447X. DOI: 10.1080/02640414.2016.1179777. URL: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1179777>.
- [97] Shazlin Shaharudin y Sunil Agrawal. «Muscle synergies during incremental rowing VO₂max test of collegiate rowers and untrained subjects». *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 56.9 (2016), págs. 980-989. ISSN: 18271928.
- [98] João R. Vaz y col. «Muscle coordination during breaststroke swimming: Comparison between elite swimmers and beginners». *Journal of Sports Sciences* 34.20 (2016), págs. 1941-1948. ISSN: 1466447X. DOI: 10.1080/02640414.2016.1143109. URL: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2016.1143109>.
- [99] Minhee Kim y col. «Specific muscle synergies in national elite female ice hockey players in response to unexpected external perturbation». *Journal of Sports Sciences* 36.3 (2018), págs. 319-325. ISSN: 1466447X. DOI: 10.1080/02640414.2017.1306090. URL: <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1306090>.

- [100] Xiang Chen y col. «Investigation of the intra- and inter-limb muscle coordination of hands-and-knees crawling in human adults by means of muscle synergy analysis». *Entropy* 19.5 (2017). ISSN: 10994300. DOI: 10.3390/e19050229.
- [101] Koji Nishida y col. «Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns». *PLoS ONE* 12.2 (2017), págs. 1-19. ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0171535.
- [102] A. L. Cruz Ruiz y col. «Identifying representative muscle synergies in overhead football throws». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18 (2015), págs. 1918-1919. ISSN: 14768259. DOI: 10.1080/10255842.2015.1070581.
- [103] Julien Frère y François Hug. «Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill». *Frontiers in Computational Neuroscience* 6.DEC (2012), págs. 1-13. ISSN: 16625188. DOI: 10.3389/fncom.2012.00099.
- [104] Katherine M. Steele, Matthew C. Tresch y Eric J. Perreault. «The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses». *Frontiers in Computational Neuroscience* 7.JUL (2013), págs. 1-9. ISSN: 16625188. DOI: 10.3389/fncom.2013.00105.
- [105] Nicolas A. Turpin, Stéphane Uriac y Georges Dalleau. «How to improve the muscle synergy analysis methodology?» *European Journal of Applied Physiology* 121.4 (2021), págs. 1009-1025. ISSN: 14396327. DOI: 10.1007/s00421-021-04604-9. URL: <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04604-9>.
- [106] Luciano Luporini Menegaldo, Agenor De Toledo Fleury y Hans Ingo Weber. «Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model». *Journal of Biomechanics* 37.9 (2004), págs. 1447-1453. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.017.
- [107] Jeffery W. Rankin y Richard R. Neptune. «Musculotendon lengths and moment arms for a three-dimensional upper-extremity model». *Journal of Biomechanics* 45.9 (2012), págs. 1739-1744. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.03.010.
- [108] E. K.J. Chadwick y col. «A Real-time, 3D Musculoskeletal Model for Dynamic Simulation of Arm Movements». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56 (2009), págs. 941-948.
- [109] Guillaume Durandau, Dario Farina y Massimo Sartori. «Robust Real-Time Musculoskeletal Modeling Driven by Electromyograms». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 65.3 (2018), págs. 556-564. ISSN: 15582531. DOI: 10.1109/TBME.2017.2704085.
- [110] Anton Sobinov y col. «Approximating complex musculoskeletal biomechanics using multidimensional autogenerating polynomials». *PLoS Computational Biology* 16.12 December (2020), págs. 1-26. ISSN: 15537358. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1008350. URL: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pcbi.1008350>.

