

Trabajo de Fin de Grado

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN EXOESQUELETO PASIVO PARA EXTREMIDADES INFERIORES

Autor: José María Castellano Sánchez

Tutora: Prof. Juana María Mayo Núñez

Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Sevilla, 2021



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería en Tecnología Industriales

DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN EXOESQUELETO PASIVO PARA EXTREMIDADES INFERIORES

Autor:

José María Castellano Sánchez

Tutora:

Prof. Juana María Mayo Núñez

Catedrática de Universidad

Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2021

Trabajo de Fin de Grado

DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN EXOESQUELETO PASIVO PARA
EXTREMIDADES INFERIORES

Autor: José María Castellano Sánchez
Tutora: Prof. Juana María Mayo Núñez

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2021

El Secretario del Tribunal

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero expresar mi gratitud a mi tutora, la Profesora Juana María Mayo Núñez, ya que, sin su atención, no habría sido posible la realización de este trabajo. Las muchas tutorías realizadas, e-mails enviados, y videoconferencias mantenidas, me han permitido resolver las dudas que han ido surgiendo a lo largo del trabajo. Asimismo, mi agradecimiento por las correcciones hechas, que, sin duda, han mejorado el resultado final.

También me gustaría agradecerles el esfuerzo a mis padres, por concederme su apoyo y sobre todo su paciencia.

*José María Castellano Sánchez
Sevilla, 2021*

RESUMEN

Existe un número creciente de individuos, personas mayores o con bajo tono muscular que requieren de asistentes para el desarrollo de sus actividades diarias. El uso de dispositivos mecánicos que auxilien el esfuerzo muscular en los movimientos, constituye una alternativa interesante y complementaria, que otorga a sus usuarios una menor dependencia y un aumento de la autoestima y el bienestar.

En este Trabajo de Fin de Grado se ha modelado matemáticamente un exoesqueleto pasivo para miembros inferiores, que auxilia el esfuerzo muscular durante la marcha. Este dispositivo se ha diseñado de acuerdo al principio de compensación de la gravedad y en base a la biomecánica del ciclo de marcha humana. La estructura del exoesqueleto consta de tres eslabones principales (cadera, muslo y pierna) y dos auxiliares, y utiliza dos resortes para la compensación de la gravedad y la reserva/entrega de energía.

Se ha tratado de interpretar la demanda de los potenciales usuarios y transformarlas en especificaciones de diseño, optando por soluciones tecnológicas adecuadas, que resuelven cuestiones fundamentales, como el bajo coste, la simplicidad mecánica o la personalización de los ajustes. Se ha optado por el empleo de aluminio, un material ligero y de mecanizado fácil y rápido. Para su adaptabilidad a diferentes usuarios, los eslabones del exoesqueleto podrían ser telescópicos para adaptarse al tamaño de las extremidades, y el grado de ayuda es regulable modificando los puntos de anclaje de los resortes. Se asegura la libertad de movimiento del usuario en el plano sagital, y una razonable confortabilidad con un bajo impacto estético.

Se ha analizado la biomecánica de la marcha humana, y se ha modelado satisfactoriamente mediante la discretización de los datos la cinemática de los ángulos de extensión de la cadera y flexión de la rodilla, y de la reacción del suelo, de acuerdo a los perfiles obtenidos en la revisión bibliográfica. Asimismo, se ha realizado de manera satisfactoria el análisis y simulación cinemática y dinámica de la extremidad inferior durante la marcha, con y sin exoesqueleto, utilizando el software MATLAB R2013a. El código MATLAB redactado arroja los valores de los ángulos que forman los eslabones auxiliares con la vertical, así como los valores de las reacciones y los momentos en las articulaciones de la cadera y la rodilla.

Palabras clave: exoesqueleto pasivo, compensación de la gravedad, diseño estructural, análisis, MATLAB, simulación cinemática y dinámica, ayuda en la marcha, extremidad inferior

ABSTRACT

There is a growing number of individuals, elderly people or with low muscle tone requiring assistants for the development of their daily activities. The use of mechanical devices helping the muscle effort in movements constitutes an interesting and complementary alternative, which gives its users less dependence and an increase in self-esteem and well-being.

In this End-of-Grade Thesis, a passive exoskeleton for lower limbs has been mathematically modelled, which assists muscular effort on walking. This device has been designed according to the principle of gravity compensation and based on the biomechanics of the human gait cycle. The structure of the exoskeleton consists of three main links (hip, thigh and leg) and two auxiliary ones, and uses two springs for compensation of gravity and reserve/delivery of energy.

We have tried to interpret the users demands and transform them into design specifications, opting for appropriate technological solutions that solve fundamental questions such as low cost, mechanical simplicity or customization of settings. Aluminium, a lightweight material and of easy and fast machining, has been chosen. For their adaptability to different users, the primary links of the exoskeleton are constituted by telescopic elements, and the degree of assistance is adjustable by modifying the anchor points of the springs. This design ensures freedom of movement to the user in the sagittal plane, and a reasonable comfort with a low aesthetic impact.

The biomechanics of the human gait have been analyzed and the kinematics of the hip extension angles and of the knee flexion as well as the soil reaction have been satisfactorily modelled using the Finite Element Method, according to the profiles obtained in the bibliographic review. Likewise, kinematic and dynamic analysis and simulation of the lower extremity during gait, with and without exoskeleton, using the MATLAB R2013a software, have been satisfactorily performed. The elaborated MATLAB code shows the values of the angles that form the auxiliary links with the vertical, as well as the values of the reactant forces and the moments on the body elements and the mechanical structure.

Keywords: passive exoskeleton, gravity compensation, structural design, MATLAB analysis, kinematic and dynamic simulation, walking aid, leg

ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUCCIÓN	1
	1.1. EXOESQUELETOS. VARIEDAD DE DISEÑOS Y APLICACIONES	2
	1.2. CLASIFICACIONES DE EXOESQUELETOS	5
	1.3. EXOESQUELETOS PASIVOS	7
2	HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	9
	2.1. HIPÓTESIS	9
	2.2. OBJETIVOS	9
3	METODOLOGÍA	11
	3.1. ANTROPOMETRÍA Y ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA	11
	3.1.1. Análisis anatómico del miembro inferior	11
	3.1.1.1. Cadera	11
	3.1.1.2. Rodilla	12
	3.1.1.3. Tobillo	13
	3.1.1.4. Pie	13
	3.1.2. Análisis biomecánico de la marcha	14
	3.1.2.1. Fase de apoyo	15
	3.1.2.2. Fase de oscilación	16
	3.2. EXOESQUELETOS PASIVOS CON COMPENSACIÓN DE LA GRAVEDAD	16
	3.3. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL EXOESQUELETO	17
	3.3.1. Consideraciones generales de diseño	17
	3.3.2. Consideraciones específicas y definición de parámetros	18
	3.3.2.1. Masas y longitudes de los elementos corporales de la extremidad inferior	18
	3.3.2.2. Materiales, masas y dimensiones de los elementos del exoesqueleto	19
	3.3.2.3. Otros parámetros geométricos	21
	3.3.3. Establecimiento de las ecuaciones de diseño	21
	3.3.3.1. Ecuaciones para la determinación de los puntos de inserción de los eslabones auxiliares en los eslabones primarios	21

3.3.3.2. Ecuaciones para la compensación de la gravedad	22
3.4. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO DEL SISTEMA EXTREMIDAD/EXOESQUELETO MEDIANTE MATLAB	23
3.4.1. Cinemática de la cadera y la rodilla	23
3.4.2. Fuerza de reacción del suelo	25
3.4.3. Modelado de las gráficas cinemáticas mediante MATLAB	25
3.4.4. Estructura del código MATLAB	30
4. RESULTADOS	33
4.1. PARÁMETROS ESTRUCTURALES DEL EXOESQUELETO	33
4.1.1. Masas y longitudes de los elementos corporales del individuo	33
4.1.2. Longitudes y masas y de los eslabones primarios y auxiliares	33
4.1.2.1. Longitudes de los eslabones primarios	33
4.1.2.2. Longitudes de los eslabones auxiliares	33
4.1.2.3. Análisis de esfuerzos	34
4.1.3. Características de los resortes	36
4.2. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO MEDIANTE MATLAB DEL SISTEMA EXTREMIDAD/EXOESQUELETO	39
4.2.1. Modelado de la cinemática de los ángulos de extensión de la cadera (Θ_1), de flexión de la rodilla (Θ_2), las fuerzas de reacción a nivel del tobillo (H_3 y V_3) y su momento (M_3) mediante la función MATLAB-spline	39
4.2.2. Análisis cinemático y dinámico de la extremidad inferior durante el ciclo de marcha	41
4.2.2.1. Posición, velocidad y aceleración de los centros de masas de los elementos corporales	41
4.2.2.2. Reacciones y momentos en cadera y rodilla	42
4.2.3. Estudio comparativo de la evolución de los momentos, a nivel de cadera y rodilla, en relación a la bibliografía	47
4.2.4. Análisis cinemático y dinámico del sistema combinada extremidad inferior/exoesqueleto durante el ciclo de marcha	51
4.2.4.1. Posición, velocidad y aceleración de los eslabones del exoesqueleto	51
4.2.4.2. Reacciones y momentos	54
4.2.5. Adaptabilidad del sistema y compensación parcial de la gravedad	58
5. DISCUSIÓN	63

6. CONCLUSIONES	65
7. PERSPECTIVAS FUTURAS	67
8. BIBLIOGRAFÍA	69
ANEXO A. FUERZAS REACCIÓN ESLABONES AUXILIARES	73
ANEXO B. CÓDIGO MATLAB	75

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática del ángulo de extensión de la cadera (θ_1)	26
Tabla II. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática del ángulo de flexión de la rodilla (θ_2)	26
Tabla III. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática de la componente horizontal de la reacción del suelo (H_3)	27
Tabla IV. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática de la componente vertical de la reacción del suelo (V_3)	28
Tabla V. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática del momento del tobillo (M_3)	29
Tabla VI. Componentes de la reacción	32
Tabla VII. Masas y longitudes de los elementos de la extremidad inferior	33
Tabla VIII. Longitudes de los eslabones primarios y auxiliares	34
Tabla IX. Características de los resortes utilizados	37

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Exoesqueleto renacentista de Hieronymus Fabricius d'Acquapendente	1
Figura 2. Proyecto de exoesqueleto Hardiman (General Electric, 1965-71)	2
Figura 3. Exoesqueletos para el mantenimiento de posturas ergonomicamente comprometidas	3
Figura 4. Esperanza de vida en España 1901-2007	4
Figura 5. Exoesqueleto para facilitar el desplazamiento de tropas de infantería	5
Figura 6. Modelo comercial de exoesqueleto pseudo-pasivo para extremidades inferiores	6
Figura 7. Ejemplo de exoesqueleto fijo	7
Figura 8. Planos de referencia de un cuerpo humano (fuente [10])	11
Figura 9. Rangos de movimientos de la cadera (fuente [10])	12
Figura 10. Vista interna de la rodilla flexionada (fuente [11])	12
Figura 11. Estructura ósea del pie humano (fuente [10])	13
Figura 12. Mecanismo "Windlass" en el pie (fuente [12])	14
Figura 13. Fases de la marcha humana (fuente [15])	14
Figura 14. Etapas de la fase de apoyo (fuente [15])	15
Figura 15. Exoesqueleto pasivo con mecanismo de compensación de la gravedad	16
Figura 16. Boceto del exoesqueleto y definición de parámetros (I)	19
Figura 17. Boceto del exoesqueleto y definición de parámetros (II)	22
Figura 18. Flexo-extensión de la cadera durante la marcha	24
Figura 19. Ángulo de flexión de la rodilla durante la marcha (fuente [17])	24
Figura 20. Componentes de la fuerza de reacción del suelo durante la marcha	25
Figura 21. Momento del tobillo (fuente [26])	25
Figura 22. Esfuerzo soportado por el eslabón primario superior	34

Figura 23. Esfuerzo soportado por el eslabón primario inferior	35
Figura 24. Esfuerzo soportado por los eslabones auxiliares, A) Superior; B) Inferior	36
Figura 25. Constante de rigidez del resorte 1 en función de la posición de anclaje (d_1)	37
Figura 26. Constante de rigidez del resorte 1 en función de la posición de anclaje (d_2)	37
Figura 27. Fuerza ejercida por los resortes durante el ciclo de marcha. Resorte 1 (azul), Resorte 2 (rojo)	38
Figura 28. Modelado de la cinemática del ángulo de extensión de la cadera (θ_1) durante el ciclo de marcha	39
Figura 29. Modelado de la cinemática del ángulo de flexión de la rodilla (θ_2^*) durante el ciclo de marcha	40
Figura 30. Cinemática del ángulo de flexión de la rodilla (θ_2) durante el ciclo de marcha	40
Figura 31. Modelado de la evolución del momento en el tobillo (M_3) durante el ciclo de marcha	40
Figura 32. Modelado de las componentes horizontal (H_3) y vertical (V_3) de la reacción del suelo durante la marcha	41
Figura 33. Esquema de fuerzas y momentos en muslo y pierna	42
Figura 34. Evolución de la componente horizontal de la reacción a nivel de la cadera (H_1) durante la marcha	43
Figura 35. Evolución de la componente horizontal de la reacción a nivel de la rodilla (H_2) durante la marcha	44
Figura 36. Evolución de la componente vertical de la reacción a nivel de la cadera (V_1) durante la marcha	44
Figura 37. Evolución de la componente vertical de la reacción a nivel de la rodilla (V_2) durante la marcha	45
Figura 38. Evolución del momento flector en la cadera (M_1) durante la marcha	45
Figura 39. Evolución del momento flector en la rodilla (M_2) durante la marcha	46
Figura 40. Evolución del momento de la cadera. Valores descrito en [26] (arriba) y valores predichos por nuestro desarrollo (abajo)	47
Figura 41. Evolución del momento en la rodilla. Valores descrito en [26] (arriba) y valores predichos por nuestro desarrollo (abajo)	48
Figura 42. Evolución del momento a nivel de la cadera, M_1 , durante el ciclo de la marcha, a diferentes valores de θ_1 y θ_2 . La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$	49
Figura 43. Evolución del momento a nivel de la rodilla, M_2 , durante el ciclo de la marcha, a diferentes valores de θ_1 y θ_2 . La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$ se superpone a curva negra; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva azul; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva roja	49
Figura 44. Evolución del momento a nivel de la cadera, M_1 , del sistema combinado extremidad/exoesqueleto durante el ciclo de la marcha, a diferentes valores de θ_1 y θ_2 .	50

