



PROYECTO FINAL
INGENIERÍA MECÁNICA

MODELADO
COMPUTACIONAL DE
LOCOMOCIÓN BIPEDA Y
CUADRUPEDA

Aplicaciones para robótica y
locomoción animal



Autor: Nicolás Emiliano Cuello

Director: Dr. Adrián P. Cisilino.

Co - directora: Dra. Andrea Elissamburu.



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

Tabla de contenido

Tabla de contenido	2
Tabla de figuras.....	6
1. Introducción	11
1.1 Introducción del proyecto	11
1.2 Motivación y objetivos del proyecto.....	14
1.3 Contenido del proyecto	15
1.4 Organización del proyecto	15
2. Músculos	17
2.1 Introducción	17
2.2 Fisiología articular y muscular en sistemas biológicos.....	17
2.2.1 Fisiología de las articulaciones.....	17
2.2.2 Músculos.....	19
2.2.3 Coordinación muscular.....	19
2.3 El modelo muscular de Minetti y Alexander	20
2.4 Acción combinada de músculos agonista y antagonista	23
2.5 Conclusiones.....	25
3. Algoritmo genético	26
3.1 Introducción	26
3.2 Algoritmos convencionales de optimización	26
3.3 Algoritmos Genéticos	27
3.3.1 Analogía con la naturaleza	29
3.3.2 Diagrama de flujo	30
3.3.3 Aleatoriedad.....	34
3.3.4 Criterio de utilidad.....	34

3.3.5	Límites en el espacio de búsqueda	35
3.3.6	Existencia de la solución	35
3.4	Ejemplo de aplicación de Algoritmos Genéticos.....	36
3.4.1	Mecanismo de Hart.....	36
3.4.2	Global Optimization Toolbox.....	37
3.4.3	Función de costo.....	37
3.4.4	Configuración del Algoritmo Genético	38
3.4.5	Resultados de la optimización	38
3.5	Conclusiones	41
4.	Simulación con GaitSym	42
4.1	Introducción	42
4.2	Modelado en GaitSym	43
4.2.1	Cuerpos sólidos	43
4.2.2	Articulaciones.....	44
4.2.3	Contactos con el suelo.....	44
4.2.4	Modos de accionamiento.....	44
4.3	Ejemplo de aplicación en GaitSym.....	46
4.3.1	Confección del modelo.....	47
4.4	Limitaciones de GaitSym.....	57
4.5	Conclusiones.....	60
5.	Simulación de locomoción bípeda	61
5.1	Introducción	61
5.2	Modelo de locomoción bípeda.....	62
5.2.1	Locomoción.....	62
5.2.2	Diagrama de bloques para la construcción del modelo	64

5.2.3	Función de costo.....	67
5.3	Optimización con Algoritmos Genéticos.....	67
5.4	Resultados.....	69
5.5	Conclusiones.....	75
6.	Simulación de locomoción bípeda accionada por músculos	77
6.1	Introducción	77
6.2	Especialización del modelo de Minetti y Alexander	77
6.3	Configuración del diagrama de bloques integrado con el modelo de músculo	86
6.4	Optimización con Algoritmos Genéticos.....	88
6.5	Resultados.....	88
6.6	Conclusiones.....	94
7.	Simulación de locomoción cuadrúpeda accionada por músculos	96
7.1	Introducción	96
7.2	Modelo de locomoción cuadrúpeda.....	97
7.3	Locomoción cuadrúpeda con actuadores	100
7.3.1	Resultados obtenidos	100
7.4	Locomoción cuadrúpeda con músculos.....	106
7.4.1	Determinación de los parámetros del modelo muscular	106
7.4.2	Resultados obtenidos	114
7.5	Conclusiones.....	121
8.	Conclusiones y trabajos futuros	123
	Conclusiones	123
	Trabajos futuros	125
	Apéndice A	126
A1.	Introducción	126

A2.	Descripción de softwares a utilizar	127
A3.	Métodos utilizados	127
A3.1	Escaneo Laser	127
A3.2	Fotogrametría	129
A4.	Análisis comparativo	130
A5.	Conclusión	131
9.	Apéndice B	132
10.	Apéndice C	133
11.	Apéndice D	137
12.	Apéndice E	139

Tabla de figuras

Figura 1.1. Modelo de robot con ruedas.	12
Figura 1.2. Robot desarrollado por estudiantes suizos "Space Bok".	12
Figura 1.3. Diseño de robot cuadrúpedo desarrollado por la empresa Boston Dynamics.	13
Figura 1.4. Modelo computacional del animal extinto Triceratops.	13
Figura 1.5. Exoesqueleto desarrollado por la empresa ABI Research.	14
Figura 2.1. Esfuerzos musculares involucrados en la flexión de la pierna.	20
Figura 2.2. Esfuerzos musculares involucrados en la extensión de la pierna.	20
Figura 2.3. Contracción isométrica del músculo.	22
Figura 2.4. Contracción del músculo con velocidad angular ω	22
Figura 2.5. Curva de torque en función de la velocidad angular.	22
Figura 2.6. Gráfico de las funciones de torque involucradas en una articulación.	24
Figura 3.1. Función a optimizar con gran variedad de mínimos relativos: gráfico en 3D y curvas de nivel.	27
Figura 3.2. Evaluación de la primera población de soluciones. Cada punto corresponde a un individuo de la población.	28
Figura 3.3. Esquema representativo de la generación de una nueva población.	29
Figura 3.4. Cromosoma con la información de un individuo solución del problema.	29
Figura 3.5. Diagrama de flujo de trabajo de los Algoritmos Genéticos.	30
Figura 3.6. Métodos de creación de descendencia.	32
Figura 3.7. Método: "Crossover Children".	32
Figura 3.8. Método: "Mutation Children".	33
Figura 3.9. Adaptación de las generaciones.	34
Figura 3.10. Ejemplo de selección de espacio de búsqueda.	35
Figura 3.11. Mecanismo de línea recta de Hart.	36
Figura 3.12. Resultado de la optimización hecha con AG para el mecanismo de Hart.	39
Figura 3.13. Trayectoria del punto B resultante de la optimización por Algoritmos Genéticos... ..	40
Figura 3.14. Mecanismo de Hart en Working Model.	41

Figura 4.1. Modelo de chimpancé construido en GaitSym.	43
Figura 4.2. Documento de texto base para la construcción de un modelo en GaitSym.	46
Figura 4.3. Modelo de prueba real a desarrollar en GaitSym.	47
Figura 4.4. Sólidos a utilizar para la construcción del modelo.	48
Figura 4.5. Representación computacional del modelo de prueba en GaitSym.	48
Figura 4.6. Resultados de distancia recorrida y velocidad de avance en simulación accionada por motor.	49
Figura 4.7. Velocidad angular del eje.	50
Figura 4.8. Torque ejercido por el motor.	50
Figura 4.9. Modelo accionado por músculos. Disposición de los músculos que accionan el eje.	52
Figura 4.10. Secuencia de activación de los músculos, junto con valores de α en función del tiempo.	53
Figura 4.11. Resultados de distancia recorrida y velocidad de avance en simulación accionada por músculos.	54
Figura 4.12. Resultados de tensión en los músculos que accionan el eje.	55
Figura 4.13. Resultados de velocidades de contracción en los músculos que accionan el eje.	55
Figura 4.14. Velocidad angular del eje accionado con músculos.	56
Figura 4.15. Velocidades de avance con ambos accionamientos.	56
Figura 4.16. Velocidades angulares en el eje con ambos modos de accionamiento.	57
Figura 4.17. Diagrama de flujo de información para realizar una optimización en GaitSym.	59
Figura 5.1. Modelo de locomoción bípeda en Simulink.	62
Figura 5.2. Input y Output de las articulaciones utilizadas en el modelo.	63
Figura 5.3. Funciones de posiciones angulares asociadas a cada articulación.	63
Figura 5.4. Diagrama de bloques general del modelo.	64
Figura 5.5. Diagrama de bloques para el modelo bípedo.	65
Figura 5.6. Diagrama de bloques para cada pierna con detalle del bloque para la articulación del tobillo y de los contactos en el sólido correspondiente al pie.	66
Figura 5.7. Rutina de optimización para el modelo bípedo.	68

Figura 5.8. Resultados de la optimización con algoritmos genéticos	70
Figura 5.9. Simulación resultante de la optimización con AG.	70
Figura 5.10. Posiciones angulares interpoladas que resultan en la locomoción bípeda.	71
Figura 5.11. Velocidad angular de las articulaciones.	72
Figura 5.12. Torques resultantes en las articulaciones.	72
Figura 5.13. Distancia recorrida y velocidad de avance promedio.	73
Figura 5.14. Fuerzas normales de pisadas.	73
Figura 5.15. Gráfico esquemático de las fuerzas de reacción de una pisada en función del tiempo.	74
Figura 5.16. Modelo de contacto para replicar la fuerza de la pisada en una locomoción.	74
Figura 6.1. Resultados de torque en función de la velocidad angular y ecuación del modelo muscular de Minetti y Alexander para el tobillo.	79
Figura 6.2. Resultados de torque en función de la velocidad angular y ecuación del modelo muscular de Minetti y Alexander para la rodilla.	80
Figura 6.3. Resultados de torque en función de la velocidad angular y ecuación del modelo muscular de Minetti y Alexander para la cadera.	81
Figura 6.4. Valores de Alpha para cada articulación.	83
Figura 6.5. Curvas de torque para el tobillo.....	84
Figura 6.6. Curvas de torque para la rodilla.....	85
Figura 6.7. Curvas de torque para la cadera.....	86
Figura 6.8. Diagrama de flujo de las patas integrado con el modelo muscular.	87
Figura 6.9. Resultados de la evaluación de la función de costo.	88
Figura 6.10. Simulación resultante de la optimización con AG.	89
Figura 6.11. Curvas de posición angular en función del tiempo.	89
Figura 6.12. Curvas de velocidad angular en función del tiempo.	90
Figura 6.13. Curvas de torque resultantes.....	90
Figura 6.14. Distancia recorrida y velocidad de avance promedio.	91
Figura 6.15. Reacción en el piso en función del tiempo.	92

Figura 6.16. Gráfico comparativo con el uso de motor y músculos en el tobillo.	93
Figura 6.17. Gráfico comparativo con el uso de motor y músculos en la rodilla.	93
Figura 6.18. Gráfico comparativo con el uso de motor y músculos en la cadera.	94
Figura 7.1. Modelo cuadrúpedo construido en Simulink.....	97
Figura 7.2. Desfasajes presentes en las patas.....	98
Figura 7.3. Diagrama de bloques del modelo cuadrúpedo caminando.	99
Figura 7.4. Resultados de la evaluación de la función de costo.	100
Figura 7.5. Simulación de modelo cuadrúpedo.	101
Figura 7.6. Gráfico de posiciones angulares en función del tiempo.	102
Figura 7.7. Gráfico de velocidades angulares en función del tiempo.....	102
Figura 7.8. Torques resultantes de la locomoción.	103
Figura 7.9. Distancia recorrida y velocidad promedio.....	103
Figura 7.10. Fuerzas de pisadas de las patas delanteras.	104
Figura 7.11. Fuerzas de pisadas de las patas traseras.	104
Figura 7.12. Resultados obtenidos por Corbee, Maas, Doornenbal y Hazewinkel de fuerzas de pisada para gatos en patas delanteras para una velocidad de avance promedio de 0.7 m/s.....	105
Figura 7.13. Resultados obtenidos por Corbee, Maas, Doornenbal y Hazewinkel de fuerzas de pisada para gatos en para patas traseras para una velocidad de avance promedio de 0.7 m/s. ...	106
Figura 7.14. Torque en función de la velocidad angular resultante de la optimización junto con aproximación hecha con mínimos cuadrados para la articulación 1.....	108
Figura 7.15. Torque en función de la velocidad angular resultante de la optimización junto con aproximación hecha con mínimos cuadrados para la articulación 2.....	109
Figura 7.16. Torque en función de la velocidad angular resultante de la optimización junto con aproximación hecha con mínimos cuadrados para la articulación 3.....	110
Figura 7.17. Curvas de alpha en función de la velocidad angular.	111
Figura 7.18. Curvas de torque para la articulación 1.	112
Figura 7.19. Curvas de torque para la articulación 2.	113
Figura 7.20. Curva de torque para la articulación 3.....	114

Figura 7.21. Resultados de la evaluación de la función de costo.	115
Figura 7.22. Simulación resultante de la optimización con AG.	115
Figura 7.23. Gráfico de posiciones angulares en función del tiempo.	116
Figura 7.24. Gráfico de velocidades angulares en función del tiempo.	117
Figura 7.25. Curvas de torque resultantes.	117
Figura 7.26. Distancia recorrida y velocidad promedio.	118
Figura 7.27. Reacción en el piso en función del tiempo para las patas delanteras.	118
Figura 7.28. Reacción en el piso en función del tiempo para las patas traseras.	119
Figura 7.29. Gráfico comparativo de posiciones angulares con el uso de actuador y músculos en la articulación 1.	120
Figura 7.30. Gráfico comparativo de posiciones angulares con el uso de actuador y músculos en la articulación 2.	120
Figura 7.31. Gráfico comparativo de posiciones angulares con el uso de actuador y músculos en la articulación 3.	121

Capítulo 1

Introducción

1.1 Introducción del proyecto

La locomoción es un concepto que implica la capacidad de traslado de un lugar a otro. Es una habilidad propia de los seres vivos que también puede utilizarse para referirse a la locomoción de robots. Un robot móvil, requiere de un mecanismo específicamente diseñado para lograr el traslado antes mencionado, y para ello existen varias configuraciones posibles entre las que se encuentran por ejemplo la locomoción con ruedas y con patas ya sean 2, 4, 6 o más.

Los robots con ruedas, por ejemplo el mostrado en la Figura 1.1, son los más populares por razones prácticas. Son sencillos y fáciles de construir, no tienen problemas de estabilidad si el modelo tiene al menos 3 ruedas y son relativamente de bajo consumo. La principal desventaja de las ruedas es su empleo en un terreno irregular. Normalmente, un robot con ruedas podrá sobrepasar un obstáculo que tenga una altura no superior al radio las mismas, una solución a este problema consistiría en el uso de ruedas más grandes, sin embargo, esto puede ser poco práctico.



Figura 1.1. Modelo de robot con ruedas.

La segunda alternativa mencionada consiste en la locomoción mediante patas, inspirada en los sistemas biológicos. Gracias a los avances en robótica, simulación computacional y en sistemas de control, la posibilidad de reemplazar ruedas por patas se convirtió en una opción más ventajosa para ciertos usos. Estos nuevos diseños son capaces de desplazarse por terrenos no estructurados donde el uso de ruedas presenta dificultades.

La locomoción con patas, sin embargo, presenta una mayor dificultad ya que requiere del movimiento coordinado de mecanismos formados por barras, articulaciones y actuadores que deben asegurar en todo momento la estabilidad del robot.

Un ejemplo de este diseño alternativo fue desarrollado por estudiantes suizos pertenecientes al ETH (Eidgenössische Technische Hochschule, Swiss Federal Institute of Technology) y el ZHAW de Zúrich (University of Applied Sciences in Switzerland), Figura 1.2. El robot construido se denomina “Space bok” y su objetivo es el de realizar futuras misiones a la Luna o Marte.



Figura 1.2. Robot desarrollado por estudiantes suizos "Space Bok".

Otro ejemplo de esta tecnología lo constituye el modelo de la Figura 1.3 desarrollado por la empresa norteamericana Boston Dynamics, construido con el fin de cargar equipamiento para misiones de rescate u operaciones militares. <https://www.bostondynamics.com>.

Ambos ejemplos están contruidos para desplazarse por terrenos desnivelados.



Figura 1.3. Diseño de robot cuadrúpedo desarrollado por la empresa Boston Dynamics.

Para el diseño de este tipo de robots con patas, son requeridas ciertas herramientas computacionales que a su vez pueden ser aprovechadas en otras aplicaciones. Sirven también para el estudio de la locomoción, tanto de seres vivos como extintos. En la Figura 1.4, por ejemplo, se muestra el modelo computacional de un Triceratops construido con este último fin.

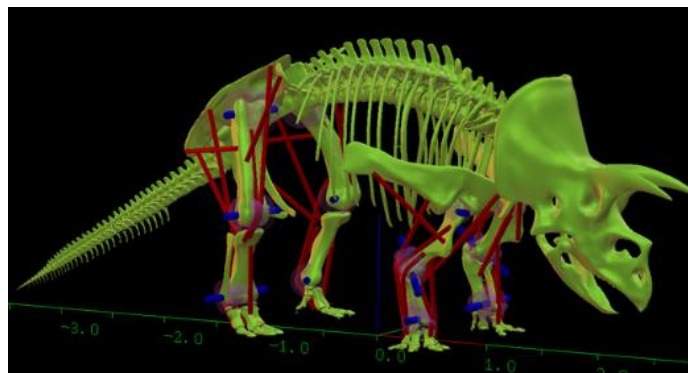


Figura 1.4. Modelo computacional del animal extinto Triceratops.

Para la locomoción bípeda, estas herramientas pueden aplicarse en el ámbito de la bioingeniería para el diseño de prótesis o exoesqueletos como el mostrado en la Figura 1.5 desarrollado por la empresa ABI research. <https://www.abiresearch.com>



Figura 1.5. Exoesqueleto desarrollado por la empresa ABI Research.

1.2 Motivación y objetivos del proyecto

Este proyecto tuvo su motivación y comenzó en el marco de una beca que me fue otorgada por el CIN (Consejo Interuniversitario Nacional) durante el período entre abril y diciembre de 2017 para trabajar sobre el *Modelado Computacional de la Locomoción del Glyptodon Clavipes (Mammalia: Xenarthra)*. Mi trabajo durante este período consistió en el relevamiento geométrico del esqueleto de Glyptodon y en el estudio, prueba y valoración de herramientas de simulación y optimización computacional.

A partir de los resultados y experiencia ganados durante el trabajo como becario, se propone como objetivo para este proyecto la implementación de una nueva herramienta de simulación para la locomoción mediante patas, donde puedan ser accionadas tanto por fuerzas musculares como por actuadores estándar. Este entorno debe integrar el motor de modelado y una herramienta para la optimización de sus parámetros, tiene que resolver problemas de mediana complejidad con computadoras estándar de escritorio y debe ser versátil, de forma que pueda ser utilizado tanto para el modelado de seres vivos como de robots.

1.3 Contenido del proyecto

La implementación del entorno para la simulación de locomoción comprendió la búsqueda de documentación, el estudio, la selección, la adaptación e implementación de:

- Una herramienta para la construcción del modelo mecánico del problema. El modelo mecánico reúne la información de la geometría de las piezas (huesos en el caso de los seres vivos), los vínculos entre ellas (articulaciones) y las condiciones de contorno (fuerzas y restricciones sobre los desplazamientos). Para el relevamiento de la geometría de los modelos óseos se utilizan técnicas de adquisición digital de datos: escaneo laser y fotogrametría.
- Un motor de simulación con capacidad para resolver problemas dinámicos tridimensionales de múltiples cuerpos vinculados.
- Un modelo matemático para representar la fuerza muscular mediante un actuador mecánico.
- Un algoritmo de optimización que ajuste los valores de las variables involucradas en los actuadores, que resulten en el movimiento coordinado de las patas para la locomoción del modelo.

1.4 Organización del proyecto

El reporte de las actividades y los resultados obtenidos se organiza en 8 capítulos y 2 apéndices.

En el **Capítulo 1**, se presenta la introducción y descripción general del proyecto y sus objetivos.

En el **Capítulo 2**, se revisan los conceptos fundamentales de la mecánica de músculos y articulaciones, y se presenta el modelo matemático de Minetti-Alexander que se utilizará para incorporar las fuerzas musculares en las simulaciones.

El **Capítulo 3** se dedica a los Algoritmos Genéticos, que es la herramienta de optimización que se utilizará para ajustar los parámetros de los actuadores que resultan en la locomoción. Se presentan los conceptos principales de Algoritmos Genéticos y se implementa un ejemplo para ilustrar su aplicación para el diseño de mecanismos.

El proyecto analiza dos motores de simulación: GaitSym, que es específico para la simulación de seres vivos, y Simulink, que es de propósito general. El **Capítulo 4** está dedicado a GaitSym, el que es evaluado mediante la implementación de un modelo sencillo de locomoción. A partir de la valoración de las dificultades que conlleva la implementación de los modelos con GaitSym se decide reemplazarlo por Simulink.

En el **Capítulo 5** se presenta la utilización de Simulink integrado con la herramienta de optimización de Algoritmos Genéticos de Matlab para un modelo de locomoción bípeda accionado por actuadores mecánicos estándar. El **Capítulo 6** trata sobre la implementación de actuadores que responden al modelo muscular de Minetti-Alexander, y su aplicación al modelo bípedo del Capítulo 5. En el **Capítulo 7** se extiende el modelo bípedo a un modelo cuadrúpedo.

En el **Capítulo 8**, se encuentran las conclusiones y trabajos futuros del proyecto.

Por último, en el **Apéndice A** se reportan las actividades realizadas sobre la experimentación con las técnicas de digitalización de esqueletos mediante escaneo láser y fotogrametría. En los **Apéndices B, C, D y E** se dan los códigos implementados durante el proyecto.

Capítulo 2

Músculos

2.1 Introducción

En el presente capítulo se introducen los conceptos de mayor importancia para el proyecto sobre mecánica muscular.

Se explica que son y cómo actúan las articulaciones junto con los músculos para lograr la generación de fuerza y potencia en los sistemas biológicos. Se presenta una expresión matemática que modela el comportamiento de los músculos y finalmente se aplica el modelo matemático para dar con la ecuación de torque resultante en una articulación debido a la acción combinada de 2 músculos.

2.2 Fisiología articular y muscular en sistemas biológicos

2.2.1 Fisiología de las articulaciones

Una articulación es un punto de contacto entre dos huesos, entre hueso y cartílago o entre huesos y dientes. Las articulaciones que mantienen unidos los huesos están compuestas por tejido conectivo flexible que, en la mayoría de los casos, permite cierto grado de movimiento.

Las articulaciones se clasifican de acuerdo con su estructura (sobre la base de las características anatómicas), y con su función (de acuerdo con el tipo de movimiento que permiten). La clasificación estructural de las articulaciones se basa en dos criterios: 1) presencia o ausencia

de un espacio entre los huesos que se articulan entre sí, llamado cavidad sinovial, y 2) tipo de tejido conectivo que mantiene los huesos unidos.

Desde el punto de vista estructural, las articulaciones se clasifican en los siguientes tipos:

- **Articulaciones fibrosas:** no existe cavidad sinovial y los huesos se mantienen unidos por tejido conectivo denso irregular, rico en fibras de colágeno.
- **Articulaciones cartilagosas:** no existe cavidad sinovial y los huesos se mantienen unidos mediante cartílago.
- **Articulaciones sinoviales:** los huesos que forman la articulación tienen una cavidad sinovial y están unidos por una cápsula articular de tejido conectivo denso irregular y a menudo por ligamentos accesorios.

La clasificación funcional de articulaciones se relaciona con el grado de movimiento que permiten. Desde el punto de vista funcional, se clasifican en los siguientes tipos:

- **Sinartrosis:** articulación inmóvil.
- **Anfiartrosis:** articulación con movimiento limitado.
- **Diartrosis:** una articulación con gran movimiento. Todas las diartrosis son articulaciones sinoviales. Tienen una gran variedad de formas y permiten muchos tipos de movimiento diferentes.

Los movimientos de las articulaciones sinoviales se agrupan en cuatro categorías principales: 1) deslizamiento; 2) movimientos angulares; 3) rotación y 4) movimientos especiales, que sólo se producen en ciertas articulaciones.

- El deslizamiento es un movimiento simple en el cual las superficies relativamente planas de los huesos se mueven hacia adelante y hacia atrás y de lado a lado, una con respecto a la otra. No causa una modificación significativa del ángulo entre los huesos.
- En los **movimientos angulares**, se produce un incremento o una disminución del ángulo entre los huesos de la articulación. Los más importantes son: flexión, extensión, flexión lateral, hiperextensión, abducción, aducción y circunducción.
- Durante la **rotación**, un hueso gira alrededor de su propio eje longitudinal.

- Los **movimientos especiales** solo se producen en algunas articulaciones y son los siguientes: elevación, depresión, protracción, retracción, inversión, eversión, dorsiflexión, flexión plantar, supinación, pronación y oposición.

2.2.2 Músculos

El movimiento se debe a la contracción y relajación alternantes de los músculos. La fuerza muscular representa la función primaria del músculo: la transformación de energía química en energía mecánica para generar fuerza, realizar trabajo y producir movimiento.

2.2.3 Coordinación muscular

Los movimientos son el resultado de la acción grupal de varios músculos. La mayoría de estos músculos se disponen en pares opuestos (antagónicos) en las articulaciones: es decir, flexores-extensores, abductores-aductores, etc.

Dentro de los pares opuestos, un músculo, denominado motor primario o agonista (conductor), se contrae para producir una fuerza, mientras que otro músculo, el antagonista (*anti-*, *contra*), se estira y cede a los efectos del agonista. Por ejemplo, en el proceso de flexionar la pierna en la rodilla, el músculo isquiotibial es el agonista, y el músculo cuádriceps es el antagonista, ver Figura 2.1. Generalmente, el antagonista y el agonista están localizados en lados opuestos del hueso o de la articulación, como en el caso de este ejemplo.

En un par de músculos opuestos, las funciones del agonista y del antagonista pueden cambiar para diferentes movimientos. Por ejemplo, para extender la pierna el cuádriceps se convierte en agonista, y el isquiotibial en el antagonista, ver Figura 2.2. Si un agonista y su antagonista se contraen al mismo tiempo con igual fuerza, no habrá movimiento.

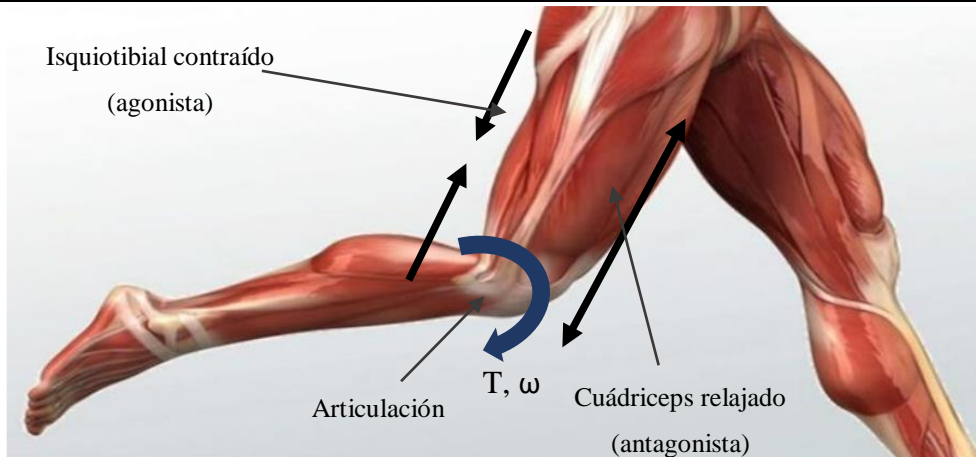


Figura 2.1. Esfuerzos musculares involucrados en la flexión de la pierna.

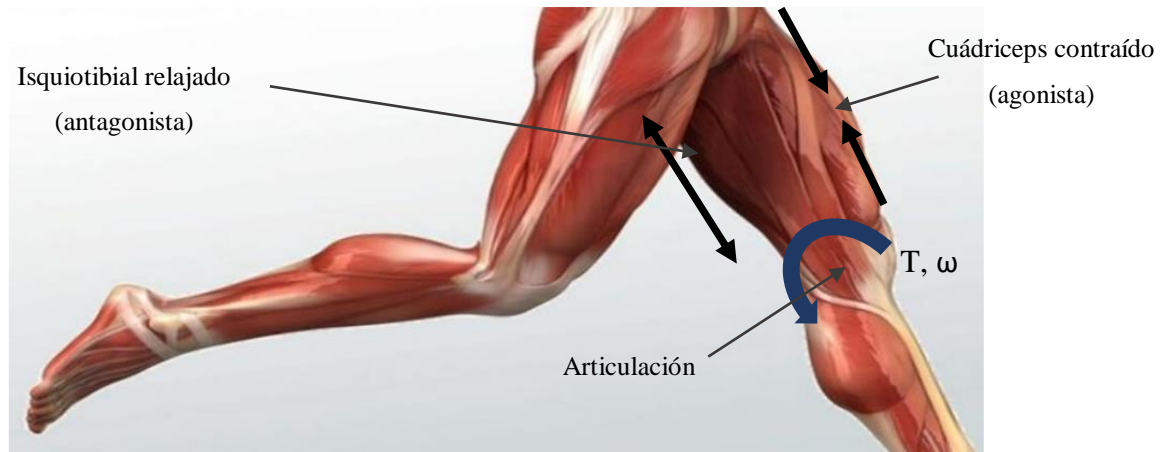


Figura 2.2. Esfuerzos musculares involucrados en la extensión de la pierna.

2.3 El modelo muscular de Minetti y Alexander

Para resolver la locomoción en seres vivos, tanto bípedos como cuadrúpedos, en cualquier motor de simulación, se necesita algún método que represente matemáticamente el comportamiento de los músculos. Para ello se adoptó el modelo muscular desarrollado por Minetti y Alexander (1997).

Este modelo propone que un músculo que ejerce un torque T_0 sobre una articulación (ya sea durante una contracción isométrica¹ ver Figura 2.3, o cuando la articulación gira con velocidad angular constante ω , ver Figura 2.4) realiza una potencia según la siguiente ecuación:

¹ En una contracción isométrica el músculo permanece estático, sin acortarse ni alargarse. Aunque permanezca en esta condición, de todas maneras, genera tensión.

$$P = \alpha T_0 \omega_{Max} \Phi \left(\frac{\omega}{\omega_{max}} \right) \quad (1)$$

donde:

- T_0 : Momento ejercido por la articulación en una contracción isométrica.
- ω_{max} : Velocidad angular máxima fisiológicamente posible en la articulación.
- Φ : Función empírica.

$$\Phi = \frac{0.054 + 0.506 \left(\frac{\omega}{\omega_{max}} \right) + 2.46 \left(\frac{\omega}{\omega_{max}} \right)^2}{1 - 1.13 \left(\frac{\omega}{\omega_{max}} \right) + 12.8 \left(\frac{\omega}{\omega_{max}} \right)^2 - 1.64 \left(\frac{\omega}{\omega_{max}} \right)^3} \quad (2)$$

La convención adoptada para la velocidad angular ω es la siguiente: se toma positivo si el músculo se acorta (músculos agonistas), realizando trabajo positivo, y negativo si está siendo forzosamente traccionado realizando trabajo negativo (músculos antagonistas).

- α : Fracción del músculo activada. Es un valor que puede tomar valores entre 0 y 1. Si el músculo estuviese completamente activado, este valor equivaldría a 1 y se ejercería el máximo torque posible.

$$\alpha = \frac{T}{T_{full}} \quad (3)$$

El torque máximo T_{full} se describe en función de la velocidad angular a partir de las siguientes ecuaciones:

$$T_{full} = T_0 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{\omega_{max} + \omega}{\omega_{max} - 7.56 \frac{\omega}{k}} \right] \right\} \quad \omega \leq 0 \quad (4)$$

y

$$T_{full} = T_0 \left[\frac{\omega_{max} - \omega}{\omega_{max} + \frac{\omega}{k}} \right] \quad 0 < \omega < \omega_{max} \quad (5)$$

El valor de k varía en función del tipo de músculo. En este trabajo se adopta $k = 0.17$, sugerido por Van Leeuwen (1992).

En la Figura 2.5, se muestran las ecuaciones (4) y (5) graficadas.

El conjunto de estas ecuaciones (1-5) permite calcular la potencia P (1), y el torque T (3), realizado por un músculo en función de la velocidad angular en la articulación.

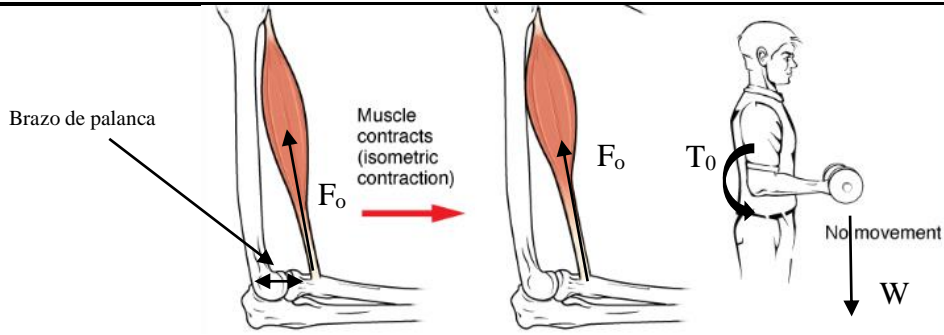


Figura 2.3. Contracción isométrica del músculo.

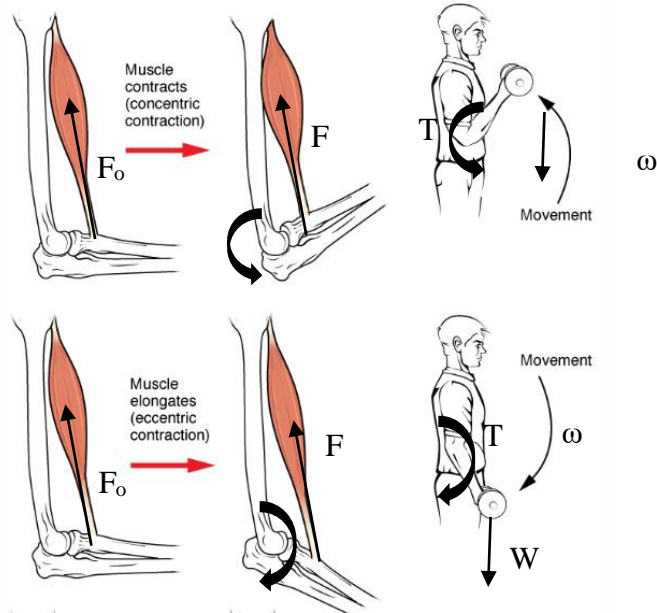


Figura 2.4. Contracción del músculo con velocidad angular ω .

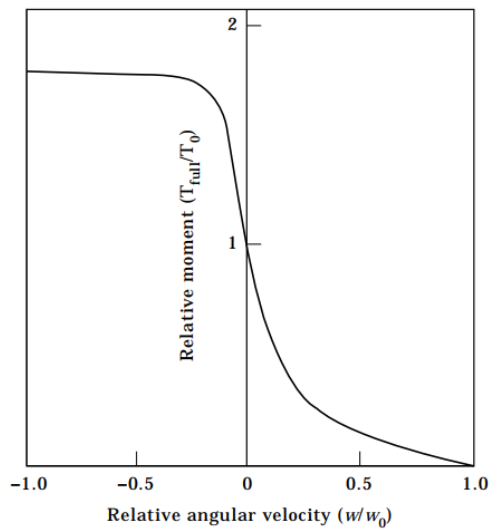


Figura 2.5. Curva de torque en función de la velocidad angular.

Las ecuaciones (1-5) pueden ser escritas también de la siguiente forma:

$$P = \alpha F_0 v_{Max} \Phi \left(\frac{v}{v_{max}} \right) \quad (6)$$

$$\Phi = \frac{0.054 + 0.506 \left(\frac{v}{v_{max}} \right) + 2.46 \left(\frac{v}{v_{max}} \right)^2}{1 - 1.13 \left(\frac{v}{v_{max}} \right) + 12.8 \left(\frac{v}{v_{max}} \right)^2 - 1.64 \left(\frac{v}{v_{max}} \right)^3} \quad (7)$$

$$\alpha = \frac{F}{F_{full}} \quad (8)$$

$$F_{full} = F_0 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{v_{max} + v}{v_{max} - 7.56 \frac{v}{k}} \right] \right\} \quad v \leq 0 \quad (9)$$

$$F_{full} = F_0 \left[\frac{v_{max} - v}{v_{max} + \frac{v}{k}} \right] \quad 0 < v < v_{max} \quad (10)$$

donde:

- F_0 : Fuerza ejercida por la articulación en una contracción isométrica, ver Figura 2.3.
- v_{max} : Velocidad máxima de contracción del músculo.
- α : Fracción del músculo activada.
- $k = 0.17$. Sugerido por Van Leeuwen (1992).

Las mismas, representan la fuerza que el músculo ejerce en función de la velocidad de contracción lineal.

De esta manera, los músculos pueden modelarse bajo una ecuación angular o una lineal. A su vez el modelo de Minetti y Alexander (1997) permite el uso de un elemento elástico, caracterizado por una constante K . El mismo puede estar en serie o en paralelo con la componente de torque o fuerza. Este elemento puede no utilizarse si se considera que la acumulación de energía potencial elástica en la articulación es despreciable.

2.4 Acción combinada de músculos agonista y antagonista

Como se explica en la Sección 2.2.3, el movimiento de una articulación está determinado por la acción de por lo menos 2 músculos donde cada uno de ellos contribuye con una componente al torque resultante.

Para determinar la ecuación que gobierna el movimiento de una articulación se deben tener en cuenta ambas contribuciones. Para cuantificar esta magnitud, cada músculo será modelado con las ecuaciones (4) y (5) de Minetti y Alexander (1997). Como son músculos que trabajan de forma contrapuesta (cuando un músculo se contrae el otro se relaja y viceversa), las curvas deberán estar espejadas como se muestra en la Figura 2.6.

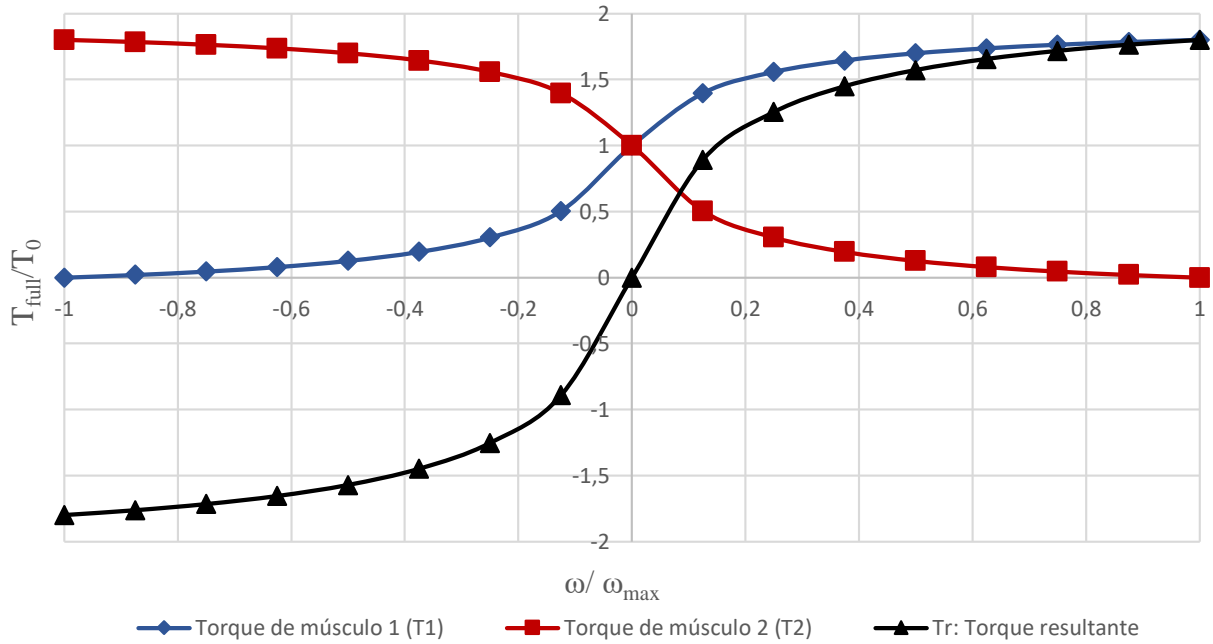


Figura 2.6. Gráfico de las funciones de torque involucradas en una articulación.

El torque resultante T_r en la articulación surge de la siguiente sumatoria, cada término afectado por su α correspondiente, incorporando a su vez el elemento elástico en caso de ser requerido.

$$\sum \vec{M} = T_r = T_1 - T_2 - K_t \theta \quad (11)$$

Para $\omega_{max} > \omega > 0$:

$$T_r = \alpha_1 T_{01} \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{\omega_{max} - \omega}{\omega_{max} + 7.56 \frac{\omega}{k}} \right] \right\} - \alpha_2 T_{02} \left[\frac{\omega_{max} - \omega}{\omega_{max} + \frac{\omega}{k}} \right] - K_t \theta \quad (12)$$

Para $-\omega_{max} < \omega < 0$:

$$T_r = \alpha_1 T_{01} \left[\frac{\omega_{max} + \omega}{\omega_{max} - \frac{\omega}{k}} \right] - \alpha_2 T_{02} \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{\omega_{max} + \omega}{\omega_{max} - 7.56 \frac{\omega}{k}} \right] \right\} - K_t \theta \quad (13)$$

Se puede observar que siempre existe un grado de aporte al torque total de cada uno de los músculos, salvo en el caso de que la velocidad angular sea igual a la velocidad angular máxima, en ese caso el músculo está completamente contraído o relajado.

2.5 Conclusiones

Fueron explicados los conceptos fisiológicos más importantes que conforman la base para entender la mecánica muscular.

Se presentó el modelo de músculo de Minetti y Alexander (1997), necesario para modelar matemáticamente el comportamiento de los músculos. Este queda determinado a partir de cuatro parámetros: velocidad angular máxima fisiológicamente posible en la articulación, $\omega_{máx.}$; torque debido a una contracción isométrica, T_0 ; fracción del músculo activada, α , y eventualmente la rigidez torsional de la articulación, K_t , si la acumulación de energía elástica es importante.

Por último, se destaca el concepto de la acción combinada de los distintos músculos involucrados en el movimiento de una articulación, y se describe la ecuación que gobierna su comportamiento.

Estos conceptos proporcionan la base para la locomoción en sistemas biológicos, sin embargo, para el diseño de un modelo de locomoción no solo se requiere de la especialización de ciertos parámetros que definen los músculos, sino que además se deben coordinar los movimientos de 2 o más patas. La estrategia utilizada para abordar este aspecto se discute en el Capítulo 3.

Bibliografía

Tortora. Derrickson. Principios de anatomía y fisiología. 13^o edición.

Minetti, A.E., and Alexander, R.M. 1997. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, 186(4):467-476.

Van Leeuwen J. L. (1992). Muscle function in locomotion. In *Mechanics of Animal Locomotion* (Alexander, R. McN., ed) pp. 191–250. Berlin: Springer.

Capítulo 3

Algoritmo genético

3.1 Introducción

El presente capítulo se dedica a la presentación de los Algoritmos Genéticos (AG). Constituyen la herramienta de optimización que se utilizará en próximos capítulos para obtener los valores de ciertos parámetros (se introducirán más adelante) que resultan en los movimientos coordinados de las patas para la locomoción de los modelos.

Este capítulo no pretende brindar una revisión exhaustiva sobre AG, sino solo presentar las generalidades de su funcionamiento y describir los parámetros que los gobiernan. La información detallada puede encontrarse por ejemplo en los textos de Randy L. Haupt. Sue Ellen Haupt (1998) y David E. Goldberg (1989).

Finalmente, la implementación de un AG en el entorno de Matlab se muestra para un ejemplo que consiste en el ajuste de parámetros de un mecanismo de línea recta².

3.2 Algoritmos convencionales de optimización

Un problema de optimización puede ser representado de la siguiente forma:

² Un mecanismo de línea recta es aquel en el que algún punto de su configuración describe una parte de su trayectoria en forma aproximada a una línea recta.

Dada: una función $f: A \rightarrow \mathbb{R}$.

Hallar: $x_0 \in A / f(x_0) \leq f(x) \forall x \in A$. Es decir, una minimización.

Este tipo de optimización puede resolverse aplicando un método de derivación e igualación a 0. Sin embargo, esta metodología presenta limitaciones a la hora de hallar un mínimo en una función como la que se grafica en la Figura 3.1, en donde existen numerosos mínimos relativos.

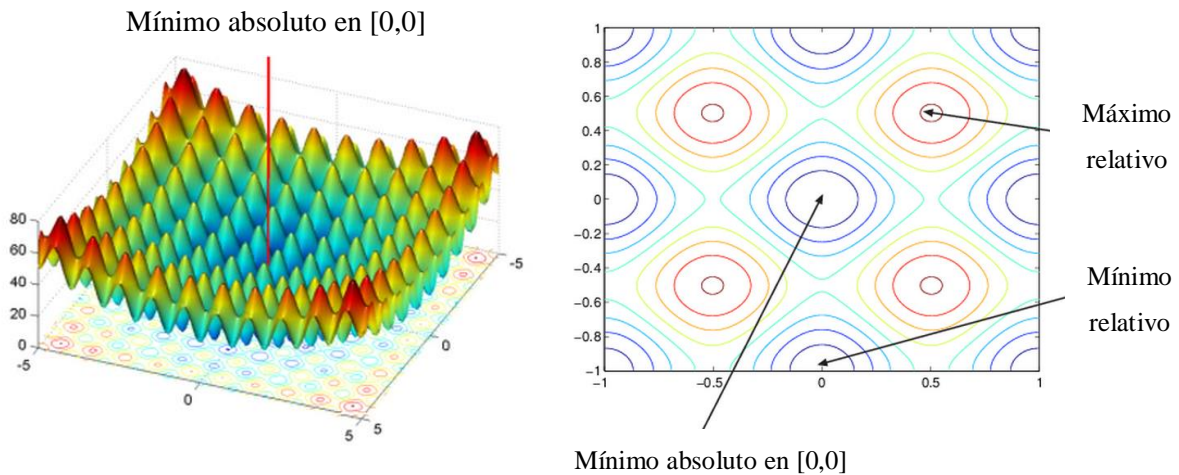


Figura 3.1. Función a optimizar con gran variedad de mínimos relativos: gráfico en 3D y curvas de nivel.

Estas limitaciones se agravan si la función involucra un número elevado de variables y convierte al método en inservible si la función matemática es incluso, desconocida. Para este tipo de problemas los algoritmos genéticos presentan importantes ventajas.

3.3 Algoritmos Genéticos

Los Algoritmos Genéticos (AG) son algoritmos de optimización, búsqueda y aprendizaje (machine learning³) inspirados en los procesos de Evolución Natural y Evolución Genética.

Difieren de los métodos convencionales anteriormente enunciados principalmente en cuatro puntos clave, explicados en la Tabla 3-1.

³ Es una rama de la inteligencia artificial basada en la idea de que los sistemas pueden aprender de los datos, identificar patrones y tomar decisiones con una mínima intervención humana.

Tabla 3-1. Tabla comparativa de los algoritmos.

Algoritmos de optimización clásicos	Algoritmos genéticos
Generan un solo punto en cada iteración. La secuencia de puntos tiende a una solución óptima.	Generan un conjunto de puntos (también llamado población) en cada iteración, como se muestra en la Figura 3.2.
Selecciona el siguiente punto de la secuencia mediante un cálculo determinístico.	Selecciona la siguiente población por cálculo que utiliza generadores de números aleatorios.
Se necesita un valor inicial para ejecutar la primera iteración, el mismo debe ser ingresado por el usuario.	La primera población se genera en un cierto espacio de búsqueda acotado definido por el usuario. En la Figura 3.2 el espacio de búsqueda tanto para x como para y es entre $[-1;1]$.
Si la optimización se realiza múltiples veces utilizando el mismo valor inicial, el algoritmo siempre converge hacia una única solución.	Si la optimización se realiza múltiples veces utilizando el mismo espacio acotado definido por el usuario el algoritmo genético puede converger a distintas soluciones. Esto sucede debido a una componente aleatoria presente en estos algoritmos, como se explicará más adelante. En este caso podría converger tanto a un mínimo absoluto como relativo.