- [111] C.L Vaughan, B.L Davis y J.C O'Connor. *Dynamics of Human Gait*. Ed. por Kiboho Publishers. Second. 1999, págs. 1-137. ISBN: 0620235586.
- [112] H. Wagner y col. «Kinematic analysis of volleyball spike jump». *International Journal of Sports Medicine* 30.10 (2009), págs. 760-765. ISSN: 01724622. DOI: 10.1055/s-0029-1224177.
- [113] Davide Malatesta y col. «Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability». *Journal of Strength and Conditioning Research* 17.3 (2003), págs. 573-579. ISSN: 10648011. DOI: 10.1519/1533-4287(2003)017<0573:EOETAV>2.0.CO;2.
- [114] Artur Struzik, Bogdan Pietraszewski y Jerzy Zawadzki. «Biomechanical analysis of the jump shot in basketball». *Journal of Human Kinetics* 42.1 (2014), págs. 73-79. ISSN: 18997562. DOI: 10.2478/hukin-2014-0062.
- [115] J. L. Cook y col. «Anthropometry, physical performance, and ultrasound patellar tendon abnormality in elite junior basketball players: A cross-sectional study». *British Journal of Sports Medicine* 38.2 (2004), págs. 206-209. ISSN: 03063674. DOI: 10.1136/bjism.2003.004747.
- [116] Kevin R. Ford y col. «Land-Jump Performance in Patients with Juvenile Idiopathic Arthritis (JIA): A Comparison to Matched Controls». *International Journal of Rheumatology* 2009.January (2009), págs. 1-5. ISSN: 1687-9260. DOI: 10.1155/2009/478526.
- [117] Christopher J. Sole y col. «Phase characteristics of the countermovement jump force-time curve: A comparison of athletes by jumping ability». *Journal of Strength and Conditioning Research* 32.4 (2018), págs. 1155-1165. ISSN: 15334295. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001945.
- [118] Karl E. Zelik y Arthur D. Kuo. «Mechanical work as an indirect measure of subjective costs influencing human movement». *PLoS ONE* 7.2 (2012). ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0031143.
- [119] J.A.C. Ambrosio y A. Kecskemethy. «Multibody dynamics of biomechanical models for human motion via optimization». En: *Multibody Dynamics Computational Methods and Applications*. 2007, págs. 245-270.
- [120] Javier Cuadrado y col. «Using Accelerometer Data to Tune the Parameters of an Extended Kalman Filter for Optical Motion Capture: Preliminary Application to Gait Analysis». *Sensors* 21.427 (2021). DOI: 10.3390/s21020427.
- [121] Scott L. Delp y col. «OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54.11 (2007), págs. 1940-1950. ISSN: 00189294. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024.
- [122] Javier Cuadrado y Daniel Dopico. «A Combined Penalty and Semi-Recursive Formulation for Closed-Loops in MBS». En: *Proceedings of the 11th World Congress in Mechanism and Machine Science*. 2004.
- [123] José Francisco Mouzo. «Análisis y simulación mediante dinámica directa de modelos multicuerpo humanos». Tesis doct. Universidade da Coruña, 2018.