La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$

Figura 45. Evolución del momento a nivel de la rodilla, M_2 , del sistema combinado extremidad/exoesqueleto durante el ciclo de la marcha, a diferentes valores de θ_1 y θ_2 . La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$ se superpone a curva negra; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva azul; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva roja	50
Figura 46. Fuerzas y momentos en el sistema combinado extremidad/exoesqueleto	51
Figura 47. Diferencia entre los ángulos θ_1 y θ_4 a lo largo del ciclo de marcha	53
Figura 48. Diferencia entre los ángulos θ_2 y θ_3 a lo largo del ciclo de marcha	53
Figura 49. Diferencia de las coordenadas del centro de gravedad con respecto a las del punto C (componente x)	53
Figura 50. Diferencia de las coordenadas del centro de gravedad con respecto a las del punto C (componente y)	54
Figura 51. Evolución de la componente horizontal de la reacción (H_1) a nivel de la cadera durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando exoesqueleto (curva azul)	55
Figura 52. Evolución de la componente horizontal de la reacción (H_2) a nivel de la rodilla durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando exoesqueleto (curva azul)	55
Figura 53. Evolución de la componente vertical de la reacción (V_1) a nivel de la cadera durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando exoesqueleto (curva azul)	56
Figura 54. Evolución de la componente horizontal de la reacción (V_2) a nivel de la rodilla durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando exoesqueleto (curva azul)	56
Figura 55. Evolución del momento flector en la cadera (M_1) durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando exoesqueleto (curva azul)	57
Figura 56. Evolución del momento flector en la rodilla (M_2) durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando exoesqueleto (curva azul)	57
Figura 57. Evolución del momento flector en la cadera (M_1) en el sistema combinado extremidad/exoesqueleto, en ausencia de reacción	58
Figura 58. Evolución del momento flector en la rodilla (M_2) en el sistema combinado extremidad/exoesqueleto, en ausencia de reacción	58
Figura 59. Variación en el tiempo de M_1 en función de d_1	59
Figura 60. Variación en el tiempo de M_2 en función de d_1	59
Figura 61. Variación en el tiempo de M_1 en función de d_2	60
Figura 62. Variación en el tiempo de M_2 en función de d_2	60
Figura 63. Variación en el tiempo de M_2 en función de d_2 (2)	61
Figura 64. Componentes horizontal (A) y vertical (B) de las fuerzas de reacción soportadas por el eslabón auxiliar superior	73
Figura 65. Componentes horizontal (A) y vertical (B) de las fuerzas de reacción soportadas por el eslabón auxiliar inferior	73

1. INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia, la humanidad ha evolucionado apoyándose cada vez más en herramientas para realizar todo tipo de actividades de forma más eficiente. Desde el uso de piedras y lanzas para cazar al uso de *apps* en internet. Etimológicamente, la palabra *exoesqueleto* proviene del griego y está compuesta por la preposición *exo-* (ἔξω) ‘fuera, lo externo’ y el sustantivo *skeletos* (σκελετός), que se refiere a momias u objetos disecados o resecos. *Skeletós* era, de hecho, el participio pasado de *skéllein* (desecar). Este término pasó al latín como *sceletus*. La palabra *esqueleto* se empezó a usar en el siglo XVI para referirse al armazón duro que sirve de sostén al cuerpo, proporciona estructura física y protección a ciertos órganos. Fundamentalmente hay dos tipos de esqueletos: el *endoesqueleto* o esqueleto interno y el *exoesqueleto* o esqueleto externo. Los exoesqueletos más comúnmente conocidos seguramente sean los esqueletos exteriores que poseen algunos insectos y crustáceos.

Desde hace unos años, el concepto exoesqueleto también se ha implementado en múltiples aplicaciones en los seres humanos. En estos casos, se denominan exoesqueletos mecánicos, y suelen consistir en un mecanismo estructural externo acoplado a la persona y cuyos pares cinemáticos y eslabones corresponden a las de la parte del cuerpo humano que emula. Es decir, están diseñados de tal manera que se adaptan a la morfología de las extremidades del cuerpo humano para su correcta funcionabilidad. Los exoesqueletos asisten a su portador en la realización de determinadas actividades, como la facilitación del movimiento en extremidades (piernas o brazos) o bien, aumentar la fuerza y resistencia de las personas en la manipulación de objetos más o menos pesados. La principal característica de la interface hombre-máquina, es que el contacto entre el usuario y el exoesqueleto permite transferir potencia mecánica y señales de información. A pesar de que la cultura popular más reciente los identifica, sobre todo, con temas futuristas y de ciencia ficción, recogidos por la industria del cine, la literatura y los videojuegos, en la vida real, variados diseños de estos dispositivos ya están disponibles comercialmente.

El interés por el conocimiento y el desarrollo de estos mecanismos ha sido una constante a lo largo de la historia moderna. Ya en el siglo XVI, en la obra *Opera Chirurgica* (1592) del anatomista italiano Hieronymus Fabricius d’Acquapendente, se describía un boceto de un fabuloso exoesqueleto renacentista (Figura 1) [1].



Figura 1. Exoesqueleto renacentista de Hieronymus Fabricius d’Acquapendente (1592)

Contemporáneamente, los primeros intentos significativos por hacer realidad el concepto de exoesqueleto mecanizado datan de 1960, cuando la compañía General Electric y el ejército estadounidense emprendieron el proyecto *Hardiman*, que perseguía el desarrollo de una máquina que permitiera al usuario levantar grandes cargas [2]. Se trataba de un diseño industrial destinado a diversos fines, tanto civiles como militares. Sin embargo, diez años después del lanzamiento del proyecto, sólo se contaba con un brazo mecánico, capaz de levantar unos 400 kg, pero que a su vez pesaba un cuarto de tonelada (Figura 2).

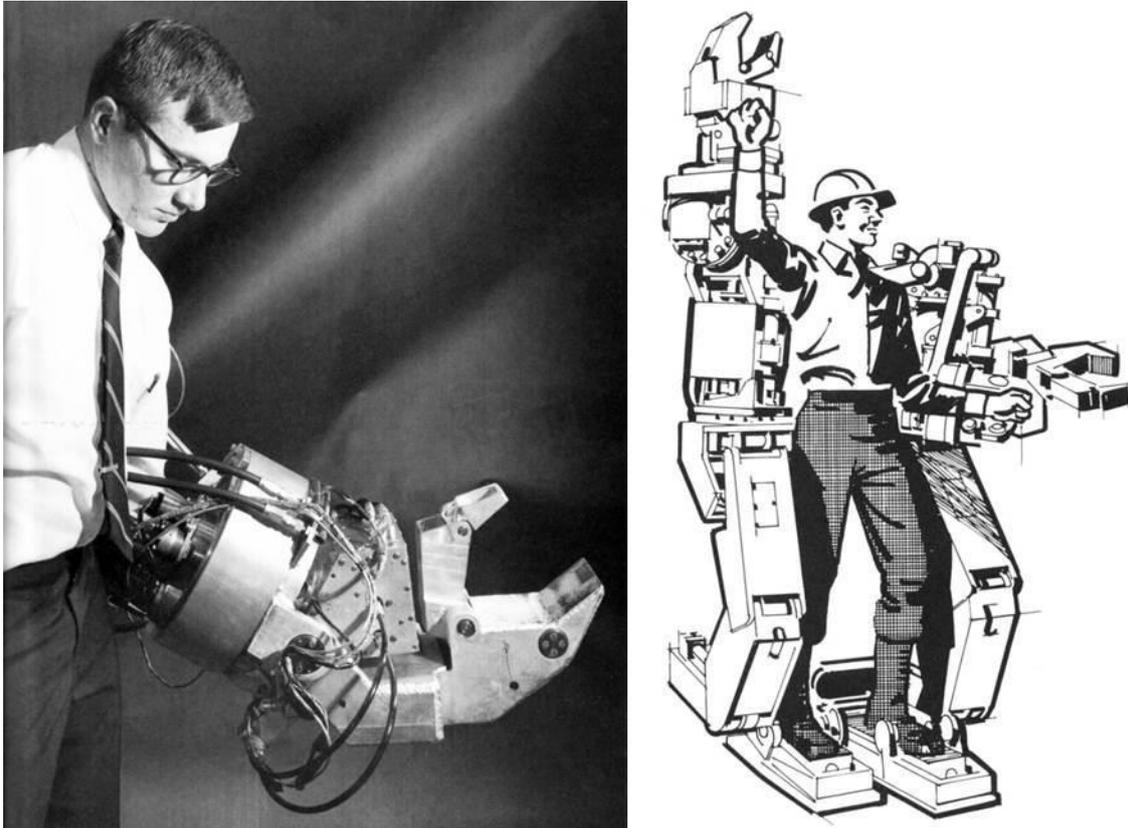


Figura 2. Proyecto de exoesqueleto Hardiman (General Electric, 1965-1971)

Una visión retrospectiva de la investigación y el desarrollo en el campo de los exoesqueletos mecánicos claramente revela que no se trata de un concepto unitario, sino que, por el contrario, conviven diferentes enfoques, cada uno de ellos adecuados para una determinada función, y adaptados a las necesidades de sus potenciales usuarios.

1.1. EXOESQUELETOS. VARIEDAD DE DISEÑOS Y APLICACIONES

En su día a día, el ser humano realiza una amplia variedad de acciones y movimientos, desde trasladarse y levantar cargas pesadas, a la adopción de posturas ergonómicamente problemáticas. Si algunas de estas operaciones más comprometidas se realizan con relativa asiduidad, pueden llegar a representar un problema de salud.

Si consideramos el ámbito productivo y hablamos, por ejemplo, de trabajos en una fábrica o cadena de montaje, las acciones de carga y movimiento se repiten muchas veces al día, durante la vida laboral del operario. Es muy posible que a lo largo de los meses o años el trabajador experimente

alteraciones estructurales y funcionales que cursen con dolor. Está bien documentado que el 30% de los desórdenes músculo-esqueléticos relacionados con el trabajo afectan a la espalda, sobre todo en las zonas lumbar y sacra, resultando frecuentemente en enfermedad laboral e incluso discapacidad (Figura 3) [3]. Esto tiene, lógicamente, un coste elevado en sufrimiento para los individuos afectados; pero también una importante dimensión económica para la sociedad, ya que corresponde a los sistemas nacionales de salud y a las estructuras de protección social de los estados proporcionar la asistencia sanitaria, los cuidados y las ayudas materiales necesarias. Estos riesgos laborales también repercuten negativamente en las empresas, por dos motivos: el primero porque cuando un trabajador realiza una función soportando molestias o dolor, lo hace con una menor productividad; y segundo, porque este tipo de lesiones usualmente acaban en una obligada incapacidad laboral temporal o permanente, debiendo asumir la empresa el coste asociado a la suplencia del trabajador afectado. Por lo tanto, evitar o disminuir el riesgo asociado al desempeño de determinadas acciones tiene un beneficio evidente a todos los niveles. En este sentido, contar con equipos mecánicos que minoren el componente físico en la actividad de los trabajadores es una estrategia inteligente.



Figura 3. Exoesqueleto para el mantenimiento de posturas ergonómicamente comprometidas

Por otro lado, no debemos perder de vista uno de los grandes retos a los que la humanidad se enfrenta en este cambio de milenio: el envejecimiento de la población. En el siglo XX la esperanza de vida ha aumentado más del doble en España [4], un dato positivo que refleja el gran desarrollo experimentado en todos los ámbitos por nuestra sociedad durante este periodo de tiempo (Figura 4) [5]. Este claro progreso, no obstante, nos fuerza a encarar situaciones que, seguramente, no habíamos previsto tener que abordar. El envejecimiento progresivo de las sociedades, más acusado en los países del mundo desarrollado, ha originado una alteración significativa de la pirámide poblacional, en la que el porcentaje de personas mayores crece paulatinamente. Esta situación resulta más preocupante si la aumentada perspectiva de longevidad no viene acompañada del mantenimiento de una calidad de vida suficientemente buena. Y es que existen muchas de estas personas que requieren de asistentes para su cuidado personal y el mantenimiento de una vida digna. En nuestra sociedad global, caracterizada por el aumento de las desigualdades sociales y las tasas

de pobreza, no todos pueden permitirse el acceso a ese tipo de asistencia. Así, un significativo número de personas se ven recluidas y aisladas en sus casas, como consecuencia de sus limitaciones de movilidad y el miedo a sufrir accidentes.



Figura 4. Esperanza de vida en España 1901-2007

En este escenario, el desarrollo de dispositivos mecánicos asequibles, que faciliten el esfuerzo muscular en los movimientos y la manipulación de objetos, redundaría en el aumento de la autoestima y la confianza de estos individuos, y también en una menor dependencia de asistencia externa, facultándolos a desarrollar su vida de forma autónoma y con mayor nivel de bienestar.

Otro campo en el que los exoesqueletos ya desempeñan un papel crucial es el de la medicina física y la rehabilitación. Muchas personas con lesiones neuromusculares necesitan de la asistencia de profesionales y de tecnología para realizar sus funciones vitales. En casos de lesiones de médula espinal o parálisis cerebral, atrofia muscular en la columna, artrogriposis múltiple congénita, o de cualquiera de las variantes de distrofias musculares, contar con estos dispositivos es de una utilidad indiscutible [6]. El reto perseguido es desarrollar una gama de aparatos mecánicos que proporcionen autonomía a los enfermos para realizar su vida de manera cuasi normal. Los dolores en las extremidades inferiores también pueden ser incapacitantes para individuos con osteoartritis. A mayor carga soportada, mayor padecimiento. En esta situación, la concurrencia de dispositivos que reduzcan la carga biomecánica soportada por las rodillas puede ser determinante para un desenvolvimiento aceptable. Sin salir del campo de la medicina, este tipo de mecanismos también encuentran aplicación en el acortamiento de los periodos de rehabilitación de pacientes que se han sometido a alguna intervención quirúrgica o han sufrido algún percance traumatológico. Usando eficientemente un exoesqueleto se puede modular de forma controlada el grado de esfuerzo exigido a la musculatura, para una mejor y más rápida recuperación.