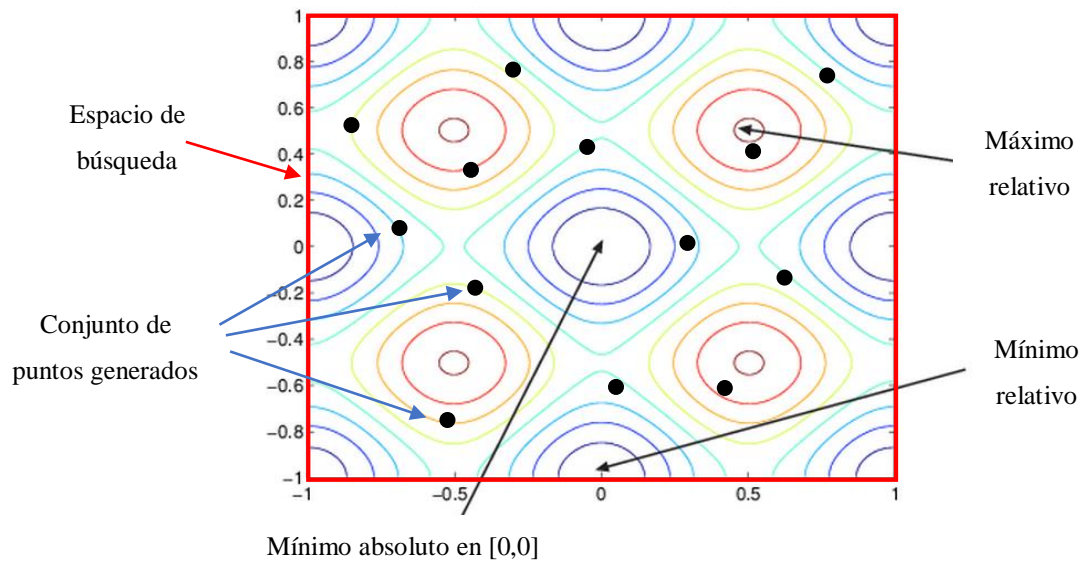


Figura 3.2. Evaluación de la primera población de soluciones. Cada punto corresponde a un individuo de la población.

3.3.1 Analogía con la naturaleza

En la naturaleza los individuos de una población compiten entre sí en la búsqueda de recursos tales como comida, agua y refugio. Aquellos individuos que tienen mayor éxito en sobrevivir tienen, a la vez, mayor probabilidad de generar descendientes. Por el contrario, individuos poco dotados producirán un menor número de descendientes. Esto significa que los genes de los individuos mejor adaptados se propagarán en sucesivas generaciones. La combinación de buenas características provenientes de diferentes ancestros, puede a veces producir individuos con mejores habilidades, cuya adaptación puede ser mejor que la de cualquiera de sus progenitores. De esta manera, las especies evolucionan logrando unas características cada vez mejor adaptadas al entorno en el que viven, en la Figura 3.3 se muestra un esquema representativo de este concepto.

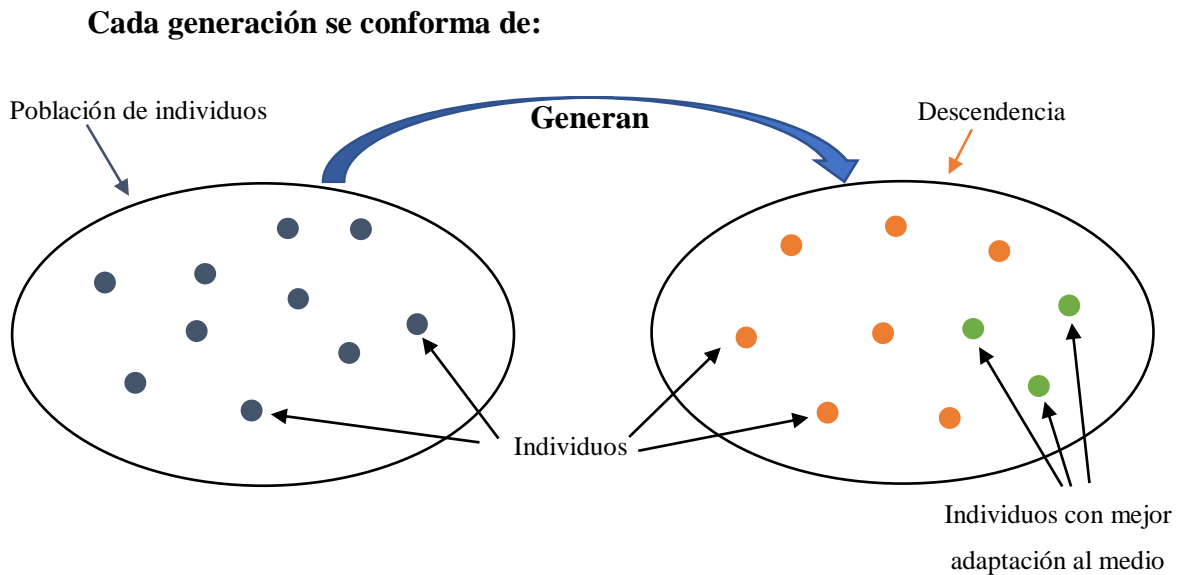


Figura 3.3. Esquema representativo de la generación de una nueva población.

Los Algoritmos Genéticos utilizan una analogía directa con el comportamiento natural. Trabajan con una población (conjunto) de soluciones por iteración, cada solución (también llamada cromosoma) representa a un individuo y las iteraciones se corresponden con las generaciones.

La información de las soluciones (individuos) es codificada en forma de una cadena de bits, como por ejemplo la que se ilustra en la Figura 3.4, donde cada bit representa un gen.

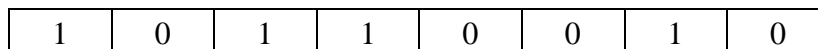


Figura 3.4. Cromosoma con la información de un individuo solución del problema.

3.3.2 Diagrama de flujo

En la Figura 3.5, se muestra el diagrama de flujo de trabajo de un algoritmo genético.

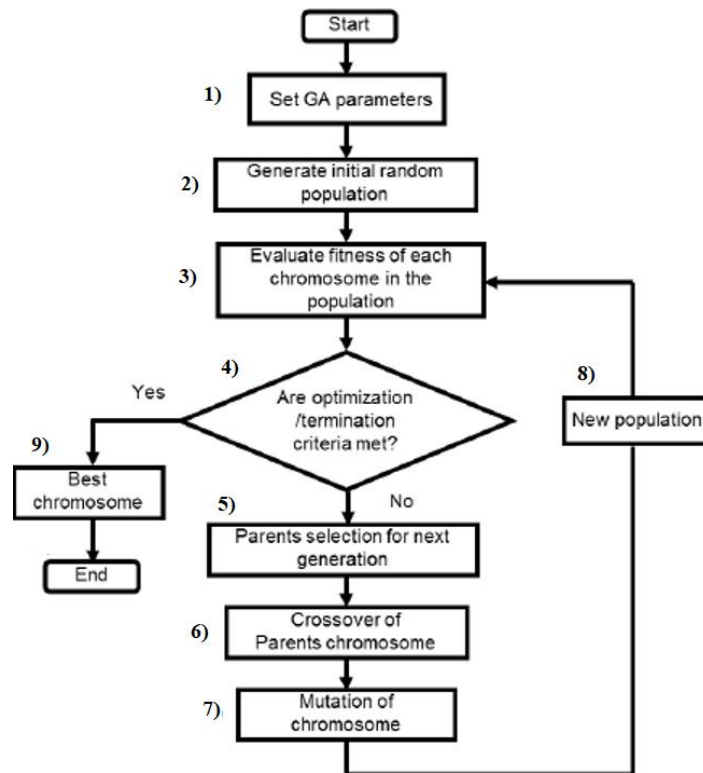


Figura 3.5. Diagrama de flujo de trabajo de los Algoritmos Genéticos.

Inicialmente, se establecen los parámetros con los que operará el algoritmo (punto 1, Figura 3.5). Se explicarán los mismos a lo largo del diagrama.

Una vez configurado, se genera aleatoriamente la población inicial de individuos que corresponde al conjunto inicial de soluciones (punto 2, Figura 3.5).

El tamaño de esta primera población, como todas las que se generarán, es un factor que determina el comportamiento de los Algoritmos Genéticos. Conocer la cantidad correcta de población para un problema es cuestión de prueba y error: si la diversidad es muy alta conlleva mayor gasto computacional, por el contrario, si la diversidad es muy baja, puede que el algoritmo no encuentre una solución óptima.

Luego, a cada individuo se le asigna un valor o puntuación (punto 3, Figura 3.5), que mide su aptitud. La medida de la aptitud se realiza mediante la evaluación de la función de costo del problema (como, por ejemplo, la función a minimizar que se presentó en la Figura 3.1).

Como cada solución forma parte de una población de soluciones, la función de costo deberá ser especializada en cada una de ellas, realizando tantas evaluaciones como individuos tenga la población. Una vez hecho esto, si alguna de estas evaluaciones satisface los criterios de detención del algoritmo (punto 4, Figura 3.5), se selecciona dicha solución o cromosoma (punto 9, Figura 3.5) y finaliza el proceso de búsqueda.

Los criterios de detención son:

- Cantidad de generaciones.
- Tiempo límite para la ejecución del algoritmo.
- Valor de función de costo determinado.
- Cantidad de generaciones donde no se observa una mejora en la evaluación de la función de costo.

Los criterios de detención se establecen durante la configuración del algoritmo, punto 1 Figura 3.5.

Por el contrario, si la solución no satisface estos criterios de detención se deberá generar una nueva generación de soluciones (descendencia) y evaluar, nuevamente, la función de costo para cada individuo.

Los Algoritmos Genéticos tienen 3 métodos para generar su descendencia:

- Elite childrens. En este caso los individuos de la generación actual con los mejores valores de función de costo sobreviven y pasan a la siguiente generación.
- Crossover children. El algoritmo selecciona a dos individuos, que cumplirán la función de padres que producen una descendiente. La selección de padres puede ser hecha de diferentes maneras que se explicarán más adelante.
- Mutation children. Son creados introduciendo cambios aleatorios, o mutaciones, a un solo progenitor.

En la siguiente imagen, Figura 3.6, se muestran esquemáticamente las tres maneras de crear la siguiente generación.

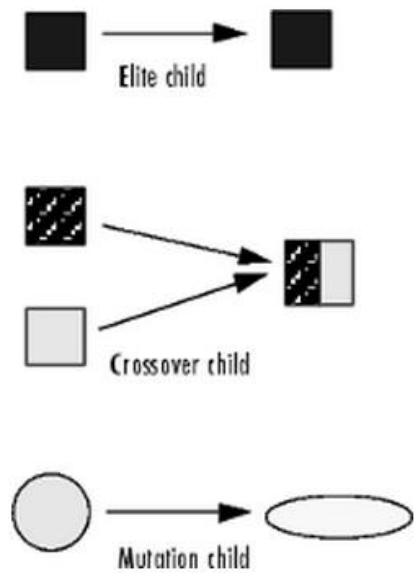


Figura 3.6. Métodos de creación de descendencia.

El operador de cruce (Crossover children), primero deberá seleccionar a dos padres (punto 5, Figura 3.5). La manera en la que es hecha esta selección puede definirse también en el punto 1 de la Figura 3.5. En este proyecto se utilizará *Stochastic uniform*. Otros tipos de selección disponibles en la bibliografía pueden ser *Remainder*, *Uniform*, *Roulette* y *Tournament*.

Una vez seleccionados a los padres se procede al cruce entre individuos (punto 6, Figura 3.5). Para ello se opera con sus cadenas de bits. Los mismos se dividen en una posición escogida al azar, y se mezclan entre sí para producir dos descendientes, Figura 3.7. Este cruce producirá nuevos individuos – descendientes de los anteriores – los cuales comparten algunas de las características de sus progenitores. Este operador se conoce como operador de cruce basado en un punto.

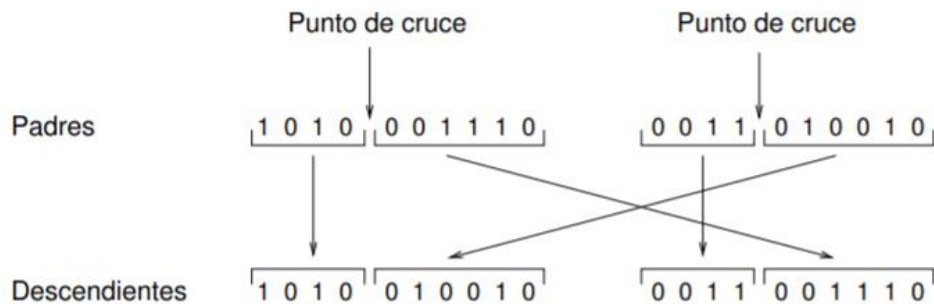


Figura 3.7. Método: "Crossover Children".

Habitualmente el operador de cruce no se aplica a todos los pares de individuos que han sido seleccionados para emparejarse, sino que se aplica de manera aleatoria, normalmente con una probabilidad comprendida entre 0.5 y 1.0.

El operador de mutación (punto 7, Figura 3.5) se aplica a un reducido grupo de la población de manera individual, y consiste en una alteración aleatoria de uno de los genes del individuo. La Figura 3.8 muestra la mutación del quinto gen.



Figura 3.8. Método: "Mutation Children".

Mientras que el operador de cruce proporciona una exploración rápida del espacio de búsqueda, el operador mutación asegura que ningún punto del mencionado espacio tenga probabilidad cero de ser examinado. Así el operador mutación es de capital importancia para asegurar la convergencia de los Algoritmos Genéticos. Para el ejemplo del inicio del capítulo, ver Figura 3.1, la mutación es útil para que el algoritmo no se detenga en un mínimo relativo y para que sea capaz de explorar otras zonas del espacio de búsqueda que puedan resultar mejores.

De esta manera, con los tres métodos explicados, se produce una nueva población de posibles soluciones, la cual reemplaza a la anterior y verifica la propiedad de contener una mayor proporción de buenas características. Así, a lo largo de las generaciones las buenas características se propagan a través de la población. Al favorecer el cruce de los individuos mejor adaptados, van siendo exploradas las áreas más prometedoras del espacio de búsqueda.

Si el Algoritmo Genético ha sido correctamente implementado, las nuevas poblaciones (punto 8, Figura 3.5) evolucionarán a lo largo de las generaciones sucesivas de tal manera que la adaptación media extendida a todos los individuos de la población, así como la adaptación del mejor individuo, se irán incrementando hacia el óptimo global.

El concepto de convergencia está relacionado con la progresión hacia la uniformidad: un gen ha convergido cuando al menos el 95 % de los individuos de la población comparten el mismo

valor para dicho gen. Se dice que la población converge cuando todos los genes han convergido. Se puede generalizar dicha definición al caso en que al menos un dado porcentaje de los individuos de la población hayan convergido.

La Figura 3.9 muestra esquemáticamente como varía la adaptación media y la mejor adaptación en un Algoritmo Genético. A medida que el número de generaciones aumenta, es más probable que la adaptación media se aproxime a la del mejor individuo.

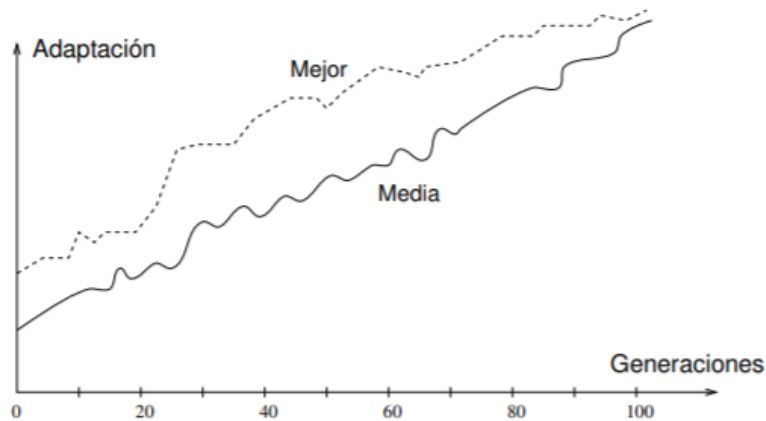


Figura 3.9. Adaptación de las generaciones.

3.3.3 Aleatoriedad

Una característica propia de estos algoritmos es la aleatoriedad. Aspecto que influye, como ya se adelantó, en la generación de la nueva población y en los operadores de cruce y mutación. Esta particularidad implica la presencia de una fuerte componente aleatoria debida a la cual es posible que el algoritmo converja a soluciones distintas en diferentes ejecuciones. En el ejemplo explicado al inicio del capítulo en la Figura 3.1, podría ocurrir que se hallen distintos mínimos y que eventualmente se encuentre el mínimo absoluto.

3.3.4 Criterio de utilidad

Este tipo de algoritmo es de uso recomendable en el caso donde el problema involucre funciones discontinuas, no-diferenciables, aleatorias o altamente no lineales. Este último tipo de problema será el que se tratará en el presente proyecto. Se trabajará con un elevado número de variables (hasta 18, como se verá en próximos capítulos), lo que haría muy difícil el cálculo matemático con algoritmos convencionales.

3.3.5 Límites en el espacio de búsqueda

Uno de los parámetros que se debe tener en cuenta, que pueden ayudar a la convergencia, son las restricciones que pueden existir en el problema. Si se utilizan correctamente, las poblaciones pueden ser restringidas a un espacio de búsqueda reducido, donde se conoce de antemano que se encontrará la solución del problema. Por ejemplo, si en el problema presentado al inicio del capítulo se indicase el *Espacio de búsqueda 1* mostrado en la Figura 3.10 siempre se hallaría el mínimo absoluto. Si en cambio se eligiese el *Espacio de búsqueda 2*, nunca se hallaría ningún mínimo.

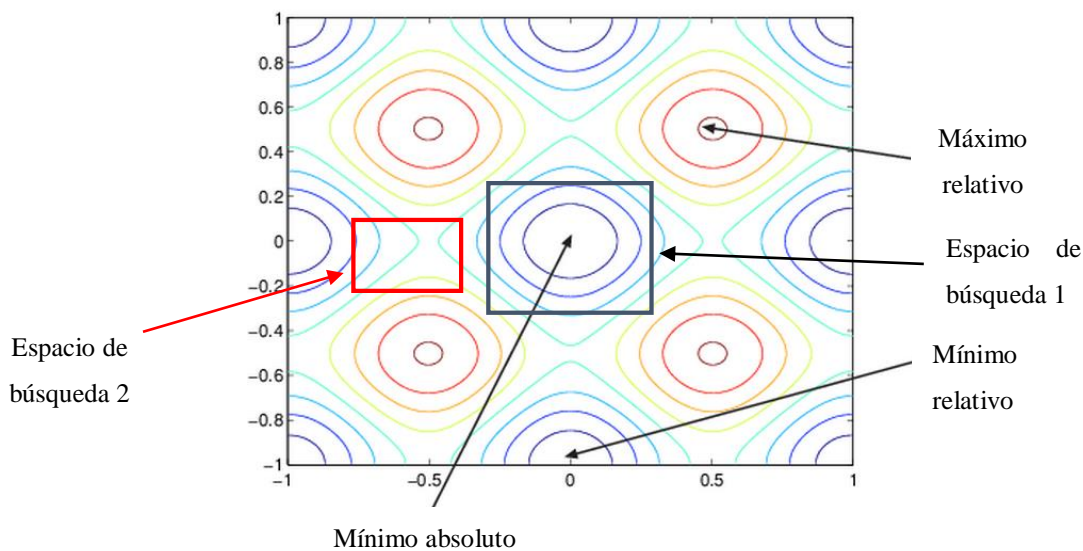


Figura 3.10. Ejemplo de selección de espacio de búsqueda.

Definir un correcto espacio de búsqueda puede ser crucial para la implementación del algoritmo. Esta particularidad se tendrá muy en cuenta a la hora de su aplicación para la obtención de los valores de las variables involucradas que resultarán en la locomoción.

3.3.6 Existencia de la solución

Si bien estos algoritmos presentan ciertas ventajas, no pueden garantizar que la solución hallada sea efectiva. Es decir, si el problema que se intenta optimizar no posee solución física o matemática, no habrá manera que el algoritmo lo resuelva.

Por ejemplo, si en una función $f(x) = \sin(x)$ se quisiese hallar valores de x tal que $f(x) = 2$ $\forall x \in \mathbb{R}$, el algoritmo nunca podría optimizar esta función ya que la solución no existe.

Este aspecto debe tenerse en cuenta en el problema que se esté analizando, ya que puede ser un factor limitante.

3.4 Ejemplo de aplicación de Algoritmos Genéticos

3.4.1 Mecanismo de Hart

Para familiarizarse con el uso de los algoritmos genéticos, se estudió su implementación con el mecanismo de Hart presentado en la Figura 3.11. Este mecanismo, una vez que ha sido apropiadamente calibrado, sirve para trazar una línea recta con el punto B a partir de la variación del ángulo θ .

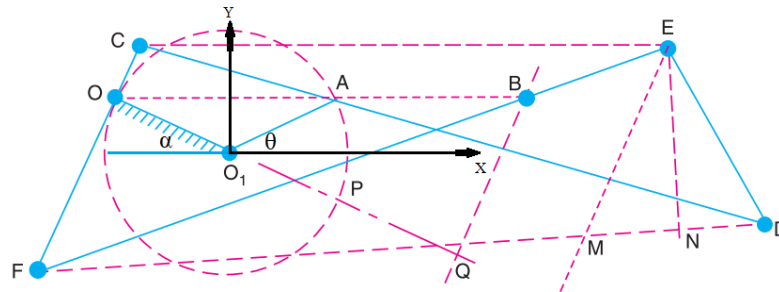


Figura 3.11. Mecanismo de línea recta de Hart.

El mecanismo de Hart funciona de la siguiente manera:

- El punto O_1 se encuentra fijo, y sirve de pivote para el segmento O_1-A . Este segmento respecto de la horizontal conforma el ángulo θ .
- El punto O también se encuentra fijo.
- Los puntos O, A y B se encuentran sobre una línea, cualquiera sea el valor del ángulo θ .
- La posición del punto B puede escribirse en función del ángulo θ . Las ecuaciones se muestran a continuación:

$$\vec{x}_B(\theta) = r \cos(\theta) + \left[\frac{c - [2r \cos(\frac{\alpha+\theta}{2})]^2}{2r \cos(\frac{\alpha+\theta}{2})} \right] \cos\left[\frac{\theta-\alpha}{2}\right] \quad (14)$$

$$\vec{y}_B(\theta) = r \sin(\theta) + \left[\frac{c - [2r \cos(\frac{\alpha+\theta}{2})]^2}{2r \cos(\frac{\alpha+\theta}{2})} \right] \sin\left[\frac{\theta-\alpha}{2}\right] \quad (15)$$

donde:

$$r = \overline{O_1A}$$

$$C = \overline{OA} \cdot \overline{OB} = cte$$

El valor de C es un valor que, debido a la geometría del mecanismo, permanece constante para cualquier configuración.

Como puede observarse, la posición del punto B depende de 3 parámetros y de θ que es la variable independiente:

$$\vec{x}_B(\theta) = f(r, C, \alpha, \theta)$$

$$\vec{y}_B(\theta) = f(r, C, \alpha, \theta)$$

El problema que se propone es el siguiente: optimizar los valores de r , C y α , y partir de ellos las longitudes de cada una de las barras (C-D, E-D, F-E y C-F), para que el punto B describa la línea recta deseada por el usuario. La recta estará determinada por las constantes de la siguiente ecuación lineal:

$$y(x) = a_{objetivo} x + b_{objetivo}$$

Para este ejemplo se seleccionarán valores objetivo arbitrarios de a y b :

$$a_{obj} = 2 \tag{16}$$

$$b_{obj} = -10 \tag{17}$$

3.4.2 Global Optimization Toolbox

Se implementará el paquete de optimización *Global Optimization Toolbox* de Matlab. Se trata de un paquete de herramientas que proporciona algoritmos para la búsqueda de soluciones globales a problemas que contienen máximos o mínimos múltiples. Entre las funciones disponibles se encuentran: búsqueda de patrones, algoritmo genético, enjambre de partículas, recocido simulado, multiarranque y búsqueda global. Todas ellas pueden usarse para problemas de optimización en los que la función objetivo o de restricción sea continua, discontinua o estocástica, no posea derivadas o bien incluya simulaciones o funciones de tipo “caja negra”.

3.4.3 Función de costo

Cada solución del problema propuesto reúne los valores de 3 variables: r , C y α . Con estos valores se especializan las ecuaciones (14) y (15), y a partir de la variación de la variable independiente θ , es posible interpolar una recta de donde se obtienen valores de a y b .

Con estos valores se calcula el valor de la función de costo definida como un residuo (18).

$$\text{Función de Costo} = \text{Residuo} = (a - a_{obj})^2 - (b - b_{obj})^2 \quad (18)$$

El objetivo de los AG es de minimizar este residuo, cuando los valores de a y b calculados sean idealmente iguales a a_{obj} y b_{obj} el residuo sería igual a 0.

La función de costo (18) es evaluada para cada uno de los individuos de la población. En el Apéndice B se encuentran las líneas de código utilizadas para llevar a cabo estas instrucciones.

3.4.4 Configuración del Algoritmo Genético

Los parámetros de configuración utilizados fueron:

- Porcentaje de cruce (crossover): 0.8
- Tipo de mutación: Uniforme.
- Porcentaje de mutación por población (Mutation): 0.1
- Cantidad de individuos en la población (Population): 100
- Selección de padres: Stochastic uniform.
- Criterios de detención:
 - Cantidad de generaciones igual a 100.
 - Residuo < 0.0005 .

3.4.5 Resultados de la optimización

En la Figura 3.12 se muestra el resultado de la convergencia de los Algoritmos Genéticos: “Fitness value” vs “Generation”, donde se observan los resultados de las mejores soluciones y los valores promedio de cada generación. La ordenada del gráfico es equivalente a la función de costo o residuo (18).

La convergencia del problema con un valor mínimo de Fitness value obtenido de 0.000212433. Se puede observar la tendencia a disminuir en los valores promedio al aumentar el número de generaciones. Si la cantidad de generaciones siguiese aumentando la brecha entre ambos valores tendería idealmente a 0.

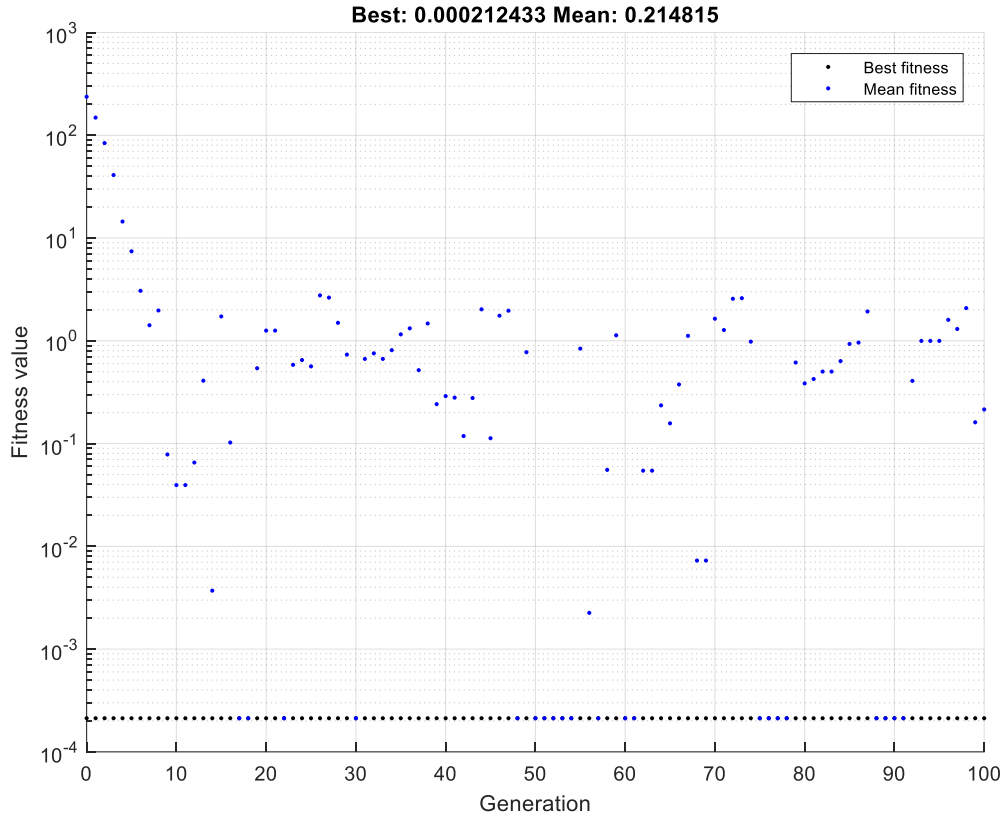


Figura 3.12. Resultado de la optimización hecha con AG para el mecanismo de Hart.

El resultado que se obtiene para las variables optimizadas (r , C , α) es el siguiente:

$$r = 7.328422144204036$$

$$C = 173.98046929239257$$

$$\alpha = 26.982400902587038$$

A modo de verificación, si estos valores se reemplazan en las ecuaciones (14) y (15) que describen la trayectoria del punto B , se obtienen:

$$x_B(\theta) = 7.328 \cos(\theta) + \left[\frac{173.98 - \left[2 * 7.3284 \cos\left(\frac{26.982 + \theta}{2}\right) \right]^2}{2 * 7.328 \cos\left(\frac{26.982 + \theta}{2}\right)} \right] \cos\left[\frac{\theta - 26.98}{2}\right]$$

$$y_B(\theta) = 7.328 \sin(\theta) + \left[\frac{173.98 - \left[2 * 7.3284 \cos\left(\frac{26.982 + \theta}{2}\right) \right]^2}{2 * 7.328 \cos\left(\frac{26.982 + \theta}{2}\right)} \right] \sin\left[\frac{\theta - 26.98}{2}\right]$$

Estas funciones graficadas con θ como parámetro resultan en la recta graficada en la Figura 3.13.

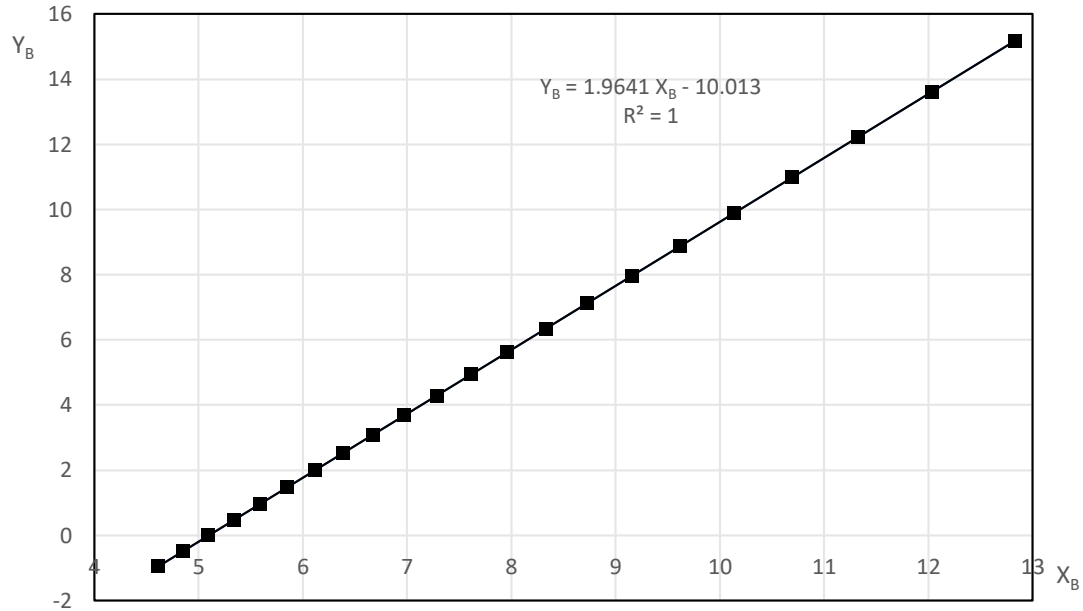


Figura 3.13. Trayectoria del punto B resultante de la optimización por Algoritmos Genéticos.

La ecuación que mejor se aproxima a esta recta es la siguiente:

$$Y_B(x) = 1.9641 X_B - 10.013$$

con los siguientes errores relativos, que pueden considerarse aceptables para este caso.

$$e_a = 1.795 \%$$

$$e_b = 0.13 \%$$

Con esta información ya es posible la construcción del mecanismo a partir de relaciones geométricas, dando como resultado:

$$\overline{FC} = \overline{ED} = 29.7 \text{ mm}$$

$$\overline{CD} = \overline{FE} = 13.9 \text{ mm}$$

El mismo se puede observar construido en Working Model, en la Figura 3.14.

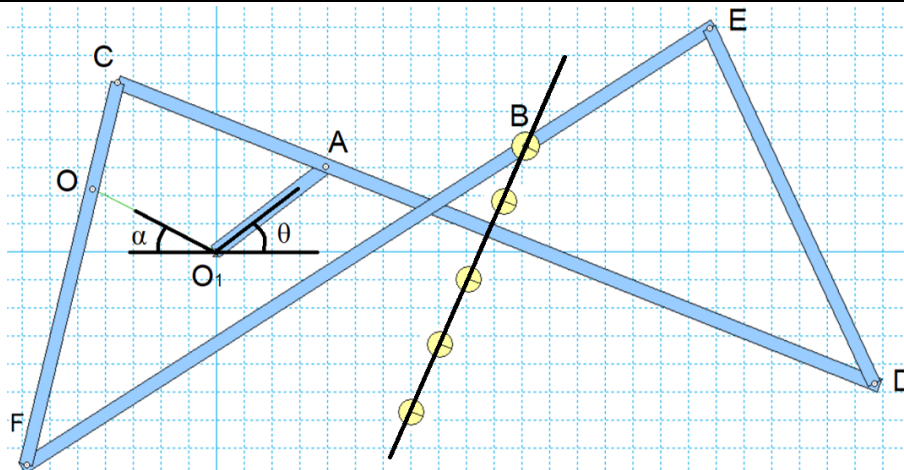


Figura 3.14. Mecanismo de Hart en Working Model.

3.5 Conclusiones

Se introdujeron los conceptos principales de Algoritmos Genéticos contrastando las ventajas y desventajas con respecto a los algoritmos de optimización convencionales. Se resolvió un ejemplo de optimización de un mecanismo que sirvió de entrenamiento para implementar el paquete de AG del Global Optimization Toolbox de Matlab.

Los AG introducidos en este capítulo serán utilizados en los Capítulos 5, 6 y 7 para obtener los movimientos coordinados de locomoción de modelos bípedos y cuadrúpedos.

Bibliografía

Randy L. Haupt. Sue Ellen Haupt. (1998). Practical Genetic Algorithms.

David E. Goldberg. (1989). Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning.

Khurmi. (2005). Theory of Machines.

Capítulo 4

Simulación con GaitSym

4.1 Introducción

Habiendo presentado el modelo de músculo de Minetti y Alexander (1997), véase Capítulo 2, y una herramienta de optimización (AG), véase Capítulo 3, se introduce a continuación uno de los softwares de simulación estudiados: GaitSym. Este software fue explorado a partir de un contacto establecido durante la beca con el Dr. Bill Sellers del Animal Simulation Laboratory de la Universidad de Manchester.

GaitSym es un motor de simulación de dominio público, disponible en el sitio web: <https://www.animalsimulation.org>. Está específicamente desarrollado para el estudio de locomoción de seres vivos, de modo que tiene incorporado el modelo muscular de Minetti y Alexander (1997) en su forma lineal, ecuaciones (6-10).

Utiliza como librería de cálculo Open Dynamics Engine⁴(ODE) para resolver las simulaciones. Posee una interfaz gráfica para visualizar los resultados y los modelos, como por

⁴ ODE es una biblioteca de código libre y de alto rendimiento para simular dinámicas de cuerpo rígido. Tiene todas las funciones, es estable, robusto e independiente de la plataforma con una API C / C ++ fácil de usar. Cuenta con tipos de unión avanzados y detección de colisión integrada con fricción. ODE es útil para simular vehículos, objetos en entornos de realidad virtual y criaturas virtuales. Actualmente se usa en muchos juegos de computadora, herramientas de autoría 3D y herramientas de simulación. <https://www.ode.org>

ejemplo el chimpancé mostrado en la Figura 4.1. Esta interfaz, sin embargo, no permite la construcción del modelo, para ello la entrada de los datos para su confección se realiza por medio de archivos de texto utilizando un código característico del software, que fue necesario dominar.

Una vez construido el modelo y especializados los parámetros musculares definidos en el Capítulo 2 (F_0 , v_{\max} y eventualmente las constantes elásticas) este software puede ser vinculado con algoritmos de optimización, como por ejemplo Algoritmos Genéticos, para la optimización de los parámetros de fracción de músculo activada α (ecuación 8) y los tiempos t y secuencia de activación de los músculos. A partir de esta información optimizada, resultaría una locomoción en donde se logra la contracción coordinada de los músculos que aseguran la estabilidad y el desplazamiento en todo momento.



Figura 4.1. Modelo de chimpancé construido en GaitSym.

Para ejemplificar la aplicación de GaitSym, se simulará la locomoción de un dispositivo móvil de seis patas accionadas por un motor y por músculos.

4.2 Modelado en GaitSym

En esta sección se explica cómo se construye un modelo en GaitSym, para luego implementarlo en un ejemplo propuesto.

4.2.1 Cuerpos sólidos

Los cuerpos sólidos que forman el modelo (el torso, las patas, etc.) deben ser generados externamente. Se pueden obtener utilizando alguna de las técnicas de relevamiento de datos explicados en el Apéndice A, o pueden ser dibujados con ayuda de un software de dibujo mecánico

como *Autodesk Inventor* o *SolidWorks*. Cada uno de estos archivos debe ser almacenado con formato “.obj”.

Una vez generados todos los cuerpos del modelo, los archivos correspondientes son referenciados en el documento de texto. Se les asigna una densidad, se le calcula la posición del centro de masas, los momentos de inercia y se establece la posición y orientación en el espacio.

4.2.2 Articulaciones

Las articulaciones tienen la finalidad de crear vínculos entre cuerpos para restringir sus movimientos relativos. GaitSym dispone de 4 tipos de articulaciones con distintos grados de libertad:

- *Hinge joint*. Permiten un solo grado de libertad de rotación entre dos cuerpos. Las articulaciones como el codo o la rodilla son ejemplos de este tipo.
- *Floating hinges*. Son uniones que permiten la rotación respecto de un solo eje, pero no afectan los movimientos lineales. De esta forma se permite un solo grado de libertad de rotación y 3 grados de libertad lineales.
- *Ball joints*. Permite 3 grados de libertad de rotación entre dos cuerpos, pero restringe el movimiento lineal.
- *Fixed joints*. Fijan dos cuerpos en una posición especificada, imposibilitando todo tipo de movimiento.

4.2.3 Contactos con el suelo

Para que GaitSym reconozca fuerzas normales y de rozamiento en el plano del suelo, deben configurarse elementos de contacto, que consisten en esferas que se definen por su radio y un coeficiente de roce μ .

4.2.4 Modos de accionamiento

Para generar potencia pueden utilizarse:

4.2.4.1 Motores

Los datos principales que debe especificar el usuario son la velocidad angular objetivo y el torque máximo del motor, y los cuerpos a los que está vinculado. Adicionalmente, hay una serie de parámetros de control para especificar el tiempo de respuesta del motor.

4.2.4.2 Músculos

Para utilizar un músculo se debe elegir uno de los modelos matemáticos que el software posee. Estos son:

- Modelo de músculo de Minetti-Alexander (1997), es el modelo más simple que describe a los músculos como una unidad que no posee elementos elásticos. El mismo es útil en casos donde la acumulación de energía elástica en los músculos no es importante.
- Modelo de músculo de Minetti-Alexander Extended. Consta de un modelo idéntico al caso anterior solo que posee elementos elásticos en serie y en paralelo. Útil para el caso donde la acumulación de energía elástica es importante.

Ambos modelos de locomoción responden a las ecuaciones (6-10) presentadas en el Capítulo 2. La única diferencia reside entre los modelos es presencia o ausencia del elemento elástico.

- El tercer modelo de locomoción es el propuesto por Umberger Gerritsen Martin (2003). Esta unidad también posee elementos elásticos en serie y en paralelo muy similar al de Minetti y Alexander (1997).

En este planteo se utilizará el modelo de músculo de Minetti-Alexander (1997) sin elementos elásticos (véase Sección 4.2.4) para lo que se deben definir las siguientes propiedades:

- *PCA*: Área transversal del musculo.
- *Force Per Unit Area*. Fuerza por unidad de área que puede ser generada por el elemento contráctil (tensión).

De la multiplicación de estos dos parámetros surge la magnitud de la fuerza F_0 que se utiliza en las ecuaciones (6), (9) y (10).

- *Fibre Length*. Longitud de las fibras musculares.
- *Tendon Length*. Longitud del tendón.
- *VMax Factor*. Velocidad de contracción máxima del músculo en metros por segundo.
- *ActivationK*. Afecta la forma de la curva de contracción. Se establece en 0.17, valor sugerido por Van Leeuwen. J.L. (1992).

Los valores V_{max} y *ActivationK* también se utilizan en las ecuaciones (6), (7), (9) y (10).

- Fracción del músculo activada (α). El concepto de este parámetro fue explicado en la Sección 2.3. Este parámetro, que puede tomar valores entre 0 y 1, indica el grado de activación del músculo, siendo 0 cuando el músculo no entrega potencia y 1 cuando entrega la máxima potencia.
- Tiempo de activación del músculo. Los tiempos de activación indican el intervalo de tiempo donde el músculo ejerce potencia, fuera de este rango la potencia es igual a 0.

Para utilizar el modelo con elementos elásticos se debe, además, definir los siguientes valores:

- *Serial Strain At Fmax*. Valor de tensión de un elemento elástico en serie cuando se ejerce la fuerza máxima en el músculo.
- *Parallel Strain At Fmax*. Valor de tensión de un elemento elástico en paralelo cuando se ejerce la fuerza máxima en el músculo.

Toda la información descrita en esta sección debe ingresarse en un archivo de texto *.txt* en el formato que se muestra en la Figura 4.2.

```
<?xml version="1.0"?>
<GAITSYMODE>
<STATE SimulationTime="0"/>
<IOCONTROL OldStyleInputs="false" SanityCheckAxis="Y" SanityCheckLeft="Left" SanityCheckRight="Right"/>
<GLOBAL IntegrationStepSize="1e-4" GravityVector="0.0 0.0 -9.8" ERP="0.2" CFM="1e-10" ContactMaxCorrectingVel="0"
ContactSurfaceLayer="0.001" AllowInternalCollisions="false" BMR="0" TimeLimit="10" MetabolicEnergyLimit="0"
MechanicalEnergyLimit="0" FitnessType="KinematicMatch" DistanceTravelledBodyID="CUERPO"/>
<ENVIRONMENT Plane="0 0 1 0"/>
<INTERFACE TrackBodyID="CUERPO"/>
|BODY ...
<BODY ID="EJE" GraphicFile="eje.obj" Scale="1" Offset="2.84599214380442690e-019 -1.35000000000000190e+000 7.16806478328710710e-018" Mass="0.761915085"
MOI="4.79973028151753130e-001 3.42191993702289570e-002 4.79972998987550030e-001 1.77538105744501350e-018 1.36584062744755930e-019 -1.77453402449775920e-018"
Density="-1" Position="World 0.15 0 1.85" Quaternion="World 1 0 0 0" LinearVelocity="0 0 0" AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="true"/>

<JOINT...
<JOINT ID="articulacion1" Type="Hinge" Body1ID="CUERPO" Body2ID="EJE" HingeAnchor="EJE 0 -1.35 0" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />

<GEOM...
<GEOM ID="bola1" Type="Sphere" BodyID="Patas" Position="PAux1 0 0 0" Quaternion="1 0 0 0" Radius="0.01" Mu="6"/>

<MUSCLE...
<MUSCLE Type="MinettiAlexanderExtended" Strap="TwoPoint" ID="Musculo1" OriginBodyID="EJE" InsertionBodyID="CUERPO" PCA="10" FibreLength="0.1"
ForcePerUnitArea="1000" VMaxFactor="8" ActivationK="0.17" SerialStrainAtFmax="0.06" ParallelStrainAtFmax="0.6" ActivationKinetics="false"
TendonLength="0.55" Origin="EJE 0 0 0.3" Insertion="EJE 0.247 0 -0.247"/>

<DRIVER...
<DRIVER Type="Cyclic" ID="Driver1" Target="Musculo1" DurationValuePairs="0.3 0 0.65 1 0.7 0 0.55 0 0.75 0 0.7 1 0.9 0 0.65 0 0.75 0 0.7 1 0.8 0 0.1

</GAITSYMODE>
```

Figura 4.2. Documento de texto base para la construcción de un modelo en GaitSym.

4.3 Ejemplo de aplicación en GaitSym

Para ejemplificar la aplicación de GaitSym, se simulará la locomoción del dispositivo móvil mostrado en la Figura 4.3 que se asemeja a un insecto de seis patas. Este dispositivo cuenta con un motor eléctrico que transmite su potencia a un eje, dicho eje se encarga de accionar un mecanismo

conformado por bielas y patas. Gracias a esto, resulta la coordinación necesaria de las partes móviles para lograr el desplazamiento. El dispositivo también dispone de un controlador electrónico que cambia la dirección de avance cuando las antenas detectan un obstáculo, sin embargo, el presente análisis se limita al avance rectilíneo.

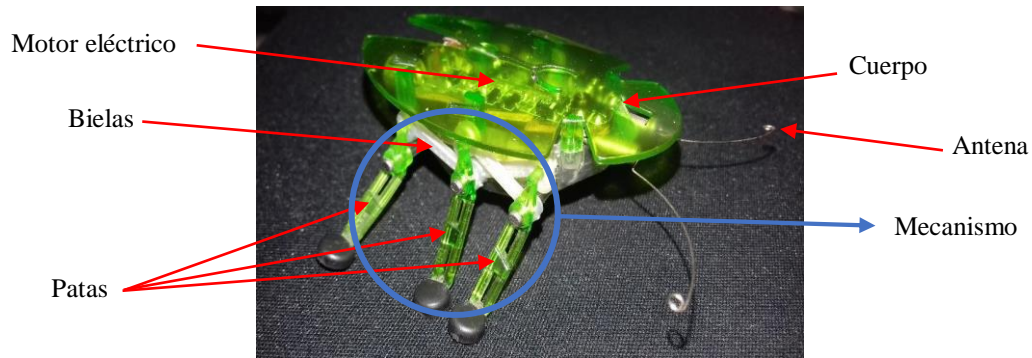


Figura 4.3. Modelo de prueba real a desarrollar en GaitSym.

4.3.1 Confección del modelo

A continuación, se definirán los parámetros introducidos anteriormente para la construcción del modelo. Se considerarán dos casos: un modelo de referencia para verificar el correcto montaje del mecanismo accionado por un motor (como en el dispositivo físico), y otro en donde al motor se lo reemplaza por un conjunto de músculos cuya acción coordinada resulta en el giro del eje del dispositivo.

- Cuerpos sólidos.

Todos los cuerpos sólidos necesarios fueron dibujados con Autodesk Inventor respetando las dimensiones originales, como se ve en la Figura 4.4. El modelo ensamblado se presenta en la Figura 4.5.

- Articulaciones.

Se utilizaron las articulaciones tipo *Hinge joint* definidas en la Sección 4.2.2, ver Figura 4.5.

- Contactos con el suelo.

Los contactos son esféricos con un radio de 1 mm, ver Figura 4.5, con un coeficiente de roce $\mu = 0.6$.

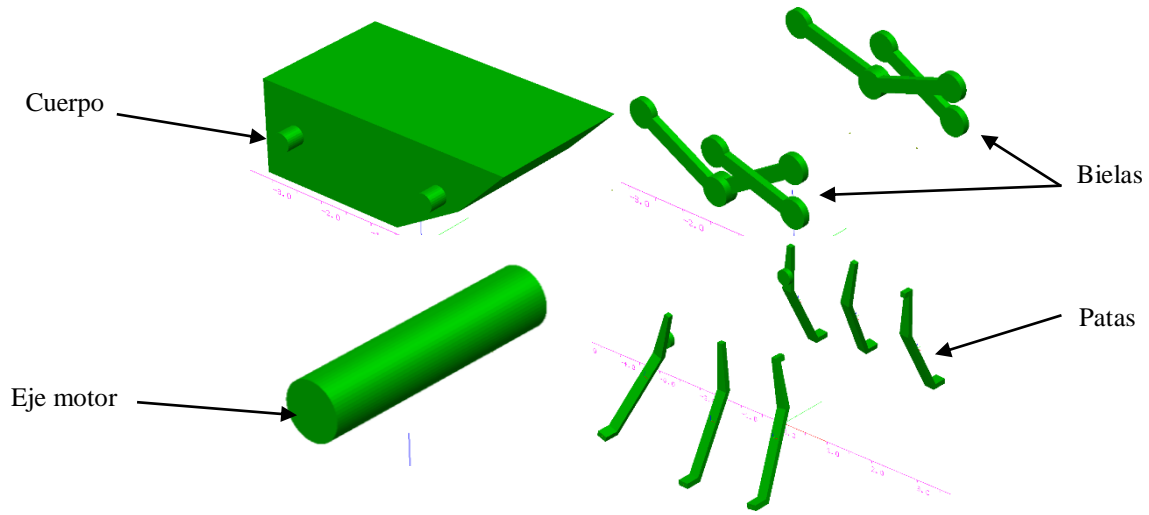


Figura 4.4. Sólidos a utilizar para la construcción del modelo.