- [124] Krishna C. Gupta. «Dynamics and Control». En: *Mechanics and Control of Robots*. 1997, págs. 129-161.
- [125] Michael Damsgaard y col. «Analysis of musculoskeletal systems in the Any-Body Modeling System». *Simulation Modelling Practice and Theory* 14.8 (2006), págs. 1100-1111. ISSN: 1569190X. DOI: 10.1016/j.simpat.2006.09.001.
- [126] M A Dul, Townsend y Health Care-tno. «Muscular Synergism-I: ON CRITERIA FOR LOAD SHARING BETWEEN SYNERGISTIC» (1978).
- [127] Caroline A.M. Doorenbosch y Gerrit Jan van Ingen Schenau. «The role of mono- and bi-articular muscles during contact control leg tasks in man». *Human Movement Science* 14.3 (1995), págs. 279-300. ISSN: 01679457. DOI: 10.1016/0167-9457(95)00020-S.
- [128] Walter Herzog y Paul Binding. «Cocontraction of pairs of antagonistic muscles: analytical solution for planar static nonlinear optimization approaches». *Mathematical Biosciences* 118.1 (1993), págs. 83-95. ISSN: 00255564. DOI: 10.1016/0025-5564(93)90034-8.
- [129] Jorge Nocedal y Stephen J. Wright. *Numerical Optimization, second edition*. Springer, 2006.
- [130] J. A.C. Martins y col. «A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles». *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 151.3-4 (1998), págs. 419-433. ISSN: 00457825. DOI: 10.1016/S0045-7825(97)00162-X.
- [131] Marko Ackermann. «Dynamics and Energetics of Walking with Prostheses». Tesis doct. 2007, pág. 192. ISBN: 9783832267186.
- [132] M. G. Pandy, F. C. Anderson y D. G. Hull. «A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems». *Journal of Biomechanical Engineering* 114.4 (1992), págs. 450-460. ISSN: 15288951. DOI: 10.1115/1.2894094.
- [133] Andrew Fielding Huxley. «Review Lecture : Muscular Contraction». *The Journal of Physiology* 243.1 (1974), págs. 1-43. ISSN: 00223751. URL: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=4449057.
- [134] Geoff Alonzo Power. «Neuromuscular Function Following Lengthening Contractions NEUROMUSCULAR FUNCTION FOLLOWING LENGTHENING CONTRACTIONS (Spine title : Power-loss following muscle damage) (Thesis format : Integrated Article) by Geoffrey Alonzo Power Graduate Program in Ki». May (2014).
- [135] Ye Ou. «An Analysis of Optimization Methods for Identifying Muscle Forces in Human Gait». Tesis doct. Universität Duisburg-Essen, 2012, pág. 149.
- [136] Walter Herzog. «The role of titin in eccentric muscle contraction». *Journal of Experimental Biology* 217.16 (2014), págs. 2825-2833. ISSN: 00220949. DOI: 10.1242/jeb.099127.

- [137] Themis Toumanidou. «Spinal Muscles». En: *Biomechanics of the Spine*. 2018, págs. 141-166.
- [138] Kelc Robi y col. «The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes». *Current Issues in Sports and Exercise Medicine* June 2014 (2013). DOI: 10.5772/54234.
- [139] Diane Haering y col. «Using Torque-Angle and Torque-Velocity Models to Characterize Elbow Mechanical Function: Modeling and Applied Aspects». *Journal of Biomechanical Engineering* 141.8 (2019). ISSN: 15288951. DOI: 10.1115/1.4043447.
- [140] Matthew Millard y col. «A reduced muscle model and planar musculoskeletal model fit for the simulation of whole-body movements». *Journal of Biomechanics* 89 (2019), págs. 11-20. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.04.004.
- [141] Yifeng Jiang y col. «Synthesis of biologically realistic human motion using joint torque actuation». *ACM Transactions on Graphics* 38.4 (2019). ISSN: 15577368. DOI: 10.1145/3306346.3322966. arXiv: 1904.13041.
- [142] Darryl G Thelen. «Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults». *Journal of Biomechanical Engineering* 125.1 (2003), págs. 70-77. ISSN: 01480731. DOI: 10.1115/1.1531112.
- [143] Arthur J. van Soest y col. «The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement». *Journal of Biomechanics* 26.1 (1993), págs. 1-8. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(93)90608-H.
- [144] Anantharaman Gopalakrishnan, Luca Modenese y Andrew T.M. Phillips. «A novel computational framework for deducing muscle synergies from experimental joint moments». *Frontiers in Computational Neuroscience* 8.DEC (2014), págs. 1-15. ISSN: 16625188. DOI: 10.3389/fncom.2014.00153.
- [145] Vincent C.K. Cheung y col. «Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage». *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 109.36 (2012), págs. 14652-14656. ISSN: 10916490. DOI: 10.1073/pnas.1212056109.
- [146] Caitlin L. Banks y col. «Methodological choices in muscle synergy analysis impact differentiation of physiological characteristics following stroke». *Frontiers in Computational Neuroscience* 11.August (2017), págs. 1-12. ISSN: 16625188. DOI: 10.3389/fncom.2017.00078.
- [147] Tom Chau. «A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods». *Gait and Posture* 13.1 (2001), págs. 49-66. ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/S0966-6362(00)00094-1.
- [148] Matthew C. Tresch, Vincent C.K. Cheung y Andrea D'Avella. «Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: Evaluation on simulated and experimental data sets». *Journal of Neurophysiology* 95.4 (2006), págs. 2199-2212. ISSN: 00223077. DOI: 10.1152/jn.00222.2005.