Una variante de esto es de aplicación en astronáutica [7], dónde los exoesqueletos pueden ser utilizados para agilizar la readaptación a tierra de los astronautas que han permanecido un tiempo prolongado en un medio ingravido, y regresan de sus misiones espaciales con músculos debilitados a causa del poco peso sostenido por sus extremidades. El uso de exoesqueletos moduladores del esfuerzo será útil en la progresiva recuperación del adecuado tono muscular. El empleo de exoesqueletos que mediáticamente pudiera ser más reconocido se adscribe al ámbito militar (Figura 5). Hoy día se dispone de equipos exoesqueletos para disminuir el esfuerzo en combate y el desplazamiento de tropas, permitiendo que, al llegar a su objetivo, el escuadrón esté más descansado y pueda desarrollar sus operaciones con mayor eficacia. En las últimas décadas las

principales potencias militares del mundo dedican importantes recursos económicos a financiar proyectos para el diseño de estos dispositivos, que muy probablemente van a modificar la concepción de la infantería militar [8].



Figura 5. Exoesqueleto para facilitar el desplazamiento de tropas de infantería

1.2. CLASIFICACIONES DE EXOESQUELETOS

Como hemos apuntado, es posible encontrar muy variados diseños de exoesqueletos, existiendo por ello diferentes categorías y clasificaciones, en función de los criterios y de las opciones elegidas en respuesta a determinadas cuestiones:

a) **Criterio anatómico**. Si atendemos a las partes del cuerpo humano asistidas por el dispositivo, podemos clasificar los exoesqueletos en:

- De cuerpo entero
- De extremidades superiores: brazos y torso (si los desglosamos en áreas específicas, algunos exoesqueletos pueden concentrarse en la muñeca y en los dedos, mientras que otros se centran en las articulaciones del hombro y del codo).
- De extremidades inferiores: piernas (desglosado en: cadera, rodilla o tobillo por separado, cadera-rodilla, cadera-tobillo, rodilla-tobillo o cadera-rodilla-tobillo. El movimiento también puede estar en más de un plano de rotación).

b) **Criterio energético**. También pueden clasificarse los exoesqueletos según la necesidad o no de una fuente de alimentación. En este caso, distinguiríamos entre exoesqueletos activos y pasivos:

- Los **exoesqueletos activos** requieren, para su operatividad, de una fuente externa (baterías o red eléctrica) para la alimentación de sensores y actuadores. Los exoesqueletos activos, podrían subdividirse a su vez en:
 - *Exoesqueletos estáticos*, en los que los actuadores necesitan estar continuamente alimentados para que el dispositivo mantenga su forma.
 - *Exoesqueletos dinámicos*, en los que los actuadores no necesitan de alimentación continua. Estos dispositivos suelen ser más eficientes, hablando en términos de energía.

-
- Por su parte, los **exoesqueletos pasivos** son autónomos e independientes de cualquier fuente de alimentación externa.
 - Entre ambos conceptos, podemos situar los **exoesqueletos pseudo-pasivos**, que tienen baterías y otros módulos electrónicos, que no utilizan para proporcionar energía a los sensores. El mejor ejemplo de un exoesqueleto de tipo pseudo-pasivo es el *C-Brace* de Ottobock (Otto Bock Mobility Solutions GmbH; Königsee, Alemania), que utiliza su electrónica para controlar un amortiguador variable en la rodilla (Figura 6) [9]. Otro tipo intermedio serían los exoesqueletos híbridos “vestibles” que tienen todos los controladores y sensores de un exoesqueleto motorizado, pero utilizan la estimulación eléctrica funcional (FES) de los músculos como actuadores.

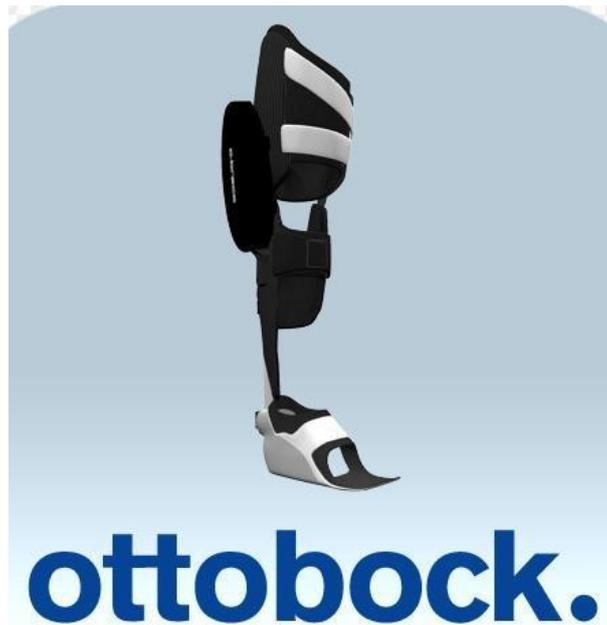


Figura 6. Modelo comercial de exoesqueleto pseudo-pasivo para extremidades inferiores

- c) **Criterio portabilidad.** Un criterio distinto que puede ser utilizado para la clasificación de los exoesqueletos es su portabilidad. Así, cabría distinguir entre:
 - **exoesqueletos fijos**, cuando el dispositivo se encuentra anclado, fijado a una pared, un soporte o suspendido del aire por un gancho fijo y arnés (Figura 7).
 - **exoesqueletos apoyados**, cuando el dispositivo está unido a un carril o está soportado por una estructura móvil. Estas configuraciones permiten que los motores pesados, los controladores y las baterías sean soportadas externamente, lo que concede una mayor movilidad al portador del exoesqueleto.
 - **exoesqueletos móviles**, en los que tanto el usuario como el exoesqueleto pueden moverse libremente.
- d) **Criterio tipo de control.** Otra clasificación interesante puede establecerse en función de la interfaz usuario-máquina. Es decir, de cómo el usuario controla el exoesqueleto:
 - De joystick. Exclusivo para los exoesqueletos que proporcionan el 100% de la energía del movimiento del usuario.

-
- Con botones o paneles de control. El exoesqueleto dispone de diferentes modos preprogramados. La interfaz de control no tiene que estar en el exoesqueleto, sino que puede ser colocada, por ejemplo, en una correa de muñeca.
 - Con control mental, usando un casco dotado de electrodos.
 - A base de sensores. Los diseños de exoesqueletos actuales pueden tener hasta 40 sensores integrados diferentes, que controlan la rotación, el par, la inclinación o la presión, y pueden captar señales nerviosas en los brazos y en las piernas.
 - Sin control. Muchos exoesqueletos pasivos carecen de botones o interruptores de control.



Figura 7. Ejemplo de exoesqueleto fijo

1.3. EXOESQUELETOS PASIVOS

Como ya hemos mencionado, los exoesqueletos pasivos son autónomos e independientes de fuentes de alimentación externa.

Optar por un exoesqueleto pasivo de coste moderado es la mejor forma de *democratizar* la utilización de estos dispositivos, sin condicionarla a los recursos económicos de los usuarios. Los exoesqueletos pasivos resultan más baratos, tanto en su producción/adquisición como en su mantenimiento. Su menor complejidad mecánica también contribuye al abaratamiento de los costes.

Del conocimiento acumulado en el desarrollo de exoesqueletos pasivos, se infiere que la variedad de conceptos, en cuanto a sus formas y a las diferentes maneras de producir la ayuda al usuario, es grande. No obstante, una característica frecuente en muchos de ellos es la inclusión de resortes. La utilización de muelles o resortes en estos diseños tiene ventajas importantes. No requieren fuente de alimentación y tienen la capacidad de almacenar temporalmente una cantidad de energía, que puede ser entregada ulteriormente de forma controlada. Con una configuración y una constante del muelle adecuadas, se puede llegar a aportar energía de manera totalmente pasiva, en el momento

que más convenga.

Estos exoesqueletos pasivos encuentran múltiples aplicaciones en:

- a) la redistribución del peso. Los muelles y los mecanismos de bloqueo desvían el peso de los objetos soportados alrededor del usuario hasta el suelo.
- b) la captura de energía. Los exoesqueletos de resorte de tobillo han demostrado mejorar la eficiencia del esfuerzo durante la marcha, mientras que los exoesqueletos de rodilla de muelle-dinamo pueden utilizarse para generar y acumular energía en una batería.
- c) amortiguación. Algunos exoesqueletos pasivos de resorte o resorte-amortiguador han sido diseñados como atenuadores de impactos (esquí de alta velocidad) o reductores de vibración.
- d) el bloqueo de posiciones. Algunos exoesqueletos pasivos están diseñados para evolucionar en etapas discretas, bloqueándose en una determinada posición. Esto, por ejemplo, permite al usuario sentarse o agacharse, apoyándose sobre el exoesqueleto, y permanecer en la misma posición durante un período prolongado de tiempo, con un menor esfuerzo.

En principio, es de esperar que un exoesqueleto activo proporcione al usuario mayor eficacia a mayor energía consumida (más potencia, menor esfuerzo, etc.). En buena línea, cabría pensar que, a mayor complejidad mayor utilidad. Sin embargo, desde un punto de vista conceptual, en mi opinión, potenciar el diseño y desarrollo de exoesqueletos pasivos, que auxilien en diversas funciones, con mayor autonomía, independientes de fuentes de alimentación externas, y, por tanto, a coste cero de la factura energética para el usuario, es sumamente relevante. Además, el desarrollo de nuevos mecanismos pasivos es el escenario idóneo para la implementación de innovaciones que posteriormente podrán ser incorporadas en exoesqueletos activos más eficientes y rentables.

Dicho todo esto, resulta evidente que existe una demanda de exoesqueletos mecánicos en diferentes sectores de la sociedad y para una extensa gama de aplicaciones. No obstante, y a pesar de sus indudables beneficios, se mantienen una serie de aspectos que están limitando la extensión del uso de estos artilugios de ayuda, entre los que se incluyen los costes de producción, la complejidad mecánica, las limitaciones en la personalización de los ajustes a las necesidades específicas y los deseos de cada usuario, la confortabilidad o la estética.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1. HIPÓTESIS

Un número significativo de personas mayores y pacientes con problemas de movilidad requieren de asistentes para su cuidado personal y el desarrollo de sus actividades diarias. El uso de exoesqueletos que auxilien el esfuerzo muscular en los movimientos, puede constituir una estrategia alternativa y/o complementaria. La utilización de estos dispositivos mecánicos otorgaría a sus usuarios una menor dependencia y el aumento de su autoestima y confianza, permitiendo la actividad con mayores grados de autonomía y bienestar.

Para garantizar la extensión de su uso, así como su accesibilidad y aceptación social, el dispositivo debería tener un coste moderado, gozar de simplicidad mecánica para facilitar su utilización y mantenimiento por personas no especialmente cualificadas, y permitir la personalización de sus ajustes, aportando una razonable confortabilidad, con el menor impacto estético posible.

En este Proyecto de Fin de Grado, se postula que la opción más atractiva, conforme a estas especificaciones de diseño, es un exoesqueleto mecánico pasivo basado en el principio de compensación de la gravedad.

2.2. OBJETIVOS

El objetivo general de este proyecto es diseñar y analizar cinemática y dinámicamente un exoesqueleto mecánico pasivo para extremidades inferiores, que opere mediante un mecanismo de compensación de la gravedad

Para el abordaje de este objetivo general, se formulan los **objetivos específicos** siguientes:

1. Estudiar el estado actual de las tecnologías aplicables en el desarrollo de exoesqueletos.
2. Diseñar un exoesqueleto pasivo para extremidades inferiores y estudiar su comportamiento cinemático y dinámico mediante el software MATLAB.
3. Evaluar la adaptabilidad del exoesqueleto a diferentes usos manteniendo su confortabilidad y facilidad de ajuste.

3. METODOLOGÍA

3.1. ANTROPOMETRÍA Y ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA

El diseño de un exoesqueleto para miembros inferiores exige conocer la biomecánica de la marcha humana, así como las características de los elementos anatómicos implicados en el proceso.

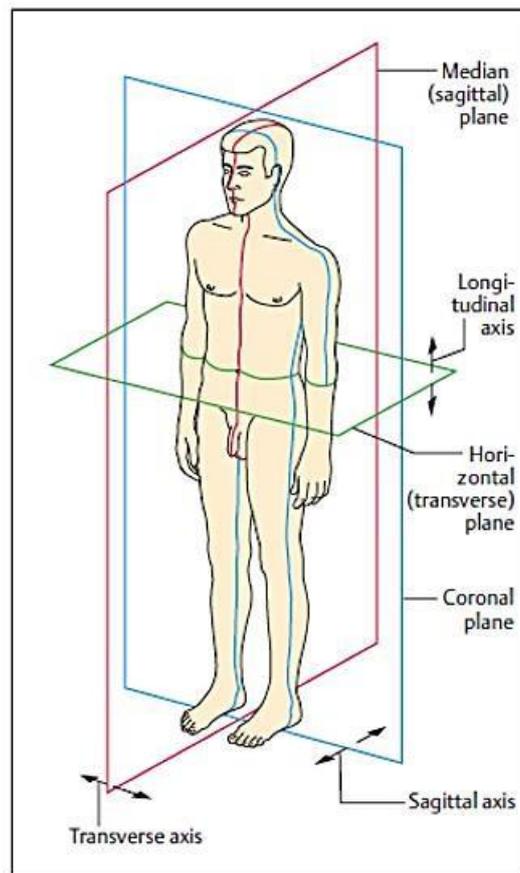


Figura 8. Planos de referencia del cuerpo humano (fuente [10])

3.1.1. ANÁLISIS ANATÓMICO DEL MIEMBRO INFERIOR

La extremidad inferior actúa como una cadena cinemática, que comprende las articulaciones de la cadera (coxo-femoral), la rodilla (femorotibial), el tobillo (tibiotalar), y las que se encargan de dar movimiento al pie [11]. Así, el miembro inferior puede considerarse dividido en cuatro segmentos: cadera, muslo, pierna y tobillo/pie.

3.1.1.1. Cadera

La articulación de la cadera o coxo-femoral relaciona el hueso coxal con el fémur, uniendo por lo tanto el tronco con las extremidades inferiores. La cadera está rodeada de fuertes músculos y tendones, y soporta el peso del cuerpo en posturas tanto estáticas como dinámicas. La cadera está considerada como una junta esférica de tres grados de libertad, que permite rotar sobre los ejes

generados por la intersección de los tres planos de referencia del cuerpo humano. Faculta diferentes movimientos de flexión-extensión (en el plano sagital), abducción-aducción (en el plano frontal), y rotación interna-externa (en un plano transversal) (Figura 9).