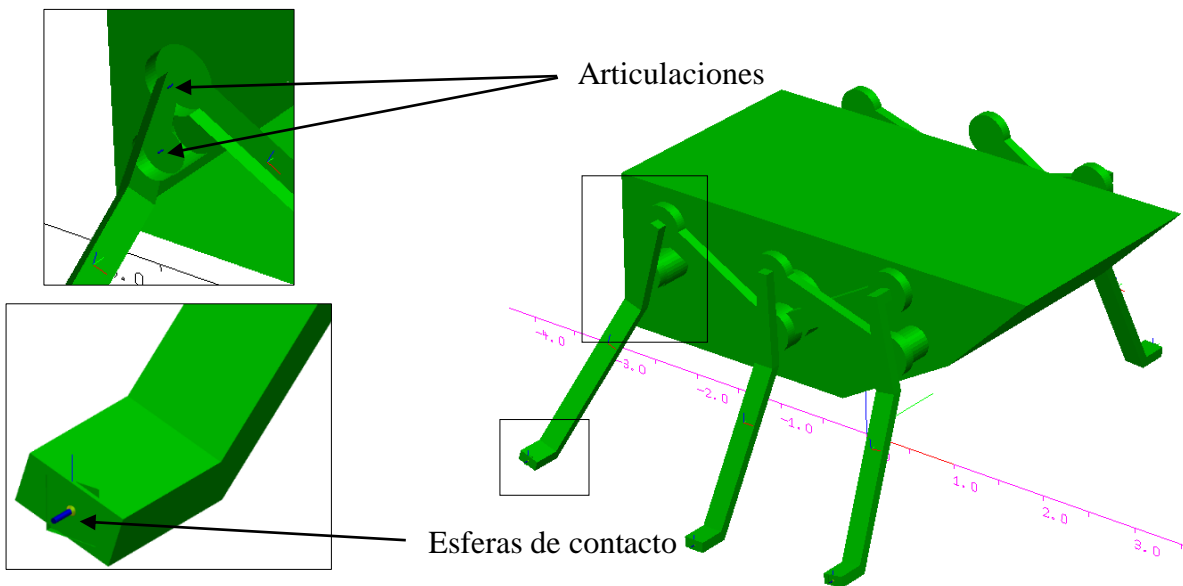


Figura 4.5. Representación computacional del modelo de prueba en GaitSym.

4.3.1.1 Accionamiento con motor

El accionamiento con motor se asemeja en mayor medida al modelo físico, en donde se utiliza para entregar potencia a un eje conductor. Los datos de torque máximo y velocidad angular fueron ajustados empíricamente hasta lograr la locomoción:

- i) Torque máximo: 30 Nm.
- ii) Velocidad angular objetivo: 10 rad/s.

En todos los casos se adoptaron los valores por defecto de los parámetros de control del motor. El análisis de estos parámetros se excluyó del estudio porque exceden el alcance del trabajo.

De la simulación resuelta se reportan los resultados de distancia recorrida y velocidad de avance en la Figura 4.6. En la Figura 4.7 se grafica la velocidad angular instantánea del eje y en la Figura 4.8 se reporta el torque instantáneo del motor.

Se observa en la Figura 4.6 que, aunque la velocidad de avance varía en el tiempo, una vez superada la etapa inicial de arranque desde el reposo, la posición se puede aproximar de forma razonable considerando una velocidad constante promedio de 1.65 cm/s. Por su parte, se observa en las Figura 4.7 y Figura 4.8 que los períodos de velocidad angular y torque máximo se dan de forma alternada. El torque máximo ocurre cuando 3 o más patas tocan el suelo mientras que la velocidad máxima se da cuando el contacto ocurre solo con 2 patas.

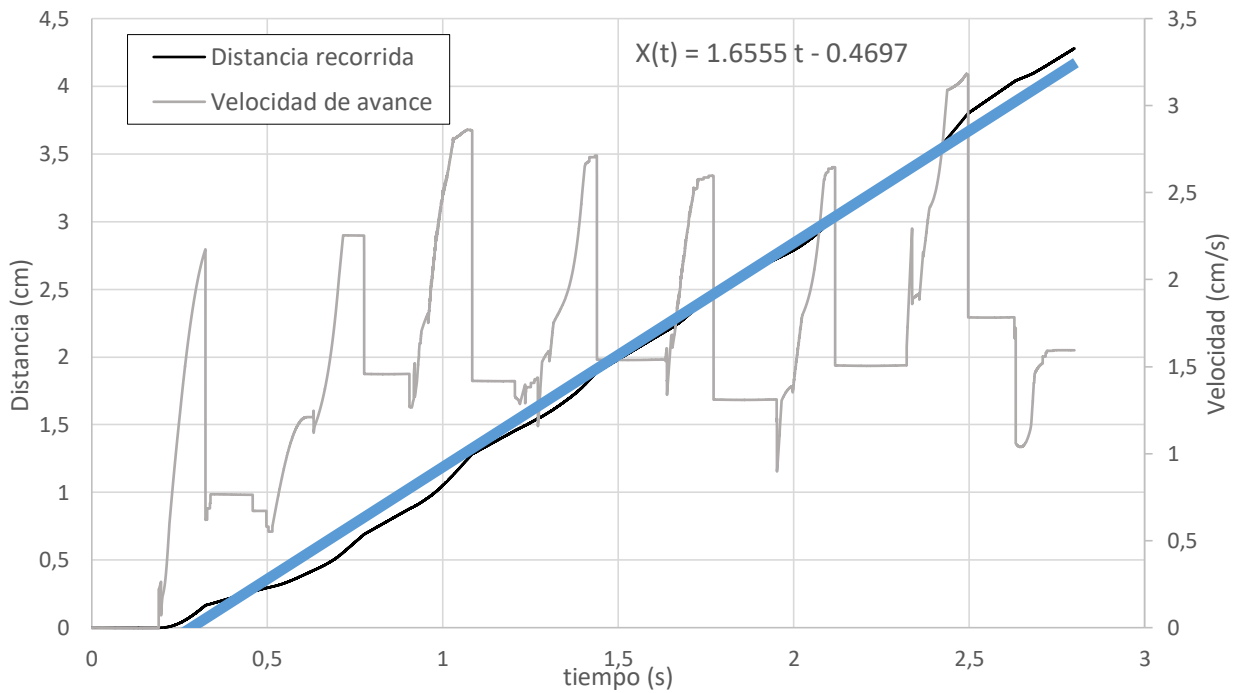


Figura 4.6. Resultados de distancia recorrida y velocidad de avance en simulación accionada por motor.

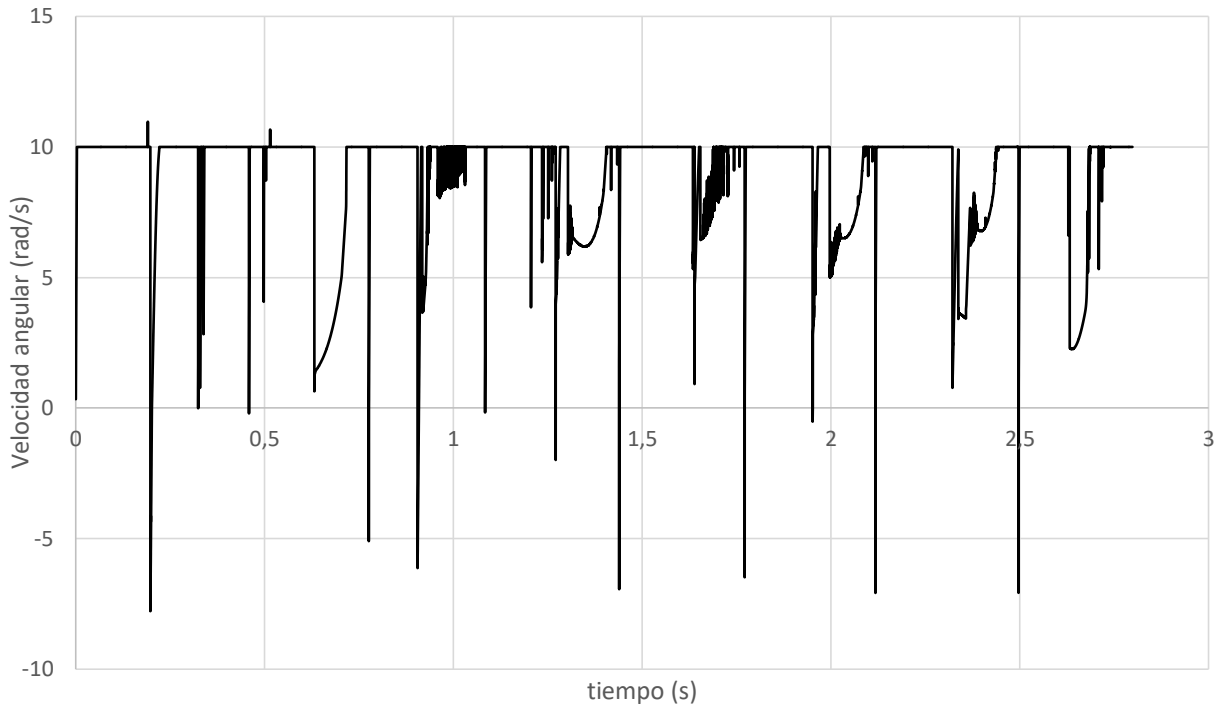


Figura 4.7. Velocidad angular del eje.

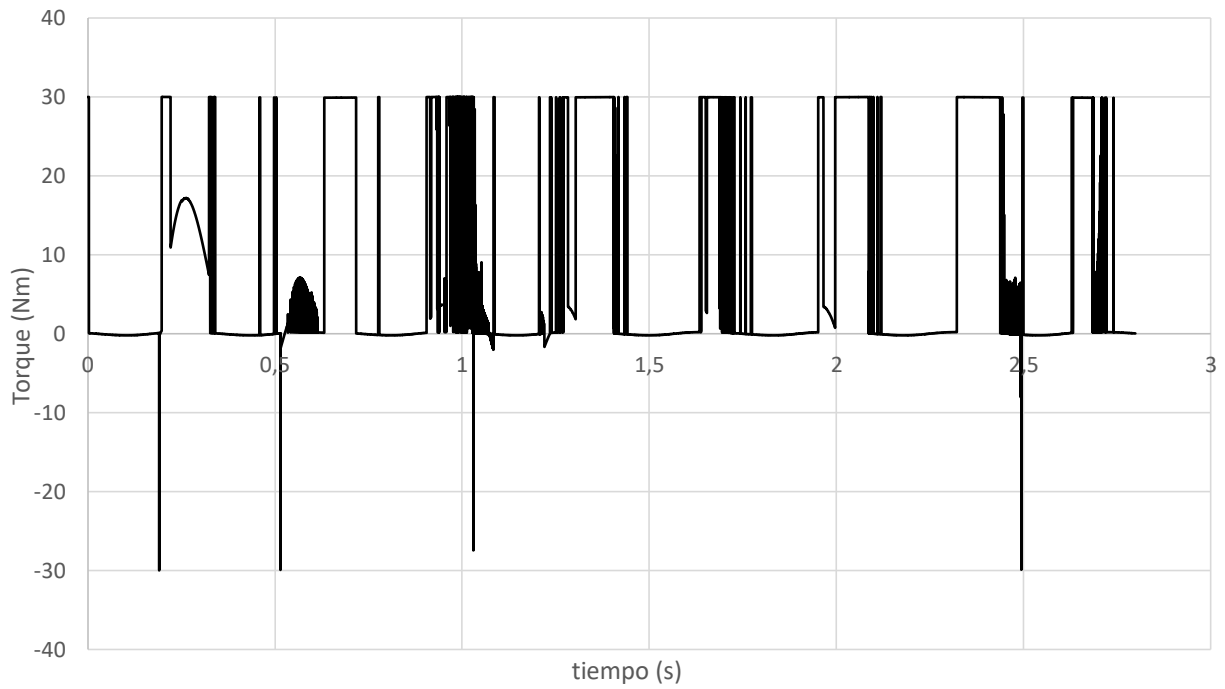


Figura 4.8. Torque ejercido por el motor.

4.3.1.2 Accionamiento por músculos

Para el accionamiento con músculos, se propone el arreglo de cuatro músculos de la Figura 4.9, cuya acción sincronizada resulta en la rotación del eje. Cada músculo posee un extremo anclado en un punto sobre la periferia del eje, y otro extremo anclado en puntos del cuerpo del modelo. La disposición de los músculos fue seleccionada teniendo en cuenta que los músculos trabajan a la tracción (ver Sección 2.2.3).

Esta configuración de músculos no pretende ser la óptima ni tampoco de reproducir el modelo biológico, lo que se buscó es implementar una disposición que sea eficaz para la lograr la locomoción y así aprender sobre la implementación de los músculos.

Los valores de los parámetros que definen las propiedades de los músculos y sus tiempos de activación se ajustaron de forma empírica hasta lograr la locomoción.

El modelo de músculo utilizado fue el de Minetti Alexander Extended con las siguientes propiedades:

- PCA="1"
- FibreLength=" 0.1 "
- ForcePerUnitArea="100"
- VMaxFactor="8"
- ActivationK="0.17"
- SerialStrainAtFmax="0.06"
- ParallelStrainAtFmax="0.6"
- TendonLength="0.55"

Con todos estos parámetros definidos ya es posible especializar las ecuaciones (8 – 10).

Para la activación de los músculos se adoptó un esquema de activación/desactivación instantánea (dado por valores de $\alpha=1$ y $\alpha=0$, ver Sección 2.3), sin transiciones intermedias. Los tiempos de activación se dan en la Tabla 4-1 y su secuencia se grafica en la Figura 4.10 junto con la posición del eje.

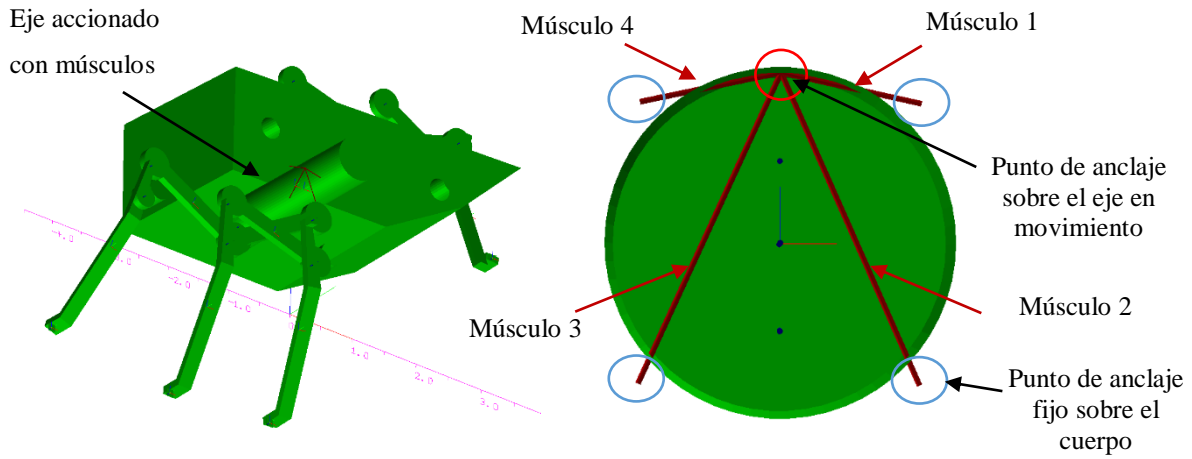


Figura 4.9. Modelo accionado por músculos. Disposición de los músculos que accionan el eje.

Tabla 4-1. Tiempos de activación de los músculos.

Músculo	Tiempo
1	0.65 s
2	0.7 s
3	0.55 s
4	0.6 s

Toda la información hasta aquí descrita se ingresa a GaitSym por medio de un archivo de texto *.txt* con un código propio del software, como se mostró en la Figura 4.2. El contenido del documento de texto utilizado para este modelo se muestra en el Apéndice C.

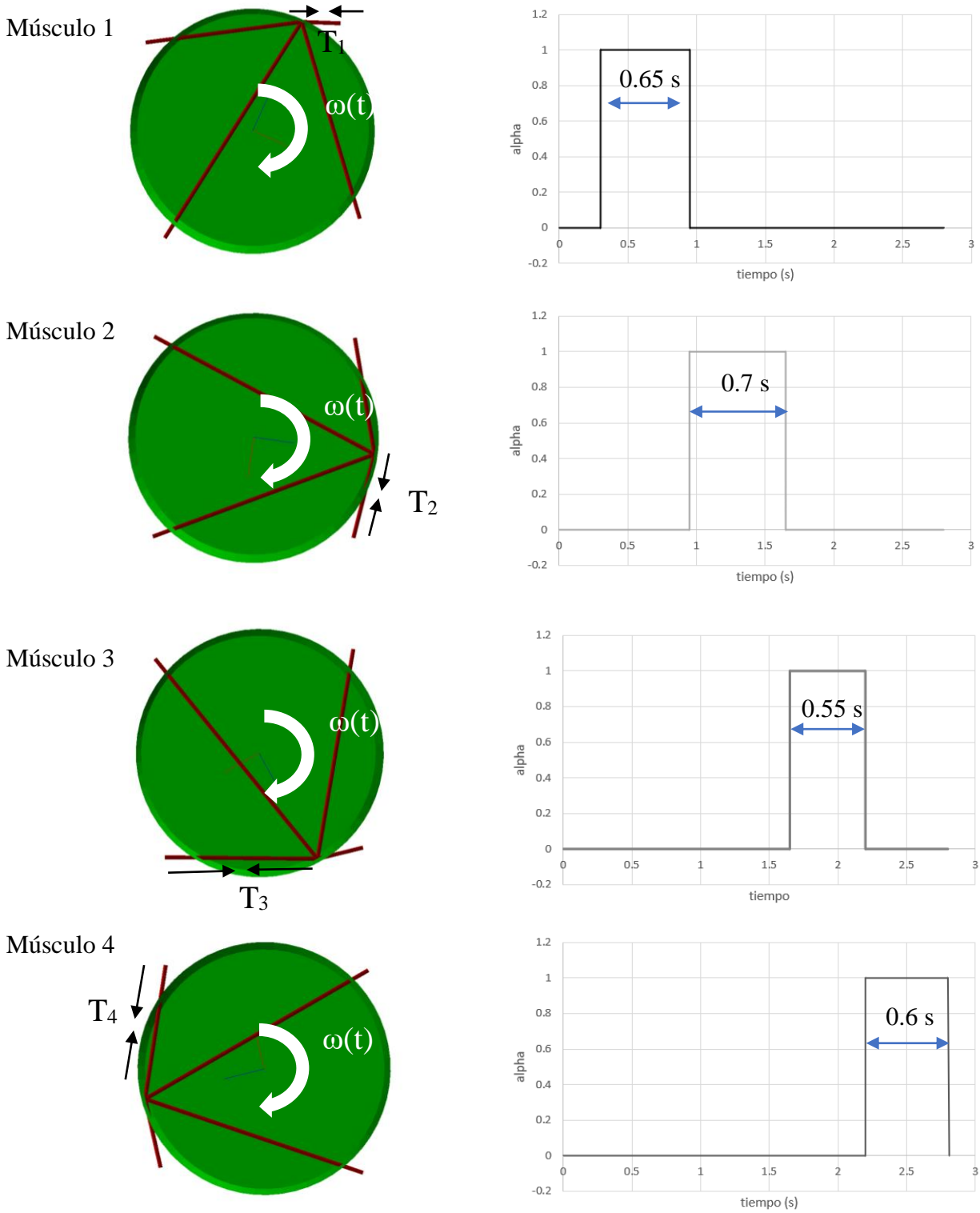


Figura 4.10. Secuencia de activación de los músculos, junto con valores de α en función del tiempo.

Los resultados obtenidos se presentan a continuación.

De la Figura 4.11 se puede observar que existen periodos de tiempo en los que la velocidad es negativa. Esto es una consecuencia de la configuración de músculos propuesta en la Figura 4.9, en donde por ciertos intervalos de tiempo, no entregan la suficiente potencia para que el modelo avance.

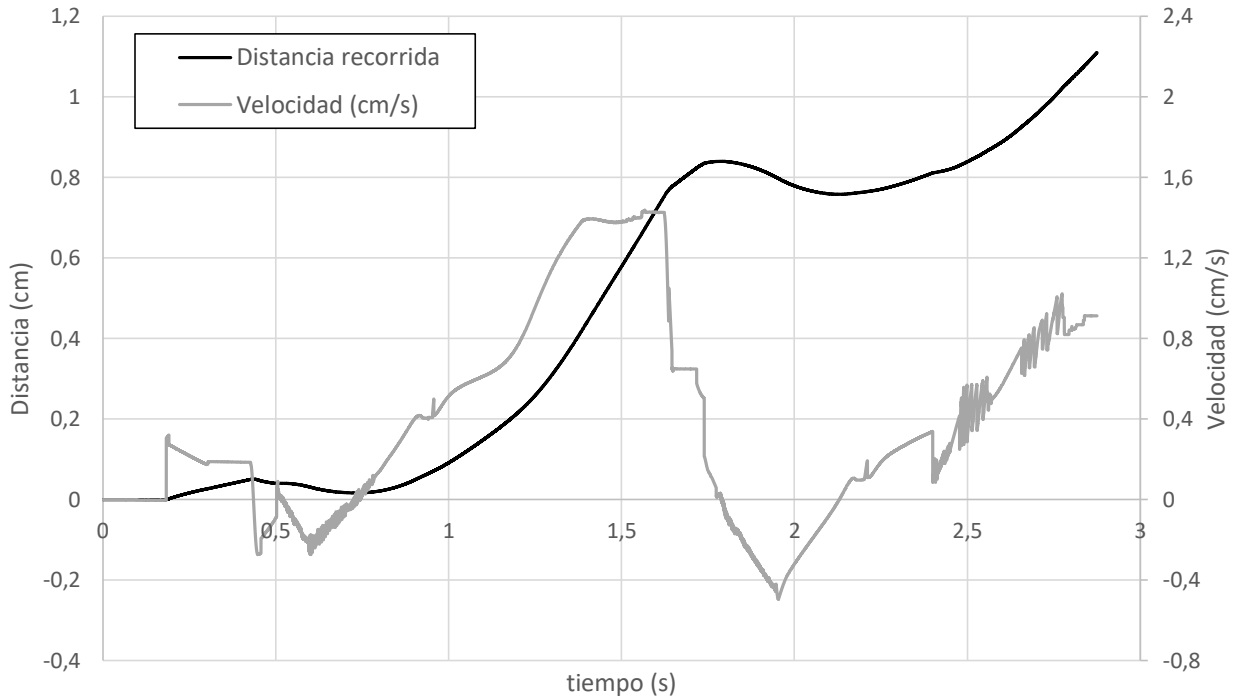


Figura 4.11. Resultados de distancia recorrida y velocidad de avance en simulación accionada por músculos.

En la Figura 4.12, se muestran las tensiones resultantes en los músculos y en la Figura 4.13 sus velocidades de contracción. Se observa de ambos gráficos que las curvas tienen un comportamiento similar, aumentando la tensión y la velocidad de contracción hacia el final de los periodos de activación en el caso de los músculos 1, 2 y 3.

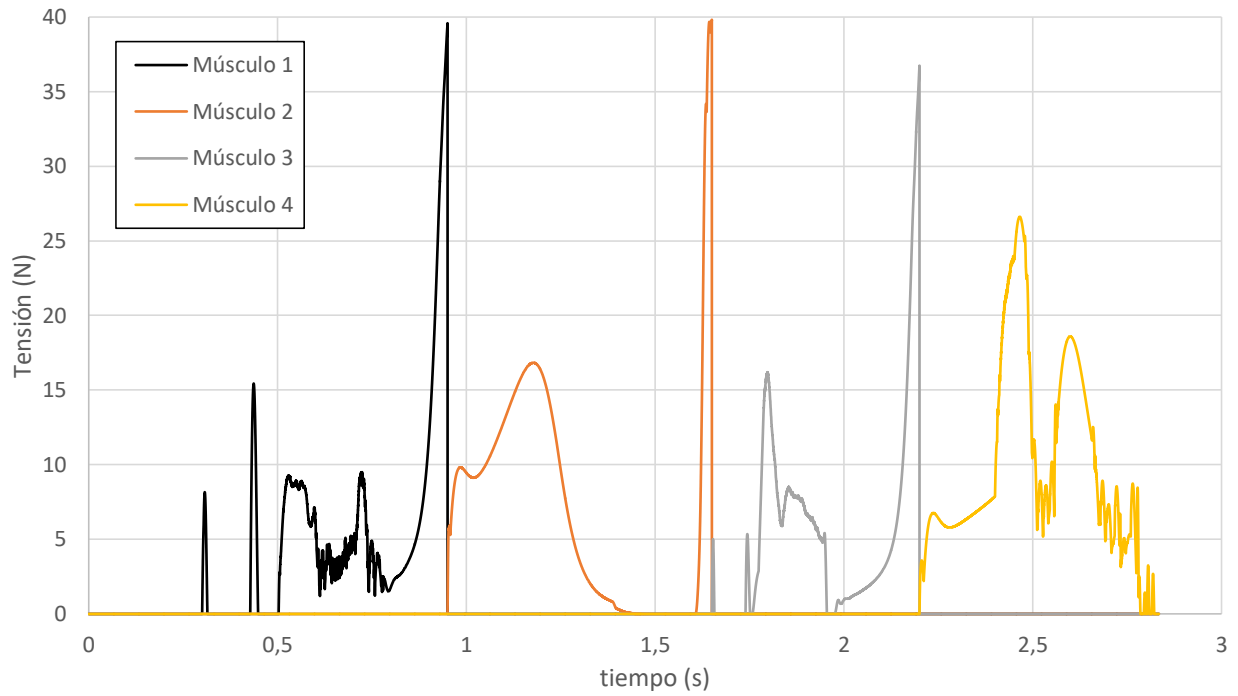


Figura 4.12. Resultados de tensión en los músculos que accionan el eje.

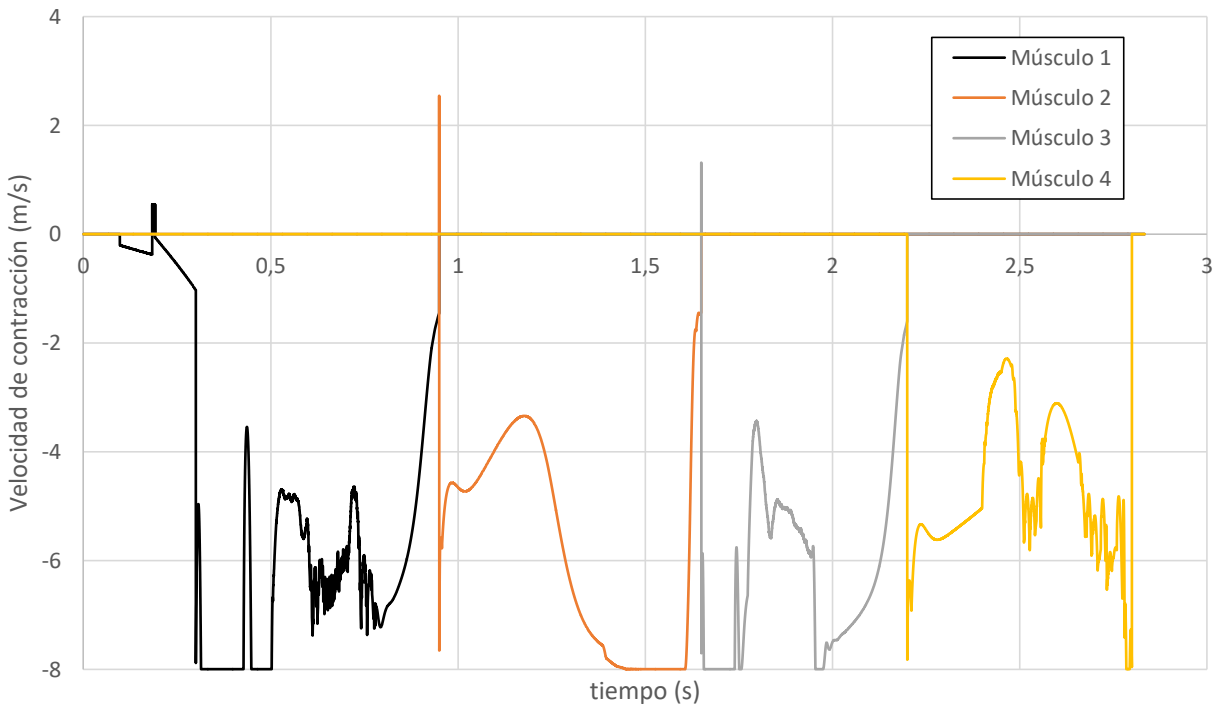


Figura 4.13. Resultados de velocidades de contracción en los músculos que accionan el eje.

En la Figura 4.14 se grafica la velocidad angular del eje en función del tiempo.

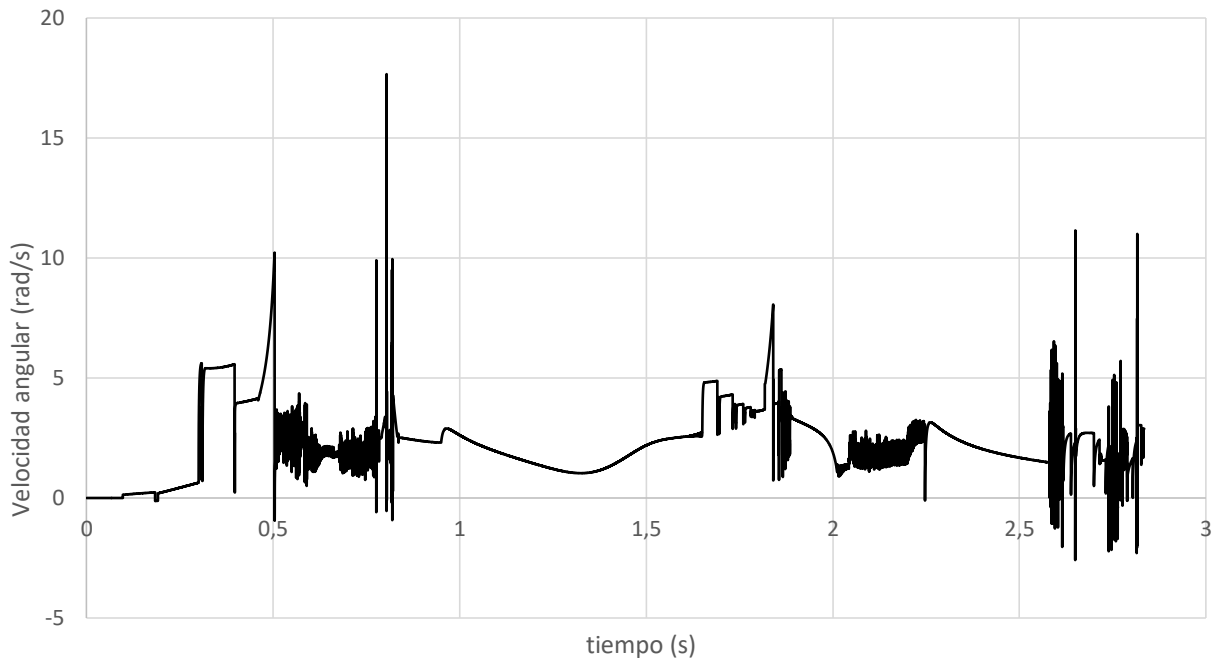


Figura 4.14. Velocidad angular del eje accionado con músculos.

De ambas simulaciones se muestran a continuación algunos resultados a modo comparativo. En la Figura 4.15 se grafican las velocidades de avance, se puede observar que en el caso del motor no se dan velocidades negativas, ya que su locomoción resulta más estable.

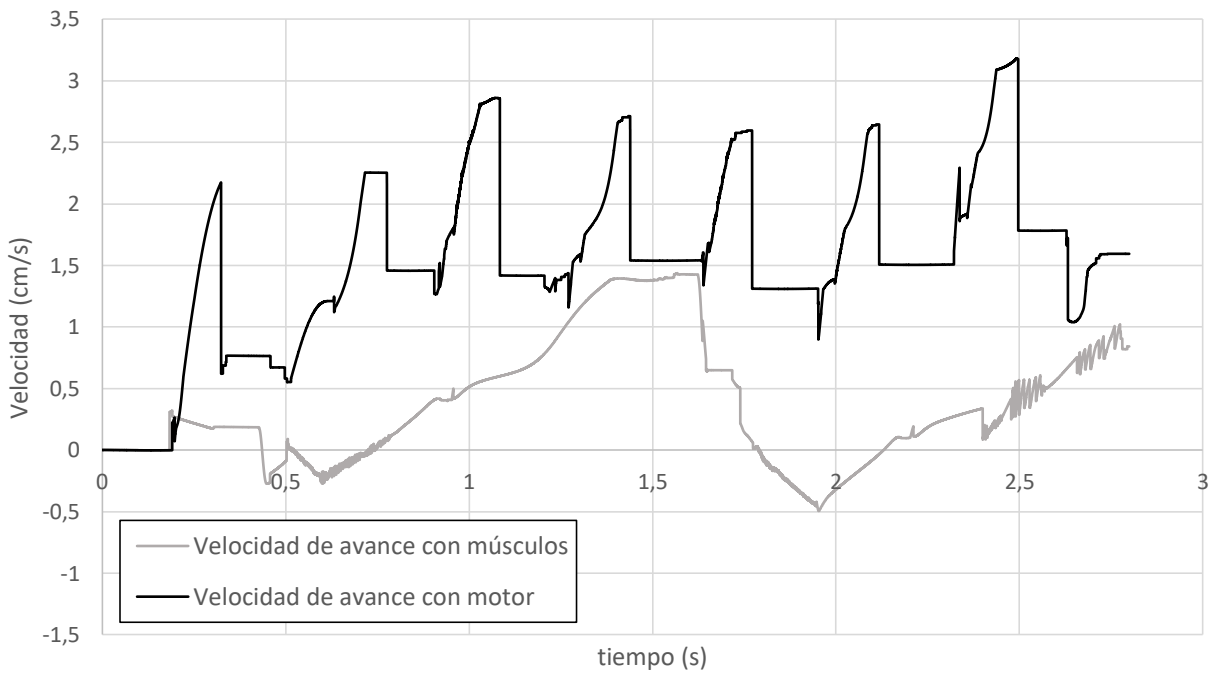


Figura 4.15. Velocidades de avance con ambos accionamientos.

En la Figura 4.16 se grafican las velocidades angulares del eje. Se puede ver que la velocidad angular del eje con motor se mantiene en la mayor parte del tiempo en el valor objetivo, mientras que la velocidad angular del eje accionado con músculos es mucho más variable. Esta variabilidad se debe a los valores de α y t elegidos, habiendo tomado $\alpha = 0$ y $\alpha = 1$ sin condiciones intermedias, y tiempos de activación t hallados por inspección, no puede esperarse que el eje tenga una velocidad angular constante. Este resultado podría corregirse a partir de una optimización con Algoritmos Genéticos, de los parámetros utilizados para α y t .

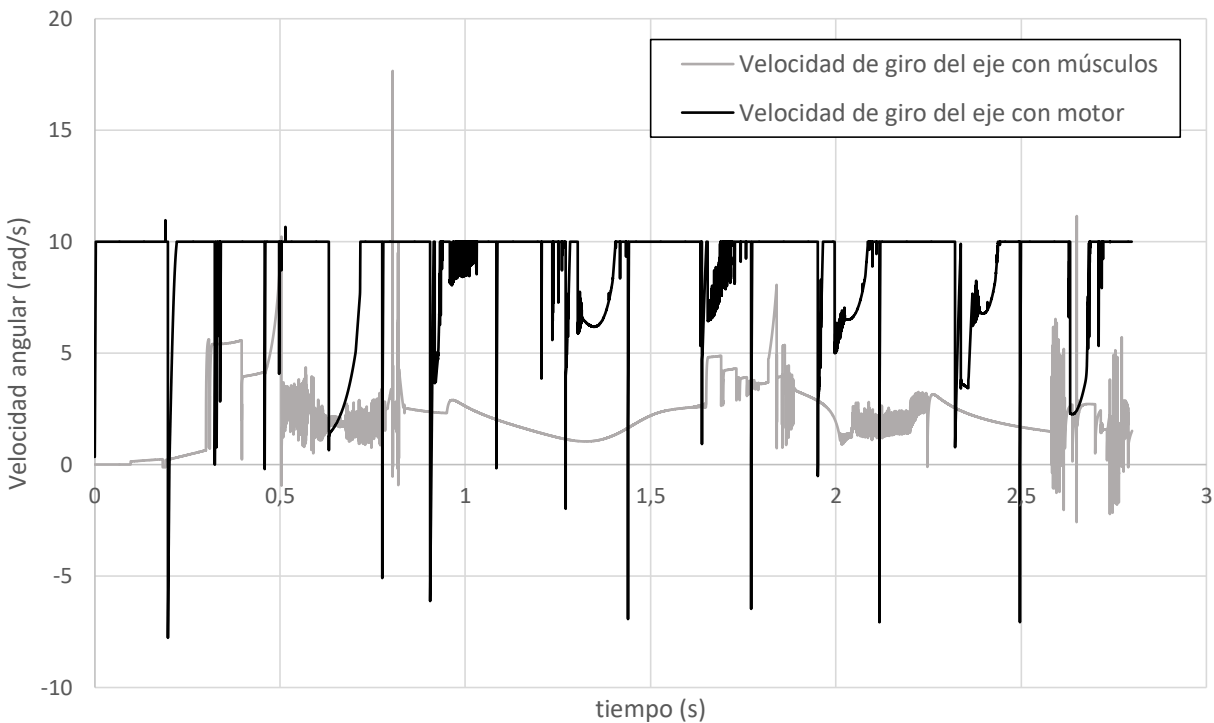


Figura 4.16. Velocidades angulares en el eje con ambos modos de accionamiento.

4.4 Limitaciones de GaitSym

Habiendo resuelto esta simulación se demuestra que al menos existe una solución para la locomoción del modelo (la importancia de este aspecto fue explicada en la Sección 3.3.6). El siguiente paso consistiría en la implementación de Algoritmos Genéticos para obtener una velocidad angular del eje idealmente constante, lo que resultaría en una locomoción similar al caso accionado con motor.

GaitSym no incluye una herramienta de optimización, por este motivo debe integrarse dentro de una rutina de optimización en la que GaitSym juega el papel de obtener los resultados

que sirven para calcular una función de costo. Se evaluó utilizar, con este propósito, el paquete de AG del *Global Optimization Toolbox de Matlab*.

La rutina de optimización debe realizar las siguientes instrucciones, según el esquema de la Figura 4.17.

- Paso 1: Crear una primera población de “n” individuos, cada uno representado por las variables a optimizar: α y t (en este caso son 4 músculos, lo que resulta en 8 variables).
- Paso 2: Introducir los valores generados en un archivo de texto, con la información que se encuentra en el Apéndice C. Estos archivos de texto sirven de entrada de datos para el GaitSym.
- Paso 3: Resolver las “n” simulaciones de GaitSym.
- Paso 4: Reunir los resultados de velocidad angular del eje para las “n” simulaciones y compararlos con un valor objetivo constante.
- Paso 5: Ordenar los individuos según el mérito de la función objetivo y verificar el criterio de convergencia según se explicó en la Sección 3.3.2 y se ilustra en la Figura 3.9.
- Paso 6: En el caso que no se satisfaga el criterio de convergencia, se genera una nueva población con los operadores de cruce y mutación como se indica en la Sección 3.3.2 y se realiza un nuevo ciclo.

Todo este proceso resultó ser poco práctico e ineficiente, además de computacionalmente costoso para realizarlo con el equipo disponible (una computadora equipada con un procesador Intel Core i7 séptima generación, 4 núcleos, 8 GB de memoria RAM, placa de video RADEON (TM) RX 550). Por un lado, la automatización de la generación de los archivos de texto del paso 2 (ver ejemplo en Apéndice C) resultó muy difícil y complicada de implementar de forma robusta. Claramente, el ingreso de datos a GaitSym mediante archivos de texto no está pensado para la interacción automática con el programa, sino para ser editado de forma manual.

Mediante una consulta con los desarrolladores de GaitSym, se conoció que para ejecutar la optimización ellos cuentan con una sala de computadoras con capacidad computacional para la realización de cálculo paralelo masivo, en el que varias instancias de GaitSym se resuelven en forma simultánea, con lo que logran agilizar en gran medida los tiempos de optimización con Algoritmos Genéticos. Además, tienen acceso al código fuente del GaitSym, lo que les permite adecuarlo para comunicarlo de forma eficiente con el paquete de AG.

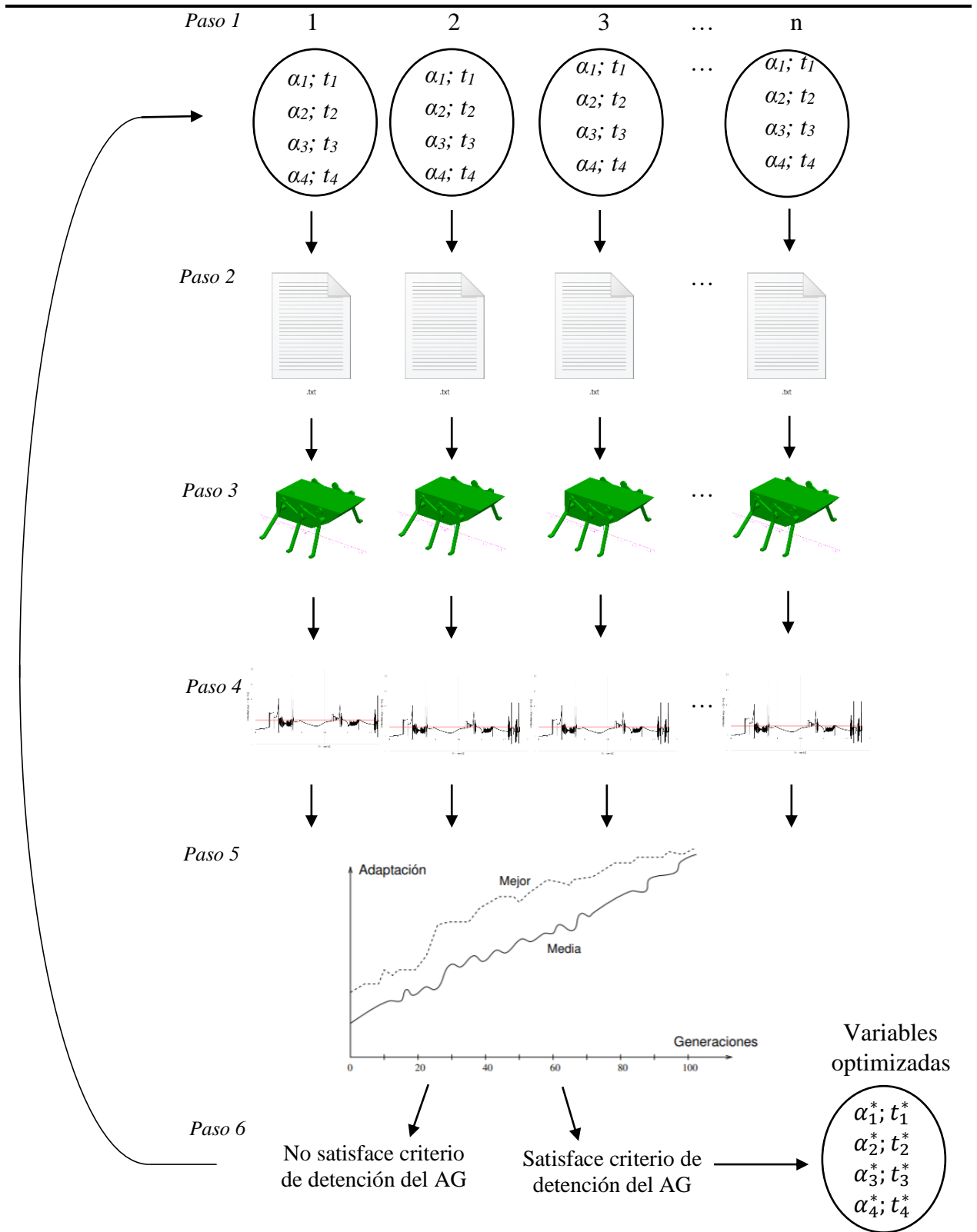


Figura 4.17. Diagrama de flujo de información para realizar una optimización en GaitSym.

A partir de lo anterior, se descartó la utilización de GaitSym.

4.5 Conclusiones

Se introdujo un software especializado en la locomoción animal GaitSym, donde fue posible lograr la simulación de la locomoción de un modelo propuesto, accionado tanto por un motor como por músculos, siendo más estable la locomoción con motor. El arreglo de músculos en el modelo no pretende ser un arreglo óptimo ni imitar comportamiento biológico, el fin de esta implementación consistió en aprender sobre el funcionamiento de los mismos.

Los parámetros de α y t para el caso con accionamiento muscular pudieron ser adaptados por inspección, sin embargo, no son valores óptimos. Para obtener una locomoción optimizada (con velocidad angular del eje constante), los valores de estas variables deberían ser obtenidos mediante la utilización del paquete de AG del Global Optimization Toolbox de Matlab.

Se presentaron limitaciones a la hora de llevar a cabo la optimización debido a la necesidad de la formulación de una rutina de optimización eficiente en su tarea, y en el pasaje de información entre GaitSym y Matlab. Estas dificultades impidieron la continuidad del trabajo con este software, sin embargo, se destacan aspectos positivos en cuanto al aprendizaje del funcionamiento de los músculos. Estos conceptos se utilizarán en los próximos capítulos para adaptar una nueva herramienta de simulación, Simulink, que opera dentro del entorno de Matlab.

Referencias

- Minetti, A.E., and Alexander, R.M. 1997. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, 186(4):467-476.
- Umberger, B. R., Gerritsen, K. G. M. & Martin, P. E. 2003 A model of human muscle energy expenditure. *Computational Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6, 99–111.
- Van Leeuwen. J. L. (1992). Muscle function in locomotion. In *Mechanics of Animal Locomotion* (Alexander, R. McN., ed) pp. 191–250. Berlin: Springer.

Capítulo 5

Simulación de locomoción bípeda

5.1 Introducción

A partir de las limitaciones encontradas con el uso de GaitSym fue necesaria la búsqueda de un motor de simulación alternativo. Se optó por utilizar Simulink, un entorno visual de programación integrado con Matlab, lo que le permite incorporar sus algoritmos en los modelos y exportar los resultados de simulación a Matlab para su posterior análisis. Al trabajar en un mismo entorno, se logra una ventaja apreciable en la reducción del tiempo computacional ya que no es necesaria la comunicación entre softwares de distinta procedencia, mediante archivos como ocurría con el caso de GaitSym.

En este nuevo motor de simulación se utilizará un modelo de locomoción disponible en el sitio web <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/64227-matlab-and-simulink-robotics-arena-walking-robot>, desarrollado por Sebastian Castro del equipo de MathWorks.

Este modelo se asemeja al tren inferior de un humano como se puede ver en la Figura 5.1. Está formado por un bloque superior para el torso, dos cilindros por cada pierna y un bloque para

cada pie. Estos cuerpos sólidos están vinculados entre sí por medio de actuadores mecánicos en representación de las articulaciones.

El modelo cuenta además con una función de costo probada y funcional que permite realizar la optimización mediante AG con un gasto computacional aceptable para ser ejecutado en el equipo disponible.