-
- [149] Kenneth S. Olree y Christopher L. Vaughan. «Fundamental patterns of bilateral muscle activity in human locomotion». *Biological Cybernetics* 73.5 (1995), págs. 409-414. ISSN: 03401200. DOI: 10.1007/BF00201475.
- [150] Brian L. Davis y Christopher L. Vaughan. «Phasic behavior of EMG signals during gait: Use of multivariate statistics». *Journal of Electromyography and Kinesiology* 3.1 (1993), págs. 51-60. ISSN: 10506411. DOI: 10.1016/1050-6411(93)90023-P.
- [151] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele y F. Lacquaniti. «Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion». *Journal of Physiology* 556.1 (2004), págs. 267-282. ISSN: 00223751. DOI: 10.1113/jphysiol.2003.057174.
- [152] Chuanxin M. Niu y col. «Synergy-Based FES for Post-Stroke Rehabilitation of Upper-Limb Motor Functions». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 27.2 (2019), págs. 256-264. ISSN: 15344320. DOI: 10.1109/TNSRE.2019.2891004.
- [153] Simona Ferrante y col. «A personalized multi-channel FES controller based on muscle synergies to support gait rehabilitation after stroke». *Frontiers in Neuroscience* 10.SEP (2016). ISSN: 1662453X. DOI: 10.3389/fnins.2016.00425.
- [154] Andrew J. Meyer y col. «Muscle synergies facilitate computational prediction of subject-specific walking motions». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 4.OCT (2016). ISSN: 22964185. DOI: 10.3389/fbioe.2016.00077.
- [155] Andreas Scholz y col. «Improved muscle wrapping algorithms using explicit path-error Jacobians». *Mechanisms and Machine Science* 15.May 2015 (2014), págs. 395-403. ISSN: 22110992. DOI: 10.1007/978-94-007-7214-4_44.
- [156] «Regulating speed and generating large speed transitions in a neuromuscular human walking model». *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation* (2012), págs. 511-516. ISSN: 10504729. DOI: 10.1109/ICRA.2012.6225307.

Anexos

Anexo A

Trabajos derivados de la realización de esta tesis

Esta tesis ha sido financiada por la Xunta de Galicia a través de una ayuda para la consolidación y estructuración de unidades de investigación competitivas en las universidades del Sistema universitario de Galicia (SUG) (ED431C2019/29) y por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades a través de una ayuda de proyectos de investigación propuestos para financiación con fondos FEDER (DECA) (PGC2018-095145-B-I00).

De esta tesis se ha derivado un artículo pendiente de publicación en una revista internacional:

Artículos de revista

Lamas M., Mouzo F., Michaud F., Lugrís U., Cuadrado J. Comparison of several muscle modeling alternatives for computationally intensive algorithms in human motion simulation. *Multibody System Dynamics*, (pendiente de revisión).

Anexo B

Parámetros musculares

Los parámetros musculares empleados en esta tesis fueron adaptados de [121] y ajustados mediante el método explicado en el Capítulo 2.

Tabla B.1: Parámetros musculares de los músculos que constituyen el modelo completo (86 músculos) del sujeto empleado para la marcha. Para cada músculo, se muestra la fuerza isométrica máxima (F_0^M), la longitud óptima de la fibra muscular (l_0^M), la longitud del tendón relajado (l_S^T), la distancia entre la aponeurosis del origen del músculo y la inserción del músculo (h), y la velocidad de contracción máxima (v_{max}).