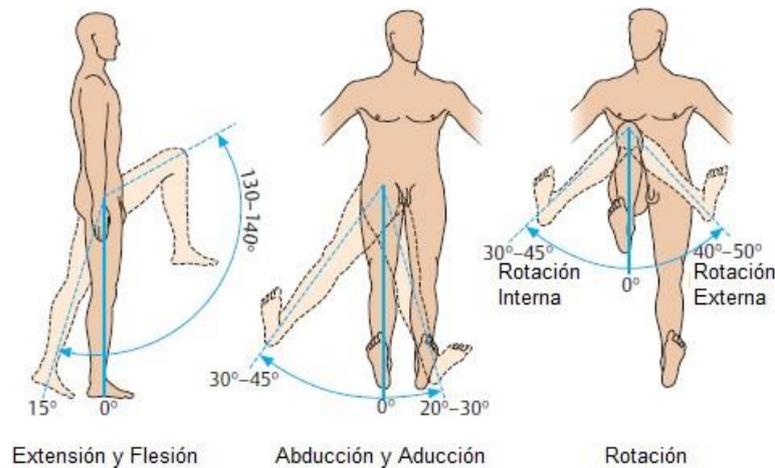


Figura 9. Rangos de movimientos de la cadera (fuente [10])

- ***Flexión y extensión.*** Son movimientos que se realizan en el eje transversal y el plano sagital. El ángulo de la pierna hacia atrás extendida es de aproximadamente 15°, y flexionada en dirección hacia el tórax oscila entre los 130° y 140° como máximo.
- ***Abducción y aducción.*** Son movimientos realizados con respecto al eje sagital, en el plano frontal. La abducción genera ángulos de 30° a 45° como máximo, mientras que la aducción está en el intervalo de 20° a 30° cuando está cruzando una pierna sobre la otra.
- ***Rotación.*** La rotación interna es generada al momento que el muslo rota hacia al cuerpo, generando un ángulo aproximado máximo de 40° a 50° con la pierna flexionada. Al rotar hacia afuera, el ángulo de rotación del muslo adquiere valores máximos de 30° a 45°.

3.1.1.2. Rodilla

La rodilla está compuesta por dos articulaciones diferentes, la articulación femorotibial que mantiene el contacto entre las superficies de los cóndilos femorales y la tibia; y la articulación femoropatelar constituida por la parte posterior de la rótula y por la tróclea femoral. La rodilla tiene como movimiento principal la flexión-extensión en el eje medial lateral. No obstante, durante la marcha tiene tres grados de libertad como indica la figura 10 [11]. Por lo general la rodilla siempre trabaja en compresión por la acción de la gravedad.

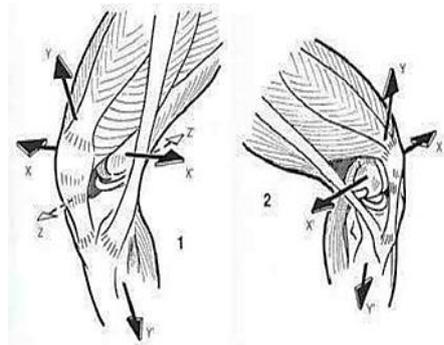


Figura 10. Vista interna de la rodilla flexionada (fuente [11])

3.1.1.3. Tobillo

La articulación del tobillo está constituida por tres huesos: el peroné y la tibia que pertenecen a la pierna, y el astrágalo que forma parte del pie. La tibia y el peroné forman conjuntamente en su parte inferior una cúpula articular sobre la que se encaja la tróclea del astrágalo. Sobre esta estructura ósea existe una cápsula fibrosa, formada por ligamentos, músculos y tendones, que contribuyen a la solidez de la articulación y hacen posible el movimiento de la misma (Figura 11).



Figura 11. Estructura ósea del pie humano (fuente [10])

El movimiento del tobillo tiene un solo grado de libertad, ya que está limitado por la morfología de la articulación, que solo permite la flexión plantar (extensión) y la dorsiflexión (flexión). La amplitud global de la flexo-extensión es de 70 a 80°. Durante la flexión dorsal el maléolo lateral se aleja del interno. Simultáneamente asciende ligeramente, mientras que las fibras de los ligamentos peroneo-tibiales y de la membrana interósea tienden a horizontalizarse, y, por último, gira sobre sí mismo en el sentido de la rotación externa. Durante la flexión plantar se producen los efectos contrarios: la aproximación del maléolo lateral al interno; el descenso del maléolo lateral con verticalización de las fibras ligamentosas; y una ligera rotación interna del maléolo lateral.

3.1.1.4. Pie

El pie está conformado por 28 huesos cuyos movimientos están interrelacionados entre sí. Puede considerarse dividido en tres secciones: pie delantero, pie medio y pie trasero. El pie delantero está constituido por 14 falanges y 5 huesos metatarsianos. Este sistema óseo se comporta como puente entre el pie medio y los dedos, extendiéndose cuando soportan peso [12]. El pie medio está compuesto por 5 de los 7 tarsos, y el pie trasero por los dos tarsos restantes, el calcáneo y el astrágalo.

Las articulaciones del pie, por su conformación, son numerosas y complejas. Además de unir los distintos huesos, estas articulaciones ejercen dos funciones fundamentales. La primera, orientar el pie con respecto a los tres ejes para que pueda posicionarse en el suelo al caminar en cualquier topología del terreno. La segunda, acoplar la bóveda plantar a las irregularidades del terreno, para crear entre el suelo y la pierna un sistema de amortiguamiento proporcionando elasticidad y flexibilidad.

Comúnmente, para realizar el análisis de la marcha, el pie suele considerarse un elemento rígido, pero también puede contemplarse como elemento semirrígido, que actúa como un resorte en la transferencia de peso y como un brazo de palanca en el despegue del suelo [12]. Este comportamiento puede simularse por el mecanismo “Windlass” (Figura 12).

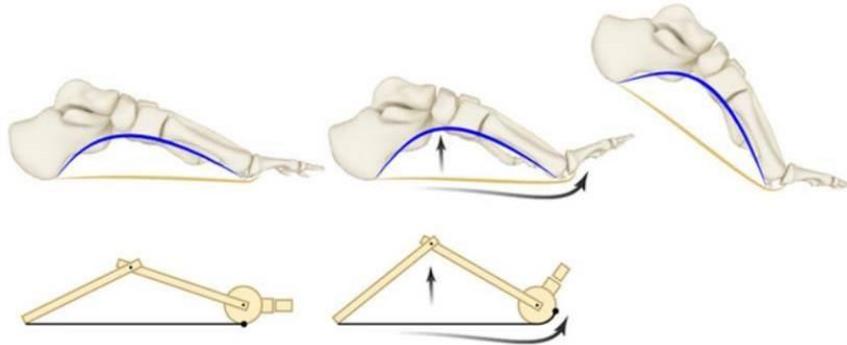


Figura 12. Mecanismo "Windlass" en el pie (fuente [12])

3.1.2. ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA MARCHA

El humano, por ser bípedo, utiliza su cintura pélvica y los miembros inferiores para mantener la marcha, y en menor medida, la cintura escapular, el tronco y los miembros superiores, como sistema de estabilización [13].

El ciclo de marcha es el recorrido entre dos apoyos sucesivos de un mismo talón. Este ciclo se inicia cuando el pie hace contacto con el suelo, y finaliza cuando este mismo pie contacta nuevamente con el suelo. El ciclo de marcha es un movimiento periódico descrito por dos fases principales, que se alternan con cada pierna: la fase de apoyo y la fase de balanceo.

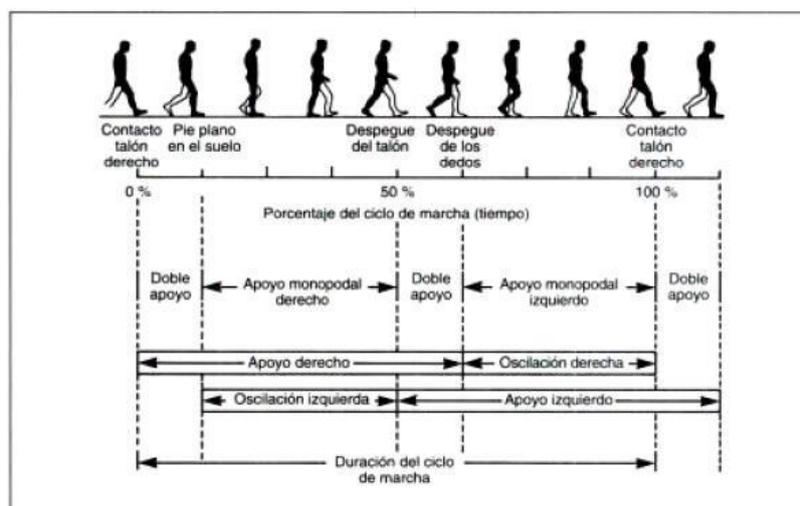


Figura 13. Fases de la marcha humana (fuente [14])

La primera comprende el 60 % del total del ciclo, mientras que la segunda responde del 40% restante (figura 13). Una pierna se encuentra en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo, y se encuentra en fase de balanceo cuando no tiene contacto con el suelo [14]. El apoyo sencillo se refiere al periodo en el que sólo una pierna está en contacto con el suelo. El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

3.1.2.1. Fase de apoyo

Se inicia con el contacto del talón con el suelo y termina con el despegue del antepié. Según Saucedo Romero [14], la fase de apoyo puede subdividirse en diferentes etapas o subfases (Figura 14): 1) fase de contacto inicial (CI); 2) fase inicial de apoyo o de respuesta inicial de carga (AI); 3) fase media de apoyo (MA); 4) fase final de apoyo (AF); y 5) fase previa de oscilación (OP).

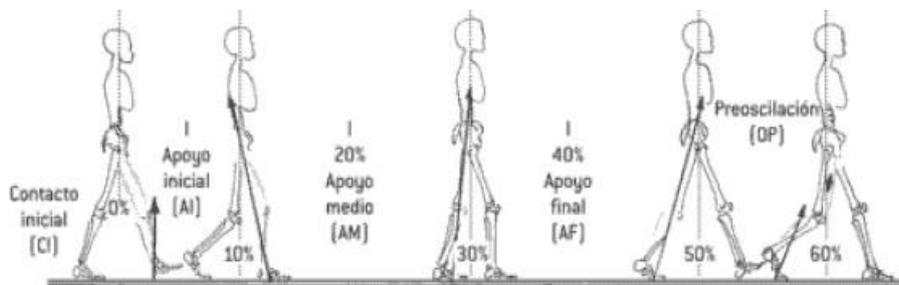


Figura 14. Etapas de la fase de apoyo (fuente [15])

- Fase de contacto inicial (CI). Comienza cuando se produce el contacto del talón con el suelo para iniciar el apoyo, y comprende el intervalo del 0 al 2 % del ciclo de marcha.
- Fase inicial de apoyo o de respuesta inicial de carga (AI). Este apoyo abarca del 0 al 10% del ciclo de la marcha, y culmina con el apoyo plantar completo. Se registra un descenso del centro de masa corporal, por la flexión de la rodilla y del tobillo a su posición plantar. La estabilidad se logra mediante amortiguación.
- Fase media de apoyo (MA). En esta fase el cuerpo se mueve con respecto a un pie estacionario, y comprende el intervalo que media entre 10 y el 30% del ciclo de marcha. La estabilidad la otorga la coordinación de la cadera con la rodilla.
- Fase final de apoyo (AF). Esta fase se inicia con el despegue del talón y finaliza con el contacto del pie de la otra pierna. Se extiende entre el 30 y el 50% del ciclo de marcha. Al despegue del suelo, el talón comienza a rotar sobre el antepié, y el tronco sobrepasa al pie de apoyo. La rodilla termina su extensión y comienza a flexionarse, mientras que la cadera continúa extendiéndose para lograr que el talón del otro pie contacte con el suelo.
- Fase previa de oscilación (OP). Este lapso iniciaría la fase de balanceo, pero también es una fase de doble apoyo. En esta etapa la otra pierna recibe una carga de entrada. Se registra flexión de la rodilla y del tobillo a su forma plantar. Se extiende entre el 50 y el 60% del ciclo de marcha.

3.1.2.2. Fase de oscilación

Puede subdividirse en tres subfases: 1) fase inicial; 2) fase media; y 3) fase final de oscilación.

- Fase inicial de oscilación (OI). Comienza cuando el pie está en el aire, y avanza por la actividad muscular del bíceps femoral, los flexores dorsales, y el tibial anterior; y la flexión de la cadera y la rodilla. Esta subfase comprende el intervalo del 60 al 73% del ciclo de marcha.
- Fase media de oscilación (OM). Transcurre mientras ambas piernas se cruzan y finaliza cuando la pierna que está oscilando pasa por delante del otro miembro. Al culminar esta fase la cadera alcanza su flexión máxima, la posición de la pierna es casi vertical, mientras que la rodilla se mantiene en extensión. En este momento la separación del suelo con respecto al pie es mínima. Comprende entre el 73% y 87% del ciclo.
- Fase final de oscilación (OF). Esta fase es la culminación del ciclo de marcha, y ocurre cuando el talón vuelve a contactar con el suelo. La flexión de rodilla y cadera desaceleran la pierna para asegurar el correcto contacto del pie con el suelo.

3.2. EXOESQUELETOS PASIVOS CON COMPENSACIÓN DE LA GRAVEDAD

La compensación o balanceo de la gravedad es un concepto estudiado desde hace tiempo. Se logra contrabalanceando el centro de masas del sistema o mediante su fijación inercial en el espacio. Gracias al uso de resortes o contrapesos es posible conservar la energía potencial del sistema.