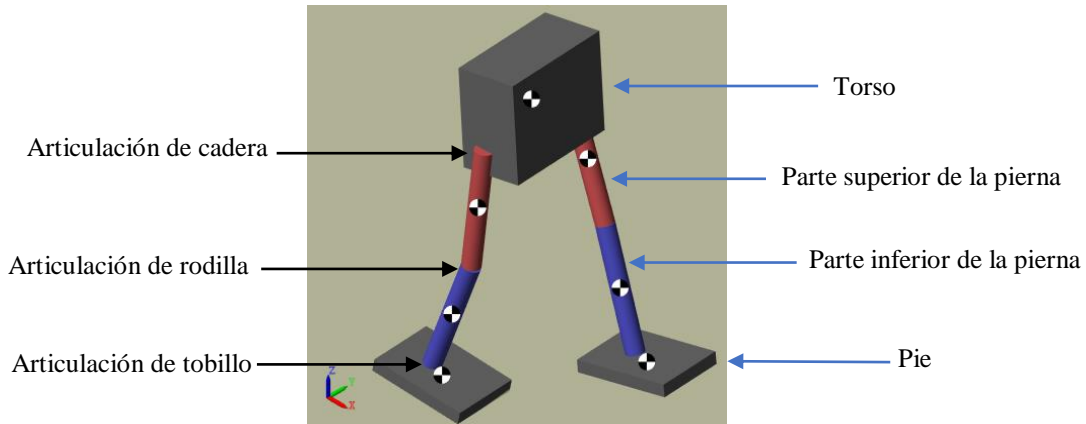


Figura 5.1. Modelo de locomoción bípeda en Simulink.

En este capítulo se estudiará el modelo para comprender los detalles de su construcción y funcionamiento. Luego se optimizarán parámetros mediante AG para lograr su locomoción.

5.2 Modelo de locomoción bípeda

Las dimensiones y propiedades físicas del modelo son las siguientes:

- Torso: $10 \times 13 \times 8 \text{ cm}$.
- Cilindros para las piernas: radio: 1 cm , largo: 10 cm .
- Pies: $8 \times 5 \times 1 \text{ cm}$.
- Densidad: 1000 kg/m^3 .
- Peso: 1.2 kg .

5.2.1 Locomoción

Para que el modelo pueda desplazarse, se utilizan actuadores angulares en cada articulación. El torque ejercido por estas articulaciones responde a las señales de posición angular, como se muestra esquemáticamente en la Figura 5.2.



Figura 5.2. Input y Output de las articulaciones utilizadas en el modelo.

En este nuevo planteo, para resolver la locomoción, se deben determinar las funciones $\theta(t)$ que producen los torques que resultan en el movimiento coordinado de las patas que llevan a una locomoción estable del modelo.

Estas funciones incógnitas asociadas a una locomoción tienen ciertas particularidades. Por un lado, son funciones periódicas ya que los movimientos de cada pierna se repiten en cada paso que realice el modelo; y, por otro lado, los movimientos de cada pierna son los mismos solo que desfasados medio período, como se muestra en la Figura 5.3. Esta característica reduce la cantidad de funciones incógnita en la mitad.

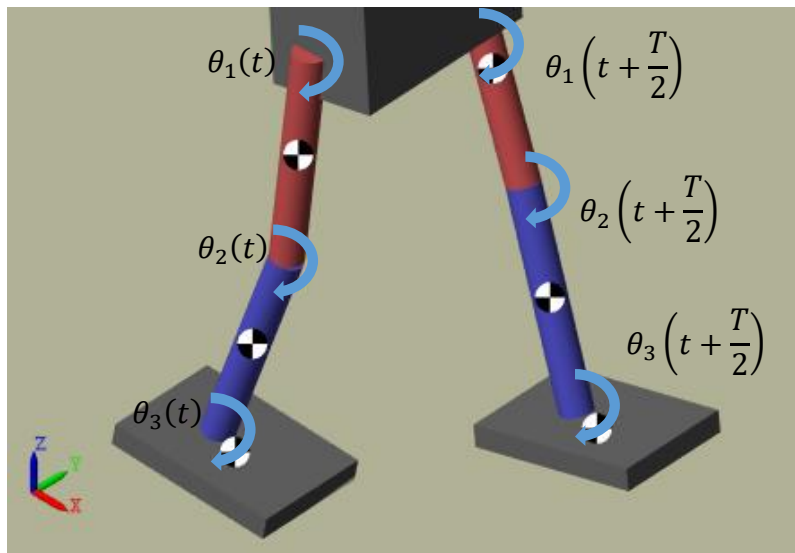


Figura 5.3. Funciones de posiciones angulares asociadas a cada articulación.

Para poder resolver el problema, deben determinarse las 3 funciones desconocidas $\theta_1(t)$, $\theta_2(t)$ y $\theta_3(t)$. Para ello, en primer lugar, se discretiza el período adoptado en 0.8 segundos, en 6 partes iguales. De esta manera se reduce el problema de la obtención de 3 funciones $\theta(t)$, a la obtención de 18 valores (6 por cada articulación) que serán posteriormente interpolados mediante polinomios. Los valores a determinar, escritos en forma vectorial, se muestran a continuación:

$$\theta_1(t) = \theta_{Cadera}(t) = [\theta_{1c} \ \theta_{2c} \ \theta_{3c} \ \theta_{4c} \ \theta_{5c} \ \theta_{6c}]$$

$$\theta_2(t) = \theta_{Rodilla}(t) = [\theta_{1r} \ \theta_{2r} \ \theta_{3r} \ \theta_{4r} \ \theta_{5r} \ \theta_{6r}]$$

$$\theta_3(t) = \theta_{Tobillo}(t) = [\theta_{1t} \ \theta_{2t} \ \theta_{3t} \ \theta_{4t} \ \theta_{5t} \ \theta_{6a}]$$

Estos 18 valores serán optimizados utilizando el paquete de AG del Global Optimization Toolbox de Matlab.

5.2.2 Diagrama de bloques para la construcción del modelo

A diferencia de GaitSym, donde el modelo era construido en base a un archivo de texto, en Simulink se utilizan diagramas de bloques. El diagrama general que corresponde al modelo de la Figura 5.1 se muestra en las Figura 5.4 a Figura 5.6.

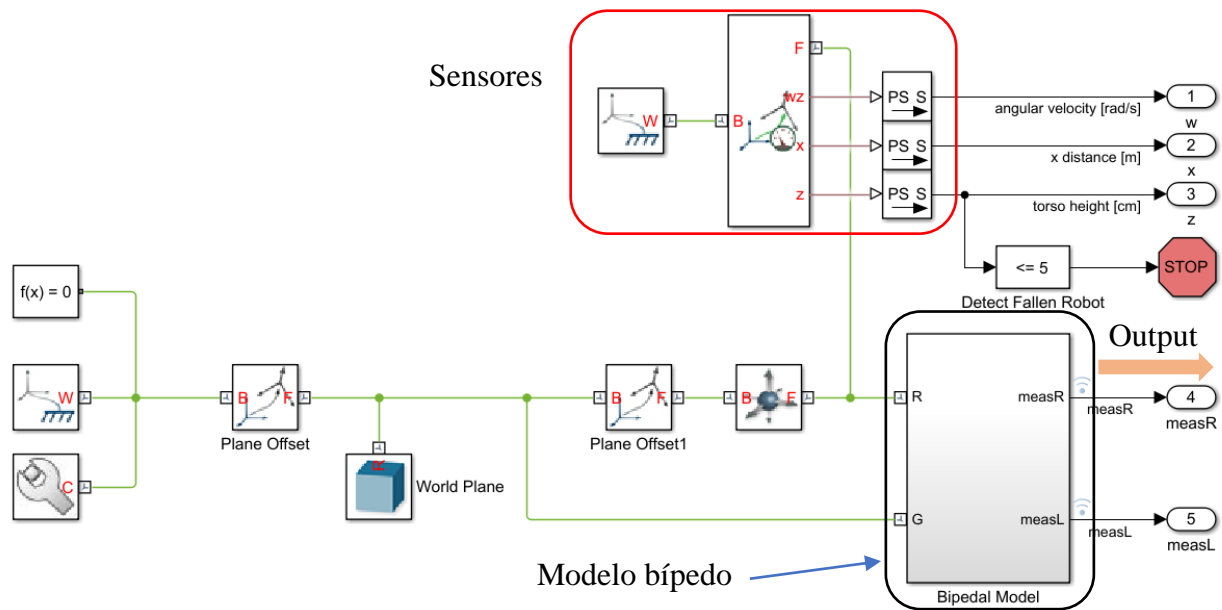


Figura 5.4. Diagrama de bloques general del modelo.

La Figura 5.4 muestra el diagrama de bloques general, cuyas partes principales son:

- Bloque Bipedal Model o Modelo bípedo: se encuentran los cuerpos sólidos vinculados mediante actuadores.
- World Plane: Superficie para la locomoción.
- Sensores: miden todas las magnitudes relativas a la locomoción, incluyendo la altura del torso con respecto al piso, utilizada para detener la simulación cuando el modelo pierde el equilibrio y cae.

Dentro del bloque de modelo bípedo (bipedal model) se encuentra el diagrama de la Figura 5.5,

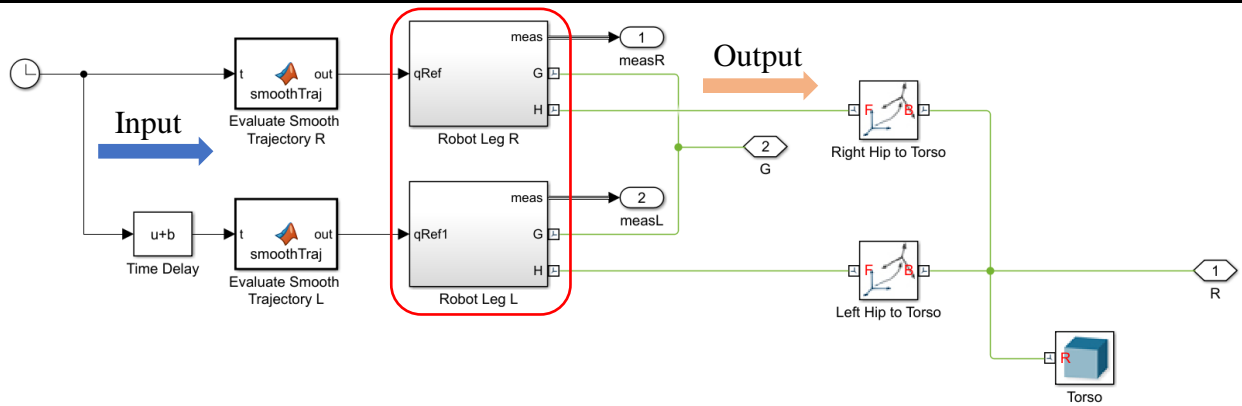


Figura 5.5. Diagrama de bloques para el modelo bípedo.

con los bloques:

- “Time Delay” que sirve para desfazar medio periodo una pierna de la otra.
- Robot Leg R: Pierna derecha.
- Robot Leg L: Pierna izquierda.
- Torso al que se articulan ambas piernas.

Cada uno de los bloques de las piernas (Robot Leg R y Robot Leg L) tiene dentro el diagrama de la Figura 5.6, donde:

- qRef: Señal de entrada (input) θ .
- Ankle joint: articulación del tobillo.
- Knee joint: articulación de rodilla.
- Hip joint: articulación de cadera.
- Meas: Señal de salida (output).
- Foot: pie.
- Lower leg: parte baja de la pierna.
- Upper leg: parte superior de la pierna.
- SphF: Esferas que modelan el contacto del pie con el piso.

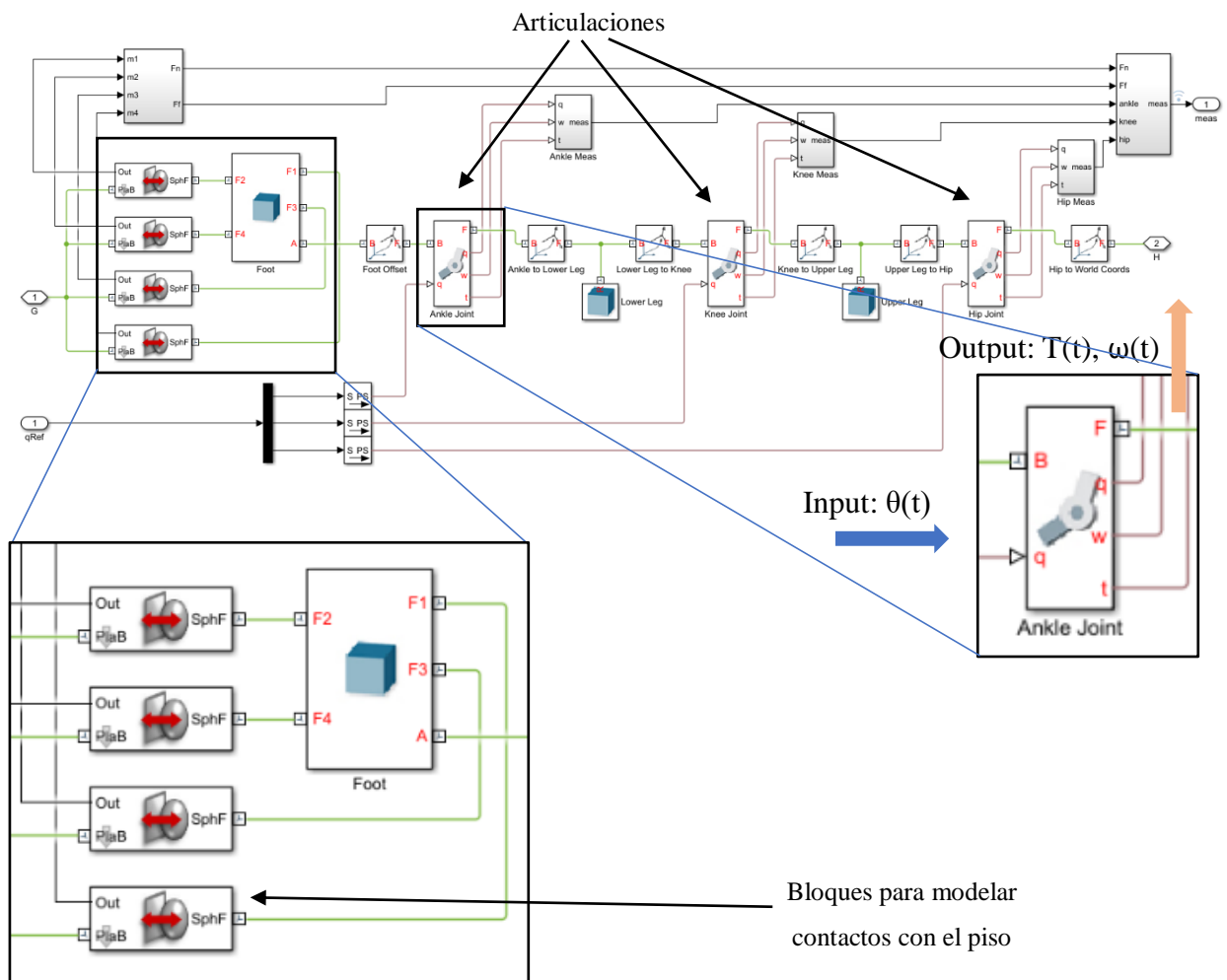


Figura 5.6. Diagrama de bloques para cada pierna con detalle del bloque para la articulación del tobillo y de los contactos en el sólido correspondiente al pie.

El bloque detallado hacia la derecha corresponde a la articulación del tobillo, que como señal de entrada tiene la función $\theta(t)$ interpolada, y como salida las velocidades angulares $\omega(t)$ y los torques $T(t)$. En estos bloques es donde se especifica el valor de la constante de rigidez K_t , en este caso (1 Nm/rad) y de amortiguación C_t en caso de ser necesario.

El segundo detalle señalado corresponde a los bloques utilizados para modelar el contacto y el rozamiento con la superficie. Estos contactos, al igual que en GaitSym, son esferas de radio programable, que se ubican en los 4 extremos de las patas, a las que se les puede configurar su coeficiente de fricción, y constante de rigidez.

5.2.3 Función de costo

Para conocer si los valores de θ utilizados en una simulación son eficientes, la calidad de locomoción que producen se evalúa mediante la siguiente función de costo:

$$\text{Función de costo} = f(\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_{18}) = -\frac{D*T}{Va*Agg} \quad (19)$$

donde:

- $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_{18}$: variables de diseño.
- D: distancia total de locomoción sin caerse.
- T: duración de una locomoción sin caerse.
- Va: indicador que tiene en cuenta las desviaciones respecto de una trayectoria rectilínea.
- Agg: agresividad de la locomoción. Este indicador valora la suavidad de la locomoción, la que cuantifica contando el número de puntos de inflexión de las funciones $\theta(t)$. Los $\theta(t)$ con menos puntos de inflexión se asocian a locomociones más suaves y naturales.

El objetivo del AG es minimizar la función de costo (19), razón por la cual el cociente está afectado por un signo negativo. Así la minimización se logra cuando el *Numerador* \gg *Denominador*, lo que implica que tanto la distancia recorrida como el tiempo de la locomoción se maximizan mientras que la desviación respecto de una trayectoria rectilínea y la agresividad se minimizan.

5.3 Optimización con Algoritmos Genéticos

Para ejecutar la optimización, el modelo integra el motor de modelado, los Algoritmos Genéticos y la función de costo en una rutina de optimización, similar a la que se presentó en el Capítulo 4, que realiza las siguientes instrucciones, ver Figura 5.7.

- Paso 1: Crea una población de 100 individuos, cada uno representado por los 18 parámetros a optimizar.
- Paso 2: Introduce los valores generados en el modelo bípedo generado en Simulink y ejecuta la simulación.
- Paso 3: Evalúa la función de costo para cada individuo.
- Paso 4: Grafica su evolución en función del número de generaciones.

- Paso 5: Verifica, o no, el cumplimiento de los criterios de detención del algoritmo genético, hasta que se satisfaga alguno de ellos para obtener un individuo resultante optimizado.

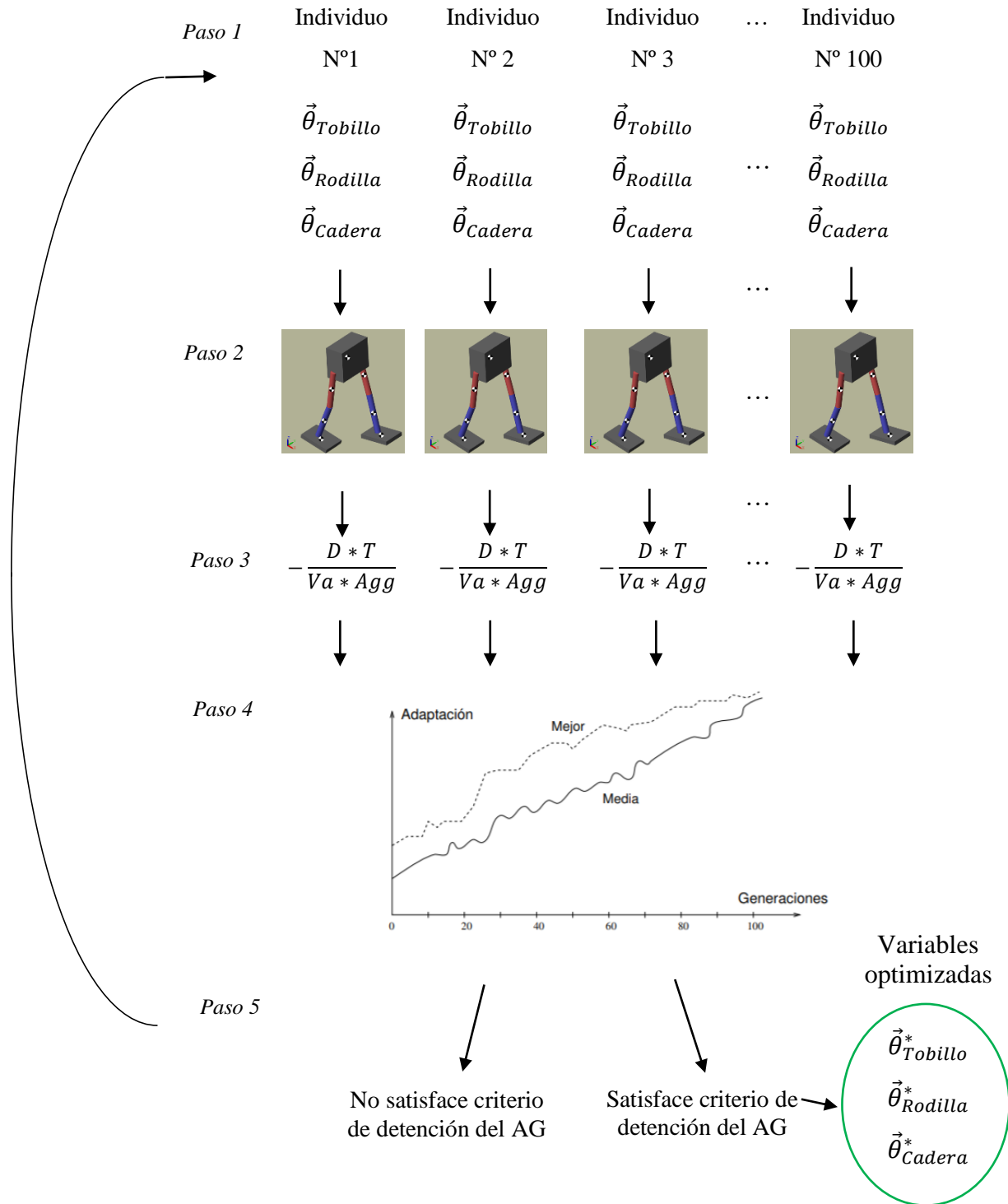


Figura 5.7. Rutina de optimización para el modelo bípedo.

Los parámetros del Algoritmo Genético son los siguientes:

- Tipo de cruce: crossover scattered.
- Porcentaje de cruce (crossover): 0.8.
- Tipo de mutación: Uniforme.
- Porcentaje de mutación por población (Mutation): 0.15.
- Cantidad de individuos en la población (Population): 100.
- Selección de padres: Stochastic uniform.

Para reducir el espacio de búsqueda, se impusieron restricciones para los valores de posición angular, tomando como criterio los límites fisiológicos de las articulaciones en un humano.

- Para el tobillo:

$$-30^\circ < \theta_{\text{tobillo}} < 30^\circ$$

- Para la rodilla:

$$0^\circ < \theta_{\text{rodilla}} < 90^\circ$$

- Para la cadera:

$$-60^\circ < \theta_{\text{cadera}} < 60^\circ$$

Los criterios de detención adoptados para el problema son los siguientes:

- 25 generaciones sin variaciones en el valor de la función de costo.
- Número de evaluaciones máximo de la función de costo < 15000.
- 100 generaciones alcanzadas.
- Tiempo límite para la optimización de 50000 s.

Esta optimización tardó aproximadamente 12 horas en resolverse, lo cual presenta una limitación del modelo que solo puede superarse con la utilización de un equipo con mayor capacidad para realizar cálculos.

5.4 Resultados

En la Figura 5.8 se muestra la convergencia del Algoritmo Genético, es decir, como el valor de función de costo (19), se hace cada vez más negativo en función del aumento del número de generaciones. Para cada generación se muestra también, la solución (individuo) que mejor satisface el criterio de locomoción.

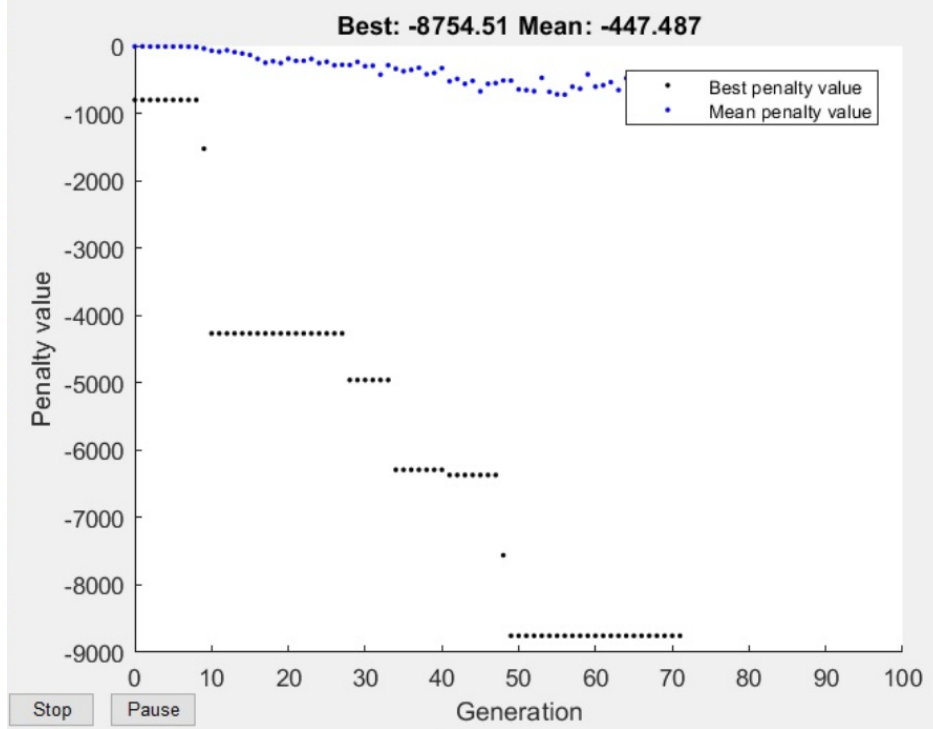


Figura 5.8. Resultados de la optimización con algoritmos genéticos

En la Figura 5.9 se muestra una captura de pantalla de la locomoción resuelta. El video de la simulación se encuentra disponible en el siguiente enlace:

<https://drive.google.com/open?id=1ZVnxprB5O6zOZwckI65BTZftVXGFcE6z>

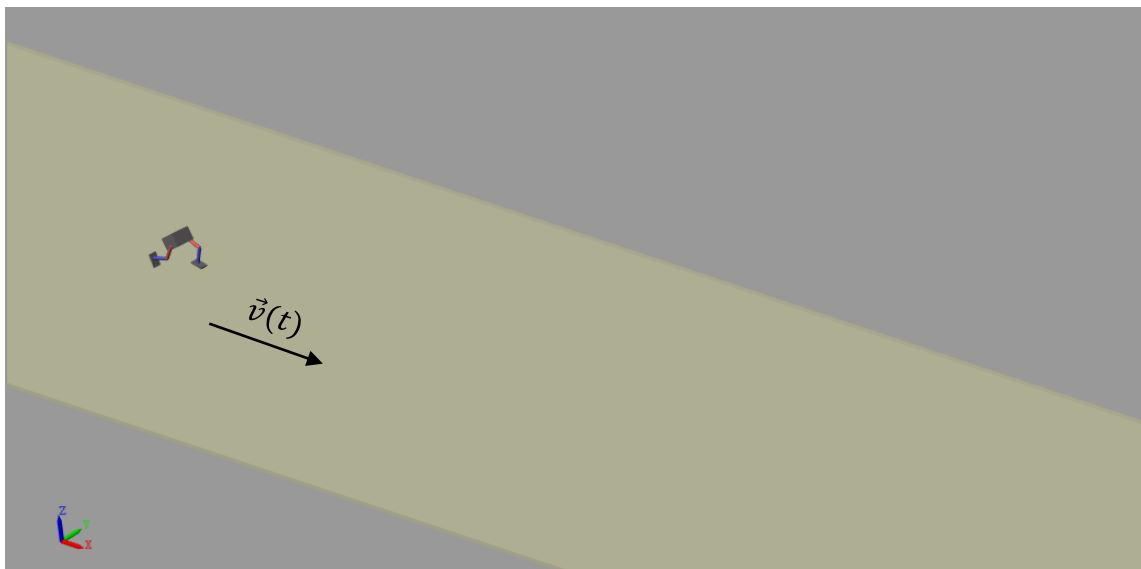


Figura 5.9. Simulación resultante de la optimización con AG.

Los resultados de las 18 variables se muestran a continuación. En la Figura 5.10 se muestran las curvas resultantes, cada tramo interpolado con polinomios cúbicos.

$$\theta_{Rodilla}(t) = [60 ; 85 ; 52.5 ; 45 ; 17.5 ; 85.5]$$

$$\theta_{Tobillo}(t) = [5 ; -10 ; -10 ; -7.5 ; -7.5 ; 0]$$

$$\theta_{Cadera}(t) = [-15 ; 12.5 ; 60 ; -52.5 ; -60 ; -37.5]$$

$$t = [0 ; 0.133 ; 0.2667 ; 0.4 ; 0.5333 ; 0.6667 ; 0.8]$$

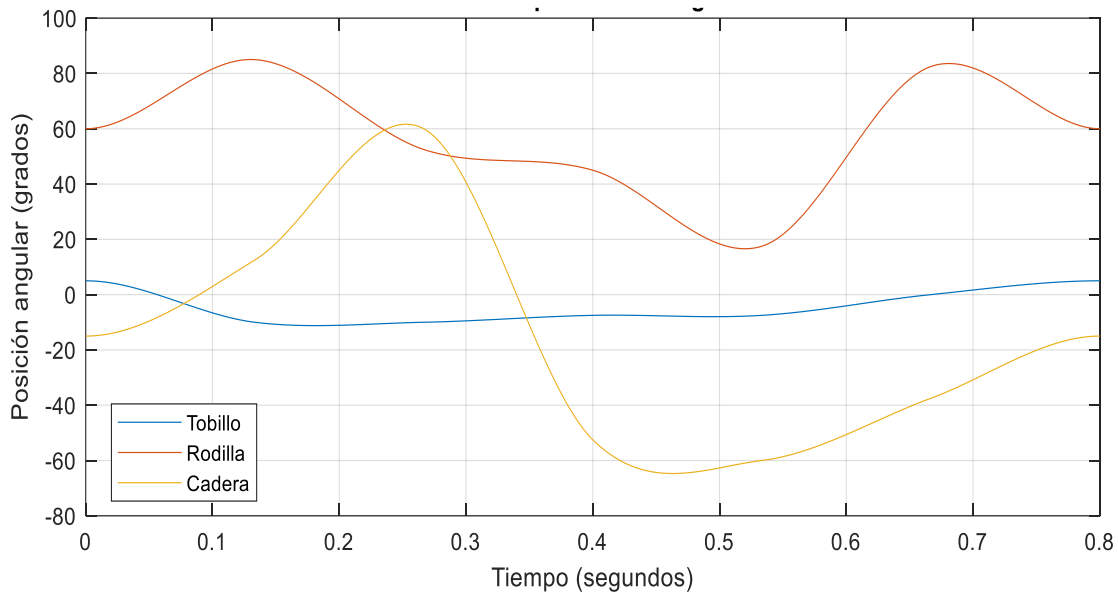


Figura 5.10. Posiciones angulares interpoladas que resultan en la locomoción bípeda.

De la simulación resuelta se extraen las velocidades angulares en función del tiempo en la Figura 5.11, los torques en las articulaciones en la Figura 5.12, la distancia recorrida y velocidad de avance promedio en la Figura 5.13 y las fuerzas normales de las pisadas en la Figura 5.14.

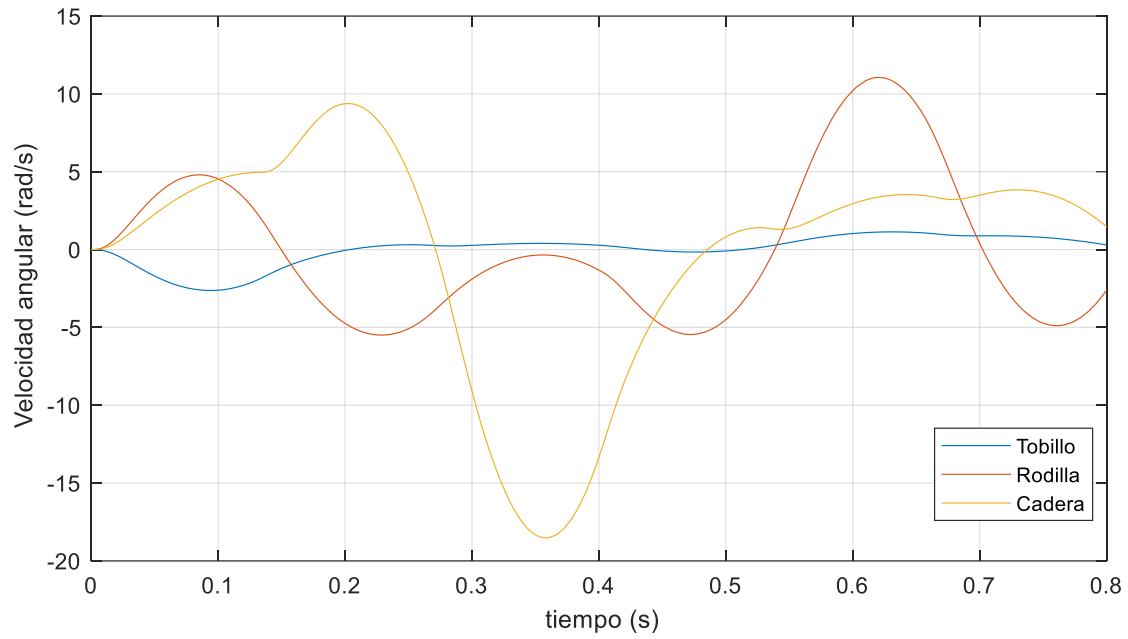


Figura 5.11. Velocidad angular de las articulaciones.

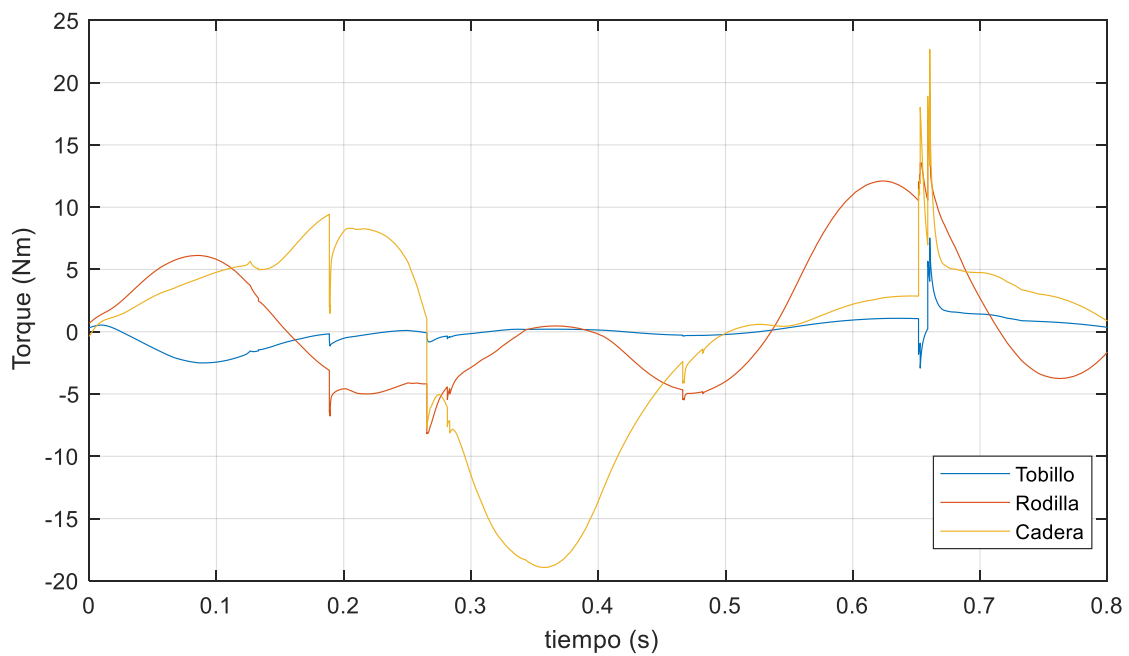


Figura 5.12. Torques resultantes en las articulaciones.

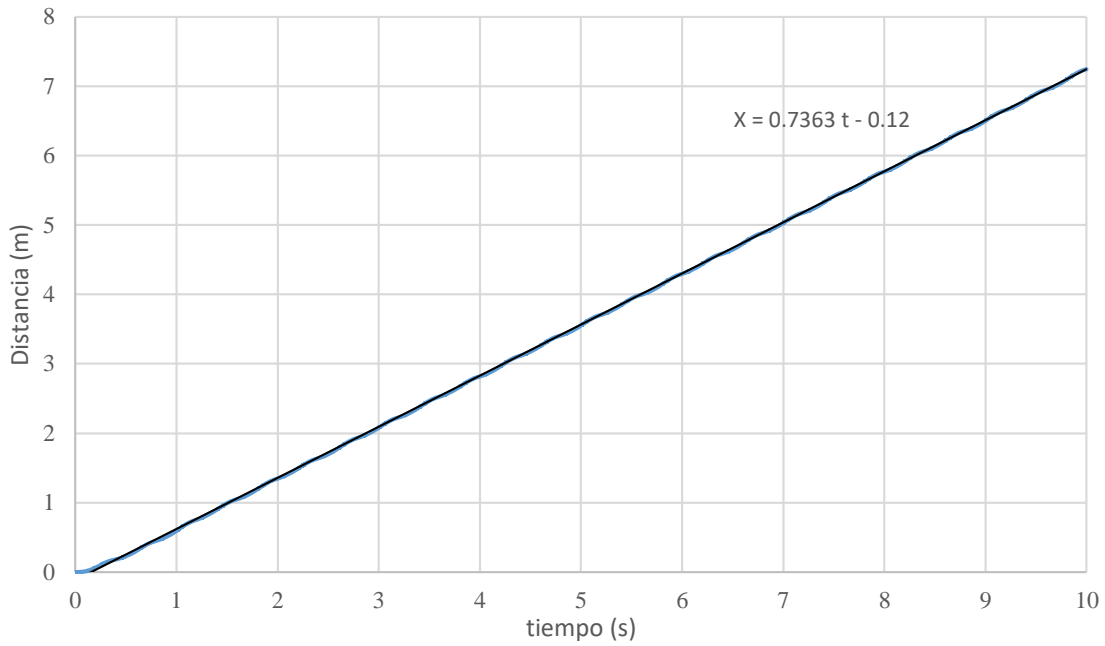


Figura 5.13. Distancia recorrida y velocidad de avance promedio.

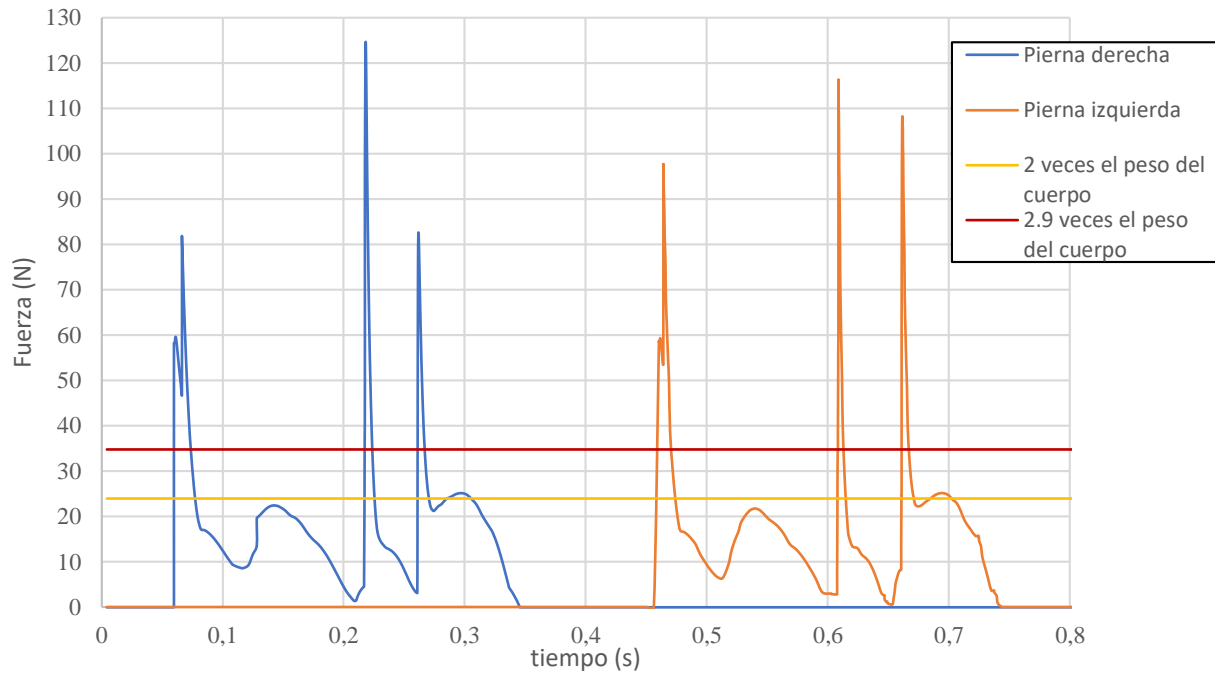


Figura 5.14. Fuerzas normales de pisadas.

Los resultados de la Figura 5.14 tienen varias particularidades. Para su análisis, tomemos como referencia la Figura 5.15 extraída del trabajo de Alexander (2004), que muestra en forma cualitativa la componente vertical de la fuerza de pisada de la caminata de un bípedo en función

del tiempo. Puede observarse que durante la caminata existe un breve período en el que los 2 pies están simultáneamente en contacto con el piso. Por otra parte, según Nilsson (1989) la fuerza máxima de la pisada se encuentra entre 1 y 1.5 veces el peso cuerpo al caminar y entre 2 y 2.9 veces al correr.

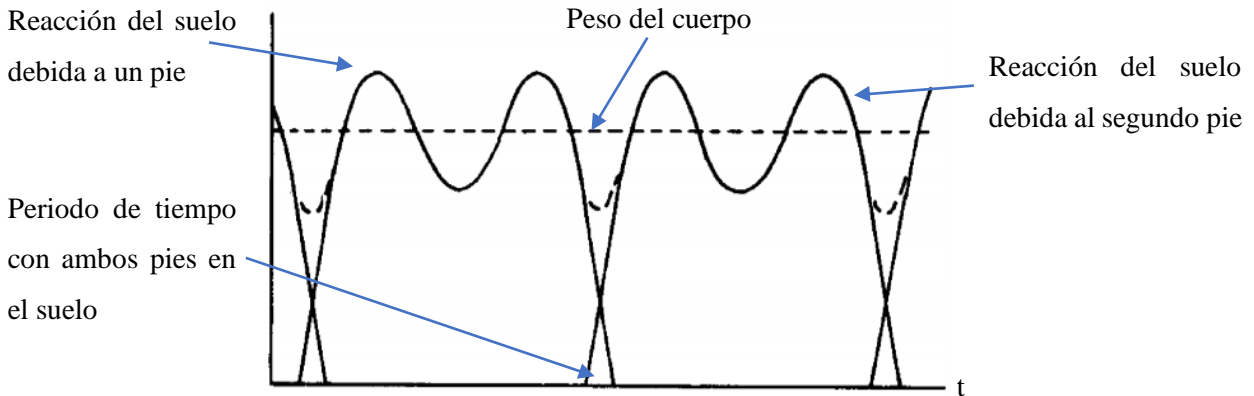


Figura 5.15. Gráfico esquemático de las fuerzas de reacción de una pisada en función del tiempo.

A partir de estos datos se puede decir, que el modelo resuelto en Simulink a la velocidad promedio reportada de 0.7363 m/s, se encuentra corriendo debido a que no existe este periodo de tiempo con ambos pies en contacto con el suelo. Esto implica que la fuerza máxima de pisada debería hallarse entre 24 N y 34.8 N, según Nilsson (1989), como se muestra en la Figura 5.14.

Se observa que los valores máximos se encuentran por encima de los propuestos por Nilsson (1989). Esta diferencia se atribuye al modelo de contacto utilizado con el piso. Según Alexander (1988), la fuerza provocada por una pisada con el contacto *masa - elemento elástico - masa*, tiene una respuesta como la que se muestra en la Figura 5.16, en donde los picos máximos pueden ser incluso mayores a los establecidos por Nilsson (1989). En el modelo de Simulink la masa superior se asocia al modelo completo, el elemento elástico es el elemento de contacto caracterizado por una constante de rigidez, y el bloque inferior el suelo.

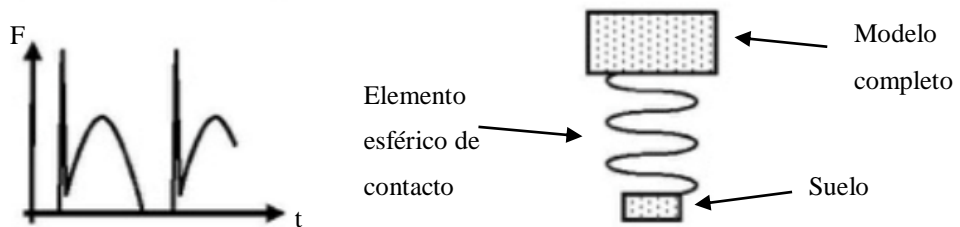


Figura 5.16. Modelo de contacto para replicar la fuerza de la pisada en una locomoción.

Este efecto se considera artificial ya que no es provocado por la locomoción sino por el modelo de contacto. Al no tener en cuenta esta componente, se puede observar que existen máximos de fuerza que resultan dentro del rango propuesto por Nilsson (1989).

Finalmente, se observa que los picos en las fuerzas de pisada asociados al modelo de contacto se corresponden con variaciones bruscas en los torques reportados en la Figura 5.12. Este comportamiento deberá ser considerado en el próximo capítulo a la hora de seleccionar los parámetros que definen las fuerzas musculares.

5.5 Conclusiones

A partir de la utilización de un nuevo motor de simulación en reemplazo de GaitSym, junto con la utilización de un modelo de locomoción desarrollado por Sebastian Castro del equipo de MathWorks, fue posible integrar la herramienta de simulación y los Algoritmos Genéticos en el entorno de Matlab. El modelo de S. Castro también proveyó una función de una costo efectiva para la optimización exitosa de la simulación de locomoción bípeda accionada por actuadores angulares.

Los resultados obtenidos de las fuerzas de pisadas fueron comparados con datos bibliográficos, en base a los cuales se determinó que el modelo de locomoción resuelto se encuentra corriendo. También se encontró que el modelo de contacto con el suelo resulta en picos artificiales de la fuerza de pisada, los que a su vez afectan las curvas de torque. En trabajos futuros se propondría modificar el modelo de contacto para evitar estos efectos.

Aun cuando la optimización y simulación en el entorno de Matlab resultan en una importante mejora en la reducción de los tiempos de cómputo respecto a la utilización de GaitSym, estos siguen siendo significativos (aproximadamente 12 horas de cómputo por optimización). Este elevado costo computacional es una limitante a la hora de experimentar con distintas configuraciones del modelo. Para futuros trabajos debería contarse con un equipo con mayor potencia de cálculo y una optimización (paralelización) del algoritmo.

En el próximo capítulo el modelo será adaptado para ser accionado por músculos.

Referencias

J. NILSSON and A. THORSTENSSON. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989, 136, 217-227.

R.H. Crompton, R. McN Alexander, M.M. Günther, W.J. Wang. 1996. Characteristics of Ground Reaction Forces in Normal and Chimpanzee-Like Bipedal Walking by Humans. *Folia Primatol* 1996; 66:137-159.

Minetti, A.E., and Alexander, R.M. 1997. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, 186(4):467-476.

R. McN. Alexander. 2004. Bipedal animals, and their differences from humans. *J. Anat.* (2004) 204, pp321–330.

MathWorks Student Competitios Team (2019). MATLAB and Simulink Robotics Arena: Walking Robot (<https://www.github.com/mathworks/msra-walking-robot>), GitHub. Retrieved October 13, 2019.

Capítulo 6

Simulación de locomoción bípeda accionada por músculos

6.1 Introducción

Este capítulo está dedicado a la adaptación del modelo de locomoción en Simulink presentado en el Capítulo 5 para ser accionado por músculos mediante la incorporación del modelo muscular de Minetti y Alexander (1997) en reemplazo de los actuadores mecánicos.