Músculos	F_0^M	l_0^M	l_S^T	h	v_{max}
D. Glúteo Medio Anterior	546	0.0366	0.0605	0.0051	0.3664
D. Glúteo Medio Intermedio	382	0.0693	0.0420	0.0000	0.6931
D. Glúteo Medio Posterior	435	0.0602	0.0455	0.0196	0.6021
D. Glúteo Mínimo Anterior	180	0.0565	0.0140	0.0098	0.5645
D. Glúteo Mínimo Intermedio	190	0.0487	0.0232	0.0000	0.4869
D. Glúteo Mínimo Posterior	215	0.0585	0.0237	0.0210	0.5848
D. Glúteo Máximo Anterior (superior)	382	0.0794	0.1035	0.0069	0.7944
D. Glúteo Máximo Intermedio	546	0.0942	0.1154	0	0.9419
D. Glúteo Máximo Posterior (inferior)	368	0.1116	0.1368	0.0097	1.1157
D. Aductor Largo	418	0.1195	0.1224	0.0125	1.1946
D. Aductor Corto	286	0.1276	0.0221	0.0000	1.2757
D. Aductor Mayor Superior	346	0.0664	0.0701	0.0058	0.6645
D. Aductor Mayor Intermedio	312	0.0716	0.1579	0.0037	0.7157
D. Aductor Mayor Inferior	444	0.0808	0.3059	0.0070	0.8083
D. Tensor de la Fascia Lata	155	0.1097	0.4311	0.0057	1.0967
D. Pectíneo	177	0.1095	0.0011	0.0000	1.0953
D. Ilíaco	429	0.0951	0.0729	0.0116	0.9506
D. Iliopsoas	371	0.1032	0.1013	0.0144	2.0632
D. Cuadrado femoral	254	0.0496	0.0227	0.0000	0.4961

Continuación en la página siguiente

Tabla B.1: Continuación de la pagina anterior.

Músculos	F_0^M	l_0^M	l_S^T	h	v_{max}
D. Gemelo	109	0.0280	0.0365	0.0000	0.2804
D. Piriforme	296	0.0218	0.1006	0.0038	0.2184
D. Semitendinoso	328	0.2268	0.2881	0.0198	2.2678
D. Semimembranoso	1030	0.0681	0.4020	0.0176	5.4499
D. Bíceps Femoral Cabeza Larga	717	0.0915	0.3795	0.0000	4.5765
D. Bíceps Femoral Cabeza Corta	402	0.1431	0.1061	0.0559	5.7245
D. Sartorio	104	0.5315	0.0406	0.0000	10.6310
D. Grácil	108	0.3314	0.1544	0.0173	3.3137
D. Recto Femoral	779	0.1150	0.3704	0.0100	2.3002
D. Vasto Medial	1294	0.1146	0.1378	0.0100	1.1457
D. Vasto Intermedio	1365	0.1117	0.1498	0.0058	1.1172
D. Vasto Lateral	1871	0.1038	0.1715	0.0090	1.0375
D. Gastrocnemio Medial	3339	0.0582	0.3892	0.0170	0.5824
D. Gastrocnemio Lateral	3339	0.0732	0.3665	0.0102	0.7317
D. Sóleo	12702	0.0470	0.2582	0.0199	0.4701
D. Tibial Posterior	4548	0.0465	0.3007	0.0097	0.4652
D. Tibial Anterior	1809	0.0971	0.2201	0.0085	0.9709
D. Flexor Largo de los dedos	930	0.0465	0.3930	0.0057	1.3941
D. Flexor Largo del dedo gordo	966	0.0573	0.3685	0.0099	0.5725
D. Extensor Largo de los dedos	1023	0.1073	0.3329	0.0149	8.5823
D. Extensor Largo del dedo gordo	324	0.1193	0.2935	0.0125	4.7736
D. Peroneo Corto	1044	0.0651	0.1615	0.0057	1.3024
D. Peroneo Largo	2262	0.0690	0.3450	0.0084	10.3532
D. Peroneo Anterior	270	0.1050	0.1043	0.0236	1.0497
I. Glúteo Medio Anterior	546	0.0373	0.0600	0.0052	0.3732
I. Glúteo Medio Intermedio	382	0.0662	0.0417	0.0000	0.6616
I. Glúteo Medio Posterior	435	0.0551	0.0452	0.0179	0.5510
I. Glúteo Mínimo Anterior	180	0.0576	0.0138	0.0100	0.5755
I. Glúteo Mínimo Intermedio	190	0.0491	0.0230	0.0000	0.4913
I. Glúteo Mínimo Posterior	215	0.0571	0.0235	0.0205	0.5707
I. Glúteo Máximo Anterior (superior)	382	0.0719	0.1026	0.0063	0.7186
I. Glúteo Máximo Intermedi	546	0.0866	0.1142	0.0000	0.8655
I. Glúteo Máximo Posterior (inferior)	368	0.1070	0.1355	0.0093	1.0698
I. Aductor Largo	418	0.1169	0.1207	0.0122	1.1695
I. Aductor Corto	286	0.1242	0.0218	0.0000	1.2425
I. Aductor Mayor Superior	346	0.0635	0.0692	0.0055	0.6347
I. Aductor Mayor Intermedio	312	0.0734	0.1554	0.0038	0.7343
I. Aductor Mayor Inferior	444	0.0820	0.3011	0.0071	0.8200
I. Tensor de la Fascia Lata	155	0.1120	0.4265	0.0059	1.1204
I. Pectíneo	177	0.1078	0.0011	0.0000	1.0780
I. Ilíaco	429	0.0958	0.0724	0.0117	0.9579
I. Iliopsoas	371	0.1039	0.1007	0.0145	2.0779