Una de las aplicaciones más típicas de este mecanismo la vemos en el haz paralelo y el sistema de muelles utilizados para equilibrar las lámparas de quirófano. El concepto de compensación de la gravedad también se ha implementado en el desarrollo de exoesqueletos pasivos, para reducir el esfuerzo muscular exigido a los individuos que han de moverse portando maquinaria pesada. Estos sistemas fueron adaptados, por ejemplo, para operar más fácil y equilibradamente con cámaras móviles de televisión o para reducir los pares de retención y de accionamiento en los brazos de robots. La gravedad actúa sobre el equilibrio humano y está presente en todos sus movimientos. La gravedad puede ejercer una acción de ayuda u oposición al movimiento, dependiendo de si éste se ejecuta a favor o contra ésta. Los efectos de la fuerza de gravedad sobre el hombre se compensan generando, mediante la contracción muscular, una fuerza de igual o mayor magnitud y de sentido opuesto. Si la musculatura no está suficientemente tonificada para sostener las cargas gravitacionales en sus articulaciones, el individuo tendrá dificultades en sus movimientos. Del mismo modo, una persona con un control neuromotor deficiente puede tener problemas para elevar una pierna o caminar. En ambos casos los movimientos podrían ser facilitados si la gravedad fuera contrarrestada por un mecanismo externo, y sus articulaciones no tuvieran que actuar en



Figura 15. Exoesqueleto pasivo con mecanismo de compensación de la gravedad

solitario frente a la gravedad. Por ello, los exoesqueletos acoplados a las extremidades inferiores, que alivien la carga gravitatoria sobre las articulaciones, pueden mejorar la capacidad de movimiento de las personas (Figura 15).

3.3 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL EXOESQUELETO

El éxito tecnológico y comercial del exoesqueleto radica en la satisfacción de las expectativas que tienen depositadas en el producto sus usuarios. Si se sigue un razonamiento análogo al desarrollado en el despliegue de la función de calidad (QFD, Quality Function Deployment), se debe intentar recoger e interpretar las necesidades del usuario y transformarlas en especificaciones de diseño [16]. Por tanto, es necesario conocer los detalles de esta demanda y analizar las opciones que ofrece el mercado a la hora de tomar decisiones sobre las especificaciones técnicas del exoesqueleto.

- Requerimientos del usuario. A nuestro entender, del estudio de la literatura especializada se desprende que las características más valoradas por los usuarios de un exoesqueleto son: 1) bajo coste; 2) utilidad (diversidad de movimientos permitidos); 3) mantenimiento fácil y barato; 4) confortabilidad; 5) bajo impacto estético; 6) bajo peso; 7) facilidad de montaje y desmontaje; 8) facilidad de regulación del esfuerzo asistido; 9) durabilidad (resistencia a los impactos y la corrosión); y 10) adaptabilidad a distintos usuarios.
- Requerimientos técnicos. Desde un punto de vista ingenieril, las principales cuestiones técnicas a resolver en el diseño del exoesqueleto serían: 1) funciones del dispositivo; 2) mecanismo de actuación; 3) precisión de los reglajes; 4) mecanismo de regulación del esfuerzo; 5) ergonomía; 6) seguridad y fiabilidad; 7) dimensiones; 8) materiales; 9) peso; 10) coste; 11) periodos de mantenimiento; y 12) vida útil.

Nuestro diseño de exoesqueleto para miembros inferiores buscará aquellas soluciones tecnológicas que mejor integren las demandas de los usuarios, den respuesta adecuadas a las cuestiones técnicas planteadas, y doten de la mayor calidad al producto final.

3.3.1. CONSIDERACIONES GENERALES DE DISEÑO

En este Proyecto, la primera decisión adoptada es la elección de un **exoesqueleto de tipo pasivo**. Como ya hemos mencionado, estos dispositivos son autónomos e independientes de cualquier fuente de alimentación externa. Su **mecanismo de actuación** estará **basado en el uso de resortes**. Esta aproximación experimental es una característica muy común en muchos exoesqueletos pasivos, ya que la utilización de muelles aporta ventajas importantes. Entre otras, la capacidad de almacenar temporalmente una cantidad de energía que puede ser entregada posteriormente de forma controlada. Con una configuración y una constante del muelle adecuadas se puede llegar a aportar energía de manera totalmente pasiva en el momento que más convenga.

En nuestro proyecto también se opta por aplicar el principio de **compensación de la gravedad**. Un exoesqueleto para la extremidad inferior que compensa la gravedad es un dispositivo mecánico simple compuesto por eslabones rígidos, articulaciones y resortes, que se ajusta a la geometría y la inercia de la pierna del individuo que lo porta. Este dispositivo descarga las articulaciones de la pierna humana de la carga de gravedad en todo el rango de movimiento. Esto se logra contrabalanceando el centro de masas del sistema, o mediante su fijación inercial en el espacio. Gracias al uso de muelles es posible conservar la energía potencial del sistema.

El mecanismo de compensación de la gravedad se basa en dos etapas: (i) ubicar el centro de masa del sistema combinado pierna/exoesqueleto, (ii) agregar resortes al exoesqueleto, uno entre el centro de masa del sistema combinado y el marco fijo que representa el tronco (la cadera), y otro en los eslabones que componen el dispositivo de modo que la energía potencial del sistema combinado sea invariable con la configuración de la pierna. Hemos descartado la inclusión de contrapesos en el mecanismo de compensación por ser demasiado pesados y poco prácticos.

En el presente Trabajo de Fin de Grado, el diseño y estudio mecánico y estructural de un exoesqueleto pasivo con compensación de la gravedad estará basado en el diseño y prototipo descritos por Agrawal y colaboradores en el artículo titulado “*A Gravity Balancing Passive Exoskeleton for the Human Leg*” [17]. Adaptaremos estos fundamentos al caso de un dispositivo inicialmente diseñado para una persona de estatura y peso medio (individuo modelo OCDE). De acuerdo al procedimiento desarrollado por estos autores, nuestro diseño localizará inicialmente el centro de masas del sistema usando un paralelogramo auxiliar para, en una segunda etapa, fijar resortes en el centro de masas y otros puntos específicos, de manera que la energía potencial del sistema permanezca invariante en las distintas configuraciones que adopte. Este procedimiento asegura la compensación de la gravedad incluso cuando la orientación del sistema se modifica con respecto al vector gravitacional. En esta Memoria se analizan y discuten los resultados obtenidos.

Otro aspecto clave perseguido en nuestro diseño es la **simplicidad mecánica**.

Igualmente, pretendemos diseñar un exoesqueleto de **bajos peso y volumen**, aspectos que repercuten favorablemente en su rendimiento, a la vez que mejoran su **confortabilidad**.

Asimismo, proyectamos ofrecer un producto que ofrezca una **fácil personalización** al usuario y, por ello, se descarta fabricar un exoesqueleto con unas dimensiones fijas estándares. Puesto que cada potencial usuario tiene sus propias medidas de extremidades, los eslabones que componen el prototipo deberían poder acortarse o alargarse a conveniencia. Una solución sencilla podría ser éstos estuvieran formados por elementos telescópicos.

También con el objetivo de una mayor flexibilidad en la adecuación a los usuarios, se buscan **materiales con una óptima relación resistencia/peso**, manteniendo la **moderación en el coste**.

3.3.2. CONSIDERACIONES ESPECÍFICAS Y DEFINICIÓN DE PARÁMETROS

3.3.2.1. Masas y longitudes de los elementos corporales de la extremidad inferior

El prototipo de exoesqueleto se configurará inicialmente para una persona adulta estándar, con el objetivo de minimizar el rango de variación de las magnitudes ajustables. Esto aporta mayor facilidad a la hora de personalizarlo a un usuario cualquiera. El peso y la altura medios de una persona adulta están estandarizados dentro de la OCDE, que cifra estos valores en 70,7 kg y 1,77 m, respectivamente [18, 19].

Conceptualmente, consideraremos la extremidad inferior compuesta por dos masas (muslo y pierna). Sus masas y longitudes y la posición de los centros de masas se estiman en base a relaciones bien establecidas en la literatura, de la siguiente manera [20-22]:

- 1) la masa del muslo (m_1) corresponde al 10% del peso total del individuo.
- 2) la masa de la pierna (m_2) representa un 6,1% del peso total.

- 3) la longitud del muslo (l_1) corresponde al 24,5% de la altura del usuario.
- 4) la longitud de la pierna (l_2) se asume igualmente como un 28,5% de la altura.
- 5) la posición del centro de masas del muslo (l_1^*) se encuentra a una distancia de la articulación de la cadera equivalente al 43.3 % de su longitud.
- 6) la posición del centro de masas de la pierna (l_2^*) se encuentra a una distancia de la articulación de la rodilla equivalente al 60,6 % de su longitud.
- 7) El centro de gravedad del hombre se ubica a la altura de la pelvis, por encima de la línea que une las dos cabezas femorales, a una distancia aproximada del suelo equivalente al 66 % de su talla. A su vez, el centro de gravedad de cada segmento corporal se localiza en el eje longitudinal que pasa por los puntos medios de las articulaciones proximal y distal que delimitan el segmento, dividiéndolo en dos partes desiguales, una proximal que mide aproximadamente un 4/9 de la longitud total del segmento, y una parte distal que mide aproximadamente los otros 5/9 (reglas de Braune y Fischer; [23]). En nuestro caso hemos adoptado los datos aportados por [24] que sitúan el centro de masas a una distancia desde la articulación proximal equivalente al 43.3 % de la longitud total del elemento. Sin embargo, al incluir el tobillo como parte de la masa distribuida en l_2 , el centro de masas l_2^* estará a una distancia del 60,6 % de l_2 . Estos dos valores formarán el término α_i (con $i = 1, 2$)

3.3.2.2. Materiales, masas y dimensiones de los elementos del exoesqueleto

El exoesqueleto estará compuesto por tres eslabones primarios, dos eslabones auxiliares y dos resortes. En la Figura 16 se muestra un primer boceto del miembro inferior con el exoesqueleto

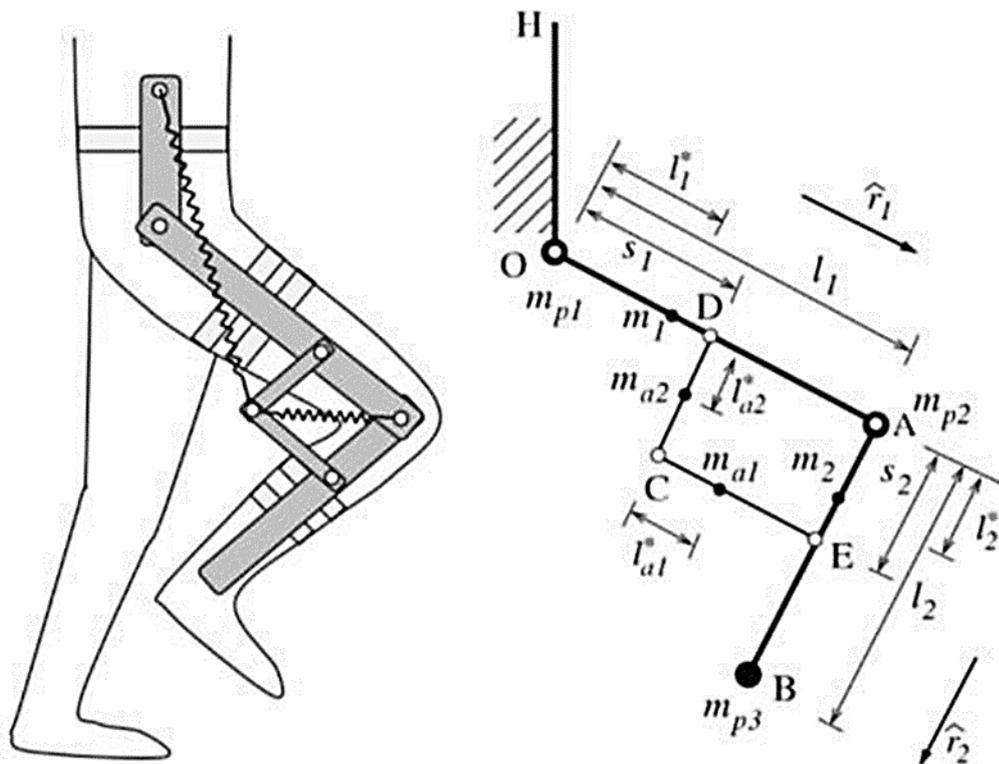


Figura 16. Boceto del exoesqueleto y definición de parámetros (I)

acoplado. El centro de masa del sistema pierna/exoesqueleto (C) se establece en un vértice del paralelogramo central que configura el dispositivo mecánico. Los eslabones HO, OA y AB son los eslabones primarios del exoesqueleto y corresponden a la cadera, el muslo y la pantorrilla, respectivamente, mientras que DC y CE son los eslabones auxiliares. Los resortes se conectarán en uno de sus extremos al centro de masas del sistema extremidad inferior/exoesqueleto, y por el otro a puntos adecuados del mecanismo, de manera que la energía potencial del sistema combinado se mantenga invariable. Estos puntos se sitúan en la pletina de la cadera para el resorte 1, y en el eslabón primario superior OA para el resorte 2. Este diseño de exoesqueleto asegura la compensación de la gravedad incluso cuando la orientación del tronco cambia respecto al vector de la gravedad.

Material seleccionado para la construcción del exoesqueleto

En cuanto al material seleccionado para la construcción del exoesqueleto, consideramos que aquel que mejor se adapta a los requerimientos es el **aluminio ligero**, que combina un bajo peso con una alta resistencia. Es fácil de mecanizar, es suficientemente resistente a la corrosión y la oxidación, y es reciclable.

Otras características de este material son las siguientes: densidad (ρ) = 2700 kg/m³; Módulo de elasticidad (E) = 7×10⁹; Módulo de Poisson (ν) = 0.33.

Dimensiones de los elementos del exoesqueleto

En este desarrollo, los eslabones que componen el exoesqueleto se fabricarán a partir de barra de aluminio ligero de 2 mm de espesor. El eslabón HO es una pletina de 15 cm de longitud, fijada en la cadera, mientras que los eslabones OA y AB deberán acomodarse a la variabilidad en las dimensiones de la pierna de los distintos usuarios. Las longitudes de estos elementos se determinan a partir de la condición de esbeltez de las barras, los esfuerzos soportados y los necesarios ajustes para diferentes personas.