6.2 Especialización del modelo de Minetti y Alexander

La implementación del modelo muscular de Minetti y Alexander de las ecuaciones (12) y (13) requiere especificar los valores de los siguientes parámetros: velocidad angular máxima en la articulación, $\omega_{m\acute{a}x}$; torque debido a una contracción isométrica, T_0 ; fracción del músculo activada, α , y la rigidez torsional de la articulación, K_t , si la acumulación de energía elástica es importante. En el estudio de un caso real, estos valores deberían obtenerse del relevamiento de las características musculares del objeto de estudio. Por otro lado, los valores tampoco pueden ser

dados en forma arbitraria, ya que no se puede garantizar a priori que exista un conjunto de estos que resulten en una locomoción exitosa. Con el objetivo de maximizar la posibilidad de éxito de la optimización, los valores de los parámetros se estiman a partir de los resultados del ejemplo del Capítulo 5.

Las velocidades angulares máximas, surgen de la Figura 5.11 y se muestran en la Tabla 6-1.

Tabla 6-1. Valores de ω asignados.

Articulación	$\omega_{m\acute{a}x}$ (rad/s)
Tobillo	3
Rodilla	11
Cadera	18

Para determinar los valores del torque debido a una contracción isométrica se realizó un análisis empírico, que consistió en probar distintos valores de T_0 hasta encontrar aquellos para los cuales los torques máximos en función de la velocidad de las ecuaciones (12) y (13) resulten similares a los de los resultados de la simulación en el Capítulo 5. Estos resultados, sin embargo, poseen una componente artificial consecuencia del modelo de contacto utilizado entre las patas y el piso, como se mostró en la Figura 5.16. Estos valores no se tendrán en cuenta para el análisis empírico que se realizará, debido a que no representan los torques reales necesarios para la locomoción.

En las Figura 6.1, 6.2 y Figura 6.3 se grafican las curvas de torques vs velocidad angular para el tobillo, la rodilla y la cadera, respectivamente. En cada caso se grafica la curva que corresponde al modelo del actuador y la del modelo muscular de Minetti y Alexander para los valores finales de T_0 que se dan en la Tabla 6-2. Como cada articulación posee 2 músculos asociados, se dan dos valores de T_0 (T_{01} y T_{02}) y dos de α , (α_1 y α_2) tomados inicialmente iguales a 1.

Tabla 6-2. Valores de T_0 asignados.

Articulación	T_0 [Nm]	
	T_{01} [Nm]	T_{02} [Nm]
Tobillo	1.5	1.5
Rodilla	7	7
Cadera	11	11

Con estos valores de velocidad máxima y torque para la contracción isométrica resultan las siguientes especializaciones para las fórmulas del modelo muscular de Minetti y Alexander:

Tobillo:

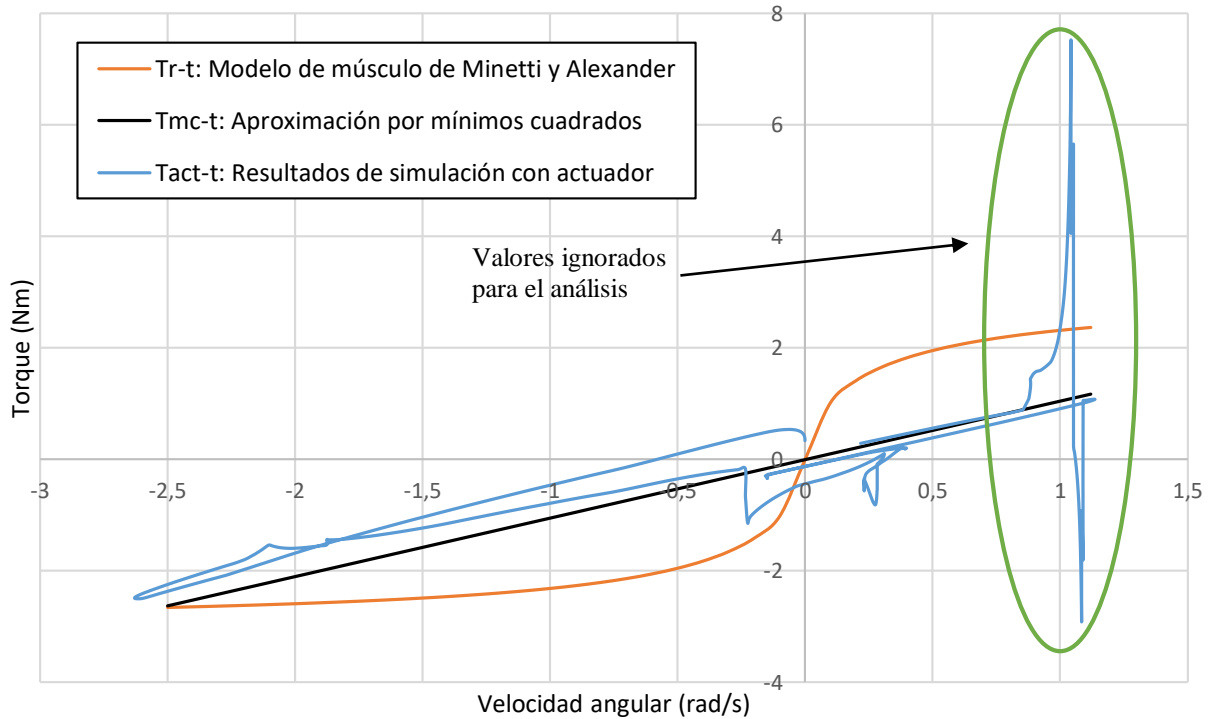


Figura 6.1. Resultados de torque en función de la velocidad angular y ecuación del modelo muscular de Minetti y Alexander para el tobillo.

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T_{r-t} = 1 * 1.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3-\omega}{3+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 1 * 1.5 \left[\frac{3-\omega}{3+\frac{\omega}{0.17}} \right] \quad [Nm] \quad (20)$$

Para $\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T_{r-t} = 1 * 1.5 \left[\frac{3+\omega}{3-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 1 * 1.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3+\omega}{3-7.56\frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \text{ [Nm]} \quad (21)$$

Rodilla:

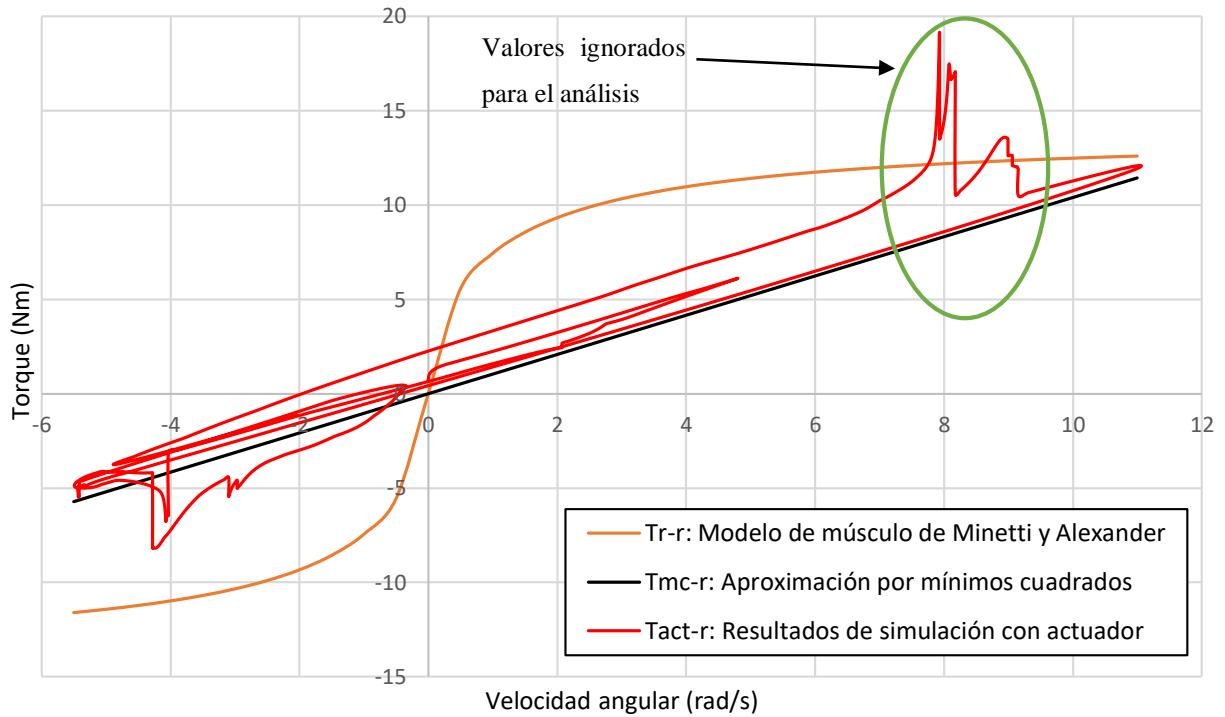


Figura 6.2. Resultados de torque en función de la velocidad angular y ecuación del modelo muscular de Minetti y Alexander para la rodilla.

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T_{r-r} = 1 * 7 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{11-\omega}{11+7.56\frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 1 * 7 \left[\frac{11-\omega}{11+\frac{\omega}{0.17}} \right] \text{ [Nm]} \quad (22)$$

Para $\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T_{r-r} = 1 * 7 \left[\frac{11+\omega}{11-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 1 * 7 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{11+\omega}{11-7.56\frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \text{ [Nm]} \quad (23)$$

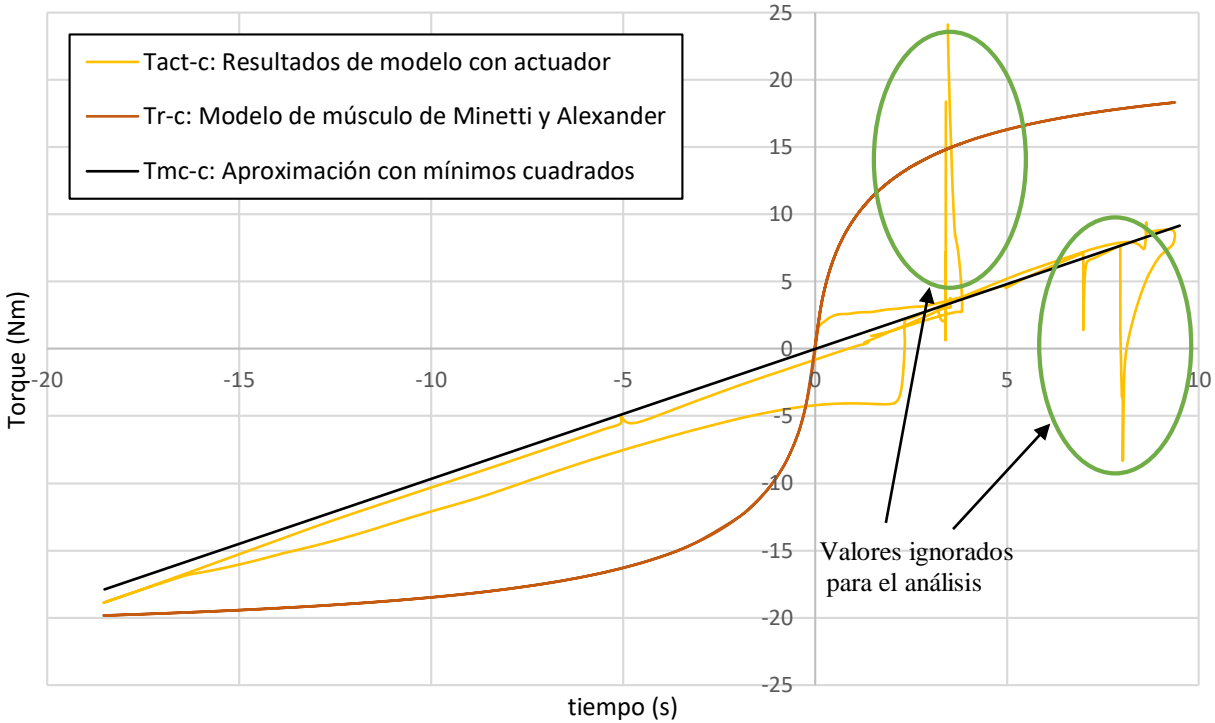


Figura 6.3. Resultados de torque en función de la velocidad angular y ecuación del modelo muscular de Minetti y Alexander para la cadera.

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T_{r-c} = 1 * 11 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{18-\omega}{18+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 1 * 11 \left[\frac{18-\omega}{18+\frac{\omega}{0.17}} \right] \text{ [Nm]} \quad (24)$$

Para $\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T_{r-c} = 1 * 11 \left[\frac{18+\omega}{18-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 1 * 11 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{18+\omega}{18-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \text{ [Nm]} \quad (25)$$

Como se dijo anteriormente para α se utilizó $\alpha_1 = \alpha_2 = 1$, lo que implica que los músculos trabajan en todo momento a máxima potencia, comportamiento que no es esperado para una caminata. Como simplificación, y para que la implementación resulte compatible con el modelo muscular de Minetti y Alexander (ver Sección 2.3), se estima un único valor constante de $\bar{\alpha}$ para cada músculo como el valor medio del cociente entre el torque que resultó de la simulación del

Capítulo 5 y el torque T_r del modelo muscular correspondiente dados en las ecuaciones (20) a (25).

Esto es

$$\bar{\alpha}_t = \frac{T_{MC-t}(\omega)}{T_{r-t}(\omega)} \quad (26)$$

$$\bar{\alpha}_r = \frac{T_{MC-r}(\omega)}{T_{r-r}(\omega)} \quad (27)$$

$$\bar{\alpha}_c = \frac{T_{MC-c}(\omega)}{T_{r-c}(\omega)} \quad (28)$$

Para realizar los cocientes en las ecuaciones (26) a (28), los resultados de las simulaciones del Capítulo 5 fueron aproximados mediante mínimos cuadrados a funciones lineales, las que resultaron

$$T_{act-t}(\omega) \cong T_{MC-t}(\omega) = 1.05 \omega \quad [\text{Nm}] \quad (29)$$

$$T_{act-r}(\omega) \cong T_{MC-r}(\omega) = 1.04 \omega \quad [\text{Nm}] \quad (30)$$

$$T_{act-c}(\omega) \cong T_{MC-c}(\omega) = 1.04 \omega \quad [\text{Nm}] \quad (31)$$

y se grafican en las Figuras 6.1 a 6.3.

Los $\alpha(\omega)$ para las tres articulaciones se grafican en la Figura 6.4, donde las indeterminaciones del tipo 0/0 para $\omega=0$ se resolvieron aplicando la siguiente propiedad de los límites $\lim_{\omega \rightarrow 0} \alpha(\omega) = \lim_{\omega \rightarrow 0^+} \alpha(\omega) = \lim_{\omega \rightarrow 0^-} \alpha(\omega)$.

Finalmente, los valores medios de $\bar{\alpha}_t$, $\bar{\alpha}_r$ y $\bar{\alpha}_c$ de las curvas de la Figura 6.4 se dan en la Tabla 6-3. En futuros trabajos la implementación del modelo podría adaptarse para la utilización de un α variable con la velocidad.

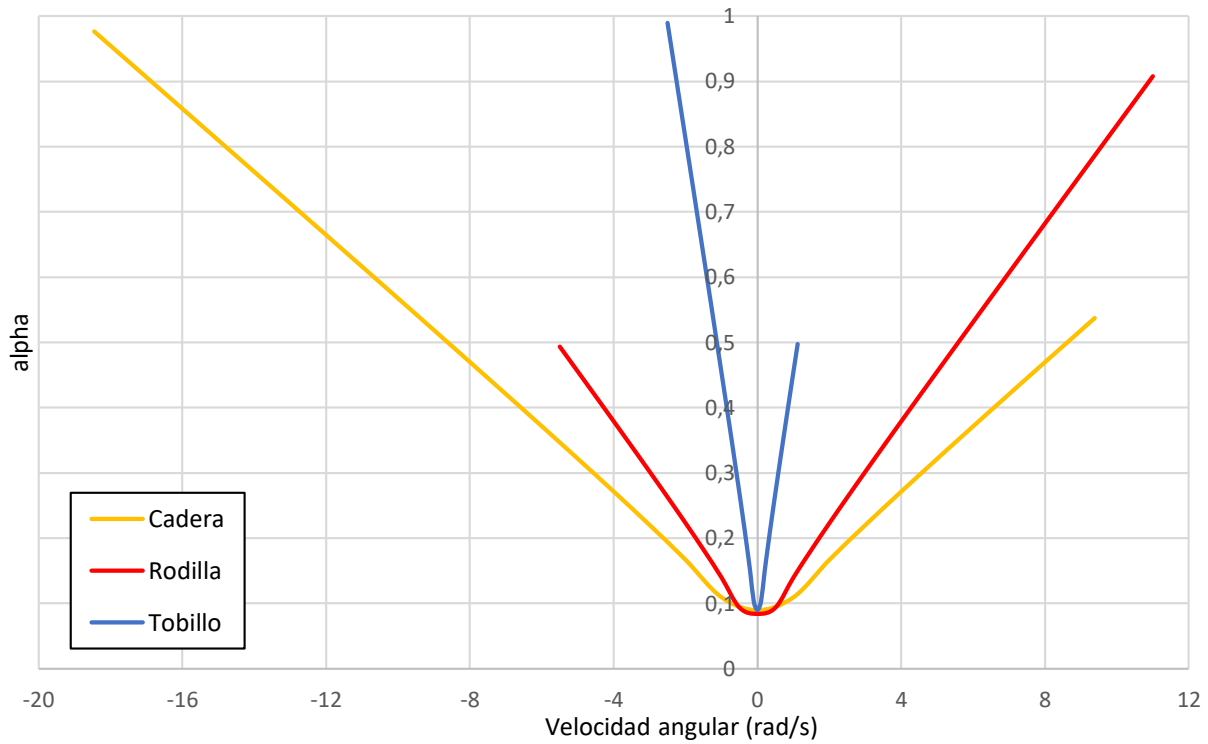


Figura 6.4. Valores de Alpha para cada articulación.

Tabla 6-3. Valores de $\bar{\alpha}$ asignados.

Articulación	$\bar{\alpha}$
Tobillo	0.4705
Rodilla	0.4821
Cadera	0.5132

De esta forma, las expresiones completas de los modelos musculares de las tres articulaciones se dan a continuación y se grafican en las Figura 6.5 a 6.7 son:

Tobillo:

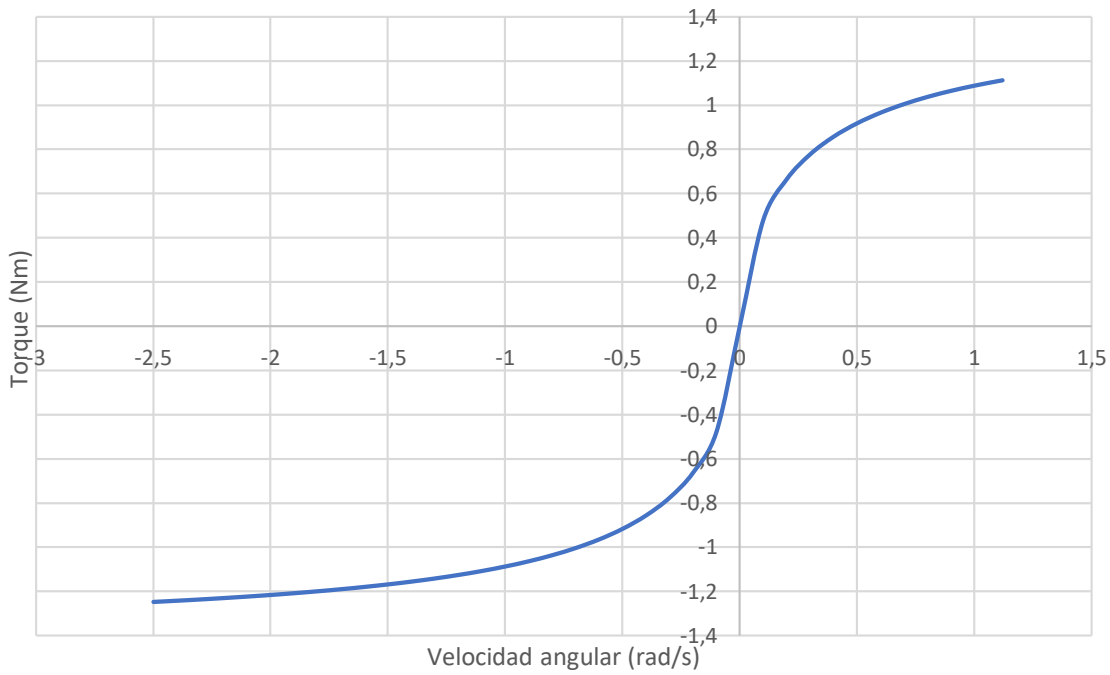


Figura 6.5. Curvas de torque para el tobillo.

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T'_{r-t} = 0.4705 * \left(1.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3-\omega}{3+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 1.5 \left[\frac{3-\omega}{3+\frac{\omega}{0.17}} \right] \right) \quad [\text{Nm}] \quad (32)$$

Para $-\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T'_{r-t} = 0.4705 * \left(1.5 \left[\frac{3+\omega}{3-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 1.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3+\omega}{3-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \right) \quad [\text{Nm}] \quad (33)$$

Rodilla:

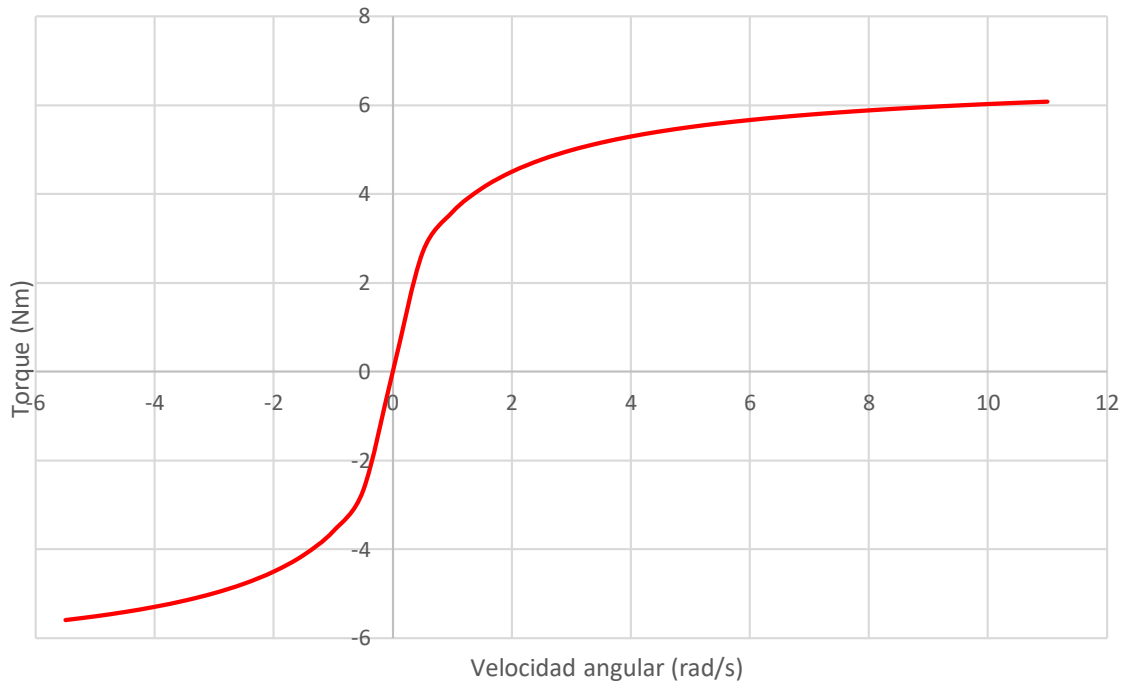


Figura 6.6. Curvas de torque para la rodilla.

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T'_{r-r} = 0.4821 * \left(7 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{11-\omega}{11+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 7 \left[\frac{11-\omega}{11+\frac{\omega}{0.17}} \right] \right) \quad [\text{Nm}] \quad (34)$$

Para $-\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T'_{r-r} = 0.4821 * \left(7 \left[\frac{11+\omega}{11-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 7 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{11+\omega}{11-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \right) \quad [\text{Nm}] \quad (35)$$

Cadera:

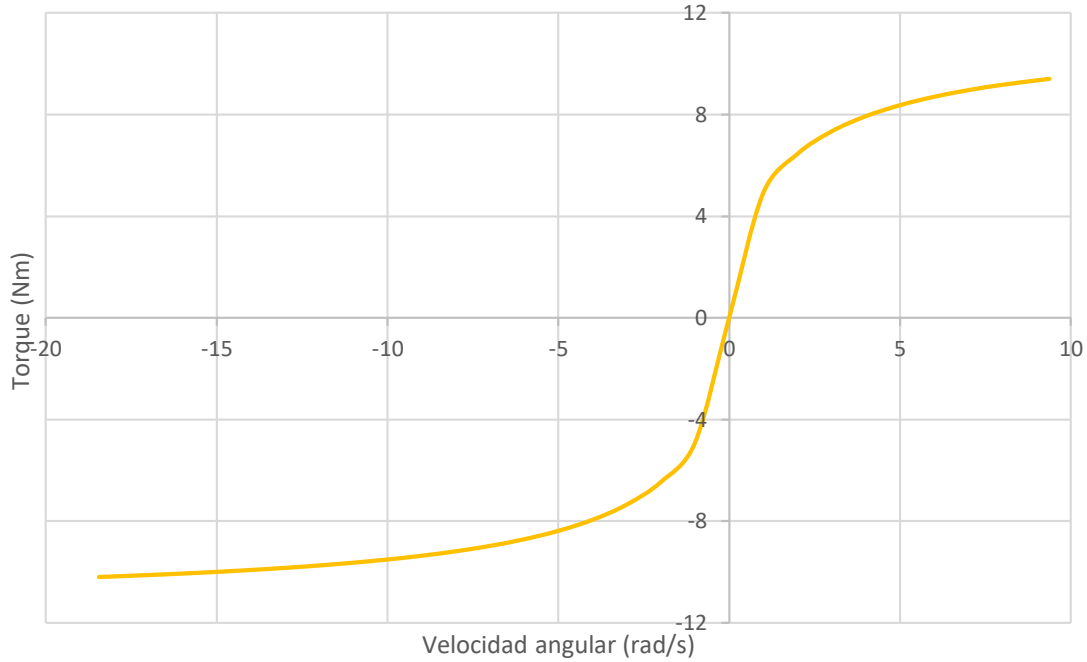


Figura 6.7. Curvas de torque para la cadera.

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T'_{r-c} = 0.5132 * \left(11 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{18-\omega}{18+7.56\frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 11 \left[\frac{18-\omega}{18+\frac{\omega}{0.17}} \right] \right) \text{ [Nm]} \quad (36)$$

Para $-\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T'_{r-c} = 0.5132 * \left(11 \left[\frac{18+\omega}{18-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 11 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{18+\omega}{18-7.56\frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \right) \text{ [Nm]} \quad (37)$$

6.3 Configuración del diagrama de bloques integrado con el modelo de músculo

Las ecuaciones (32 a 37) se utilizarán en el modelo bípedo para ejecutar una nueva optimización. La incorporación de estas ecuaciones requirió de la modificación del diagrama de bloques de las patas que se presenta en la Figura 5.6.

En el diagrama de bloques modificado se observa que la función $\theta = f(t)$ incógnita, es derivada mediante un bloque derivador, resultando en: $\omega = f(t)$. Si el valor de esta derivada

resultase mayor a la velocidad angular máxima, ω_{max} o menor a $-\omega_{max}$ la simulación se detiene. Si se encuentra dentro del rango de validez, se evalúa la función correspondiente. La misma se encuentra dentro de los bloques de función indicados en la Figura 6.8. En el Apéndice D se muestran las líneas de código utilizadas.

De cada uno de estos bloques surge un valor de torque que ingresará, como señal de entrada, a la articulación correspondiente.

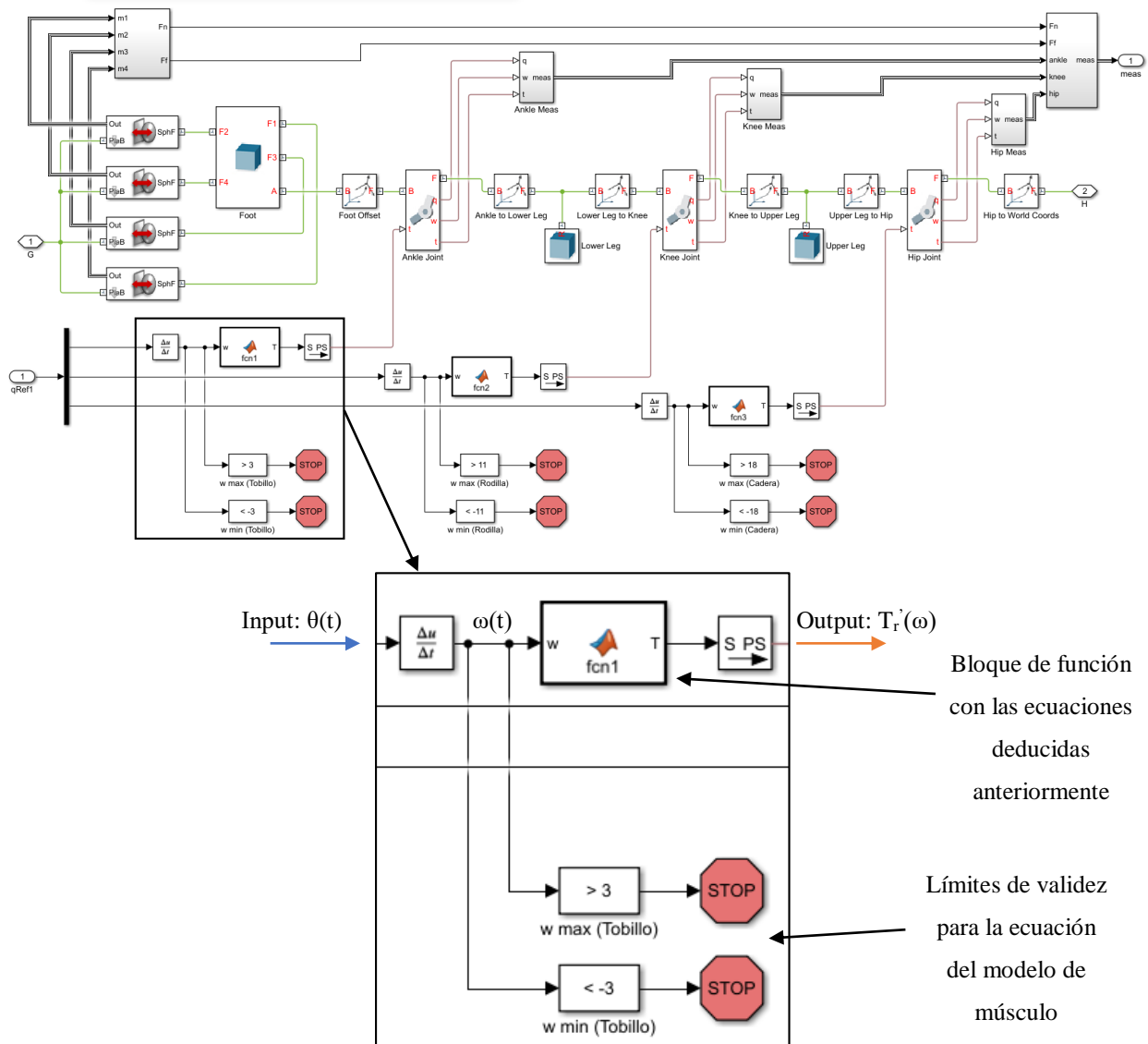


Figura 6.8. Diagrama de flujo de las patas integrado con el modelo muscular.

6.4 Optimización con Algoritmos Genéticos

Habiendo incorporado las ecuaciones de Minetti y Alexander (1997) en el modelo de Simulink, ya se está en condiciones de ejecutar la optimización para obtener nuevamente los 18 valores de θ , 6 por cada articulación. La rutina de optimización y la configuración de los Algoritmos Genéticos son análogos a lo explicado en el capítulo anterior. Esta optimización tardó aproximadamente 15 horas en resolverse.

6.5 Resultados

A continuación, se presenta el gráfico de convergencia de los Algoritmos Genéticos en la Figura 6.9

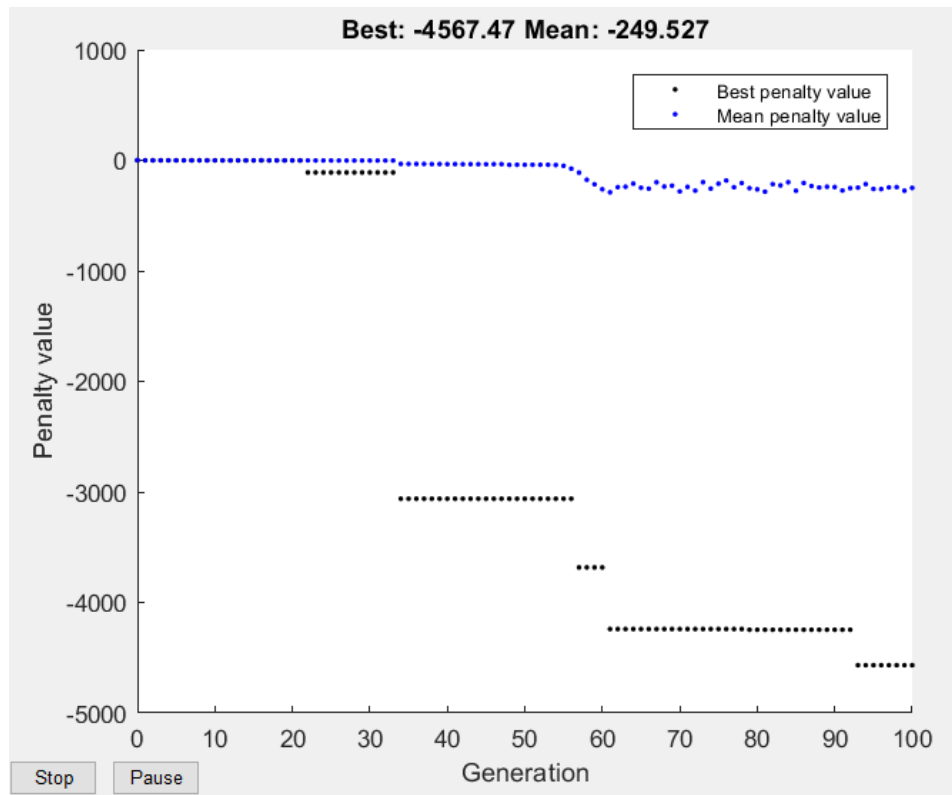


Figura 6.9. Resultados de la evaluación de la función de costo.

En la Figura 6.10 se muestra una captura de pantalla de la simulación resuelta. El video de la simulación se encuentra disponible en el siguiente enlace:

<https://drive.google.com/open?id=1qJSguV-P5cgbONux9NnA7Vf3DSZBKoLc>

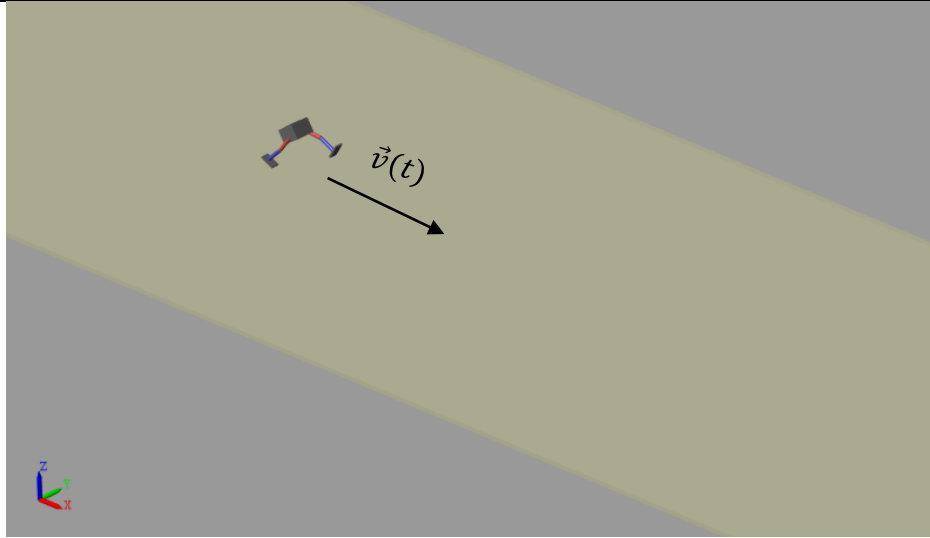


Figura 6.10. Simulación resultante de la optimización con AG.

Los valores de θ obtenidos se muestran en forma vectorial a continuación. Sus gráficos correspondientes se dan en la Figura 6.11.

$$\theta_{Rodilla}(t) = [40 ; 17.5 ; 45 ; 37.5 ; 30 ; 50]$$

$$\theta_{Tobillo}(t) = [0 ; -10 ; -17.5 ; -2.5 ; 2.5 ; 2.5]$$

$$\theta_{Cadera}(t) = [-12.5 ; 50 ; 42.5 ; 25 ; -45 ; -35]$$

$$t = [0 ; 0.133 ; 0.2667 ; 0.4 ; 0.5333 ; 0.6667 ; 0.8]$$

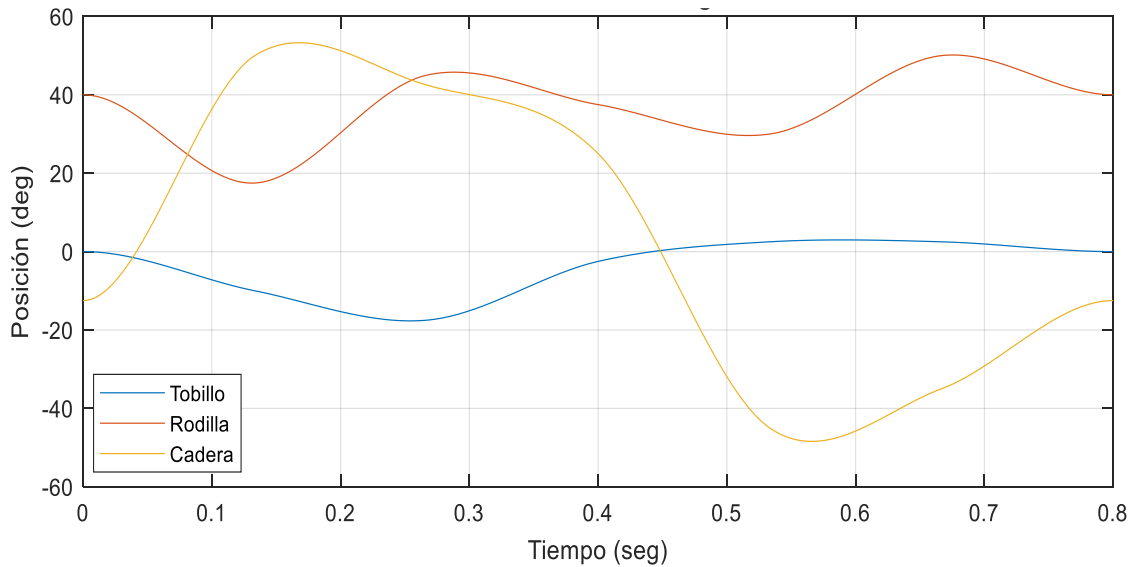


Figura 6.11. Curvas de posición angular en función del tiempo.

Las velocidades angulares de cada articulación se muestran en la Figura 6.12.

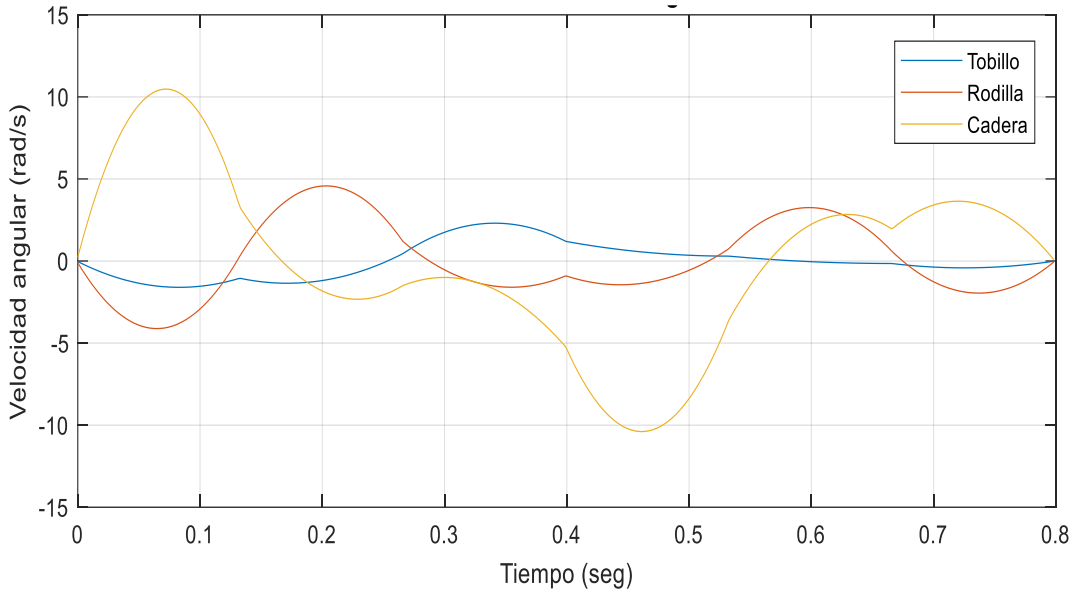


Figura 6.12. Curvas de velocidad angular en función del tiempo.

Se recuerda que las curvas están compuestas por polinomios cúbicos interpolantes, y que al derivarlos pueden existir diferencias en las pendientes límites de cada tramo, sin embargo, el programa se encarga de suavizar estos puntos de modo que no existan torques infinitos, o con valores elevados, como se muestra en la Figura 6.13.

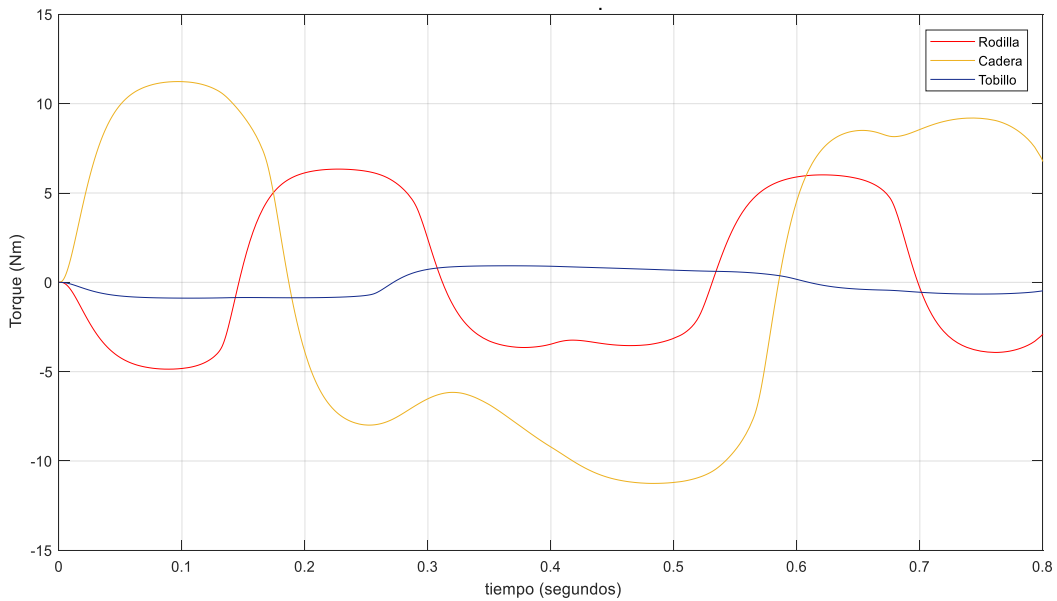


Figura 6.13. Curvas de torque resultantes.

Es interesante observar que, a diferencia de la Figura 5.12, en estos resultados no se observan las discontinuidades halladas en el modelo accionando por actuadores. Este cambio en el comportamiento del modelo puede atribuirse al modelo muscular, que tiene acotado el valor de torque máximo y a su vez es una función suave de la velocidad angular.

En la Figura 6.14 se muestra la distancia recorrida en función del tiempo. De esta curva se puede extraer un valor promedio para la velocidad de avance de 0.5914 m/s. Esta velocidad de avance es dependiente de los valores de α adoptados, ya que, si se usasen valores más elevados, los músculos podrían ejercer más potencia que implicarían una velocidad de avance mayor.

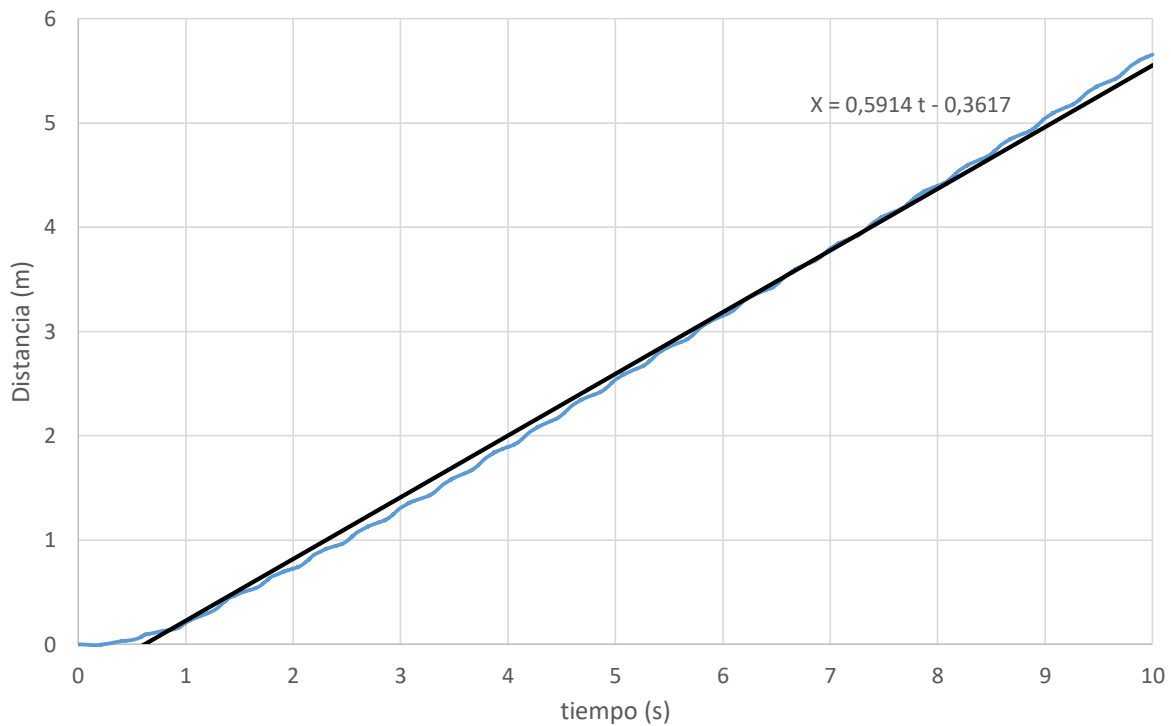


Figura 6.14. Distancia recorrida y velocidad de avance promedio.

En la Figura 6.15 es reportada la reacción en el piso resultante de la locomoción. Se observa que a una velocidad promedio menor que en el caso del Capítulo 5, hay momentos durante los que ambos pies se encuentran simultáneamente en contacto con el piso, por lo que se puede afirmar que el modelo se encuentra caminando.