Continuación en la página siguiente

Tabla B.1: Continuación de la pagina anterior.

Músculos	F_0^M	l_0^M	l_S^T	h	v_{max}
I. Cuadrado femoral	254	0.0456	0.0225	0.0000	0.4560
I. Gemelo	109	0.0255	0.0361	0.0000	0.2551
I. Piriforme	296	0.0190	0.1001	0.0033	0.1896
I. Semitendinoso	328	0.2240	0.2859	0.0195	2.2395
I. Semimembranoso	1030	0.0657	0.3975	0.0170	5.2560
I. Bíceps Femoral Cabeza Larga	717	0.0922	0.3755	0.0000	4.6101
I. Bíceps Femoral Cabeza Corta	402	0.1432	0.1052	0.0560	5.7295
I. Sartorio	104	0.5288	0.0403	0.0000	10.5752
I. Grácil	108	0.3285	0.1531	0.0172	3.2847
I. Recto Femoral	779	0.1120	0.3648	0.0098	2.2404
I. Vasto Medial	1294	0.1118	0.1357	0.0097	1.1176
I. Vasto Intermedio	1365	0.1089	0.1473	0.0057	1.0889
I. Vasto Lateral	1871	0.1013	0.1689	0.0088	1.0132
I. Gastrocnemio Medial	3339	0.0605	0.3948	0.0177	0.6053
I. Gastrocnemio Lateral	3339	0.0770	0.3720	0.0107	0.7698
I. Sóleo	12702	0.0468	0.2610	0.0198	0.4683
I. Tibial Posterior	4548	0.0529	0.3033	0.0110	0.5290
I. Tibial Anterior	1809	0.1024	0.2209	0.0089	1.0244
I. Flexor Largo de los dedos	930	0.0521	0.3964	0.0063	1.5626
I. Flexor Largo del dedo gordo	966	0.0608	0.3739	0.0106	0.6083
I. Extensor Largo de los dedos	1023	0.1143	0.3375	0.0159	9.1431
I. Extensor Largo del dedo gordo	324	0.1213	0.2980	0.0127	4.8534
I. Peroneo Corto	1044	0.0595	0.1611	0.0052	1.1904
I. Peroneo Largo	2262	0.0627	0.3450	0.0076	9.4055
I. Peroneo Anterior	270	0.1012	0.1028	0.0228	1.0117

Tabla B.2: Parámetros musculares de los músculos que constituyen el modelo completo (86 músculos) del sujeto empleado para el salto vertical. Para cada músculo se muestra la fuerza isométrica máxima (F_0^M), la longitud óptima de la fibra muscular (l_0^M), la longitud del tendón relajado (l_S^T), la distancia entre la aponeurosis del origen del músculo y la inserción del músculo (h), y la la velocidad de contracción máxima (v_{max}).