- 8) longitud del eslabón primario cadera = variable entre 1.00 y 15.00 cm
- 9) longitud del eslabón primario muslo, l_1 = longitud del muslo
- 10) longitud del eslabón primario pierna, l_2 = longitud de la pierna
- 11) longitud del eslabón auxiliar inferior (CE), $l_{a1} = l_1 - s_1$
- 12) longitud del eslabón auxiliar superior (DC), $l_{a2} = s_2$
- 13) distancia desde la articulación proximal al centro de masas (cdg) del i-ésimo eslabón primario, $l_{icdg} = \alpha_i \times l_i$ (con $i = 1, 2$)
- 14) distancia desde el punto articulado proximal al cdg del eslabón auxiliar superior,
 $l_{a2cdg} = 0.5 \times l_{a2}$
- 15) distancia desde el punto articulado proximal al cdg del eslabón auxiliar inferior,
 $l_{a1cdg} = 0.5 \times l_{a1}$
- 16) anchura del eslabón primario cadera (h_{m0})
- 17) anchura de los eslabones primarios (h_{m1} y h_{m2})
- 18) anchura de los eslabones auxiliares (h_{a1} y h_{a2})

Por otro lado, las masas vienen dadas por:

-
- 19) masa del eslabón auxiliar inferior, $m_{a1} = l_{a1} \times e \times h_{a1} \times \rho$
 - 20) masa del eslabón auxiliar superior, $m_{a2} = l_{a2} \times e \times h_{a2} \times \rho$
 - 21) masa del eslabón primario muslo, $m_{m1} = l_1 \times h_{m1} \times e \times \rho$
 - 22) masa del eslabón primario pierna, $m_{m2} = l_2 \times h_{m2} \times e \times \rho$

En estas definiciones, s_1 y s_2 corresponden a las longitudes de los segmentos OD y AE comprendidos entre la articulación proximal del eslabón primario (muslo y pierna, respectivamente) y el punto de anclaje del eslabón auxiliar correspondiente.

3.3.2.3. Otros parámetros geométricos

Se definen los siguientes vectores:

- 23) \hat{r}_i es el vector unitario a lo largo del i -ésimo eslabón primario
- 24) \hat{r}_i es el vector de posición desde el punto O hasta el centro de masa del i -ésimo eslabón primario
- 25) \hat{r}_{ai} es el vector de posición desde el punto O hasta el centro de masa del i -ésimo eslabón auxiliar
- 26) \hat{r}_{pi} es el vector de posición desde el punto O hasta el centro de gravedad de la i -ésima masa puntual.

De todas estas variables descritas, solo s_i es, en principio, variable desconocida.

3.3.3. ESTABLECIMIENTO DE LAS ECUACIONES DE DISEÑO

3.3.3.1. Ecuaciones para la determinación de los puntos de inserción de los eslabones auxiliares en los eslabones primarios

Tanto l_{icdg} como l_{aicdg} son funciones lineales de las longitudes de los eslabones primarios y auxiliares.

$$l_{1cdg} = \alpha_1 l_1; \quad l_{2cdg} = \alpha_2 l_2; \quad l_{a2cdg} = 0.5 * (l_1 - s_1); \quad l_{a1cdg} = 0.5 * s_2$$

siendo α_i coeficientes con valores comprendidos entre 0 y 1. A consecuencia de esto, la única variable desconocida es s_i , con $i=1, 2$.

Por otra parte, el módulo del vector que define la posición del centro de gravedad (C) del sistema extremidad/exoesqueleto con respecto a O, vendrá dado por,

$$r_{OC} = \frac{\sum m_i r_i}{\sum m_i} \quad (1)$$

dónde,

$$\begin{aligned} \sum m_i r_i &= m_1 r_1 + m_2 r_2 + m_{a1} r_{a1} + m_{a2} r_{a2} + m_{p1} r_{p1} + m_{p2} r_{p2} + m_{p3} r_{p3} + m_{m1} r_{m1} + m_{m2} r_{m2} \\ \sum m_i &= m_1 + m_2 + m_{a1} + m_{a2} + m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} + m_{m1} + m_{m2} \end{aligned} \quad (2)$$

Puesto que en el punto C se establece el centro de gravedad del sistema, se cumple que

$$r_{OC} = s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 \quad (3)$$

Y al sustituir r_i , r_{ai} , r_{pi} , l_{icdg} , l_{aicdg} y r_{OC} en la Ec. (1) y resolviendo para s_1 y s_2 , tenemos,

$$s_1 = \frac{l_1(m_1 \alpha_1 + m_2 - m_{p2} + m_{p3} + 0.5 m_{m1} + m_{m2} + 0.5 m_{a1})}{m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} + m_1 + m_2 + m_{m1} + m_{m2} + 0.5 m_{a1}}$$

$$s_2 = \frac{l_2(m_2 \alpha_2 + m_{p3} + 0.5 m_{m2})}{m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} + m_1 + m_2 + m_{m1} + m_{m2} + 0.5 m_{a2}} \quad (4)$$

3.3.3.2. Ecuaciones para la compensación de la gravedad

En nuestro diseño la compensación de la gravedad se logra con la distribución de muelles que se muestra en la figura 17. En el esquema se observa que uno de los resortes se ancla a lo largo del segmento (HO) que se mantiene fijo a nivel de la cadera del portador del exoesqueleto, mientras que el otro muelle conecta el centro de masas del sistema (C) con un punto del eslabón primario OA próximo a su extremo distal.

Para el desarrollo de los cálculos, asumimos la utilización de resortes ideales, con longitud libre en reposo cero (0). Por ello, sus comportamientos vendrán caracterizados por sus constantes de rigidez (k_1 y k_2) y sus elongaciones (x_1 y x_2), respectivamente.

Para lograr la completa compensación de la gravedad, la energía potencial total del sistema ha de conservarse en todas las configuraciones. La expresión de la energía potencial total esta descrita por,

$$V = \frac{1}{2} k_1 x_1^2 + \frac{1}{2} k_2 x_2^2 + Mgh$$

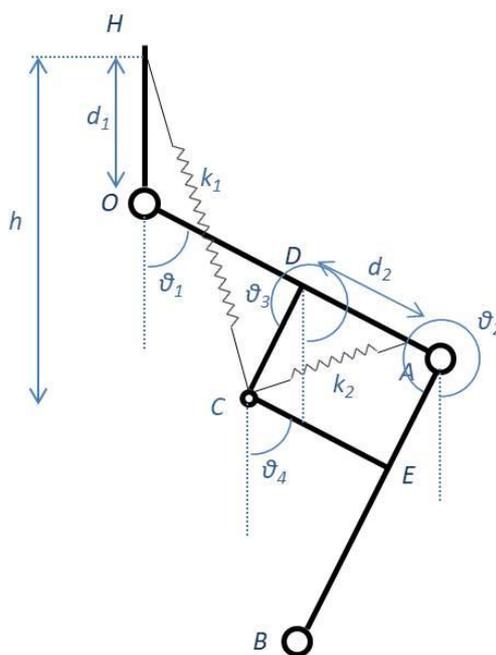


Figura 17. Boceto del exoesqueleto y definición de parámetros (II)

Mediante geometría, una vez que las expresiones de x_1^2 , x_2^2 y h son sustituidas, tenemos,

$$V = C_0 + C_1 \cos \theta_1 + C_2 \cos \theta_2 + C_3 \cos(\theta_1 - \theta_2) \quad (5)$$

dónde,

$$\begin{aligned} C_0 &= \frac{1}{2}k_1d_1^2 + \frac{1}{2}k_2d_2^2 + \frac{1}{2}k_1s_1^2 + \frac{1}{2}k_1s_2^2 + \frac{1}{2}k_2s_2^2 - Mgd_1 \\ C_1 &= k_1s_1d_1 - Mgs_1 \\ C_2 &= k_1s_1s_2 - k_2d_2s_2 \\ C_3 &= k_1s_2d_1 - Mgs_2 \end{aligned} \quad (6)$$

Obsérvese, que los C_i son todos constantes, mientras que los θ_i dependen de la posición de los segmentos corporales del miembro inferior. Si los coeficientes que contienen $\cos \theta_i$ se anulasen, $C_1 = C_2 = C_3 = 0$, entonces la energía potencial total del sistema vendría dada por $V = C_0$, que es constante, lográndose así la compensación de la gravedad independientemente de la posición adoptada por la extremidad. Estas condiciones producen dos ecuaciones independientes:

$$k_1 = \frac{Mg}{d_1} \quad k_2 = \frac{Mgs_1}{d_1d_2} \quad (7)$$

3.4. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO DEL SISTEMA EXTREMIDAD /EXOESQUELETO MEDIANTE MATLAB

Ya hemos mencionado que la marcha humana es una actividad periódica, cuyo ciclo dura aproximadamente dos segundos. Por ello, en el análisis cinemático del sistema individuo/exoesqueleto, la secuencia y la duración de las diferentes fases de la marcha pueden expresarse como porcentajes del periodo.

3.4.1. Cinemática de la cadera y la rodilla

Durante la marcha, la extremidad inferior del individuo opera en el plano sagital como un péndulo doble con dos grados de libertad: el ángulo de extensión de la cadera (θ_1) y el ángulo de flexión de la rodilla (θ_2) [25,26]. Una estimación del movimiento rotacional de estas articulaciones se ha obtenido de la literatura. Así, para establecer el ángulo de extensión de la cadera durante la marcha hemos adaptado los datos aportados por [25] (Figura 18).

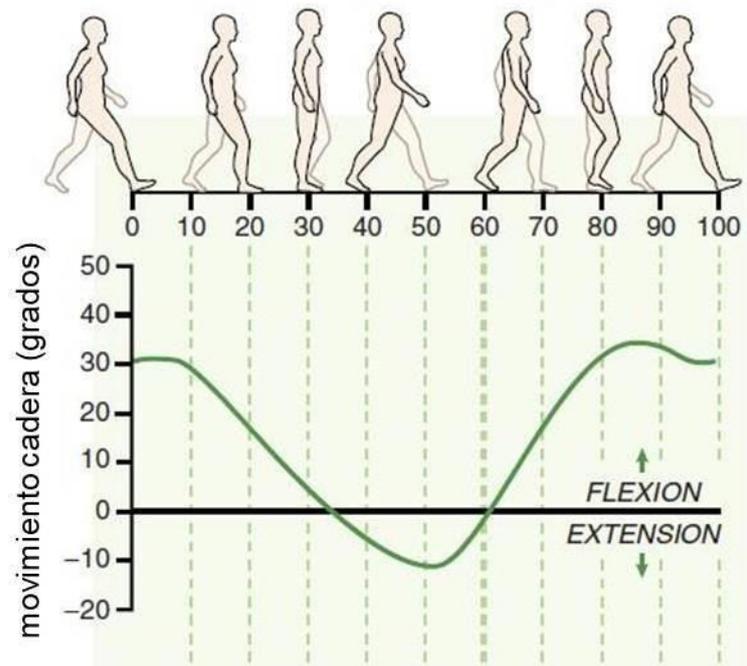


Figura 18. Flexo-extensión de la cadera durante la marcha

Para el análisis cinemático de la flexión de la rodilla hemos llevado a cabo una modificación significativa de los datos reportados por [26] (Figura 19). Esta transformación viene motivada por la diferente definición geométrica adoptada por estos autores en su sistema modelo.

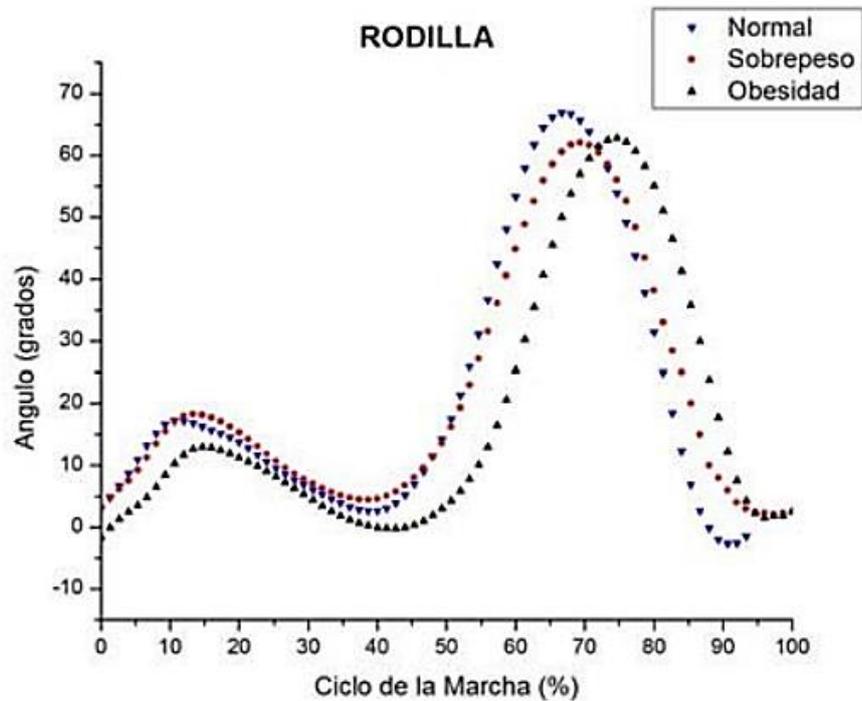


Figura 19. Ángulo de flexión de la rodilla durante la marcha (fuente [26])

3.4.2. Fuerza de reacción del suelo

En nuestro análisis hemos asumido los datos publicados por [27] como estimaciones de la fuerza de reacción del suelo durante la marcha. La Figura 20 muestra la gráfica de las componentes vertical (V_3) y horizontal (H_3) de esta fuerza de reacción.

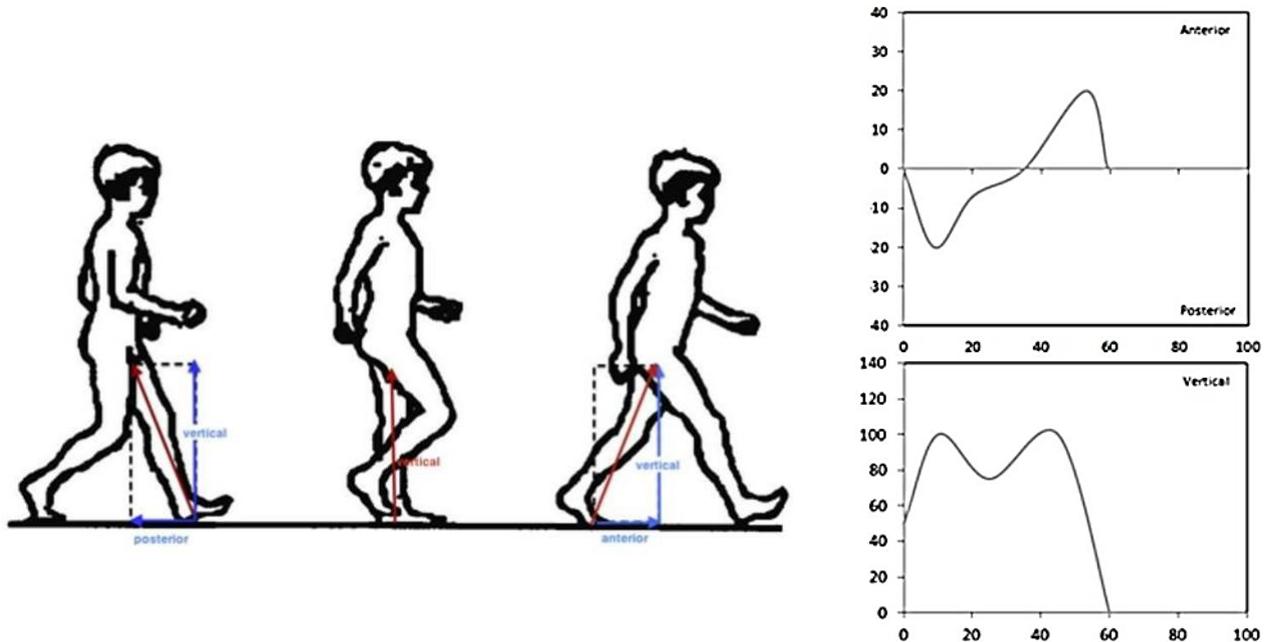


Figura 20. Componentes de la fuerza de reacción del suelo durante la marcha

Para el caso de la progresión del momento a nivel del tobillo durante el ciclo de marcha se utilizarán también los datos aportados por [27] (Figura 21).