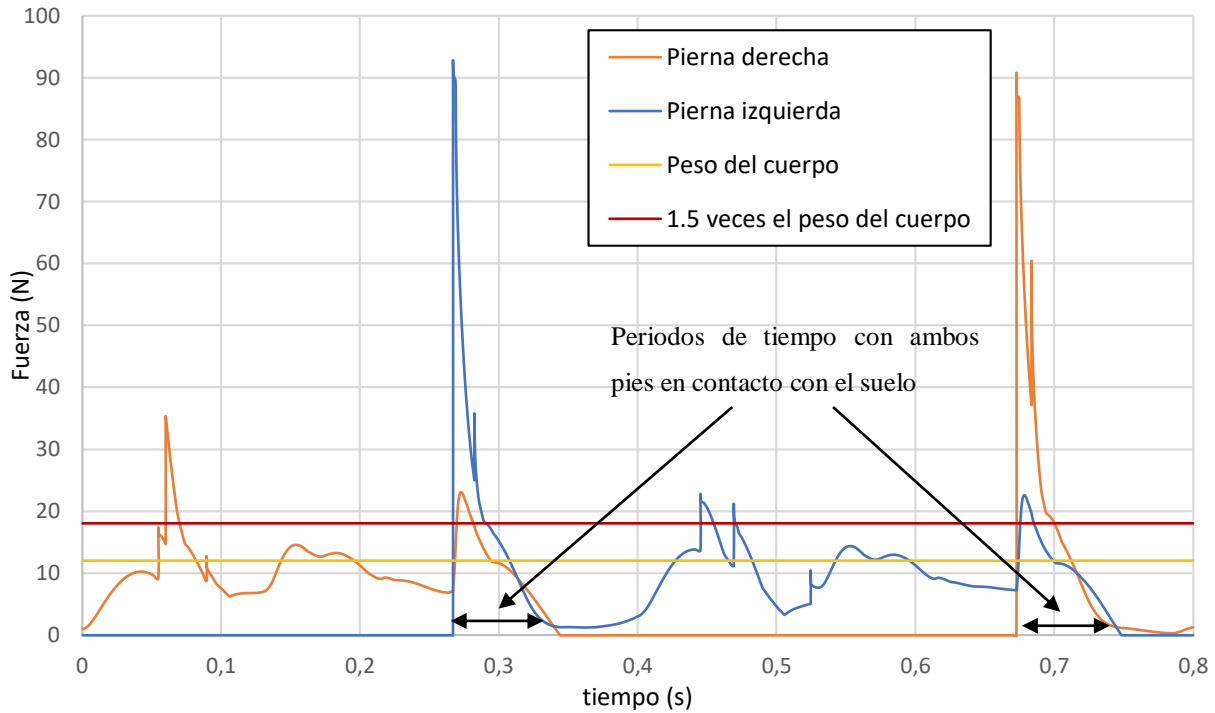


Figura 6.15. Reacción en el piso en función del tiempo.

Nuevamente los valores máximos fueron comparados con los resultados de Nilsson (1989), por lo que se esperan reacciones entre 1 y 1.5 veces el peso del modelo. Sin embargo, como ocurría en el Capítulo 5, se observan valores por encima de los predichos como consecuencia de que se utilizó el mismo modelo de contacto esquematizado en la Figura 5.16. Si estos valores máximos se desestiman por considerarse artificiales, se observa que existen máximos relativos que se hallan en el rango predicho.

A modo comparativo se presentan en las Figura 6.16 a Figura 6.18 los gráficos con las curvas obtenidas para la posición angular resultantes de las simulaciones resueltas con el actuador y con músculos.

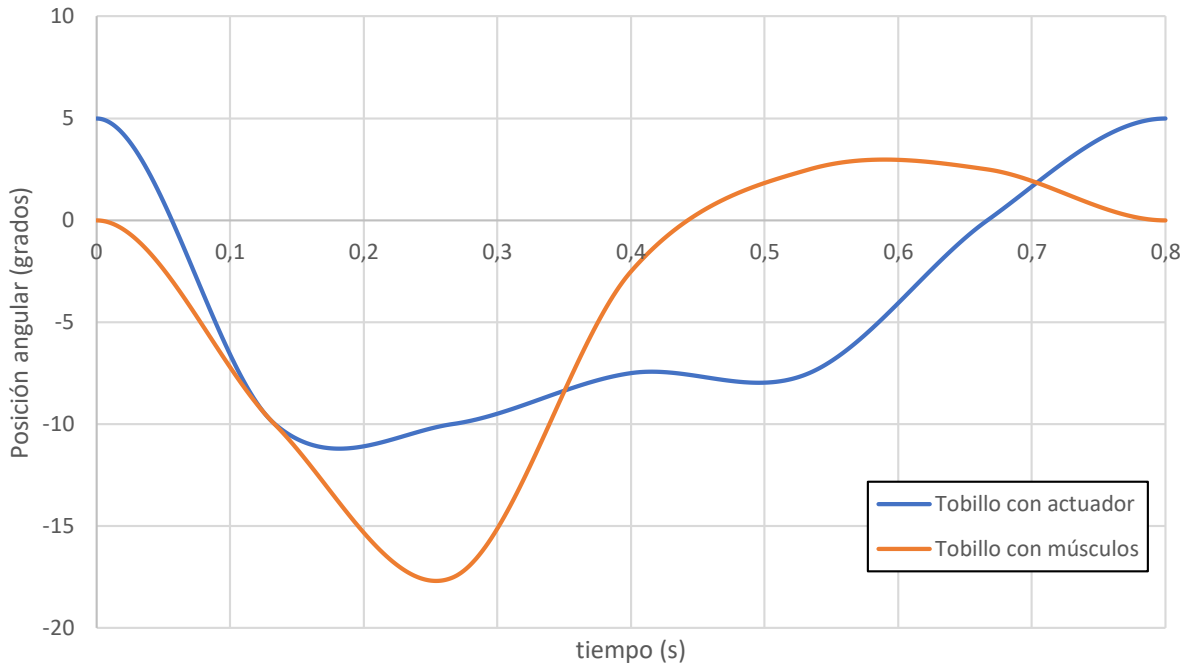


Figura 6.16. Gráfico comparativo con el uso de motor y músculos en el tobillo.

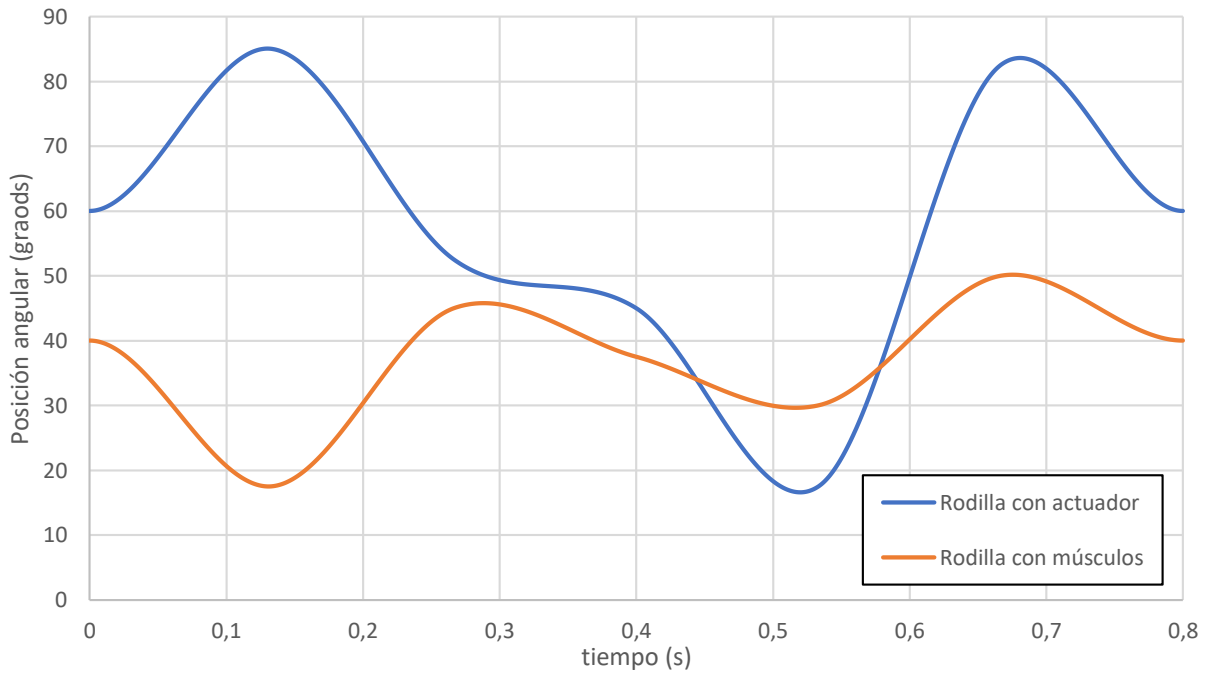


Figura 6.17. Gráfico comparativo con el uso de motor y músculos en la rodilla.

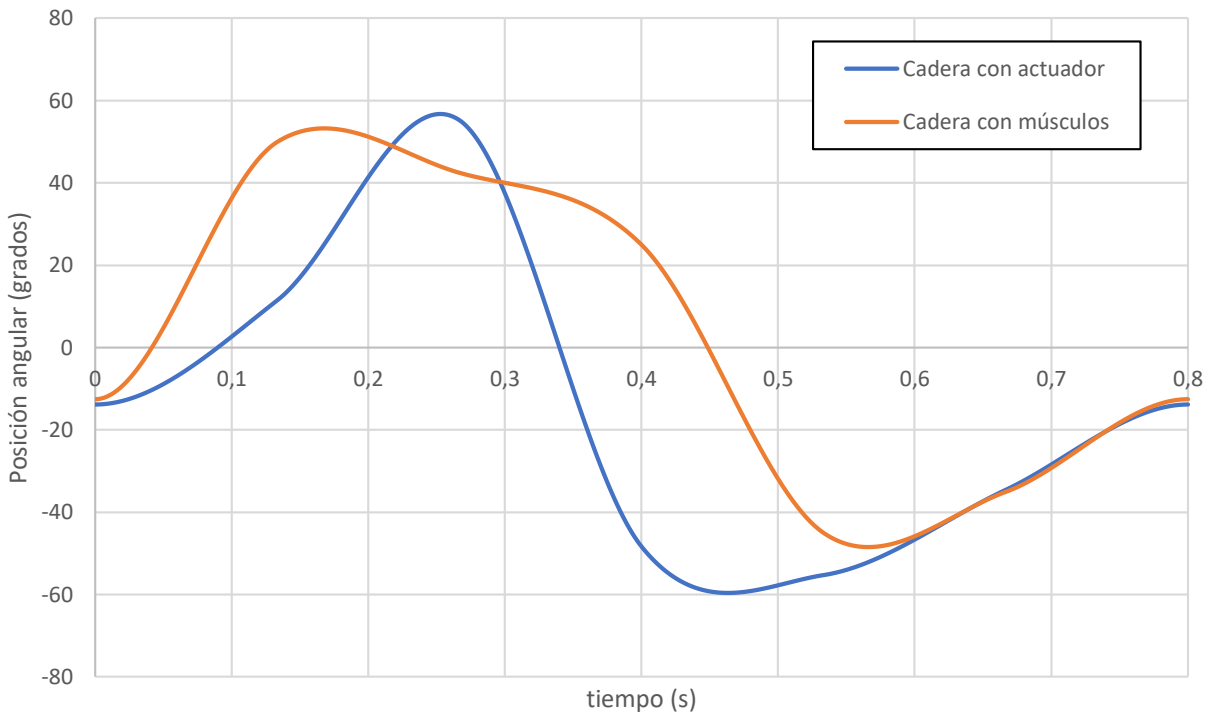


Figura 6.18. Gráfico comparativo con el uso de motor y músculos en la cadera.

Se observa que las simulaciones resueltas poseen distintas curvas de posición angular, sin embargo, en todos los casos las soluciones se encuentran dentro de los límites fisiológicos establecidos en el Capítulo 5.

6.6 Conclusiones

En el presente capítulo se adaptó el modelo de locomoción bípeda de S. Castro para ser accionado mediante fuerzas musculares según el modelo muscular de Minetti y Alexander (1997).

Los parámetros del modelo se determinaron a partir del análisis de los resultados de la optimización del Capítulo 5. Esta estrategia responde a la necesidad de dar al algoritmo de optimización parámetros con lo que sea factible producir una locomoción exitosa. En análisis de seres vivos, estos valores deberán extraerse de las características de un músculo real.

Como resultado, se obtuvo una locomoción que posee una velocidad de avance menor a la resuelta en el Capítulo 5. De los resultados de las fuerzas de las pisadas se puede concluir que el modelo se encuentra caminando, debido a que existe un periodo de tiempo en donde ambos pies se hallan en contacto con el piso simultáneamente. Por otra parte, como en el análisis del Capítulo 5, se dan valores pico artificialmente altos para las fuerzas de pisada, los que, como ya se justificó

pueden ser desestimados. En esas condiciones, los valores de la fuerza de pisada resultan dentro del rango predicho por Nilssen (1989).

Referencias

J. NILSSON and A. THORSTENSSON. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989, 136, 217-227.

R.H. Crompton, R. McN Alexander, M.M. Günther, W.J. Wang. 1996. Characteristics of Ground Reaction Forces in Normal and Chimpanzee-Like Bipedal Walking by Humans. *Folia Primatol* 1996; 66:137-159.

Minetti, A.E., and Alexander, R.M. 1997. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, 186(4):467-476.

R. McN. Alexander. 2004. Bipedal animals, and their differences from humans. *J. Anat.* (2004) 204, pp321–330.

MathWorks Student Competitios Team (2019). MATLAB and Simulink Robotics Arena: Walking Robot (<https://www.github.com/mathworks/msra-walking-robot>), GitHub. Retrieved October 13, 2019.

Capítulo 7

Simulación de locomoción cuadrúpeda accionada por actuadores y músculos

7.1 Introducción

Los modelos de locomoción bípeda de los capítulos anteriores se extienden aquí para desarrollar un modelo de locomoción cuadrúpeda. El modelo será resuelto mediante los dos accionamientos implementados para el modelo bípedo. Inicialmente se utilizarán actuadores mecánicos y luego, en base a los resultados, se adaptarán las ecuaciones de Minetti y Alexander (1997) para la utilización de músculos como se hizo anteriormente.

El modelo con el que se trabajará se muestra en la Figura 7.1, el que se integró en la rutina de optimización de los Algoritmos Genéticos de la misma forma que para el modelo bípedo.

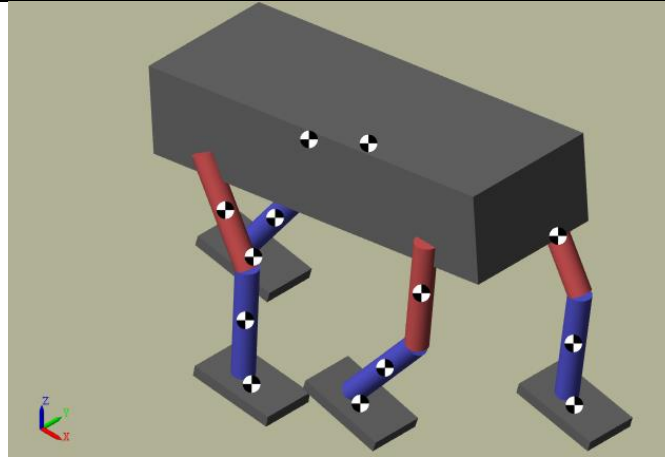


Figura 7.1. Modelo cuadrúpedo construido en Simulink.

7.2 Modelo de locomoción cuadrúpeda

Las dimensiones y propiedades físicas del modelo son las siguientes:

- Torso: 13 x 35 x 8 cm.
- Cilindros para las piernas: radio: 1 cm, largo: 10 cm.
- Pies: 8 x 5 x 1 cm.
- Densidad: 1000 kg/m³.
- Peso: 4.2 kg.

Al igual que como se planteó el problema en el Capítulo 5 y 6, la locomoción se resuelve conociendo las funciones $\theta(t)$ de cada articulación que resultan en la locomoción estable del modelo. La simetría característica de la locomoción bípeda, también se presenta en este nuevo planteo como se muestra en la Figura 7.2. Las patas 1 y 4 se encuentran en fase entre ellas y desfasadas medio periodo respecto de la 2 y la 3, lo que reduce la cantidad de funciones incógnita de 12 (una por cada articulación) a 3.

Cada una de estas 3 funciones desconocidas y periódicas es discretizada en 6 partes iguales. Siendo el objetivo de la optimización la obtención de 18 valores (6 por cada articulación) que serán posteriormente interpolados con polinomios cúbicos y de donde se obtendrán las velocidades angulares y los torques resultantes. Los valores a determinar, escritos en forma vectorial, se muestran a continuación.

$$\theta_1(t) = [\theta_{11} \ \theta_{12} \ \theta_{13} \ \theta_{14} \ \theta_{15} \ \theta_{16}]$$

$$\theta_2(t) = [\theta_{21} \ \theta_{22} \ \theta_{23} \ \theta_{24} \ \theta_{25} \ \theta_{26}]$$

$$\theta_3(t) = [\theta_{31} \ \theta_{32} \ \theta_{33} \ \theta_{34} \ \theta_{35} \ \theta_{36}]$$

Estos 18 valores son las variables de las que depende el problema que serán optimizadas utilizando el paquete de AG del Global Optimization Toolbox de Matlab.

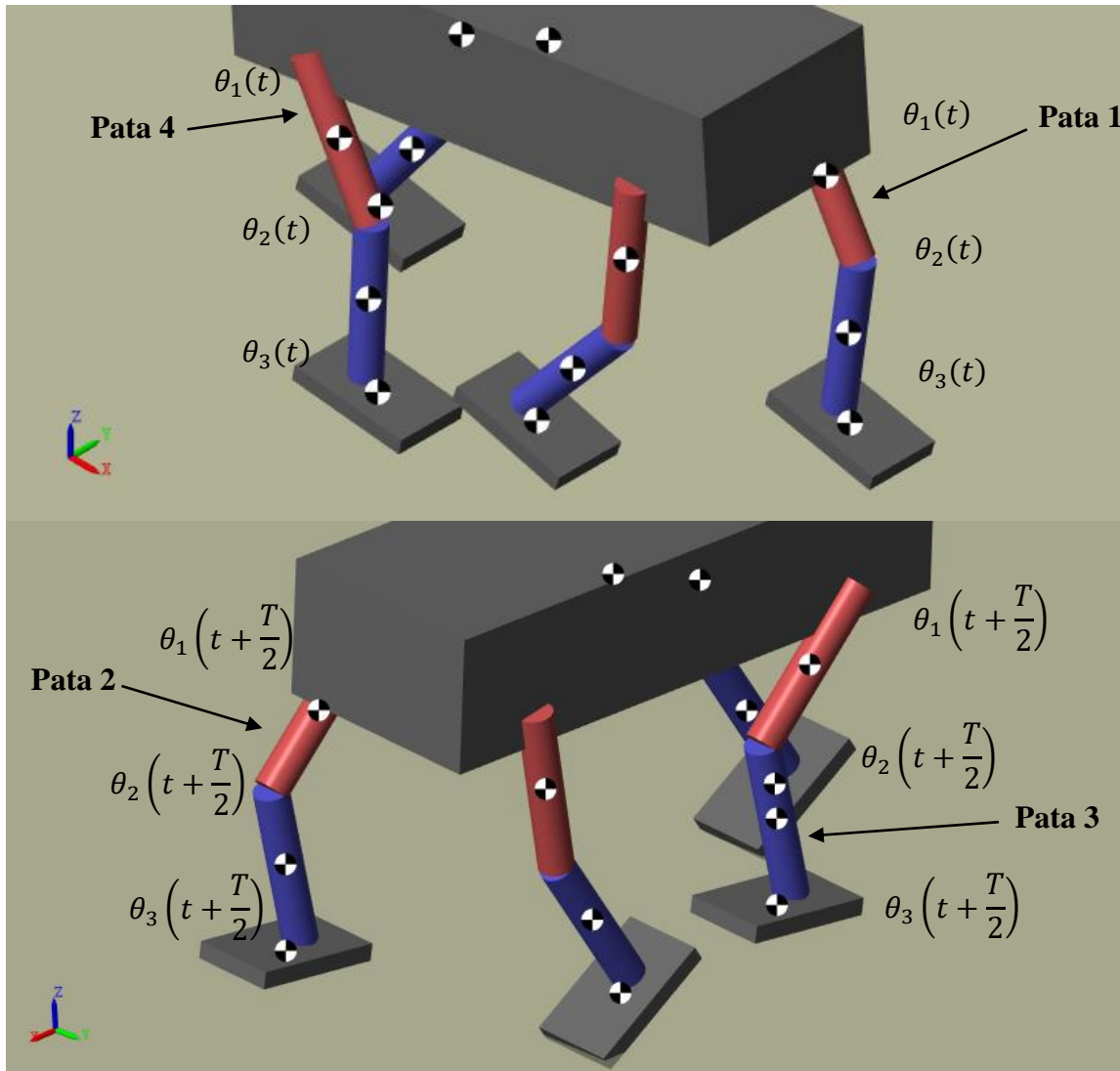


Figura 7.2. Desfasajes presentes en las patas.

Un aspecto relevante que se puede destacar es que, el modo en cómo se desfasen las patas condiciona si la simulación resuelta se hallará caminando o corriendo. En este caso, se esperará que el modelo se encuentre caminando. Si se quisiese obtener un resultado para el modelo corriendo las patas 1 y 2 deberían estar en fase y desfasadas a su vez de las 3 y 4. Esto puede configurarse modificando a que patas ingresa el input $\theta(t)$ del diagrama en bloques de la Figura 7.3.

Este diagrama en bloques reemplaza al que se mostró en la Figura 7.3, en el mismo se pueden observar los bloques que representan las 4 patas y sus desfasajes mencionados. El resto de los bloques permanecen sin modificaciones.

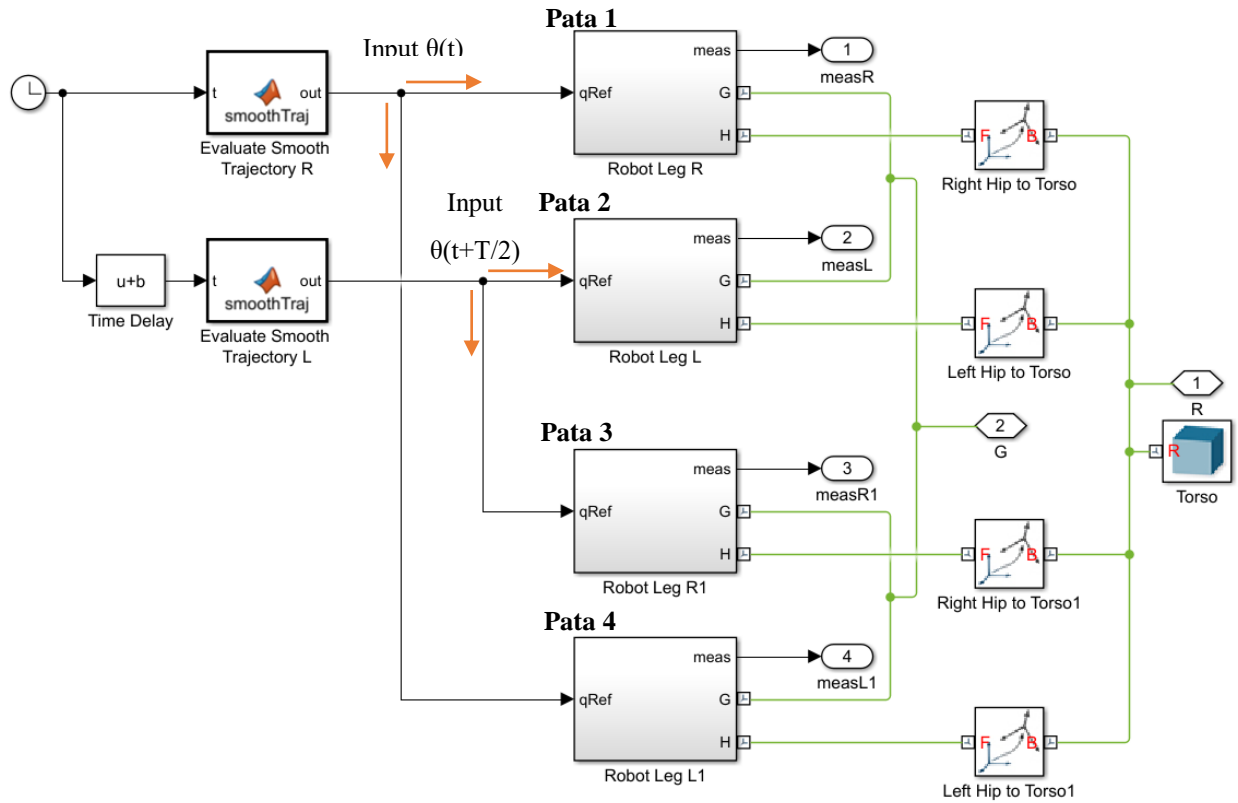


Figura 7.3. Diagrama de bloques del modelo cuadrúpedo caminando.

El periodo T a utilizar, será de 0.8 segundos.

Nuevamente, para reducir el espacio de búsqueda, se impusieron restricciones para los valores de posición angular.

- Para la articulación 1:

$$-60^\circ < \theta_1 < 60^\circ$$

- Para la articulación 2:

$$0^\circ < \theta_2 < 90^\circ$$

- Para la articulación 3:

$$-30^\circ < \theta_3 < 30^\circ$$

7.3 Locomoción cuadrúpeda con actuadores

7.3.1 Resultados obtenidos

En la Figura 7.4 se muestra la convergencia del Algoritmo Genético. Para cada generación se muestra también, la solución (individuo) que mejor satisface el criterio de locomoción definido por la función de costo (19).

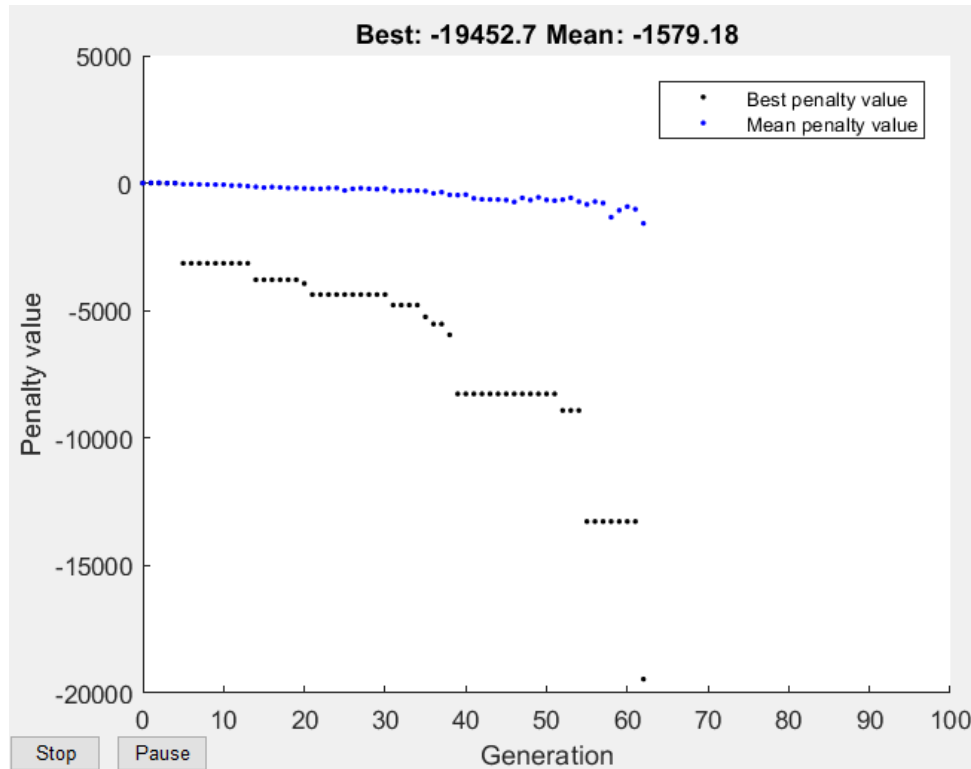


Figura 7.4. Resultados de la evaluación de la función de costo.

En la Figura 7.5 se muestra una captura de pantalla de animación de la simulación. El video de la simulación se encuentra disponible en el siguiente enlace:

https://drive.google.com/open?id=1wV9iV3jJEfCsgNB1dVdteHMTL2_aTRkE

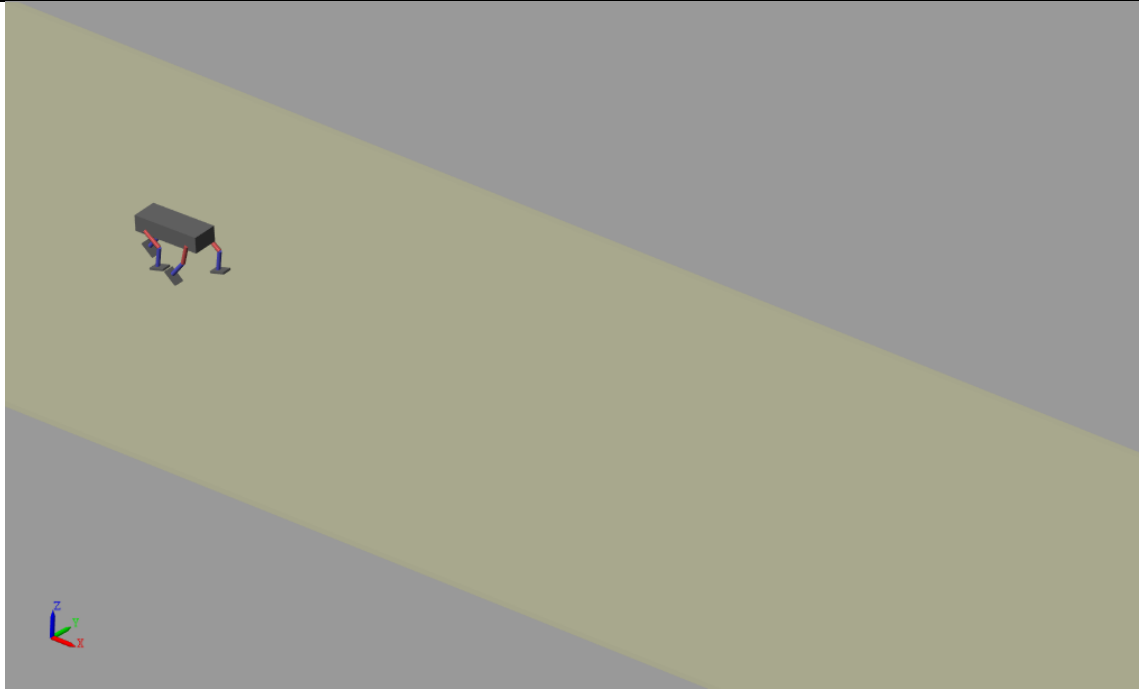


Figura 7.5. Simulación de modelo cuadrúpedo.

Los resultados de las 18 variables son los siguientes, junto con su gráfico correspondiente en la Figura 7.6:

$$\theta_1(t) = [-52.5 ; -50 ; -2.5 ; 15 ; 35 ; 35]$$

$$\theta_2(t) = [60 ; 50 ; 17.5 ; 25 ; 25 ; 37.5]$$

$$\theta_3(t) = [-22.5 ; -15 ; -12.5 ; 2.5 ; 7.5 ; -5]$$

$$t = [0 ; 0.133 ; 0.2667 ; 0.4 ; 0.5333 ; 0.6667 ; 0.8]$$

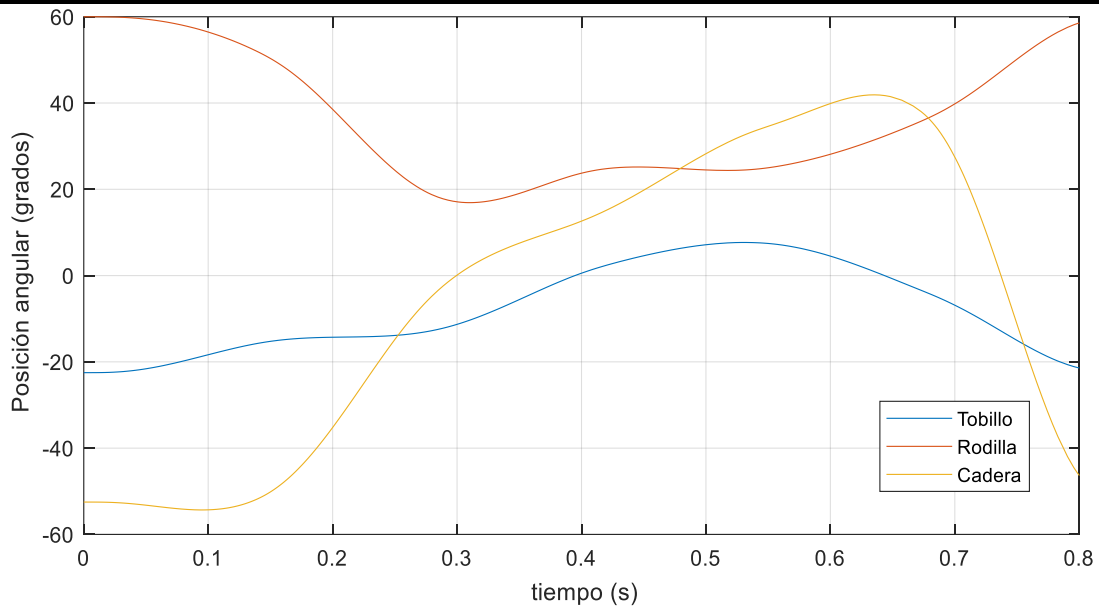


Figura 7.6. Gráfico de posiciones angulares en función del tiempo.

En la Figura 7.7, se muestran las curvas de las velocidades angulares de cada una de las articulaciones y en la Figura 7.8 los torques correspondientes.

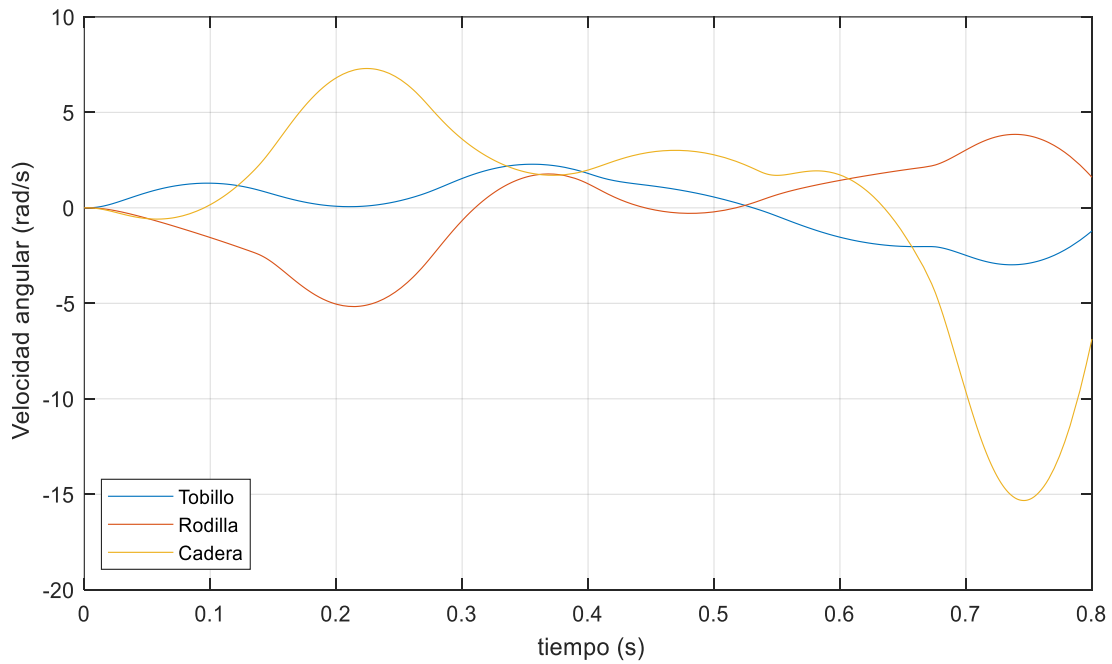


Figura 7.7. Gráfico de velocidades angulares en función del tiempo.

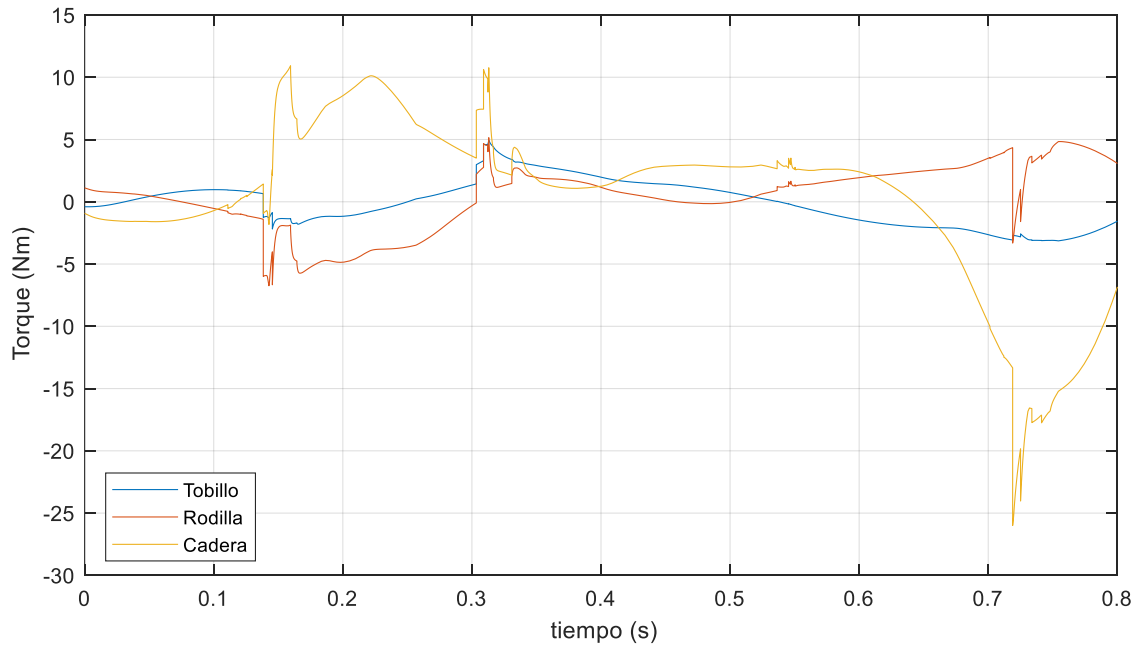


Figura 7.8. Torques resultantes de la locomoción.

La distancia recorrida se muestra en la Figura 7.9, de donde se puede extraer un valor para la velocidad promedio de 0.6278 m/s.

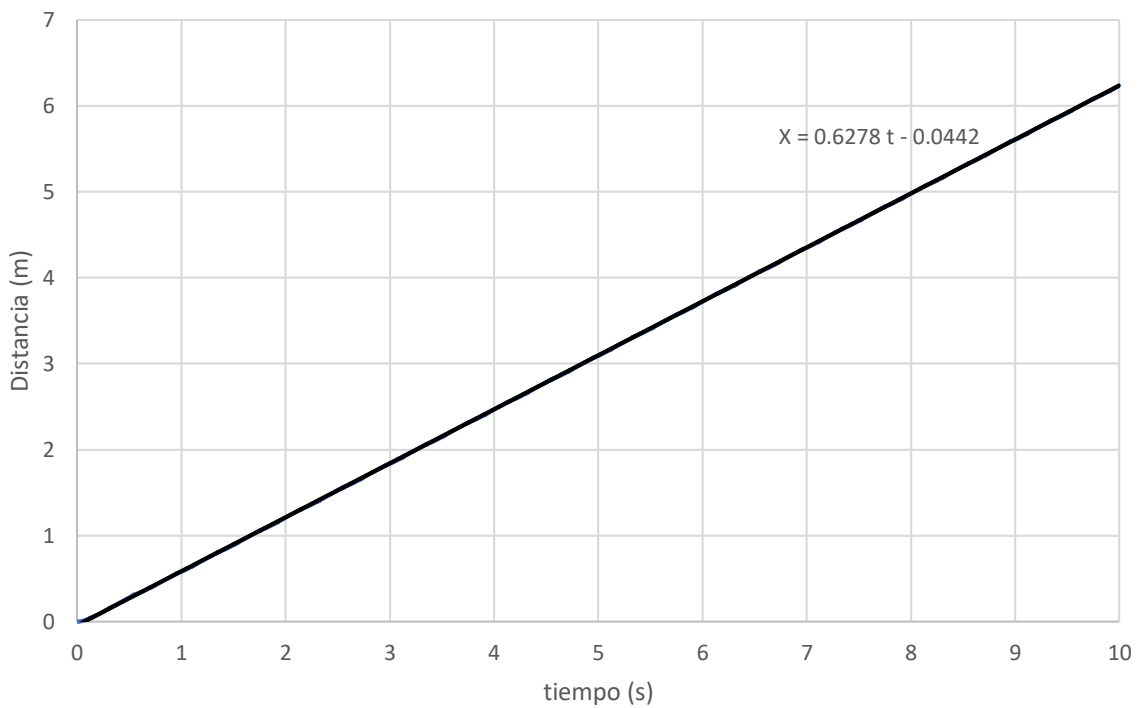


Figura 7.9. Distancia recorrida y velocidad promedio.

Las fuerzas normales de las pisadas se muestran en las Figura 7.10 y Figura 7.11 para las patas delanteras y traseras respectivamente.

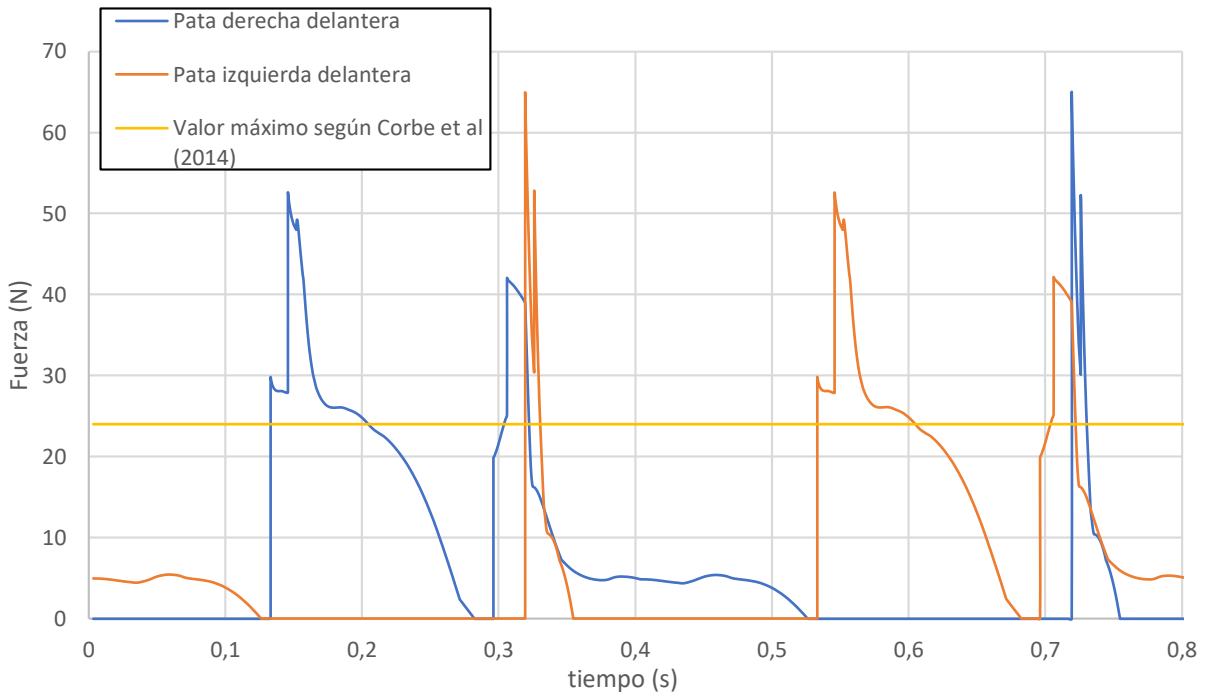


Figura 7.10. Fuerzas de pisadas de las patas delanteras.

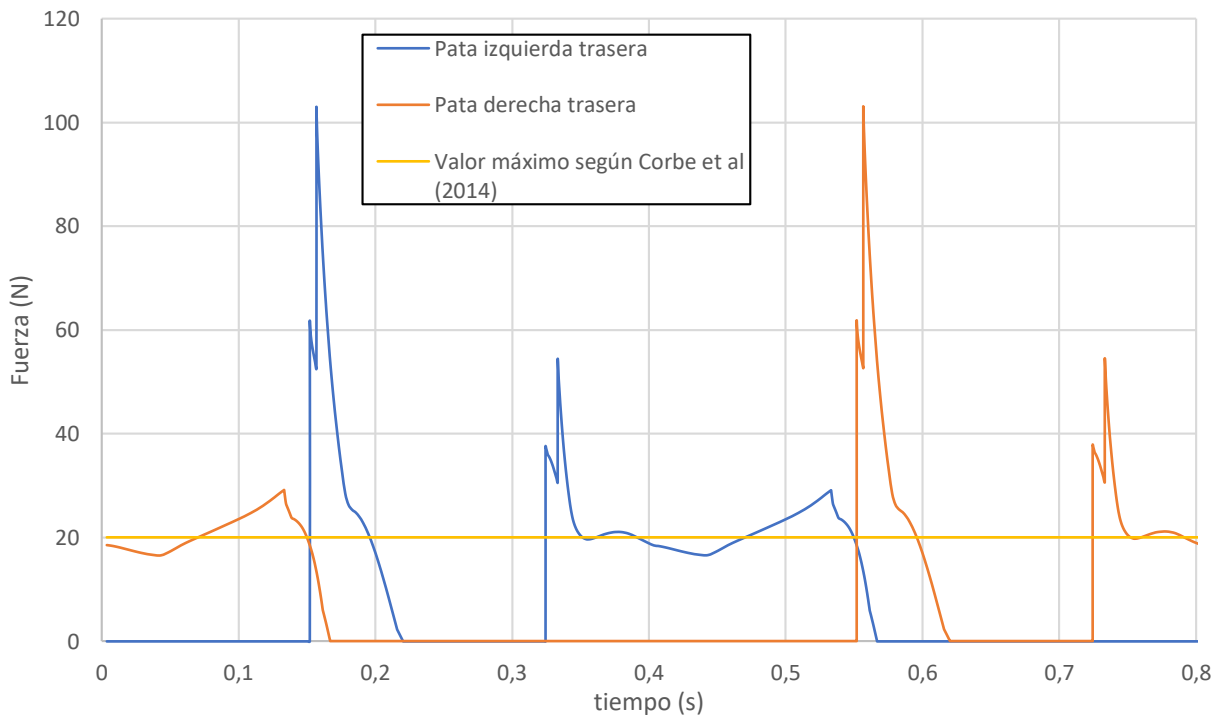


Figura 7.11. Fuerzas de pisadas de las patas traseras.

También se incluyen en las Figura 7.10 y Figura 7.11 valores de referencia calculados a partir de la fuerzas máxima de pisada de gatos reportadas por R.J. Corbee, H. Maas, A. Doornenbal, H.A.W. Hazewinkel (2014), ver Figura 7.12 y Figura 7.13. Estos autores reportan que el valor máximo de la fuerza de pisada por N de peso para gatos caminando a una velocidad de 0.7 ± 0.1 m/s es 5.7 ± 0.37 N/kg para las patas delanteras y de 4.83 ± 0.49 N/kg para las patas traseras. Estos valores, escalados a nuestro modelo resultan 24 N y 20 N para las patas delanteras y traseras, respectivamente.

Al igual que en el caso bípedo, las fuerzas de pisada del modelo presentan picos que pueden ser atribuidos al modelo de contacto con el piso. Si se descartan estos valores pico, se observa un buen acuerdo entre los valores del modelo y los valores experimentales de la referencia.