Músculos	F_0^M	l_0^M	l_S^T	h	v_{max}
D. Glúteo Medio Anterior	819	0.0356	0.0607	0.0050	0.3560
D. Glúteo Medio Intermedio	573	0.0673	0.0421	0.0000	0.6730
D. Glúteo Medio Posterior	652.5	0.0587	0.0462	0.0191	0.5871
D. Glúteo Mínimo Anterior	270	0.0513	0.0128	0.0089	0.5128
D. Glúteo Mínimo Intermedio	285	0.0423	0.0209	0.0000	0.4234
D. Glúteo Mínimo Posterior	322.5	0.0521	0.0219	0.0187	0.5215
D. Glúteo Máximo Anterior (superior)	573	0.0814	0.1021	0.0071	0.8141
D. Glúteo Máximo Intermedio	819	0.1001	0.1119	0.0000	1.0008

Continuación en la página siguiente

Tabla B.2: Continuación de la pagina anterior.

Músculos	F_0^M	l_0^M	l_s^T	h	v_{max}
D. Glúteo Máximo Posterior (inferior)	552	0.1300	0.1358	0.0113	1.2997
D. Aductor Largo	627	0.1082	0.1093	0.0113	1.0818
D. Aductor Corto	429	0.1281	0.0211	0.0000	0.6406
D. Aductor Mayor Superior	519	0.0726	0.0657	0.0063	0.7263
D. Aductor Mayor Intermedio	468	0.0839	0.1344	0.0044	0.8390
D. Aductor Mayor Inferior	666	0.0889	0.2564	0.0077	0.8891
D. Tensor de la Fascia Lata	232.5	0.0798	0.3804	0.0042	0.7977
D. Pectíneo	265.5	0.1026	0.0010	0.0000	1.0258
D. Ilíaco	643.5	0.0866	0.0743	0.0106	0.8660
D. Iliopsoas	556.5	0.0987	0.1072	0.0137	0.8881
D. Cuadrado femoral	381	0.0551	0.0235	0.0000	0.1378
D. Gemelo	163.5	0.0296	0.0365	0.0000	1.1826
D. Piriforme	444	0.0205	0.1112	0.0036	5.1251
D. Semitendinoso	492	0.1965	0.2446	0.0171	3.9291
D. Semimembranoso	1545	0.0600	0.3405	0.0155	5.9984
D. Bíceps Femoral Cabeza Larga	1075.5	0.0906	0.3225	0.0000	0.9061
D. Bíceps Femoral Cabeza Corta	402	0.1299	0.0917	0.0508	5.1978
D. Sartorio	156	0.4545	0.0359	0.0000	5.4538
D. Grácil	162	0.3019	0.1319	0.0158	3.0191
D. Recto Femoral	1168.5	0.0747	0.3219	0.0065	4.4806
D. Vasto Medial	1294	0.0950	0.1188	0.0083	0.9497
D. Vasto Intermedio	1365	0.0980	0.1291	0.0051	0.9800
D. Vasto Lateral	1871	0.0971	0.1478	0.0085	1.9423
D. Gastrocnemio Medial	3895.5	0.0507	0.3363	0.0148	2.0285
D. Gastrocnemio Lateral	3895.5	0.0628	0.3195	0.0087	3.7671
D. Sóleo	14819	0.0628	0.2076	0.0191	0.6278
D. Tibial Posterior	5306	0.0449	0.2686	0.0093	5.3939
D. Tibial Anterior	2110.5	0.1005	0.1974	0.0088	2.0106
D. Flexor Largo de los dedos	1085	0.0482	0.3705	0.0059	0.4818
D. Flexor Largo del dedo gordo	1127	0.0549	0.3435	0.0095	0.5488
D. Extensor Largo de los dedos	1193.5	0.1148	0.3037	0.0160	6.8867
D. Extensor Largo del dedo gordo	378	0.1168	0.2660	0.0122	1.1682
D. Peroneo Corto	1218	0.0557	0.1457	0.0049	4.4544
D. Peroneo Largo	2639	0.0599	0.3169	0.0073	5.3887
D. Peroneo Anterior	315	0.1018	0.0936	0.0229	4.0723
I. Glúteo Medio Anterior	819	0.0237	0.0610	0.0033	0.2374
I. Glúteo Medio Intermedio	573	0.0582	0.0424	0.0000	0.5820
I. Glúteo Medio Posterior	652.5	0.0535	0.0466	0.0174	0.5351
I. Glúteo Mínimo Anterior	270	0.0426	0.0130	0.0074	0.4260
I. Glúteo Mínimo Intermedio	285	0.0342	0.0212	0.0000	0.3416
I. Glúteo Mínimo Posterior	322.5	0.0459	0.0222	0.0165	0.4592
I. Glúteo Máximo Anterior (superior)	573	0.0754	0.1030	0.0066	0.7538