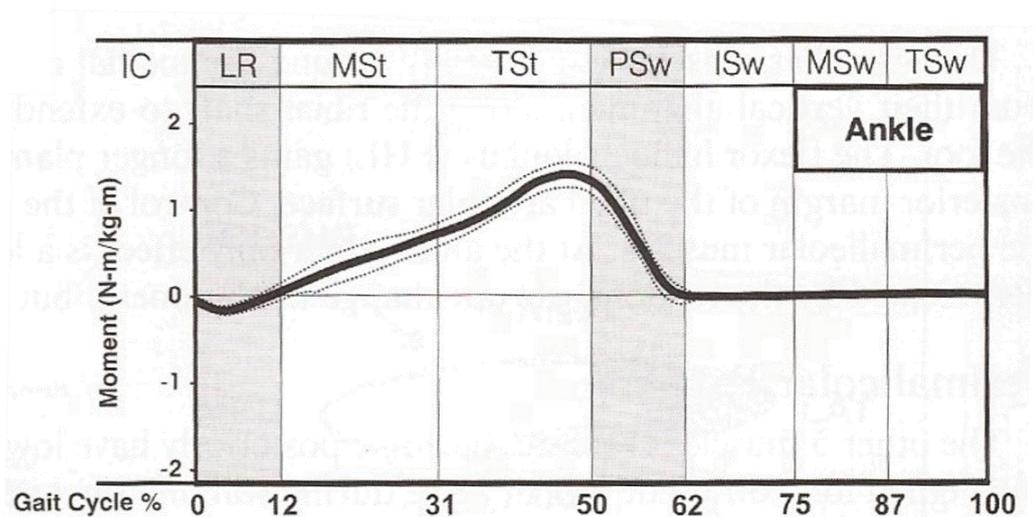


Figura 21. Momento del tobillo (fuente [26])

3.4.3. MODELADO DE LAS GRÁFICAS CINEMÁTICAS MEDIANTE MATLAB

El comportamiento cinemático y dinámico del diseño teórico de exoesqueleto será testado mediante el paquete de software MATLAB (acrónimo de *MATrix LABORatory*). MATLAB®

[MathWorks Co.; Natick, Ma (USA)]. La generación del código MATLAB requiere la incorporación de ecuaciones que describan fielmente el comportamiento recogido en las gráficas anteriores. Cuando estas ecuaciones son complejas, una estrategia para su modelización es utilizar la función *spline* (interpolación de datos de spline cúbico) de MATLAB, que obtiene la función de la curva que pasa a través de unos puntos determinados.

La Tabla I muestra los puntos de entrada para determinados valores adoptados por el ángulo de extensión de la rodilla (θ_1) durante el ciclo de la marcha.

Tabla I. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática del ángulo de extensión de la cadera (θ_1)

Instante (s)	θ_1 (°)
0	36
0.14	37
0.26	33
0.62	12
0.7	6
1	-3
1.24	6
1.5	32
1.66	40
1.9	36
2	36

El modelado de la cinemática del ángulo de flexión de la rodilla (θ_2) es algo más complejo. Por sencillez a la hora de entender el estudio y realizar los cálculos se quiere definir θ_2 respecto a la vertical al igual que en el caso de θ_1 . Sin embargo, la referencia bibliográfica utilizada define θ_2 respecto a θ_1 en sentido negativo, a partir de ahora llamado θ^*_2 . Para definir θ_2 de la manera que se ha comentado, primero se modelará θ^*_2 y, posteriormente, mediante trigonometría, se transformará a θ_2 . En este caso, utilizaremos también la función spline de MATLAB para el modelado de la curva, utilizando como datos los puntos recogidos en la Tabla II:

Tabla II. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática del ángulo de flexión de la rodilla (θ_2)

Instante (s)	θ_2 (°)
0	10
0.16	22
0.24	24
0.34	22
0.62	14
0.76	11
0.8	11.1
1	19

1.24	50
1.4	63
1.5	61
1.74	35
1.9	9
2	10

El modelado de las curvas de evolución de la fuerza de reacción del suelo (componentes horizontal H_3 y vertical V_3), y del momento a nivel del tobillo (M_3) durante el ciclo de marcha, se ha realizado igualmente mediante MATLAB-spline utilizando los valores extraídos de las Figuras 20 y 21, respectivamente, que se incluyen en las Tablas III, IV y V.

Tabla III. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática de la componente horizontal de la reacción del suelo (H_3)

<i>Instante (s)</i>	<i>H₃ (Nm/kg)</i>
0.00	0.00
0.03	-27.56
0.10	-99.68
0.17	-117.15
0.24	-86.84
0.32	-45.21
0.39	-28.40
0.46	-26.29
0.53	-23.47
0.60	-13.76
0.67	3.40
0.74	28.15
0.81	53.90
0.88	78.57
0.95	105.70
1.02	133.45
1.06	143.96
1.09	136.45
1.16	41.50
1.20	0.00
1.22	0.00
1.25	0.00

1.27	0.00
1.30	0.00
1.35	0.00
1.40	0.00
1.50	0.00
1.60	0.00
1.70	0.00
1.80	0.00
1.90	0.00
2.00	0.00

Tabla IV. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática de la componente vertical de la reacción del suelo (V_3)

<i>Instante (s)</i>	<i>V_3 (Nm/kg)</i>
0.000	0.000
0.005	7.463
0.072	388.400
0.138	650.780
0.204	788.650
0.239	829.148
0.271	800.450
0.337	683.350
0.404	580.350
0.470	538.550
0.536	557.848
0.603	609.335
0.669	667.830
0.735	711.902
0.868	776.400
0.898	780.200
0.935	769.560
1.001	696.900
1.067	493.600
1.134	145.400
1.200	0.000

1.210	0.000
1.250	0.000
1.300	0.000
1.400	0.000
1.500	0.000
1.600	0.000
1.700	0.000
1.800	0.000
1.900	0.000
2.000	0.000

Tabla V. Puntos de entrada para el modelado de la cinemática del momento del tobillo (M_3)

<i>Instante (s)</i>	<i>M_3 (Nm/kg)</i>
0.00	0.00
0.07	-0.19
0.08	-0.20
0.09	-0.19
0.22	0.00
0.42	0.35
0.62	0.70
0.77	1.10
0.92	1.50
1.00	1.30
1.12	0.60
1.24	0.00
1.30	0.00
1.40	0.00
1.50	0.00
1.60	0.00
1.70	0.00
1.80	0.00
1.90	0.00
2.00	0.00

El código MATLAB utilizado para el modelado mediante interpolación por spline cúbico de la cinemática de los ángulos de extensión de la cadera (θ_1), de flexión de la rodilla (θ_2) es:

```

xteta1 = [0 0.14 0.26 0.62 0.7 1 1.24 1.5 1.66 1.9 2];
yteta1 = [36 37 33 12 6 -3 6 32 40 36 36];
csteta1 = spline(xteta1,[0 yteta1 0]);
xxteta1 = linspace(0,2,150);
teta1=ppval(csteta1,xxteta1)

xteta2 = [0 0.16 0.24 0.34 0.62 0.76 0.8 1 1.24 1.4 1.5 1.74 1.9 2];
yteta2 = [10 22 24 22 14 11 11.1 19 50 63 61 35 9 10];
csteta2 = spline(xteta2,[0 yteta2 0]);
xxteta2 = linspace(0,2,150);
teta2=ppval(csteta2,xxteta2)

```

Análogamente, el código redactado para el modelado MATLAB-*spline* de las componentes horizontal (H_3) y vertical (V_3) de la reacción del suelo, y del momento a nivel del tobillo (M_3) resultan:

```

xH3 = [0 0.1 0.2 0.22 0.24 0.36 0.4 0.6 0.7 0.75 0.85 0.95 0.97 1 1.02 1.07 1.2 1.25 1.3 1.4 1.5 1.6 1.7 1.8 1.9 2];
yH3 = [0 -10 -19.5 -20 -19.5 -10 -7.5 -4 -2 0 10 19 20 19.6 18 10 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
csH3 = spline(xH3,[0 yH3 0]);
xxH3 = linspace(0,2,150);
H3=ppval(csH3,xxH3);

xV3 = [0 0.08 0.11 0.14 0.18 0.2 0.22 0.34 0.4 0.5 0.54 0.6 0.65 0.8 0.81 0.9 0.92 0.94 1 1.03 1.08 1.18 1.2 1.21 1.25
1.3 1.4 1.5 1.6 1.7 1.8 1.9 2];
yV3 = [4.3 7.4 8 10 12.4 12.5 12.4 10 8 6.7 6.6 6.7 6.8 9.5 10 11.9 12 11.9 11 10 5 1 0 0 0 0 0 0 0 0];
csV3 = spline(xV3,[0 yV3 0]);
xxV3 = linspace(0,2,150);
V3=ppval(csV3,xxV3);

xM3 = [0 0.07 0.08 0.09 0.22 0.42 0.62 0.77 0.92 1 1.12 1.24 1.3 1.4 1.5 1.6 1.7 1.8 1.9 2];
yM3 = [0 -0.19 -0.2 -0.19 0 0.35 0.7 1.1 1.5 1.3 0.6 0 0 0 0 0 0 0];
csM3 = spline(xM3,[0 yM3 0]);
xxM3 = linspace(0,2,150);
M3=ppval(csM3,xxM3);

```

3.4.4. ESTRUCTURA DEL CÓDIGO MATLAB

MATLAB es un entorno integrado (IDE) de programación, para el desarrollo de algoritmos, el análisis de datos y el cálculo numérico. La plataforma MATLAB dispone de un lenguaje de programación propio (lenguaje M) y un entorno gráfico (Simulink®) para la simulación de modelos dinámicos. Su capacidad para manipular matrices y resolver ecuaciones matriciales hace del mismo un instrumento idóneo para la implementación y resolución de ecuaciones. En este TFG, utilizamos MATLAB R2013a para desarrollar el código con el que realizar el análisis y la simulación cinemática y dinámica del miembro inferior del individuo, con y sin exoesqueleto.

- *Definición de entradas*

En la programación, se establecen como *inputs* el peso y la talla del individuo modelo, así como la densidad del aluminio ligero seleccionado para la construcción del exoesqueleto. También constituyen entradas del código las funciones modeladas mediante *spline* cúbico que describen la cinemática de los ángulos de extensión de la cadera y de flexión de la rodilla durante el ciclo de marcha (θ_1 y θ_2 , respectivamente), y la fuerza de reacción del suelo, descompuesta en su componente horizontal (R_{3x}), vertical (R_{3y}) y el momento (M_3).

La fuerza de reacción del suelo se introduce como entrada para disponer de un sistema de ecuaciones compatible determinado que permita el análisis dinámico del sistema combinado extremidad inferior/exoesqueleto.

En el código se asume que la articulación de la cadera fija un sistema de coordenadas estacionario, y se utiliza un valor de $g = 9.80665 \text{ m}\times\text{s}^{-2}$.

- *Análisis cinemático y dinámico del miembro inferior*

A partir de los datos de entrada se calculan las masas y las longitudes de los elementos corporales que constituyen el miembro inferior del individuo.

Con estos datos y con los datos cinemáticos de θ_1 y θ_2 se obtienen la posición, la velocidad y la aceleración de los centros de masas de los elementos corporales (cadera, muslo, rodilla, pierna y pie) como funciones del tiempo durante el ciclo de marcha.

Completado el estudio cinemático se realiza el análisis dinámico igualando a cero las componentes horizontales y verticales de las fuerzas en cada elemento corporal y de los momentos de la cadera y la rodilla respecto a puntos específicos.

- *Análisis cinemático y dinámico del sistema combinado extremidad/exoesqueleto*

Análogamente, los datos de entrada permiten determinar las masas y las longitudes de los eslabones primarios del exoesqueleto. A partir de ellos es posible resolver las Ec. (4), un sistema simple de 2 ecuaciones y dos incógnitas en los que actúan masas y distancias al centro de gravedad del sistema compuesto, que rinden los valores de s_1 y s_2 . Con la resolución de s_1 y s_2 , podemos acometer el cálculo de otras longitudes dependientes, como las dimensiones de los eslabones auxiliares l_{a1} y l_{a2} . También es posible determinar de las Ec. (7) la expresión de las constantes de rigidez de los resortes en función de los desplazamientos de los mismos.

Por otra parte, el punto E , donde se inserta un eslabón auxiliar en el eslabón primario inferior (tibial), puede ser definido espacialmente de dos maneras diferentes: considerando en la suma vectorial sólo los eslabones primarios; o incluyendo en el cálculo el eslabón primario superior (femoral) y los dos eslabones auxiliares. Este razonamiento proporciona dos ecuaciones para las coordenadas del mismo punto E , en las que participan los cuatro ángulos definidos anteriormente, siendo dos de ellos desconocidos (θ_3 y θ_4). De las ecuaciones de ligadura, que se obtienen igualando las componentes horizontales y verticales de ambas ecuaciones se define la cinemática de θ_3 y θ_4 .