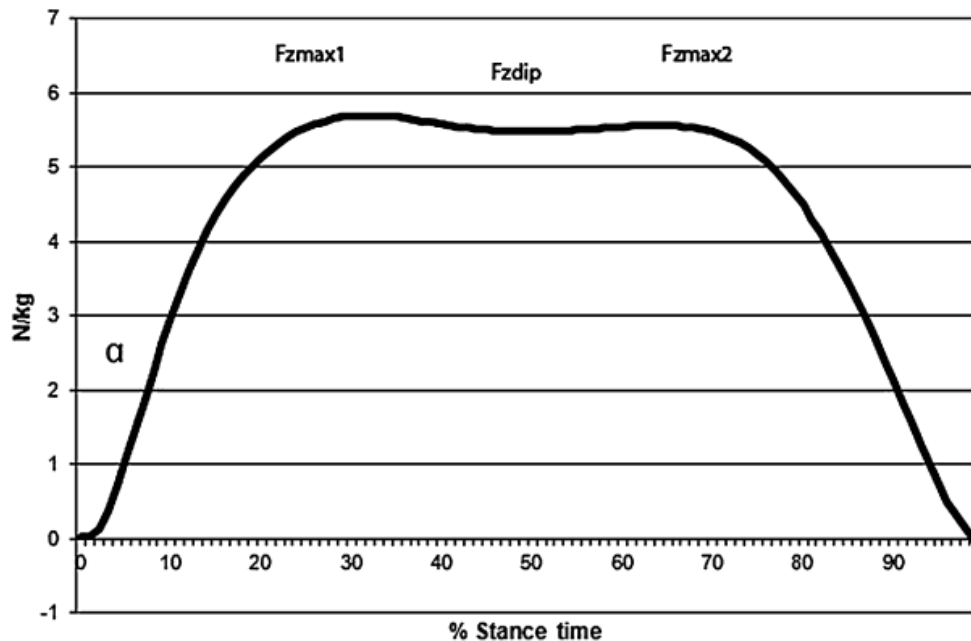


Figura 7.12. Resultados obtenidos por Corbee, Maas, Doornenbal y Hazewinkel de fuerzas de pisada para gatos en patas delanteras para una velocidad de avance promedio de 0.7 m/s.

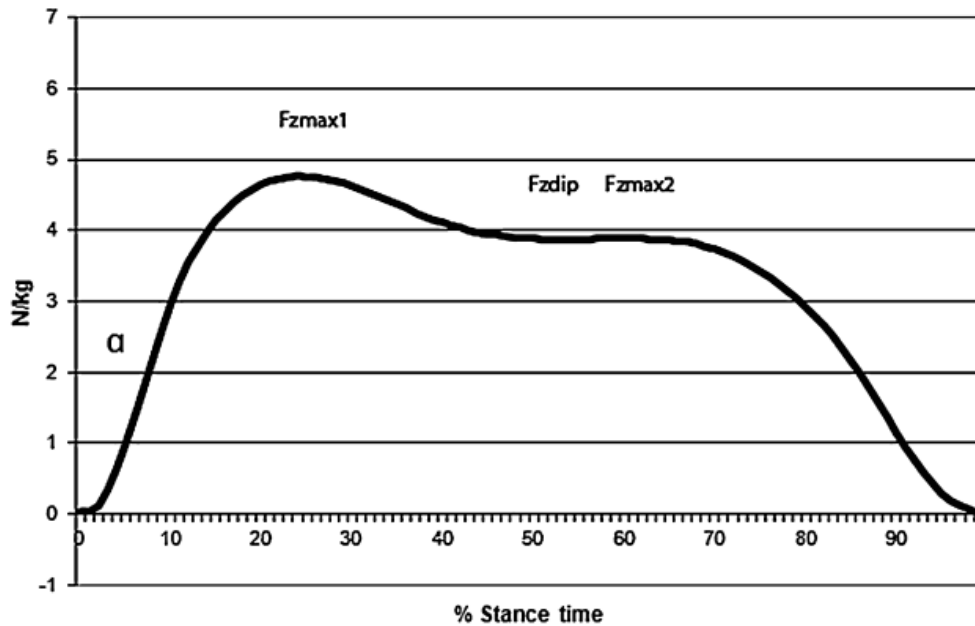


Figura 7.13. Resultados obtenidos por Corbee, Maas, Doornenbal y Hazewinkel de fuerzas de pisada para gatos en para patas traseras para una velocidad de avance promedio de 0.7 m/s.

7.4 Locomoción cuadrúpeda con músculos

7.4.1 Determinación de los parámetros del modelo muscular

Para resolver la locomoción utilizando músculos se aplicarán las ecuaciones de Minetti-Alexander (1997). Debido a que no se posee un modelo real de estudio, los valores de $\omega_{m\acute{a}x}$ y T_0 , se extraerán de los resultados de la simulación con actuadores mecánicos.

Las velocidades angulares máximas, fueron extraídas del gráfico de la Figura 7.7 y se muestran en la Tabla 7-1.

Tabla 7-1. Valores de ω asignados.

Articulación	$\omega_{m\acute{a}x}$ (rad/s)
Articulación 1	15
Articulación 2	5
Articulación 3	3

Los valores de T_0 , se obtendrán a partir del mismo análisis empírico aplicado anteriormente. Se evaluarán las ecuaciones (12) y (13) de modo que el torque T_r ejerza un par máximo de la misma magnitud que los obtenidos en la simulación con actuadores. Al igual que como ocurría en el Capítulo 5, las curvas de torque poseen una componente artificial que no será tenida en cuenta para

este análisis, debido a que no representan los torques reales ejercidos en las articulaciones, sino a un defecto del modelo de contacto con el suelo.

En las Figura 7.14 a 7.16 se muestran las curvas para cada articulación. Graficando en cada caso, los resultados del modelo con el actuador y la del modelo muscular de Minetti y Alexander con los valores de T_0 de la Tabla 7-2. Inicialmente, los valores de α (α_1 y α_2) fueron tomados iguales a 1.

Tabla 7-2. Valores de T_0 asignados.

Articulación	T_0 [Nm]	
	T_{01} [Nm]	T_{02} [Nm]
Articulación 1	13	13
Articulación 2	3.5	3.5
Articulación 3	2	2

Habiendo definido estos valores, resultan las siguientes ecuaciones (38) a (43).

Articulación 1:

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T_{r-1}(\omega) = 1 * 13 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{15-\omega}{15+7.56\frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 1 * 13 \left[\frac{15-\omega}{15+\frac{\omega}{0.17}} \right] \quad [\text{Nm}] \quad (38)$$

Para $\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T_{r-1}(\omega) = 1 * 13 \left[\frac{15+\omega}{15-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 1 * 13 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{15+\omega}{15-7.56\frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \quad [\text{Nm}] \quad (39)$$

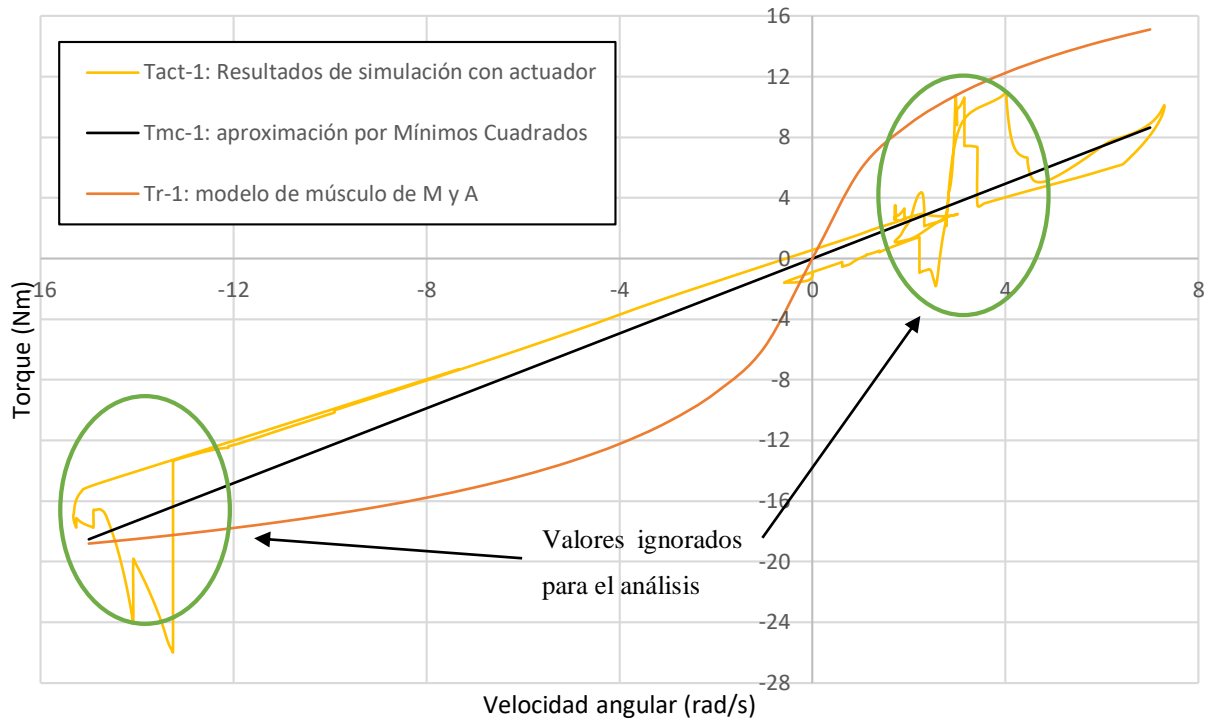


Figura 7.14. Torque en función de la velocidad angular resultante de la optimización junto con aproximación hecha con mínimos cuadrados para la articulación 1.

Articulación 2

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T_{r-2}(\omega) = 1 * 3.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{5-\omega}{5+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 1 * 3.5 \left[\frac{5-\omega}{5+\frac{\omega}{0.17}} \right] \quad [\text{Nm}] \quad (40)$$

Para $\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T_{r-2}(\omega) = 1 * 3.5 \left[\frac{5+\omega}{5-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 1 * 3.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{5+\omega}{5-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \quad [\text{Nm}] \quad (41)$$

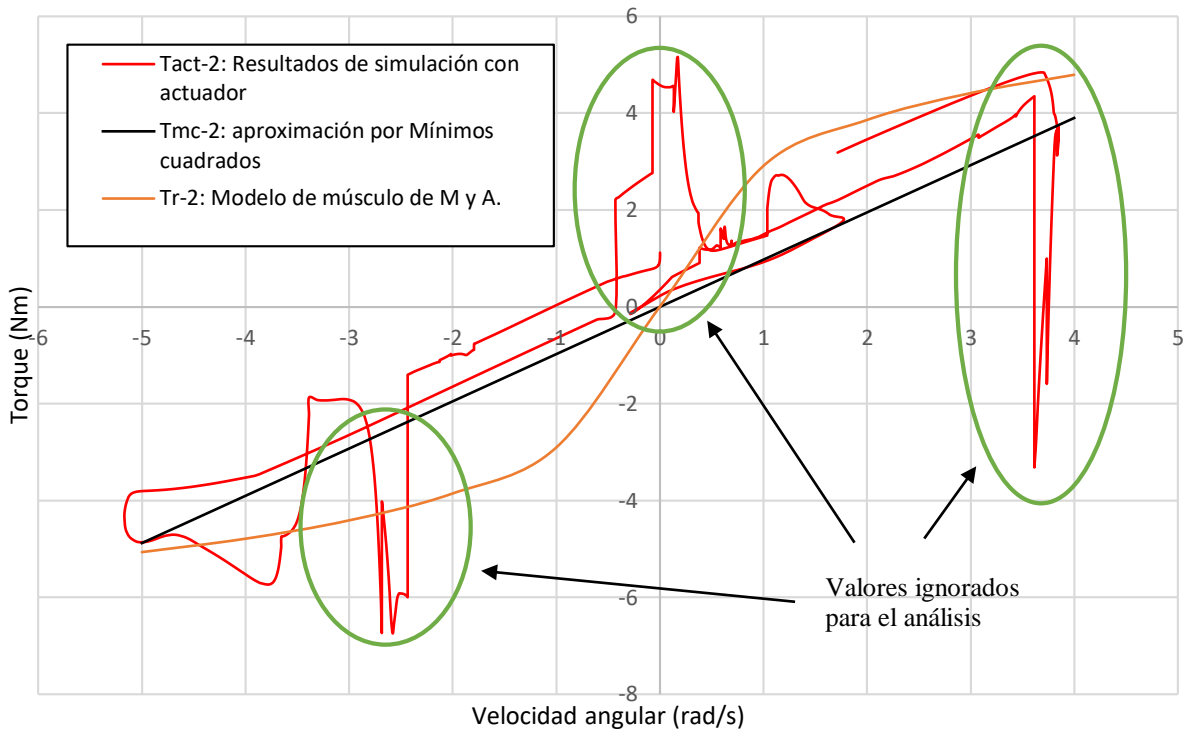


Figura 7.15. Torque en función de la velocidad angular resultante de la optimización junto con aproximación hecha con mínimos cuadrados para la articulación 2.

Articulación 3

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T_{r-3}(\omega) = 1 * 2 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3-\omega}{3+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 1 * 2 \left[\frac{3-\omega}{3+\frac{\omega}{0.17}} \right] \quad [\text{Nm}] \quad (42)$$

Para $\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T_{r-3}(\omega) = 1 * 2 \left[\frac{3+\omega}{3-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 1 * 2 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3+\omega}{3-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \quad [\text{Nm}] \quad (43)$$

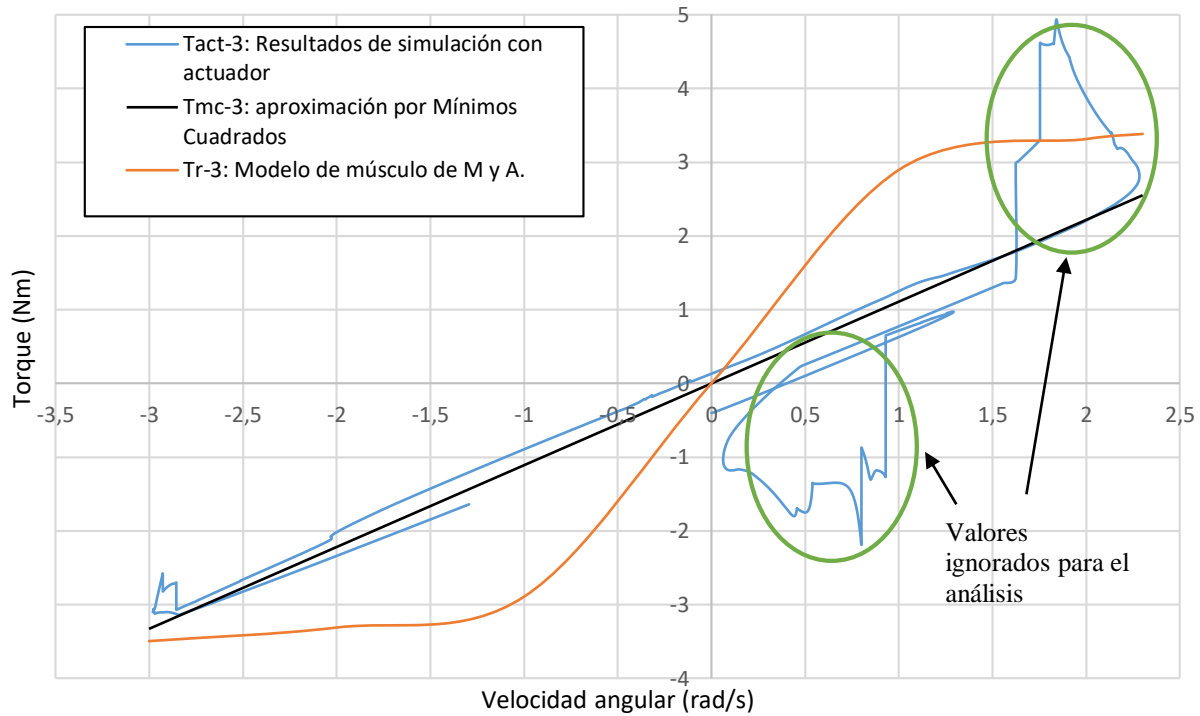


Figura 7.16. Torque en función de la velocidad angular resultante de la optimización junto con aproximación hecha con mínimos cuadrados para la articulación 3.

Como se dijo anteriormente para α se utilizó $\alpha_1 = \alpha_2 = 1$, lo que implica que los músculos trabajan en todo momento a máxima potencia, característica que no es esperada en una caminata. La corrección en los valores de α fue hecha de manera análoga a la propuesta en el Capítulo 6. A partir de las ecuaciones (44) a (46) se estimó un valor constante para α como el valor medio del cociente entre el torque resultante de la simulación resuelta y el torque T_r del modelo muscular correspondiente dados en las ecuaciones (38) a (43).

$$\bar{\alpha}_1 = \frac{T_{MC-1}(\omega)}{T_{r-1}(\omega)} \quad (44)$$

$$\bar{\alpha}_2 = \frac{T_{MC-2}(\omega)}{T_{r-2}(\omega)} \quad (45)$$

$$\bar{\alpha}_3 = \frac{T_{MC-3}(\omega)}{T_{r-3}(\omega)} \quad (46)$$

Para realizar los cocientes en las ecuaciones (44) a (46) los resultados de las simulaciones fueron aproximadas mediante mínimos cuadrados a funciones lineales, las que resultaron

$$T_{act-1}(\omega) \cong T_{MC-1}(\omega) = 1.234 \omega \quad [\text{Nm}] \quad (47)$$

$$T_{act-2}(\omega) \cong T_{MC-2}(\omega) = 0.975 \omega \quad [\text{Nm}] \quad (48)$$

$$T_{act-3}(\omega) \cong T_{MC-3}(\omega) = 1.112 \omega \quad [\text{Nm}] \quad (49)$$

y se grafican en las Figura 7.14 a Figura 7.16.

Los $\alpha(\omega)$ para las tres articulaciones se grafican en la Figura 7.17, y sus valores medios $\bar{\alpha}_1$, $\bar{\alpha}_2$ y $\bar{\alpha}_3$, se dan en la Tabla 7-3.

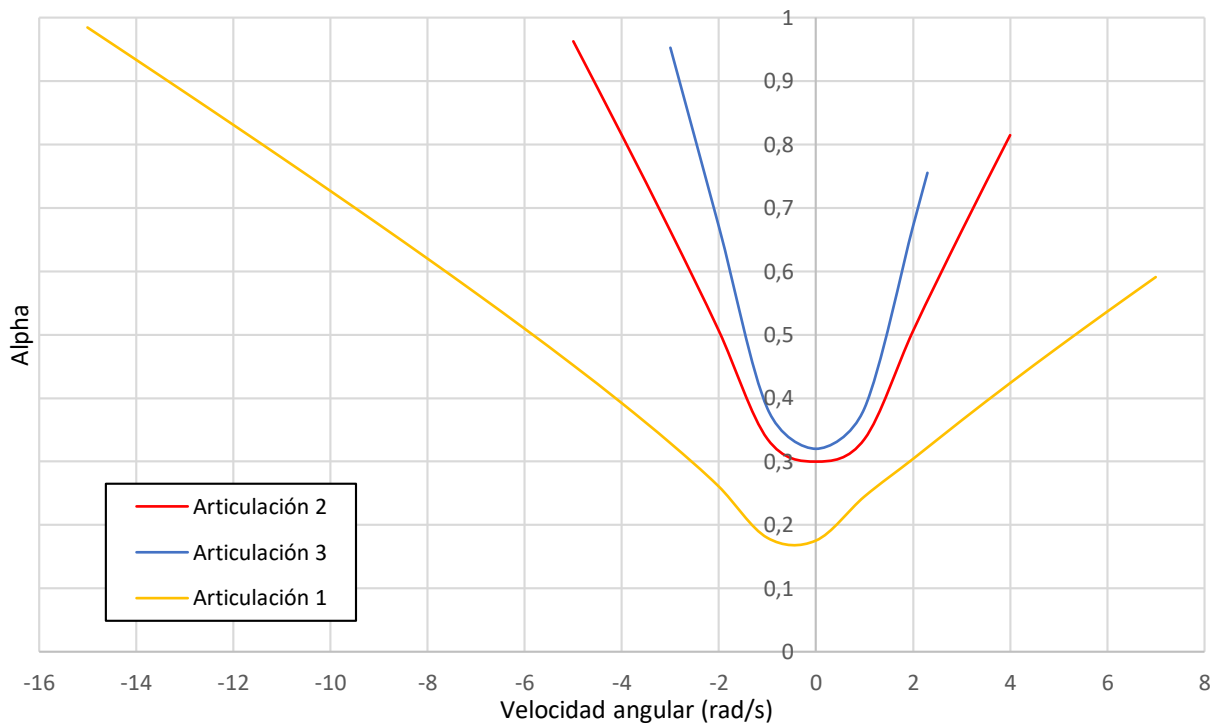


Figura 7.17. Curvas de alpha en función de la velocidad angular.

Tabla 7-3. Valores de alpha asignados.

Articulación	α
Articulación 1	0.5320
Articulación 2	0.5902
Articulación 3	0.5633

De esta forma, las expresiones completas de los modelos musculares de las tres articulaciones se dan a continuación y se grafican en las Figura 7.18 a Figura 7.20.

Articulación 1:

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T'_{r-1} = 0.5320 * \left(13 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{15-\omega}{15+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 13 \left[\frac{15-\omega}{15+\frac{\omega}{0.17}} \right] \right) \quad [\text{Nm}] \quad (50)$$

Para $-\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T'_{r-1} = 0.5320 * \left(13 \left[\frac{15+\omega}{15-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 13 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{15+\omega}{15-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \right) \quad [\text{Nm}] \quad (51)$$

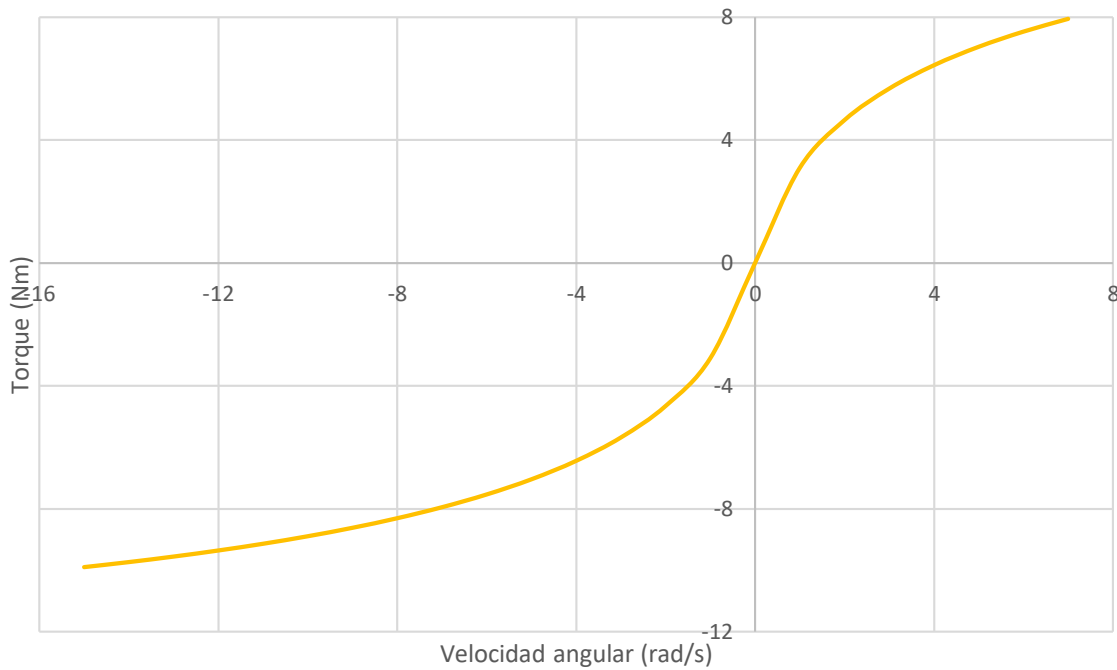


Figura 7.18. Curvas de torque para la articulación 1.

Articulación 2:

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T'_{r-2} = 0.5902 * \left(3.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{5-\omega}{5+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 3.5 \left[\frac{5-\omega}{5+\frac{\omega}{0.17}} \right] \right) \quad [\text{Nm}] \quad (52)$$

Para $-\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T'_{r-2} = 0.5902 * \left(3.5 \left[\frac{5+\omega}{5-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 3.5 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{5+\omega}{5-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \right) \quad [\text{Nm}] \quad (53)$$

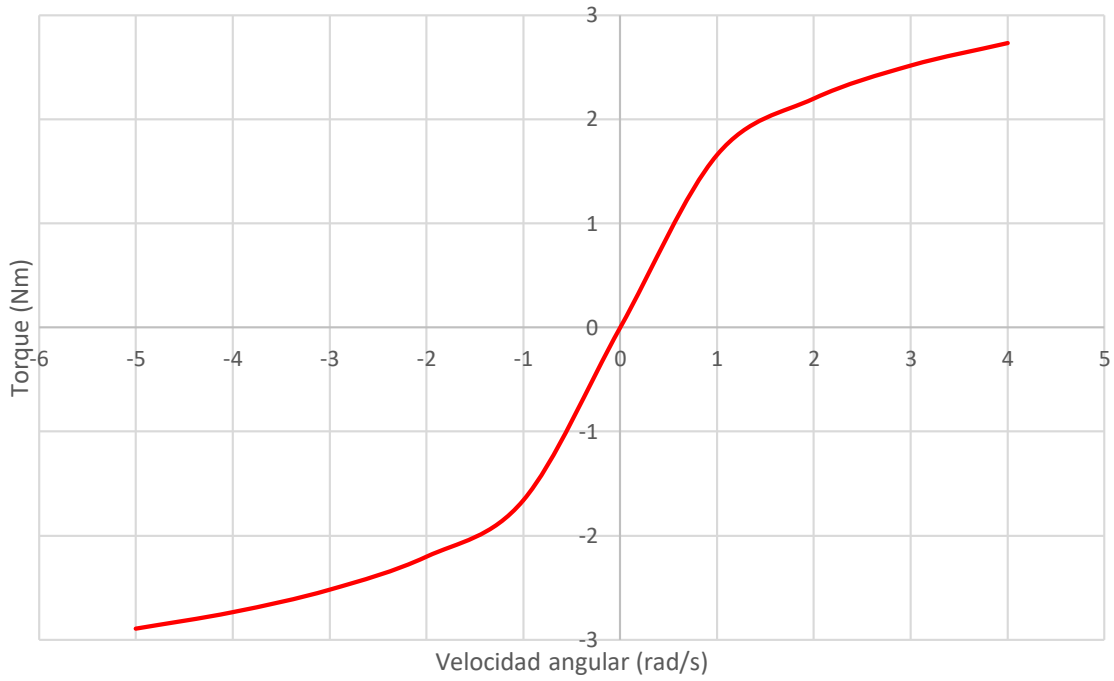


Figura 7.19. Curvas de torque para la articulación 2.

Articulación 3:

Para $\omega_{Max} > \omega > 0$:

$$T'_{r-3} = 0.5633 * \left(2 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3-\omega}{3+7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} - 2 \left[\frac{3-\omega}{3+\frac{\omega}{0.17}} \right] \right) \quad [\text{Nm}] \quad (54)$$

Para $-\omega_{Max} < \omega < 0$:

$$T'_{r-3} = 0.5633 * \left(2 \left[\frac{3+\omega}{3-\frac{\omega}{0.17}} \right] - 2 \left\{ 1.8 - 0.8 \left[\frac{3+\omega}{3-7.56 \frac{\omega}{0.17}} \right] \right\} \right) \quad [\text{Nm}] \quad (55)$$

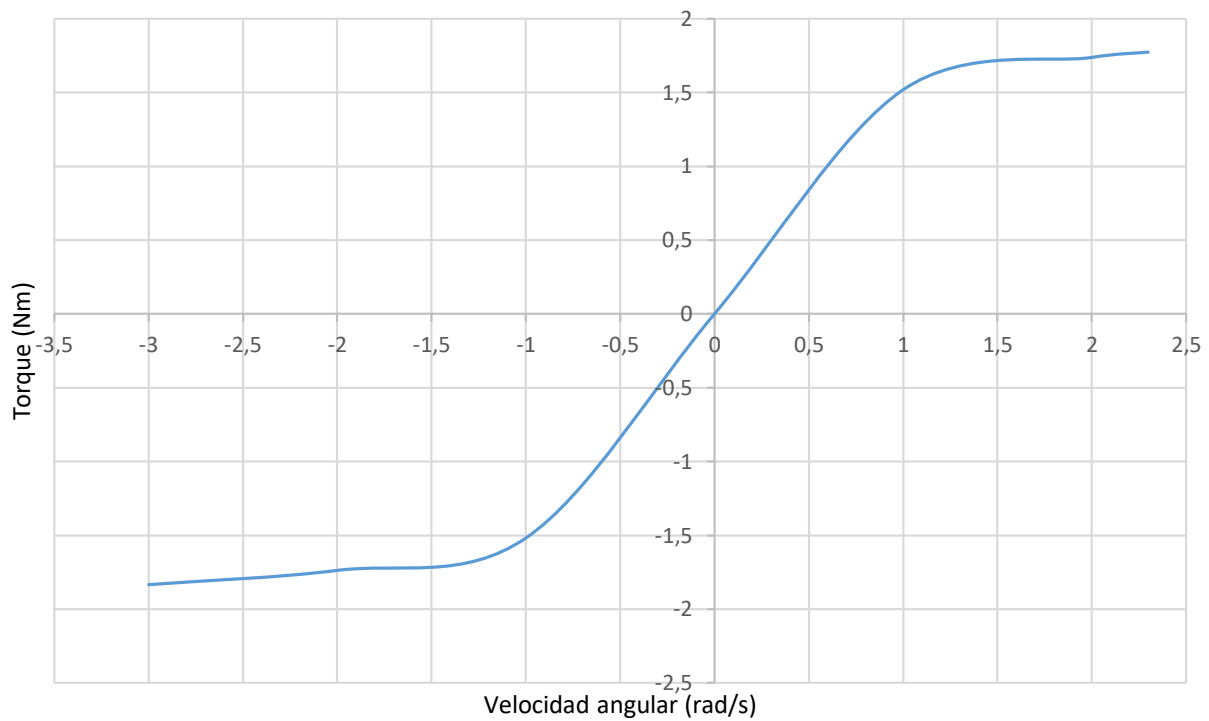


Figura 7.20. Curva de torque para la articulación 3.

Estas ecuaciones fueron incorporadas al modelo en un diagrama de bloques equivalente al mostrado en la Figura 6.8. En el Apéndice E se muestran las líneas de código utilizadas.

7.4.2 Resultados obtenidos

En la Figura 7.21 se muestra la convergencia del Algoritmo Genético. Para cada generación se muestra también, la solución (individuo) que mejor satisface el criterio de locomoción definido por la función de costo (19).

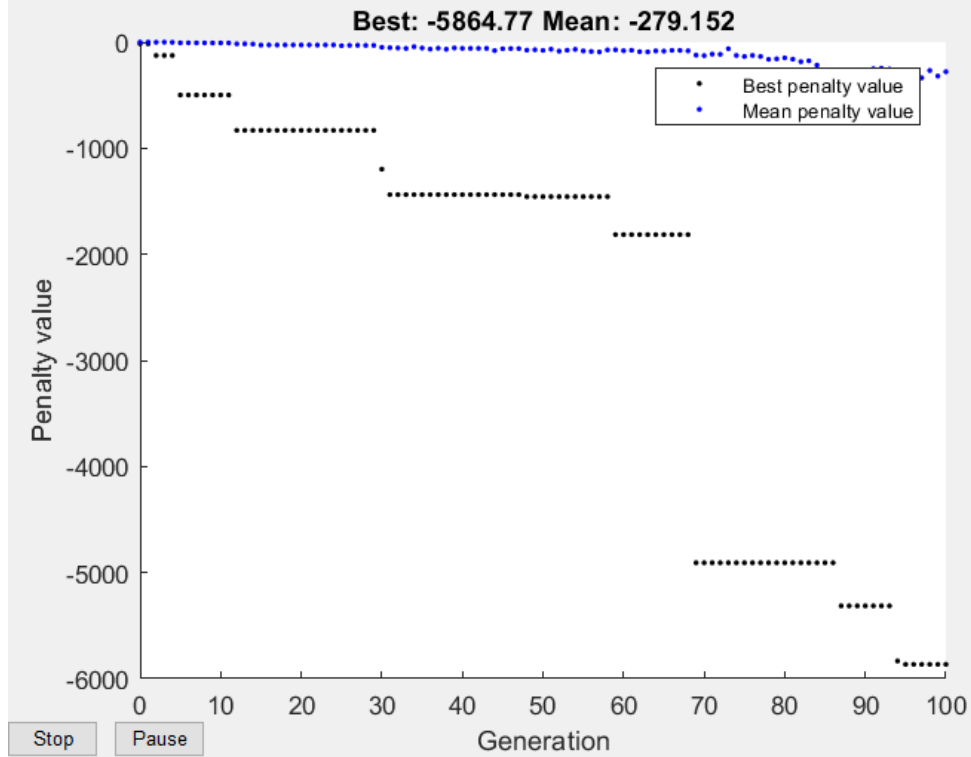


Figura 7.21. Resultados de la evaluación de la función de costo.

En la Figura 7.22 se muestra una captura de pantalla de la simulación resuelta. El video de la simulación se encuentra disponible en el siguiente enlace:

<https://drive.google.com/open?id=15aHDWpe0gbd38xm0LwGq6stNuKcowUmL>



Figura 7.22. Simulación resultante de la optimización con AG.

Los resultados de las 18 variables son los siguientes, junto con su gráfico correspondiente en la Figura 7.23.

$$\theta_1(t) = [7.5 ; -60 ; 22.5 ; -17.5 ; 42.5 ; 5]$$

$$\theta_2(t) = [45 ; 50 ; 27.5 ; 32.5 ; 22.5 ; 45]$$

$$\theta_3(t) = [15 ; 5 ; 15 ; 2.5 ; 10 ; 2.5]$$

$$t = [0 ; 0.133 ; 0.2667 ; 0.4 ; 0.5333 ; 0.6667 ; 0.8]$$

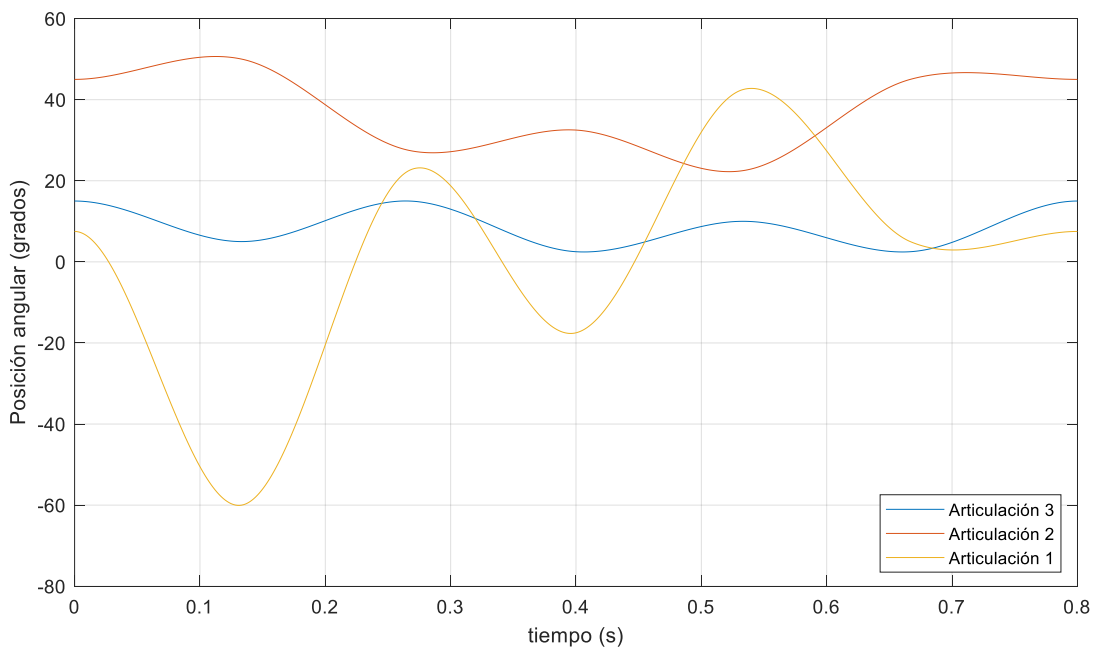


Figura 7.23. Gráfico de posiciones angulares en función del tiempo.

En la Figura 7.24, se muestran las curvas de las velocidades angulares de cada una de las articulaciones y en la Figura 7.25 los torques resultantes.

Al igual que en el caso bípedo, a diferencia de la Figura 7.8, en estos resultados no se observan las discontinuidades halladas en el modelo accionando por actuadores. Este cambio en el comportamiento del modelo también se atribuye al modelo muscular, que tiene acotado el valor de torque máximo y a su vez es una función suave de la velocidad angular.

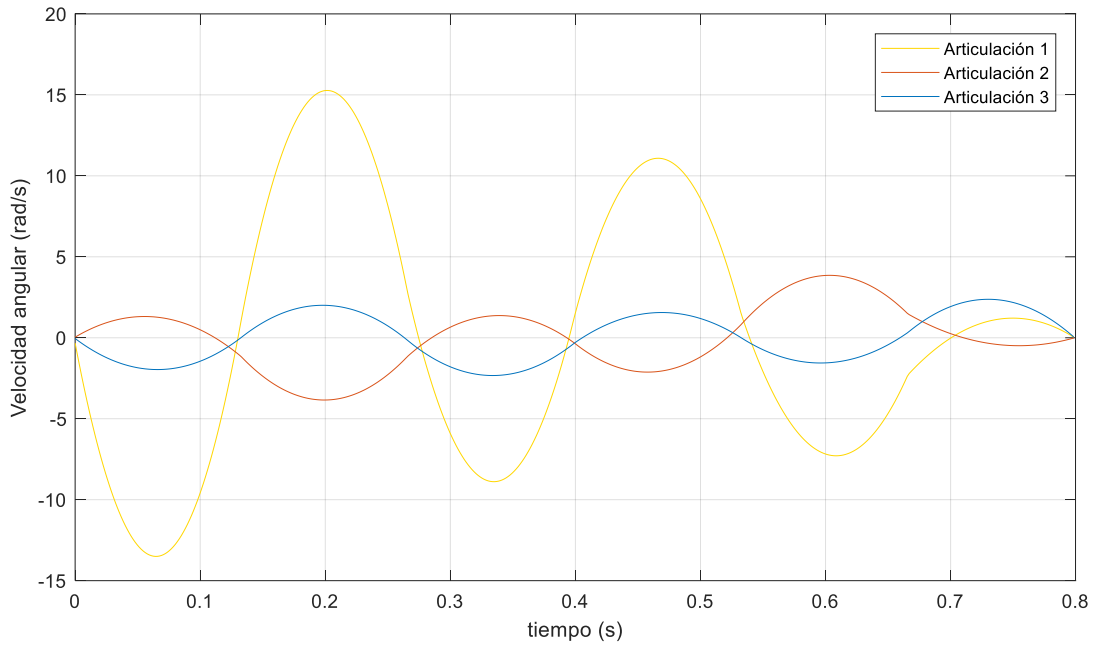


Figura 7.24. Gráfico de velocidades angulares en función del tiempo.

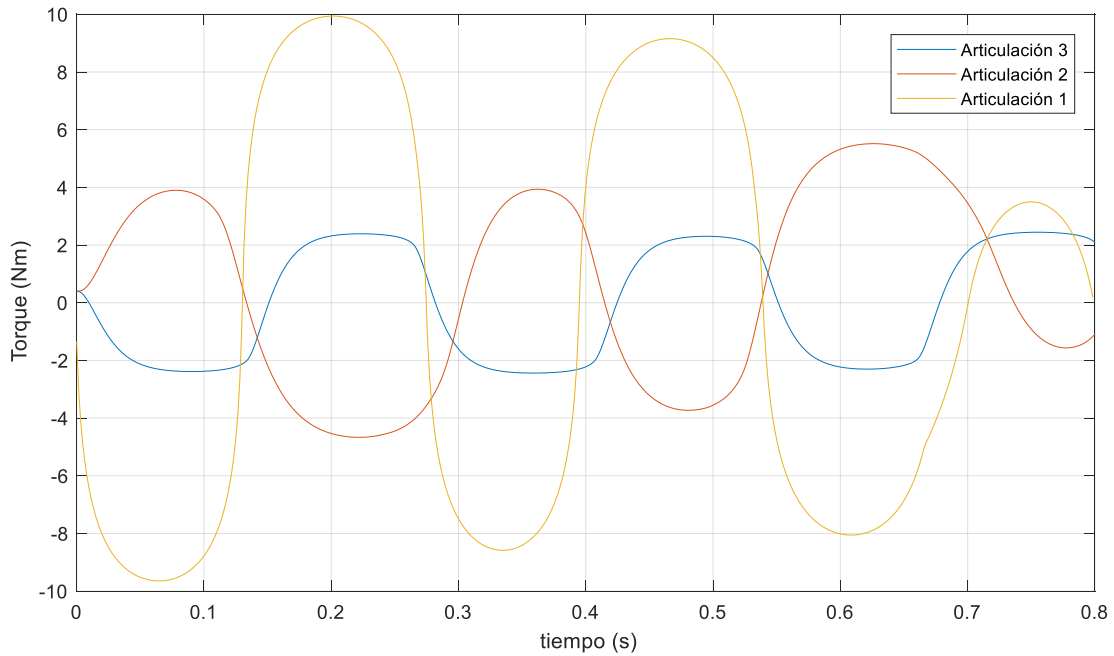


Figura 7.25. Curvas de torque resultantes.

La distancia recorrida se muestra en la Figura 7.26, de donde se puede extraer un valor para la velocidad promedio de 0.9975 m/s.

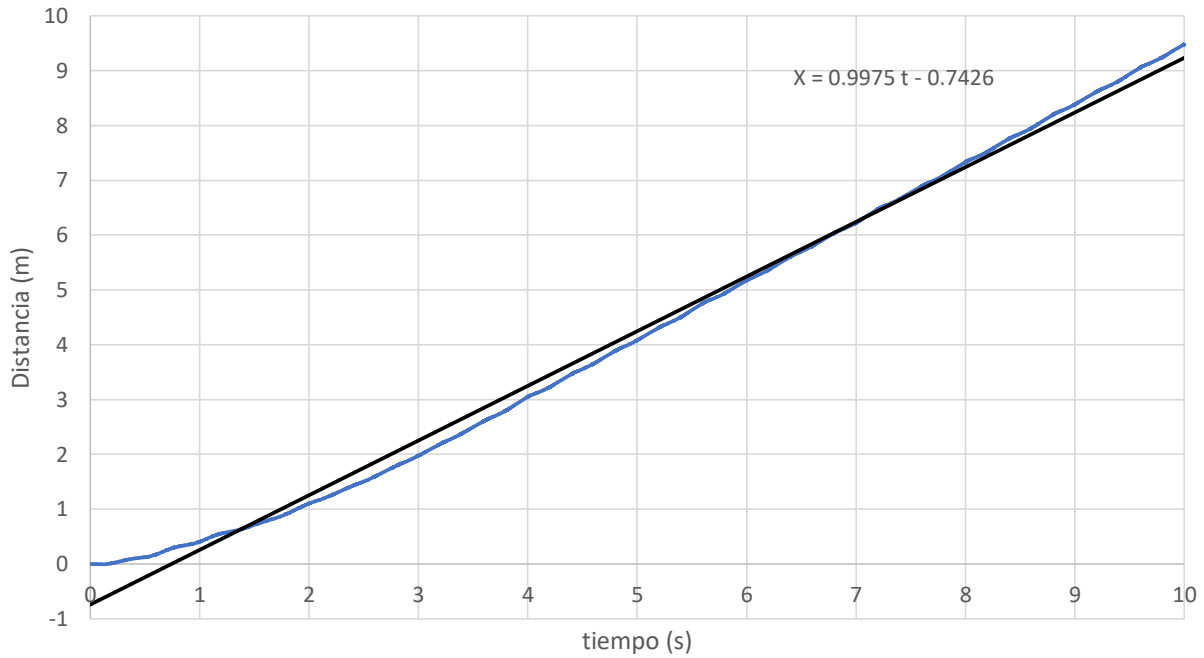


Figura 7.26. Distancia recorrida y velocidad promedio.

Las fuerzas de las pisadas se muestran en la Figura 7.27 y Figura 7.28.

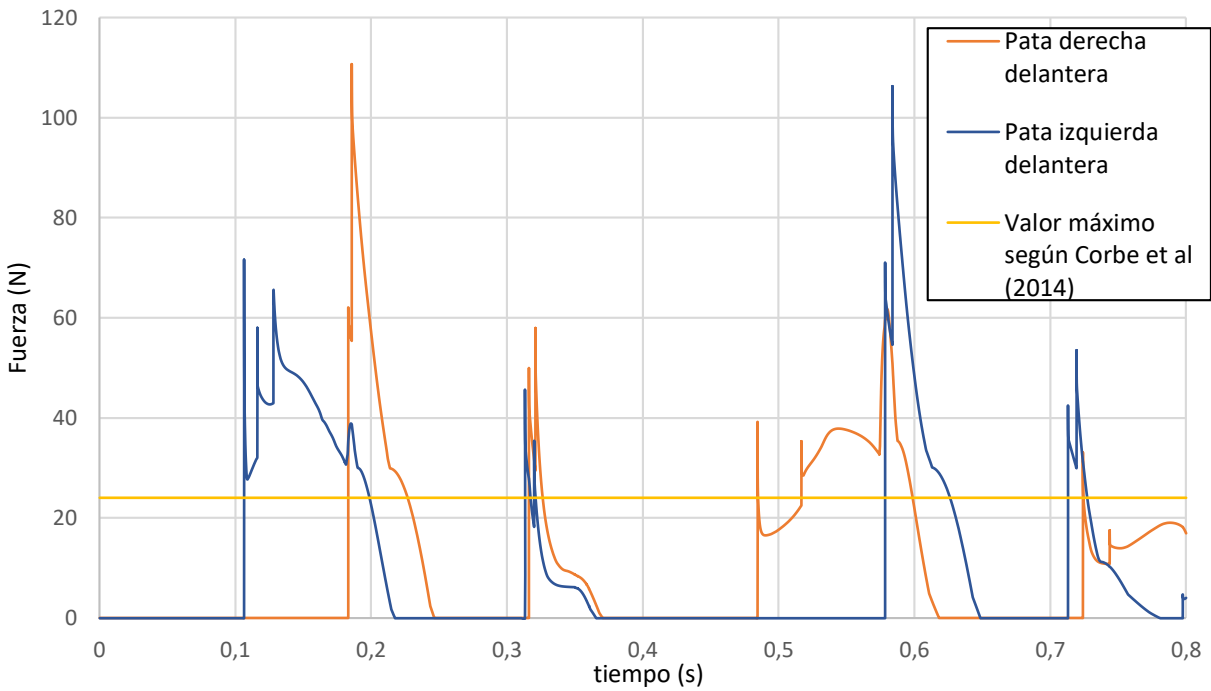


Figura 7.27. Reacción en el piso en función del tiempo para las patas delanteras.

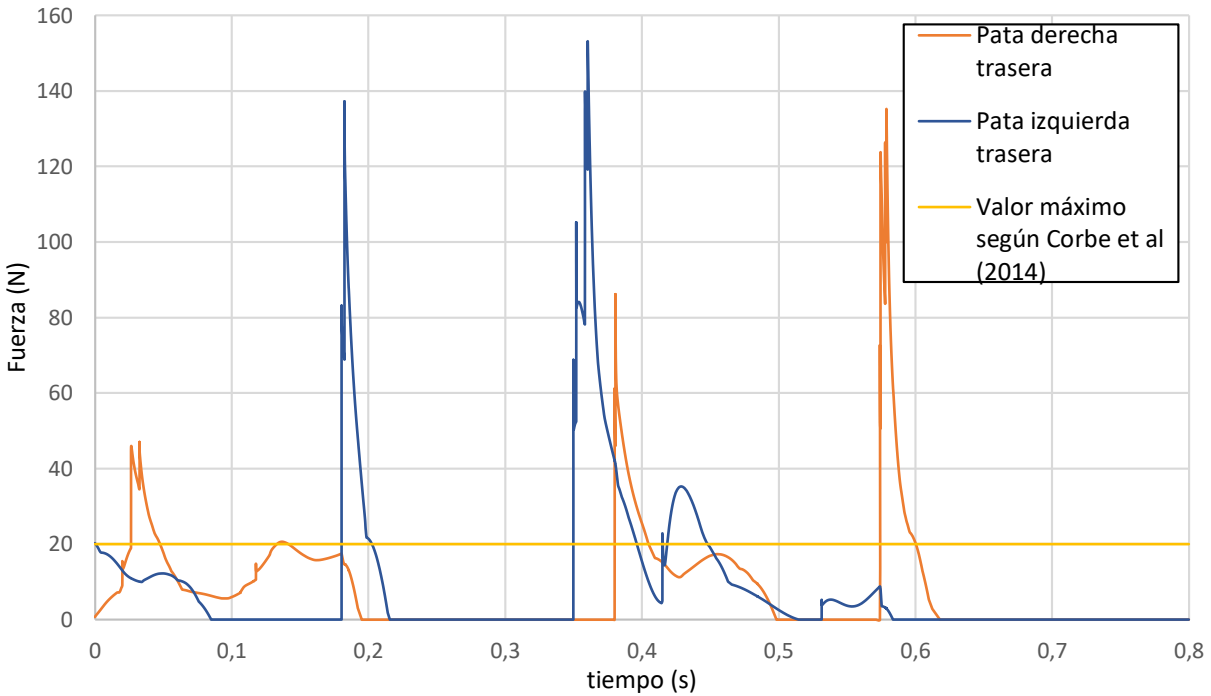


Figura 7.28. Reacción en el piso en función del tiempo para las patas traseras.