Continuación en la página siguiente

Tabla B.2: Continuación de la pagina anterior.

Músculos	F_0^M	l_0^M	l_S^T	h	v_{max}
I. Glúteo Máximo Intermedi	819	0.0973	0.1130	0.0000	0.9728
I. Glúteo Máximo Posterior (inferior)	552	0.1372	0.1371	0.0120	1.3719
I. Aductor Largo	627	0.1113	0.1111	0.0116	1.1132
I. Aductor Corto	429	0.1341	0.0214	0.0000	0.6705
I. Aductor Mayor Superior	519	0.0853	0.0666	0.0074	0.8533
I. Aductor Mayor Intermedio	468	0.0955	0.1372	0.0050	0.9552
I. Aductor Mayor Inferior	666	0.1004	0.2618	0.0088	1.0043
I. Tensor de la Fascia Lata	232.5	0.0791	0.3857	0.0041	0.7913
I. Pectíneo	265.5	0.1059	0.0010	0.0000	1.0588
I. Iliaco	643.5	0.0896	0.0748	0.0109	0.8959
I. Iliopsoas	556.5	0.1016	0.1077	0.0141	0.9147
I. Cuadrado femoral	381	0.0657	0.0237	0.0000	0.1643
I. Gemelo	163.5	0.0340	0.0368	0.0000	1.3595
I. Piriforme	444	0.0200	0.1117	0.0035	4.9963
I. Semitendinoso	492	0.2017	0.2473	0.0176	4.0335
I. Semimembranoso	1545	0.0623	0.3458	0.0161	6.2338
I. Bíceps Femoral Cabeza Larga	1075.5	0.0894	0.3271	0.0000	0.8937
I. Bíceps Femoral Cabeza Corta	402	0.1324	0.0928	0.0517	5.2977
I. Sartorio	156	0.4643	0.0363	0.0000	5.5712
I. Grácil	162	0.3080	0.1335	0.0161	3.0798
I. Recto Femoral	1168.5	0.0742	0.3282	0.0065	4.4547
I. Vasto Medial	1294	0.0957	0.1213	0.0083	0.9574
I. Vasto Intermedio	1365	0.0977	0.1319	0.0051	0.9775
I. Vasto Lateral	1871	0.0954	0.1508	0.0083	1.9087
I. Gastrocnemio Medial	3895.5	0.0491	0.3275	0.0144	1.9655
I. Gastrocnemio Lateral	3895.5	0.0636	0.3111	0.0089	3.8161
I. Sóleo	14819	0.0627	0.2019	0.0221	0.6268
I. Tibial Posterior	5306	0.0409	0.2624	0.0085	4.9041
I. Tibial Anterior	2110.5	0.1033	0.1929	0.0090	2.0654
I. Flexor Largo de los dedos	1085	0.0466	0.3626	0.0057	0.4657
I. Flexor Largo del dedo gordo	1127	0.0538	0.3416	0.0093	0.5379
I. Extensor Largo de los dedos	1193.5	0.1152	0.2985	0.0160	6.9124
I. Extensor Largo del dedo gordo	378	0.1198	0.2649	0.0125	1.1985
I. Peroneo Corto	1218	0.0572	0.1416	0.0050	4.5789
I. Peroneo Largo	2639	0.0611	0.3080	0.0075	5.5032
I. Peroneo Anterior	315	0.1006	0.0908	0.0226	4.0235