Al igual que en el caso anterior, los valores máximos se compararon con resultados experimentales obtenidos de pisadas en gatos según R.J. Corbee, H. Maas, A. Doornenbal, H.A.W. Hazewinkel (2014), con 24 N como valor máximo para las patas delanteras y 20 N para las traseras. Si los valores máximos debidos al modelo de contacto son excluidos del análisis, los resultados del modelo tienen un buen acuerdo con los de los experimentos de Corbee et al (2014).

A modo comparativo se presentan en las Figura 7.29 a Figura 7.31 los gráficos con las curvas obtenidas para la posición angular resultantes de las simulaciones resueltas con el actuador y con músculos.

Al igual que en el Capítulo 6, las simulaciones resueltas poseen distintas curvas de posición angular, sin embargo, en todos los casos las soluciones se encuentran dentro de los límites establecidos. Además se puede observar que las curvas de las Figura 7.29 y Figura 7.30 se encuentran dentro de un mismo rango de posiciones mientras que en la Figura 7.31 esto no se cumple.

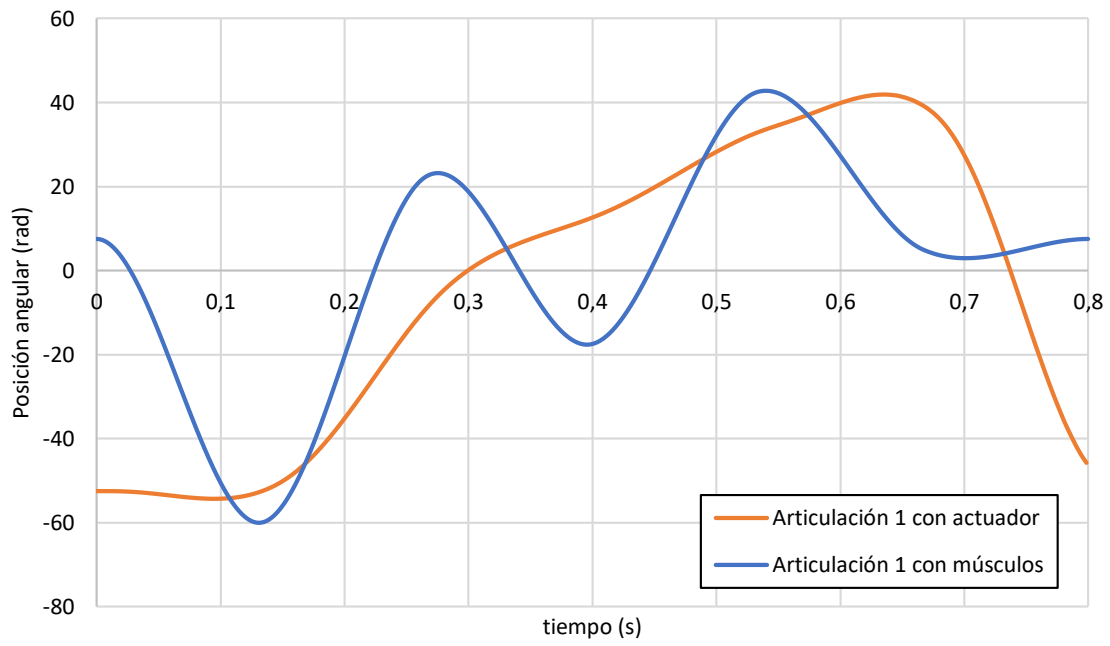


Figura 7.29. Gráfico comparativo de posiciones angulares con el uso de actuador y músculos en la articulación 1.

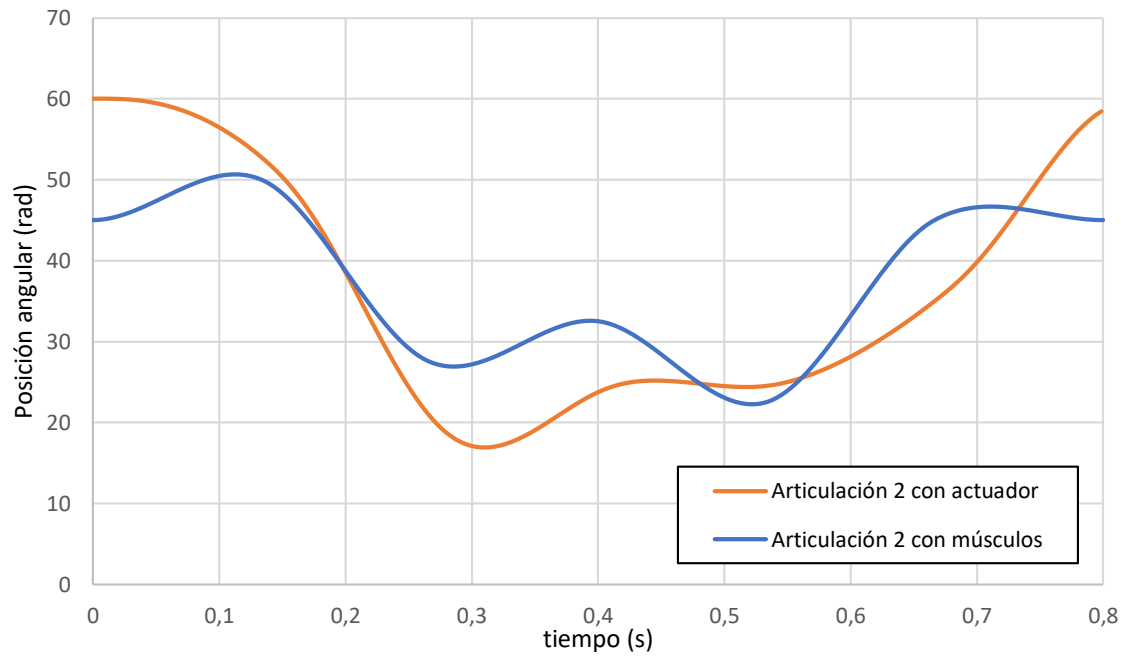


Figura 7.30. Gráfico comparativo de posiciones angulares con el uso de actuador y músculos en la articulación 2.

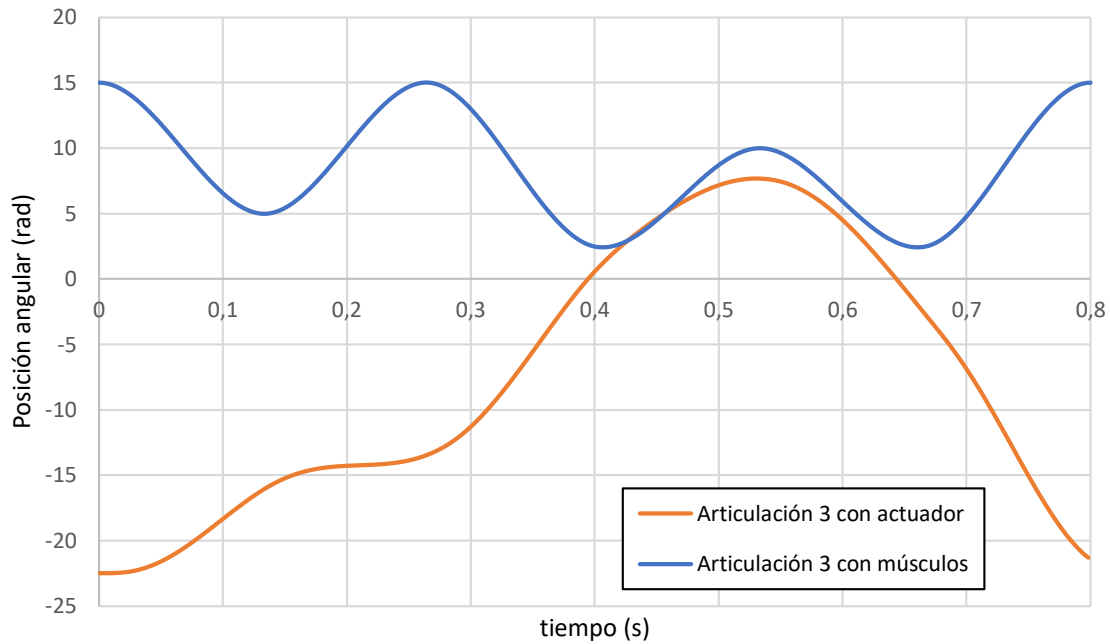


Figura 7.31. Gráfico comparativo de posiciones angulares con el uso de actuador y músculos en la articulación 3.

7.5 Conclusiones

La implementación del modelo cuadrúpedo resultó exitosa. Se obtuvieron locomociones para modelos accionados mediante actuadores mecánicos y músculos dados por el modelo de Minetti y Alexander (1997).

En ambos análisis se impusieron restricciones al movimiento relativo entre las patas tal que la locomoción resulta en una caminata. Esto reduce significativamente el número de variables a optimizar y permite optimizar el modelo con los recursos computacionales disponibles. La exploración de casos más generales requerirá de mayor capacidad de cómputo.

Al igual que en el Capítulo 6, los parámetros del modelo muscular fueron determinados del análisis de los resultados de la optimización realizada previamente con actuadores mecánicos y no de un modelo real de estudio. Como en los Capítulos 5 y 6, las fuerzas de pisada presentan picos artificiales que son atribuidos al modelo de contacto con el piso.

Los máximos de las fuerzas de pisadas fueron comparados con datos bibliográficos experimentales para la caminata de gatos. Los resultados de ambos modelos presentan muy buenos acuerdos con estos valores de referencia.

Referencias

Minetti, A.E., and Alexander, R.M. 1997. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, 186(4):467-476.

R.J. Corbee, H. Maas, A. Doornenbal, H.A.W. Hazewinkel. Forelimb and hindlimb ground reaction forces of walking cats: Assessment and comparison with walking dogs. *The Veterinary Journal* 202 (2014) 116-127.

Capítulo 8

Conclusiones y trabajos futuros

Conclusiones

En este proyecto se alcanzó el objetivo de implementar una herramienta para el modelado computacional de locomoción mediante patas. En el proceso se experimentaron distintas alternativas, para finalmente seleccionar el entorno de *Matlab + Simulink*. Este entorno permitió integrar de forma eficiente los componentes principales de la herramienta: el motor de simulación dinámica y la optimización mediante algoritmos genéticos.

Se implementaron y resolvieron modelos de locomoción bípeda y cuadrúpeda accionados por actuadores mecánicos y por músculos. Los modelos cuentan con patas, cada una de ellas conformadas por 3 cuerpos rígidos vinculados por 3 articulaciones, la cadera, la rodilla y el tobillo. En las simulaciones accionadas por músculos, las articulaciones son accionadas por un par de músculos agonistas y antagonistas para permitir el giro en ambas direcciones. Para representar matemáticamente sus comportamientos se utilizó el modelo muscular de Minetti y Alexander que describe el torque que realiza un músculo sobre una articulación en función de la velocidad de rotación y de ciertas propiedades relativas al músculo y a la articulación: velocidad angular

máxima fisiológicamente posible, $\omega_{m\acute{a}x}$; el torque ejercido en la articulación debido a una contracción isométrica, T_0 ; la fracción del músculo activada, α , y la rigidez torsional de la articulación, K_t . Se destaca que el modelo muscular de Minetti y Alexander no está disponible en Simulink, sino que fue implementado como parte de este trabajo.

El algoritmo genético optimiza la coordinación de los actuadores, o músculos, para lograr la locomoción. Las variables de optimización son las posiciones angulares de las articulaciones en función del tiempo, mientras que la calidad de la locomoción (la función de costo de la optimización) se evalúa mediante una función que valora la distancia recorrida por la simulación, el tiempo que demora en tropezarse, la cantidad de puntos de inflexión de las curvas de posición angular y las desviaciones en la locomoción respecto de una trayectoria recta. Se encontró que la optimización exitosa de un modelo accionado por músculos es muy sensible a los valores de los parámetros que definen el comportamiento del modelo muscular (un juego de valores arbitrarios para estos parámetros no garantiza que el problema tenga una solución factible). En este trabajo se propuso una estrategia para asignar los valores de T_0 , $\omega_{m\acute{a}x}$ y α a partir de los resultados del modelo accionado por actuadores.

Los resultados para las fuerzas de pisada de las simulaciones se compararon con valores experimentales y estimaciones analíticas reportadas en la bibliografía. En todos los casos se encontró un muy buen acuerdo entre los resultados.

Las optimizaciones tienen un muy alto costo computacional. Esta limitación fue subsanada en el trabajo reduciendo el número de variables de optimización al forzar el desfase entre los movimientos de las patas. De esta forma, el número de variables a optimizar fue de 18 para ambos modelos. Estos análisis se ejecutaron en alrededor de 15 horas en una PC equipada con un procesador Intel Core i7 séptima generación, 4 núcleos, 8 GB de memoria RAM y placa de video RADEON (TM) RX 550. Mientras que esta simplificación no afecta de forma significativa el alcance del modelo bípedo, ya que la sincronización de las patas es compatible tanto con la marcha y como con la carrera (de hecho, se muestra en el trabajo que mientras que el modelo accionado por actuadores resulta en una carrera, el modelo accionado por músculos resulta en una marcha), sí condiciona al modelo cuadrúpedo, ya que la marcha y la carrera responden a distintas configuraciones de sincronización de las patas.

Trabajos futuros

El trabajo se puede continuar en dos líneas. Por un lado, se pueden realizar mejoras en la implementación de la herramienta:

- Mejorar el modelo de contacto entre las patas y el piso para eliminar picos artificiales de la fuerza de pisada.
- Implementar la herramienta en una computadora con mayor potencia de cálculo (por ejemplo, con capacidad de cálculo paralelo) para resolver no solo problemas más complejos (especialmente en el caso de cuadrúpedos), sino para posibilitar la realización de estudios sistemáticos que exploren el comportamiento de los distintos parámetros que definen a los músculos.

Por otro lado, la herramienta desarrollada puede utilizarse para implementar un modelo que permita estudiar la locomoción del *Glyptodon clavipes* en marcha cuadrúpeda y bípeda, idea que motivó inicialmente este trabajo pero que excede los objetivos del mismo. En este sentido, el Apéndice A proporciona los elementos para realizar un relevamiento geométrico del esqueleto para futuros abordajes.

Apéndice A

Métodos para el relevamiento de geometrías

A1. Introducción

En esta sección se expondrán técnicas de reconstrucción 3D que se pueden implementar para la utilización de geometrías más complejas que no puedan ser dibujadas mediante un software de dibujo mecánico. El objetivo de estas técnicas, por lo tanto, es el de reemplazar la geometría analizada en este proyecto por la de una geometría más específica como puede ser por ejemplo la de un esqueleto, como se muestra esquemáticamente en la Figura A-1.

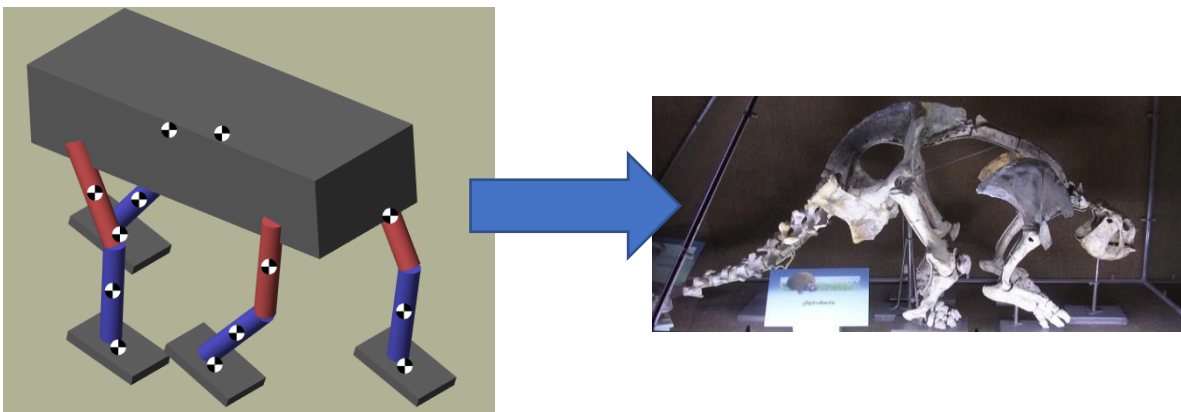


Figura A-1. Esquema para el reemplazo de una geometría genérica por una más compleja.

De esta manera, la optimización por AG resultaría en posiciones angulares y torques específicos del modelo de estudio analizado.

El esqueleto mostrado en la Figura A-1, corresponde a un *Glyptodon clavipes*, su esqueleto está localizado en el Museo Nacional de Ciencias Naturales de La Plata.

Para estudiar los métodos de reconstrucción se recurrió al Museo Municipal de Ciencias Naturales de Mar del Plata donde se encuentra disponible el esqueleto de una especie de *Glyptodon*, similar al mostrado anteriormente.

Las técnicas que se estudiaron fueron las siguientes:

- Escaneo laser. Esta técnica consiste en la utilización de un equipo de escaneo laser 3D con el que se logra la obtención de una nube de puntos en representación del escaneo realizado. Luego, cada una de las nubes de puntos obtenidas, son pos-procesadas para su reconstrucción mediante el software MeshLab.
- Fotogrametría. Esta otra técnica consiste en la toma de fotografías del modelo a analizar para realizar un pos-procesamiento con los softwares VisualSFM y MeshLab.

A2. Descripción de softwares a utilizar

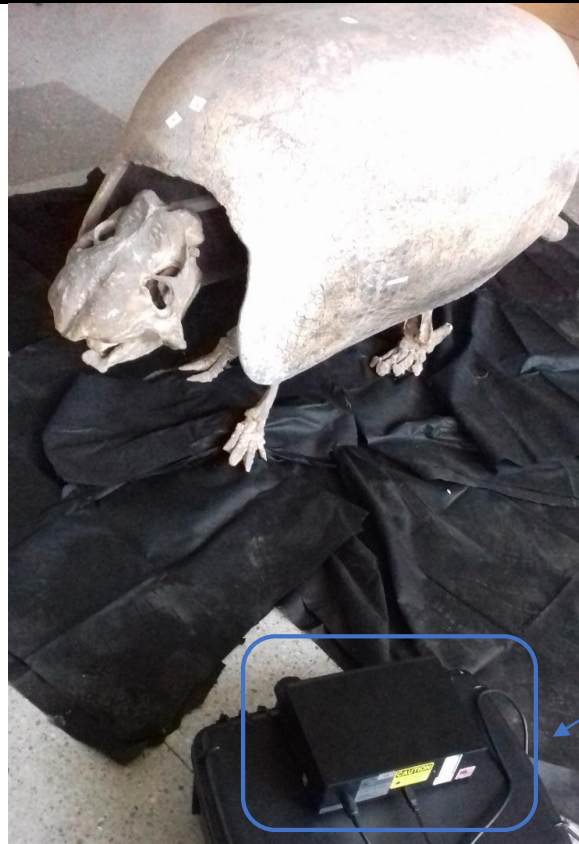
Como ya se anticipó, para el pos-procesamiento de datos, se utilizarán los siguientes softwares:

- MeshLab. Es un programa de código abierto para procesar y editar mallas triangulares 3D. Proporciona un conjunto de herramientas para editar, limpiar, inspeccionar, renderizar, texturizar y convertir mallas. Ofrece funciones para procesar datos producidos por dispositivos / herramientas de digitalización 3D y para preparar modelos para impresión 3D. El software se encuentra disponible en el sitio web <http://www.meshlab.net>
- VisualSFM. Es una aplicación GUI para la reconstrucción 3D que utiliza como método de reconstrucción la técnica SFM (Structure from Motion). Se encuentra disponible en <http://cewu.me/vsfm/>

A3. Métodos utilizados

A3.1 Escaneo Laser

Para la técnica de escaneo laser, se colocó el escáner en distintas posiciones alrededor del modelo como se muestra en la Figura A-2. La tela negra debajo del modelo, sirvió para que el reflejo de la luz en el suelo no interfiriera en los datos recolectados.



Equipo de
escaneo laser

Figura A-2. Escaneo de geometría de *Glyptodon* mediante reconstrucción con escaneo laser.

De esta manera se recolectó la información en forma de nube de puntos que, mediante un post procesamiento en MeshLab, se logra su reconstrucción como se muestra en la Figura A-3.

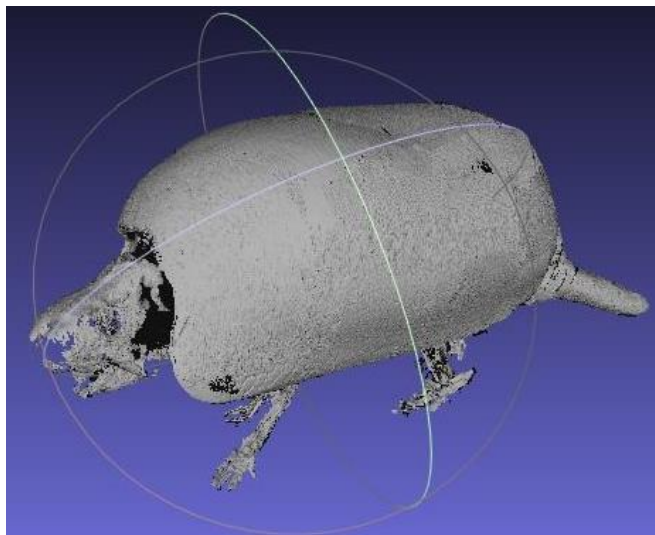


Figura A-3. Reconstrucción por escaneo laser de *Glyptodon*.

A3.2 Fotogrametría

Esta técnica consiste en la toma de múltiples fotografías alrededor del objeto de análisis para su posterior reconstrucción, utilizando, en este caso VisualSFM. En la Figura A-4 se muestra la nube de puntos recolectada con las fotografías tomadas y, en el centro, el esqueleto de *Glyptodon* analizado.

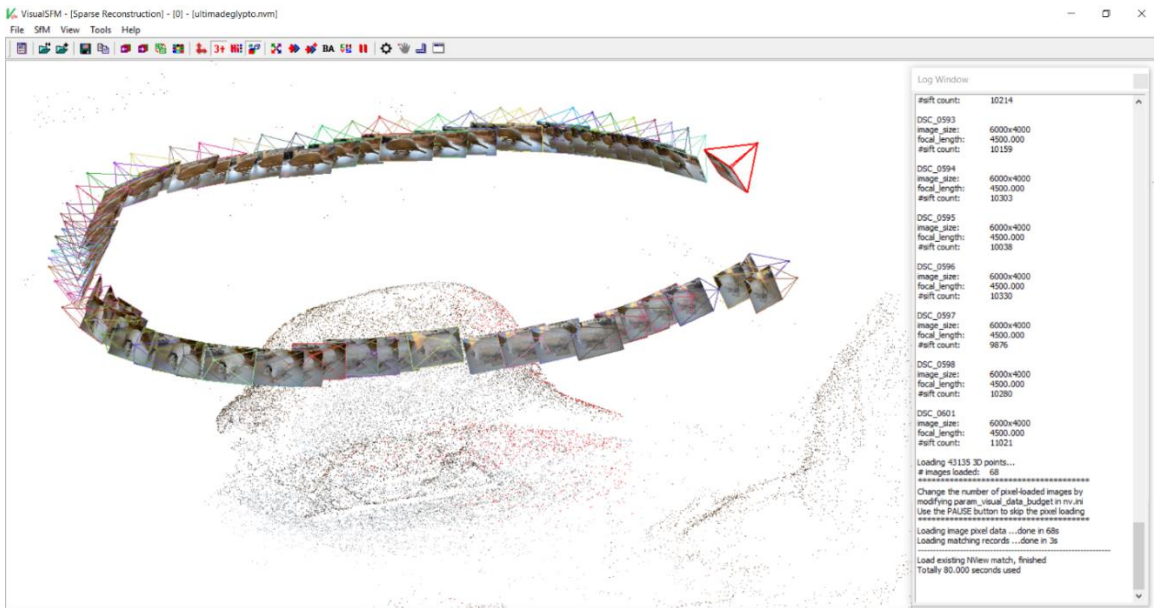


Figura A-4. Nube de puntos en VisualSFM.

Luego, los datos fueron exportados a MeshLab para la creación de una malla de elementos triangulares a partir de los puntos recolectados. La reconstrucción se visualiza en la Figura A-5.

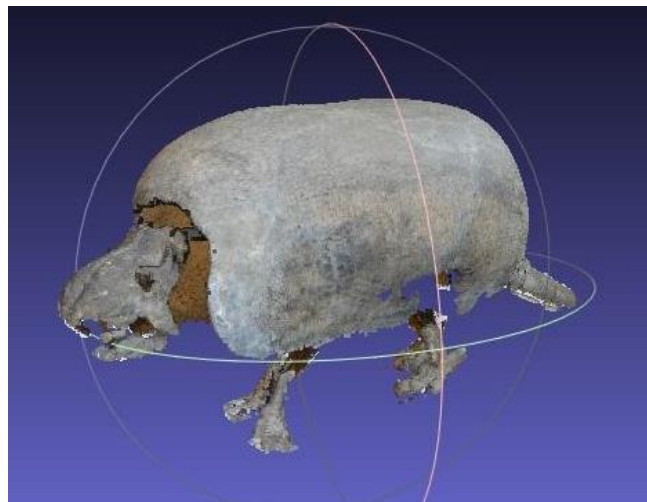


Figura A-5. Reconstrucción por fotogrametría de *Glyptodon*.

Las reconstrucciones realizadas fueron donadas al Museo Municipal de Ciencias Naturales de Mar del Plata para su uso didáctico y científico.

A4. Análisis comparativo

Luego de haber utilizado ambas técnicas con un mismo fin, se realizó un análisis comparativo, como se muestra en la Tabla A-1, para determinar ventajas y desventajas de cada método.

Tabla A-1. Características evaluadas en los métodos utilizados.

	Fotogrametría	Escaneo laser
Tiempo para toma de datos	Tomar las fotografías alrededor del modelo, es algo sencillo y rápido. Se necesitaron 10 minutos aproximadamente.	Realizar los sucesivos escaneos alrededor del modelo lleva un tiempo considerable, 1 hora aproximadamente.
Trabajo requerido para la reconstrucción	La reconstrucción es realizada automáticamente por el software: VisualSFM. El tiempo de procesamiento depende fundamentalmente de la calidad y cantidad de fotos. Requirió de 60 minutos aproximadamente.	La reconstrucción es hecha manualmente utilizando <i>Meshlab</i> , uniendo las distintas partes del modelo. Requirió de 3 horas aproximadamente.
Errores asociados	La reconstrucción 3D no se encuentra escalada, por lo que debe aumentarse o disminuirse con un factor preciso.	Los errores surgen en la unión de los distintos escaneos. Los mismos se pueden ir propagando, resultando en diferencias de pocos milímetros al final de la reconstrucción, si se hace cuidadosamente.

A5. Conclusión

En este apartado fue posible la reconstrucción del modelo de *Glyptodon* localizado en el Museo de Ciencias Naturales de la ciudad de Mar del Plata.

Se desarrollaron los dos métodos propuestos, por un lado, se evaluó la utilización de reconstrucción 3D mediante escaneo laser y fotogrametría. Se expusieron los resultados para cada uno de ellos, y se analizaron ventajas y desventajas de ambas reconstrucciones teniendo en cuenta el tiempo para la toma de datos, el trabajo requerido para la reconstrucción y los errores asociados a cada método.

Si bien la calidad de la reconstrucción fue mejor con la técnica de escaneado laser, la fotogrametría es un método más rápido para recolectar la información de las geometrías, que, luego de ser correctamente escaladas, pueden ser utilizadas en el modelo.

Apéndice B

Función de costo para el Mecanismo de Hart

A continuación, se muestra la función utilizada en Matlab para evaluar la función de costo del mecanismo de Hart resuelto en el Capítulo 3.

```
function [ Re ] = MecanismoHart( geom )
%geom(1) radio
%geom(2) Constante C
%geom(3) angulo alpha
aobj = 2;
bobj = -10;
for i= 10:5:30
    x(i)=geom(1)*cos(i*0.017453)+((geom(2)-2*geom(1)*cos((geom(3)+i)*0.017453/2))^2)/
    (2*geom(1)*cos((geom(3)+i)*0.017453/2))* cos(0.5*(i-geom(3))*0.017453);
    y(i)=geom(1)*sin(i*0.017453)+((geom(2)-(2*geom(1)*cos((geom(3)+i)*0.017453/2))^2)/
    (2*geom(1)*cos((geom(3)+i)*0.017453/2))*sin(0.5*(i-geom(3))*0.017453);
end
a=(y(10)-y(30))/(x(10)-x(30));
b=((y(30)*x(10))-(y(10)*x(30)))/(x(10)-x(30));
Re = (aobj-a)^2+(bobj-b)^2; %Residuo
end
```

Apéndice C

Código para el modelado en GaitSym

La información a ingresar en el documento de texto para simular el modelo de análisis en GaitSym presentado en el Capítulo 4 se muestra a continuación.

```
<?xml version="1.0"?>
<GAITSYMODE>
<STATE SimulationTime="0"/>
<IOCONTROL      OldStyleInputs="false"      SanityCheckAxis="Y"      SanityCheckLeft="Left"
SanityCheckRight="Right"/>
<GLOBAL  IntegrationStepSize="1e-4  "  GravityVector="0.0  0.0  -9.8"  ERP="0.2"  CFM="1e-10"
ContactMaxCorrectingVel="0"
ContactSurfaceLayer="0.001"      AllowInternalCollisions="false"      BMR="0"      TimeLimit="10"
MetabolicEnergyLimit="0"
MechanicalEnergyLimit="0" FitnessType="KinematicMatch" DistanceTravelledBodyID="CUERPO"/>
<ENVIRONMENT Plane="0 0 1 0"/>
<INTERFACE TrackBodyID="CUERPO"/>

<BODY  ID="EJE"  GraphicFile="eje.obj"  Scale="1"  Offset="2.84599214380442690e-019  -
1.350000000000000190e+000  7.16806478328710710e-018"  Mass="0.761915085"  MOI="4.79973028151753130e-
001  3.42191993702289570e-002  4.79972998987550030e-001  1.77538105744501350e-018"
1.36584062744755930e-019  -1.77453402449775920e-018"  Density="-1"  Position="World 0.15  0  1.85"
Quaternion="World 1 0 0 0"  LinearVelocity="0 0 0"  AngularVelocity="0 0 0"  Clockwise="true"/>
<BODY  ID="CUERPO"  GraphicFile="CUERPO.obj"  Scale="1"  Offset="-1.8627  -1.15  -0.8178"
Mass="20.1905056173635"  MOI="1.26704086692302800e+001  2.90604992496937630e+001
3.45298253420793060e+001  -7.10542735760100230e-016  -2.32030027790214800e+000  3.72878811161214710e-
016"  Density="-1"  Position="World 0 0 1.85"  Quaternion="World 1 0 0 0"  LinearVelocity="0 0 0"
AngularVelocity="0 0 0"  Clockwise="true"/>
<BODY  ID="Barra1"  GraphicFile="Barra1.obj"  Scale="1"  Offset="-0.7  -0.05  0"  Mass="0.08179206162498"
MOI="6.42659281447419040e-004  2.63150447152257180e-002  2.58087055364865990e-002
```

```
8.53809210832334720e-020 1.21972744404619250e-019 7.13939586694518200e-022" Density="-1"
Position="World 0.7581 -1.4 2.0468" Quaternion="World -0.9666 0 0.2563 0" LinearVelocity="0 0 0"
AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="true"/>
<BODY ID="Barra11" GraphicFile="Barra11.obj" Scale="1" Offset="-0.7 -0.05 0" Mass="0.08179206162498"
MOI="6.42659281447419040e-004 2.63150447152257180e-002 2.58087055364865990e-002
8.53809210832334720e-020 1.21972744404619250e-019 7.13939586694518200e-022" Density="-1"
Position="World 0.8211 1.4 2.1992" Quaternion="World -0.9896 0 0.14375 0" LinearVelocity="0 0 0"
AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="true"/>
<BODY ID="Barra2" GraphicFile="Barra2.obj" Scale="1" Offset="-0.7 -0.05 0" Mass="0.08179206162498"
MOI="6.42659281447419040e-004 2.63150447152257180e-002 2.58087055364865990e-002
8.53809210832334720e-020 1.21972744404619250e-019 7.13939586694518200e-022" Density="-1"
Position="World -0.464 -1.5 2.036" Quaternion="World 0.9688 0 0.2478 0" LinearVelocity="0 0 0"
AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="true"/>
<BODY ID="Barra22" GraphicFile="Barra22.obj" Scale="1" Offset="-0.7 -0.05 0" Mass="0.08179206162498"
MOI="6.42659281447419040e-004 2.63150447152257180e-002 2.58087055364865990e-002
8.53809210832334720e-020 1.21972744404619250e-019 7.13939586694518200e-022" Density="-1"
Position="World -0.5213 1.5 2.1985" Quaternion="World 0.9896 0 0.1432 0" LinearVelocity="0 0 0"
AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="true"/>
<BODY ID="Patas" GraphicFile="Patas.obj" Scale="1" Offset="-0.1 0.4893 1.3921" Mass="0.0829058204456757"
MOI="4.59969091834618730e-002 3.73885310180890050e-002 9.10008343198142820e-003
2.25649577148545640e-019 -0.0000000000000000e+000 1.70396163080519320e-002" Density="-1"
Position="World 0.15 -1.945 0.968" Quaternion="World 1 0 0 0" LinearVelocity="0 0 0" AngularVelocity="0 0 0"
Clockwise="false"/>
<BODY ID="Patas2" GraphicFile="Patas2.obj" Scale="1" Offset="-0.1 -0.3894 1.3424"
Mass="0.0829058204456757" MOI="4.59969091834618730e-002 3.73885310180890050e-002
9.10008343198142820e-003 2.25649577148545640e-019 -0.0000000000000000e+000 1.70396163080519320e-
002" Density="-1" Position="World -0.0187 1.945 1.2795" Quaternion="World 0.9934 0 0.1147 0"
LinearVelocity="0 0 0" AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="false"/>
<BODY ID="Barracorta1" GraphicFile="Barracorta1.obj" Scale="1" Offset="-0.68 -0.05 0"
Mass="0.08035206539328" MOI="6.36659398223138090e-004 2.47055026441347180e-002
2.42027633549003790e-002 1.43699139501692060e-019 -1.70761842166466940e-019 8.49431771030704120e-
021" Density="-1" Position="World 0.8 -1.5 2.05" Quaternion="World 0.9888 0 0.14867 0" LinearVelocity="0 0 0"
AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="false"/>
<BODY ID="Barracorta2" GraphicFile="Barracorta2.obj" Scale="1" Offset="-0.68 -0.05 0"
Mass="0.08035206539328" MOI="6.36659398223138090e-004 2.47055026441347180e-002
2.42027633549003790e-002 1.43699139501692060e-019 -1.70761842166466940e-019 8.49431771030704120e-
021" Density="-1" Position="World 0.8627 1.5 2.1928" Quaternion="World 0.9653 0 0.26109 0" LinearVelocity="0
0 0" AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="false"/>
<BODY ID="Patadadelante" GraphicFile="Patadadelante.obj" Scale="1" Offset="-0.1 0.4797 1.364"
Mass="0.0848083044315" MOI="4.93971151457795050e-002 4.04349059933678330e-002
9.45778375374225000e-003 -1.11476132162424410e-006 -3.23467137045709650e-006 -1.80769181416503420e-
002" Density="-1" Position="World 1.5588 -1.933 1.145" Quaternion="World -0.99707 0 0.0764 0"
LinearVelocity="0 0 0" AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="false"/>
<BODY ID="Patadadelante2" GraphicFile="Patadadelante2.obj" Scale="1" Offset="-0.1 -0.38 1.3146"
Mass="0.0848083044315" MOI="4.93971151457795050e-002 4.04349059933678330e-002
9.45778375374225000e-003 -1.11476132162424410e-006 -3.23467137045709650e-006 -1.80769181416503420e-
002" Density="-1" Position="World 1.3953 1.933 1.1381" Quaternion="World 0.9992 0 0.0383 0" LinearVelocity="0
0 0" AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="false"/>
<BODY ID="Patadeatras1" GraphicFile="Patadeatras.obj" Scale="1" Offset="-0.1 0.4309 1.2934"
Mass="0.0956457861480299" MOI="5.42919256165614250e-002 4.36156612966378320e-002
1.13108943341092560e-002 -6.02057805939294170e-008 -8.59996063145998840e-008 -2.06378084800778110e-
002" Density="-1" Position="World -1.45 -1.886 1.2421" Quaternion="World 0.9873 0 0.1584 0" LinearVelocity="0
0 0" AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="false"/>
```

```
<BODY ID="Patadeatras2" GraphicFile="Patadeatras2.obj" Scale="1" Offset="-0.1 -0.3309 1.2434"
Mass="0.0956457861480299" MOI="5.42857371623947720e-002 4.36107903186807380e-002
1.13094496935415100e-002 6.02007404395759740e-008 -8.59891104665615420e-008 2.06352426685084310e-
002" Density="-1" Position="World -1.3171 1.886 1.2115" Quaternion="World 0.9986 0 0.0523 0"
LinearVelocity="0 0 0" AngularVelocity="0 0 0" Clockwise="false"/>
```

```
<JOINT ID="articulacion1" Type="Hinge" Body1ID="CUERPO" Body2ID="EJE" HingeAnchor="EJE 0 -1.35 0"
HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="motor2" Type="AMotor" Body1ID="CUERPO" Body2ID="EJE" Axis="World 0 -1 0"
MaxTorque="150" TargetVelocity="10" />
```

```
<JOINT ID="articulacion2" Type="Hinge" Body1ID="CUERPO" Body2ID="EJE" HingeAnchor="EJE 0 1.35 0"
HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion3" Type="Hinge" Body1ID="EJE" Body2ID="Barra1" HingeAnchor="World 0.15 -1.35
1.7" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion15" Type="Hinge" Body1ID="EJE" Body2ID="Barra11" HingeAnchor="World 0.15 1.35
2" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion5" Type="Hinge" Body1ID="Barra1" Body2ID="Barra2" HingeAnchor="World 0.15 -1.45
1.7" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion16" Type="Hinge" Body1ID="Barra11" Body2ID="Barra22" HingeAnchor="World 0.15
1.45 2" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion7" Type="Hinge" Body1ID="Barra2" Body2ID="Patas" HingeAnchor="World 0.15 -1.55
1.7" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion17" Type="Hinge" Body1ID="Barra22" Body2ID="Patas2" HingeAnchor="World 0.15
1.55 2" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion11" Type="Hinge" Body1ID="CUERPO" Body2ID="Barracorta1" HingeAnchor="World
1.45 -1.45 1.85" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion12" Type="Hinge" Body1ID="Patas" Body2ID="Barracorta1" HingeAnchor="World 0.15
-1.55 2.25" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion18" Type="Hinge" Body1ID="CUERPO" Body2ID="Barracorta2" HingeAnchor="World
1.45 1.45 1.85" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion19" Type="Hinge" Body1ID="Patas2" Body2ID="Barracorta2" HingeAnchor="World
0.277 1.55 2.53" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion9" Type="Hinge" Body1ID="Barracorta1" Body2ID="Patadeadelante"
HingeAnchor="World 1.45 -1.55 1.85" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion10" Type="Hinge" Body1ID="Barra1" Body2ID="Patadeadelante" HingeAnchor="World
1.37 -1.45 2.4" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion20" Type="Hinge" Body1ID="Barra11" Body2ID="Patadeadelante2"
HingeAnchor="World 1.5 1.45 2.4" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion21" Type="Hinge" Body1ID="Barracorta2" Body2ID="Patadeadelante2"
HingeAnchor="World 1.45 1.55 1.85" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion13" Type="Hinge" Body1ID="CUERPO" Body2ID="Patadeatras1" HingeAnchor="World
-1.25 -1.45 1.85" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion14" Type="Hinge" Body1ID="Barra2" Body2ID="Patadeatras1" HingeAnchor="World -
1.074 -1.55 2.37" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion22" Type="Hinge" Body1ID="CUERPO" Body2ID="Patadeatras2" HingeAnchor="World
-1.25 1.45 1.85" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<JOINT ID="articulacion23" Type="Hinge" Body1ID="Barra22" Body2ID="Patadeatras2" HingeAnchor="World -
1.2 1.55 2.39" HingeAxis="World 0.0 1.0 0.0" />
```

```
<GEOM ID="bola1" Type="Sphere" BodyID="Patas" Position="PAux1 0 0 0" Quaternion="1 0 0 0" Radius="0.01" Mu="0.6"/>
<GEOM ID="bola2" Type="Sphere" BodyID="Patadeadelante" Position="PAux2 0 0 0" Quaternion="1 0 0 0" Radius="0.01" Mu="0.6" />
<GEOM ID="bola3" Type="Sphere" BodyID="Patadeatras1" Position="PAux3 0 0 0" Quaternion="1 0 0 0" Radius="0.01" Mu="0.6" />
<GEOM ID="bola4" Type="Sphere" BodyID="Patas2" Position="PAux4 0 0 0" Quaternion="1 0 0 0" Radius="0.01" Mu="0.6" />
<GEOM ID="bola5" Type="Sphere" BodyID="Patadeadelante2" Position="PAux5 0 0 0" Quaternion="1 0 0 0" Radius="0.01" Mu="0.6" />
<GEOM ID="bola6" Type="Sphere" BodyID="Patadeatras2" Position="PAux6 0 0 0" Quaternion="1 0 0 0" Radius="0.01" Mu="0.6" />

MUSCLE Type="MinettiAlexanderExtended" Strap="TwoPoint" ID="Musculo1" OriginBodyID="EJE" InsertionBodyID="CUERPO" PCA="1" FibreLength=" 0.1 " ForcePerUnitArea="100" VMaxFactor="8" ActivationK="0.17" SerialStrainAtFmax="0.06" ParallelStrainAtFmax="0.6" ActivationKinetics="false" TendonLength="0.55" Origin="EJE 0 0 0.3" Insertion="EJE 0.247 0 -0.247"/>
MUSCLE Type="MinettiAlexanderExtended" Strap="TwoPoint" ID="Musculo2" OriginBodyID="EJE" InsertionBodyID="CUERPO" PCA="1" FibreLength=" 0.1 " ForcePerUnitArea="100" VMaxFactor="8" ActivationK="0.17" SerialStrainAtFmax="0.06" ParallelStrainAtFmax="0.6" ActivationKinetics="false" TendonLength="0.55" Origin="EJE 0 0 0.3" Insertion="EJE -0.247 0 0.247"/>
MUSCLE Type="MinettiAlexanderExtended" Strap="TwoPoint" ID="Musculo3" OriginBodyID="EJE" InsertionBodyID="CUERPO" PCA="1" FibreLength=" 0.1 " ForcePerUnitArea="100" VMaxFactor="8" ActivationK="0.17" SerialStrainAtFmax="0.06" ParallelStrainAtFmax="0.6" ActivationKinetics="false" TendonLength="0.55" Origin="EJE 0 0 0.3" Insertion="EJE -0.247 0 -0.247"/>
MUSCLE Type="MinettiAlexanderExtended" Strap="TwoPoint" ID="Musculo4" OriginBodyID="EJE" InsertionBodyID="CUERPO" PCA="1" FibreLength=" 0.1 " ForcePerUnitArea="100" VMaxFactor="8" ActivationK="0.17" SerialStrainAtFmax="0.06" ParallelStrainAtFmax="0.6" ActivationKinetics="false" TendonLength="0.55" Origin="EJE 0 0 0.3" Insertion="EJE 0.247 0 0.247"/>

DRIVER Type="Cyclic" ID="Driver1" Target="Musculo1" DurationValuePairs=" 0.3 0 0.65 1 0.7 0 0.55 0 0.6 0" />
DRIVER Type="Cyclic" ID="Driver3" Target="Musculo3" DurationValuePairs=" 0.3 0 0.65 0 0.7 1 0.55 0 0.6 0" />
DRIVER Type="Cyclic" ID="Driver2" Target="Musculo2" DurationValuePairs=" 0.3 0 0.65 0 0.7 0 0.55 1 0.6 0" />
DRIVER Type="Cyclic" ID="Driver4" Target="Musculo4" DurationValuePairs=" 0.3 0 0.65 0 0.7 0 0.55 0 0.6 1" />
</GAITSYMODE>
```

En esta sección del documento se introducen los valores de t y α .

Apéndice D

Modelo de M-A utilizado para la locomoción bípeda

A continuación, se presentan las funciones utilizadas para evaluar el torque de Minetti-Alexander en el Capítulo 6.

```
function T = Tobillo(w)
    wmax=3;
    alpha=0.4705;
    if (0<w) && (w<=wmax)
        T = alpha*(1.5*(1.8-0.8*((wmax-w)/(wmax+44.47*w)))-1.5*((wmax-w)/(wmax+w/0.17)));
    end
    if (-wmax<=w) && (w<0)
        T = alpha*(1.5*((wmax+w)/(wmax-w/0.17))-1.5*(1.8-0.8*((wmax+w)/(wmax-44.47*w))));
    end
end
end
```

```
function T = Rodilla(w)
    wmax=11;
    alpha=0.4821;
    if (0<w) && (w<=wmax)
        T=alpha*(7*(1.8-0.8*((wmax-w)/(wmax+44.47*w)))-7*((wmax-w)/(wmax+w/0.17)));
    end
    if (-wmax<=w) && (w<0)
        T=alpha*(7*((wmax+w)/(wmax-w/0.17))-7*(1.8-0.8*((wmax+w)/(wmax-44.47*w))));
    end
end
```

end

function T = Cadera(w)

wmax=18;

alpha=0.5132;

if (0<w) && (w<=wmax)

T=alpha*(11*(1.8-0.8*((wmax-w)/(wmax+44.47*w)))-11*((wmax-w)/(wmax+w/0.17)));

end

if (-wmax<=w) && (w<0)

T=alpha*(11*((wmax+w)/(wmax-w/0.17))-11*(1.8-0.8*((wmax+w)/(wmax-44.47*w))));

end

end

Apéndice E

Modelo de M-A utilizado para la locomoción cuadrúpeda

A continuación, se presentan las funciones utilizadas para evaluar el torque de Minetti-Alexander en el Capítulo 6.

```
function T = Articulacion1(w)
    wmax=15;
    alpha=0.532;
    if (0<w) && (w<=wmax)
        T = alpha*(13*(1.8-0.8*((wmax-w)/(wmax+44.47*w)))-13*((wmax-w)/(wmax+w/0.17)));
    end
    if (-wmax<=w) && (w<0)
        T = alpha*(13*((wmax+w)/(wmax-w/0.17))-1.3*(1.8-0.8*((wmax+w)/(wmax-44.47*w))));
    end
end
end
```

```
function T = Articulacion2(w)
    wmax=11;
    alpha=0.5902;
    if (0<w) && (w<=wmax)
        T=alpha*(5*(1.8-0.8*((wmax-w)/(wmax+44.47*w)))-5*((wmax-w)/(wmax+w/0.17)));
    end
    if (-wmax<=w) && (w<0)
        T=alpha*(5*((wmax+w)/(wmax-w/0.17))-5*(1.8-0.8*((wmax+w)/(wmax-44.47*w))));
    end
end
end
```

```
function T = Articulacion3(w)
    wmax=3;
    alpha=0.5633;
    if (0<w) && (w<=wmax)
        T=alpha*(2*(1.8-0.8*((wmax-w)/(wmax+44.47*w)))-2*((wmax-w)/(wmax+w/0.17)));
    end
    if (-wmax<=w) && (w<0)
        T=alpha*(2*((wmax+w)/(wmax-w/0.17))-2*(1.8-0.8*((wmax+w)/(wmax-44.47*w))));
    end
end
end
```