Una vez conocidos todos los ángulos y longitudes, el código define la posición, la velocidad y la aceleración de los puntos de inserción de los eslabones auxiliares (D , C y E , de la gráfica 17) y las posiciones de sus centros de masas (m_{a2} y m_{a1}). Las aceleraciones son objeto de interés ya que son las que definirán las fuerzas de inercia junto a las masas de cada elemento.

Igual que en el caso anterior, el análisis dinámico se lleva a cabo igualando a cero las componentes horizontales y verticales de las fuerzas en cada elemento de la extremidad y del exoesqueleto, y los momentos de la cadera y la rodilla respecto a puntos específicos. Se dispone así de un sistema de 12 ecuaciones no lineales con 12 incógnitas que son resueltas mediante MATLAB.

- *Resultados de salida (outputs)*

Como *outputs*, el código genera todas las fuerzas de reacción (Tabla VI), los momentos en la cadera y la rodilla (M_1 , M_2), y la cinemática de los ángulos θ_3 y θ_4 que forman los eslabones auxiliares con la vertical. MATLAB genera gráficas de la evolución de cada uno de estos parámetros durante el ciclo de marcha.

Tabla VI. Componentes de la reacción

Parámetro	Descripción
H_1	Componente horizontal reacción a nivel cadera
V_1	Componente vertical reacción a nivel cadera
H_2	Componente horizontal reacción a nivel rodilla
V_2	Componente vertical reacción a nivel rodilla
H_{1a}	Componente horizontal reacción en unión eslabón muslo/eslabón auxiliar superior
V_{1a}	Componente vertical reacción en unión eslabón muslo/eslabón auxiliar superior
H_{2a}	Componente horizontal reacción en unión eslabón pierna/eslabón auxiliar inferior
V_{2a}	Componente vertical en unión eslabón pierna/eslabón auxiliar inferior
H_{a12}	Componente horizontal reacción en unión eslabones auxiliares
V_{a12}	Componente vertical reacción en unión eslabón eslabones auxiliares

4. RESULTADOS

4.1. PARÁMETROS ESTRUCTURALES DEL EXOESQUELETO

4.1.1. MASAS Y LONGITUDES DE LOS ELEMENTOS CORPORALES DEL INDIVIDUO

Los parámetros antropométricos de la extremidad inferior, obtenidos a partir del peso (70.7 kg) y la talla (177 cm) del individuo modelo OCDE, así como la posición de los centros de masas del muslo y la pierna, medidos desde la articulación distal se calculan en bases a los enunciados expuestos en el apartado 3.3.2.1., y se muestran en la Tabla VII.

Tabla VII. Masas y longitudes de los elementos de la extremidad inferior

Parámetro	Valor
m_1	7070 g
m_2	4312.7 g
l_1	43.37 cm
l_2	50.45 cm
l_{1cdg}	18.78 cm
l_{2cdg}	30.57 cm

4.1.2. LONGITUDES Y MASAS DE LOS ESLABONES PRIMARIOS Y AUXILIARES

4.1.2.1. Longitudes de los eslabones primarios

El exoesqueleto estará compuesto por tres eslabones primarios, dos eslabones auxiliares y dos resortes. Los eslabones HO, OA y AB (Figura 17) son los eslabones primarios del exoesqueleto, y corresponden a la cadera, el muslo y la pantorrilla, respectivamente. El eslabón HO es una pletina de 15 cm de longitud. Las longitudes del muslo (l_1) y la pierna (l_2) (Tabla VIII) nos ofrecen las longitudes de los eslabones primarios del exoesqueleto, OA superior y AB inferior, respectivamente.

4.1.2.2. Longitudes de los eslabones auxiliares

Una vez conocidas las dimensiones de los eslabones primarios, sabemos que, configurando la inserción de los eslabones auxiliares en los eslabones primarios a las distancias s_1 y s_2 dadas por la Ec. (4), el centro de gravedad del sistema combinado extremidad inferior/exoesqueleto se mantiene invariante en C (Figura 16) en cualquiera de las posiciones adoptadas por el individuo.

La Ec. (4) nos indica que s_1 y s_2 son proporcionales a la longitud de los eslabones primarios (l_1 y l_2) y también a la distribución de las masas. Procediendo al cálculo de la primera igualdad en la Ec. (4), y sustituyendo las incógnitas en función de s_1 ,

$$s_1 = \frac{l_1(m_1 \alpha_1 + m_2 - m_{p2} + m_{p3} + 0.5 m_{m1} + m_{m2} + 0.5 m_{a1})}{m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} + m_1 + m_2 + m_{m1} + m_{m2} + 0.5 m_{a1}}$$

se obtienen dos soluciones para s_1 , pero solo una de ellas ($s_1 = 28.09$ cm) es lógica (Tabla VIII).

Del mismo modo, sustituyendo las incógnitas en función de s_2 en la segunda igualdad,

$$s_2 = \frac{l_2(m_2 \alpha_2 + m_{p3} + 0.5 m_{m2})}{m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} + m_1 + m_2 + m_{m1} + m_{m2} + 0.5 m_{a2}}$$

se obtienen también dos soluciones posibles para s_2 , de las que sólo una ($s_2 = 11.58$ cm) es lógica (Tabla VIII).

Determinados s_1 y s_2 , se pueden calcular las masas y las longitudes de los eslabones auxiliares, así como las posiciones de sus centros de gravedad (Tabla VIII).

Tabla VIII. Longitudes de los eslabones primarios y auxiliares

Parámetro	Valor
l_1	43.37 cm
l_2	50.45 cm
s_1	28.09 cm
s_2	11.58 cm
l_{a1}	11.58 cm
l_{a2}	15.27 cm

4.1.2.3. Análisis de esfuerzos

El eslabón de la cadera (HO) soportará el esfuerzo provocado por el primer resorte, mientras que los eslabones correspondientes al muslo (OA) y la pantorrilla (AB) serán los que soporten los esfuerzos principales.

Inicialmente se determina la sección mínima de cada uno de los eslabones para soportar los esfuerzos. Se asume un coeficiente de seguridad mínimo de 2 para asegurar el correcto funcionamiento del dispositivo en todo momento y se aplica la condición de esbeltez de las barras.

La Figura 22 muestra los esfuerzos axiales (curva azul) y cortantes (curva roja) a los que se ve exigido el eslabón primario superior.

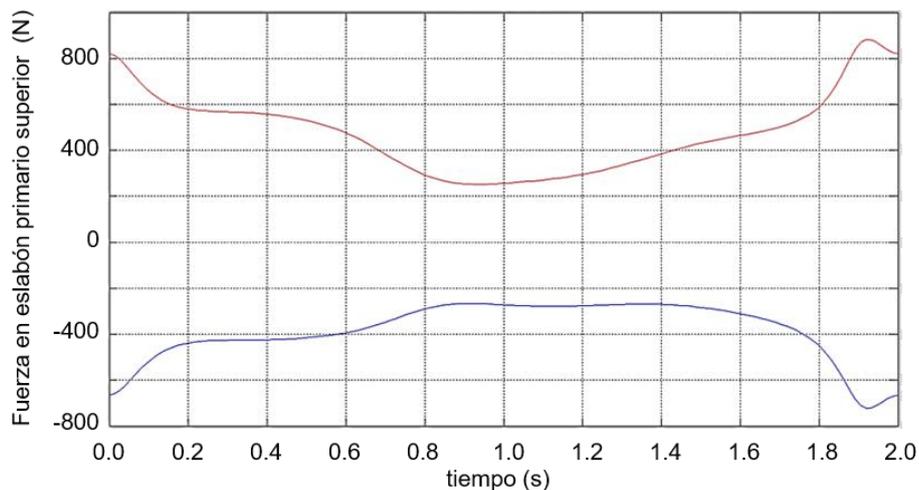


Figura 22. Esfuerzo soportado por el eslabón primario superior

Puede observarse que el eslabón superior soporta esfuerzos axiales entre -800 y -200 N. Asumiendo un valor para el límite elástico a la tracción/compresión de $110 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, se determina una sección mínima de $7,27 \times 10^{-6} \text{ m}^2$ para resistir estos esfuerzos. Aplicando la condición de esbeltez de las barras a las longitudes de los eslabones primarios, se sugiere una anchura de barra comprendida entre 40 y 50 mm. Una pletina de aluminio ligero de 2 mm de espesor y 40 mm de anchura tiene una sección de $8 \times 10^{-5} \text{ m}^2$. Esta sección es un orden de magnitud mayor que la sección necesaria para soportar los esfuerzos y cumple con el coeficiente de seguridad mínimo de 2. De esta forma también se fija la anchura del eslabón (HO) el cual soporta menos esfuerzos que los eslabones principales.

La Figura 23 recoge los esfuerzos axiales y cortantes soportados por el eslabón inferior, que son menores a los soportados por el eslabón superior. Por ello, se establece la misma anchura de la pletina de aluminio, 40 mm, como en el caso anterior.

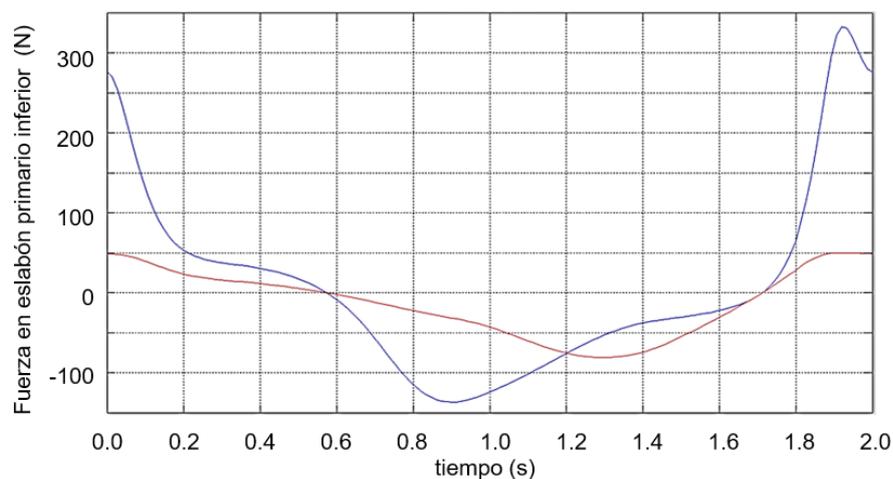


Figura 23. Esfuerzos soportados por el eslabón inferior

Los eslabones auxiliares soportan los esfuerzos de los muelles y las reacciones en las intersecciones de los propios eslabones. La Figura 24 muestra que estos esfuerzos axiales varían entre 350 y 140 N.

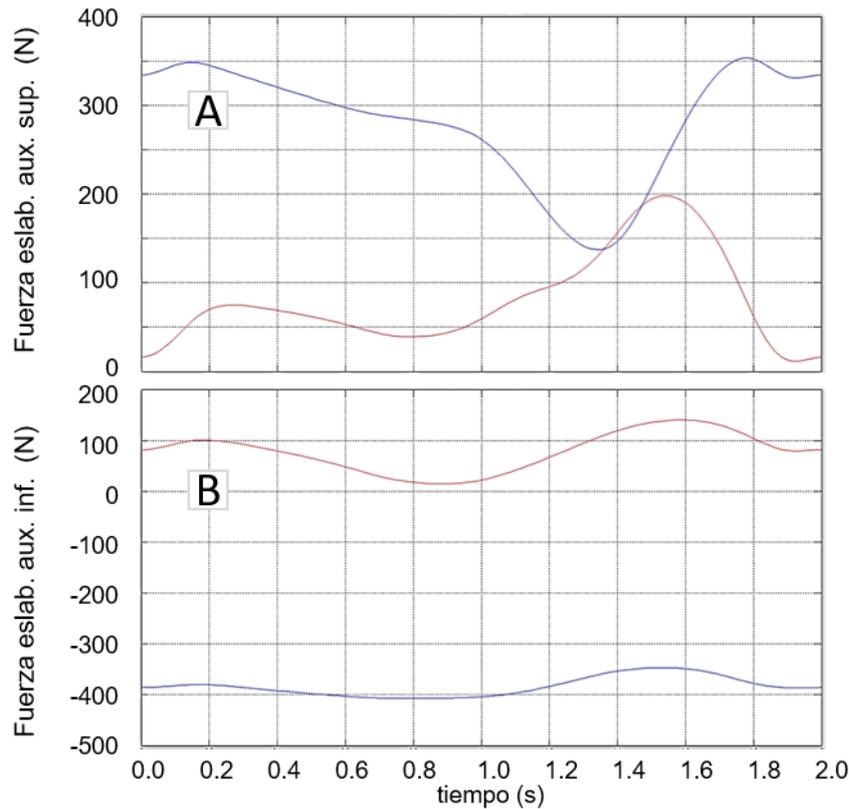


Figura 24. Esfuerzo soportado por los eslabones auxiliares, A) superior; B) inferior

Con estos datos se determina una sección mínima de $4,55 \times 10^{-5} \text{ m}^2$ para resistir estos esfuerzos. En este caso, la condición de esbeltez de las barras para las longitudes determinadas ($l_{a1} = 11.58$ y $l_{a2} = 15.27 \text{ cm}$), sugiere una anchura comprendida entre 10 y 20 mm. Aunque los esfuerzos en el eslabón auxiliar inferior sean bastante menores, las dimensiones serán las mismas por facilidad de fabricación, homogeneidad, mercado...

Una vez conocidas las dimensiones de los elementos que componen el exoesqueleto, el peso del dispositivo viene dado por la expresión

$$\text{peso} = e \times (l_1 \times h_1 + l_2 \times h_2 + 0.15 \times h_c + l_{a1} \times h_{a1} + l_{a2} \times h_{a2}) \times \rho$$

que resulta en 264 g, un 2.3 % del peso total de la extremidad inferior del usuario modelo. Se asume este valor como despreciable y no se incluirá en los cálculos posteriores.

4.1.3. CARACTERIZACIÓN DE LOS RESORTES

Conocidas las masas de los eslabones auxiliares, ya tenemos la masa total del sistema pierna/exoesqueleto:

$$M = m_1 + m_2 = 11.3827 \text{ kg}$$

Con este valor en la Ec. (7), podemos definir las constantes de rigidez de los muelles, k_1 y k_2 , en función de los valores d_1 y d_2 .

$$k_1 = \frac{Mg}{d_1} \qquad k_2 = \frac{Mgs_1}{d_1 d_2} \qquad (7)$$

Las Figuras 25 y 26 muestran la solución de estas ecuaciones en MATLAB.

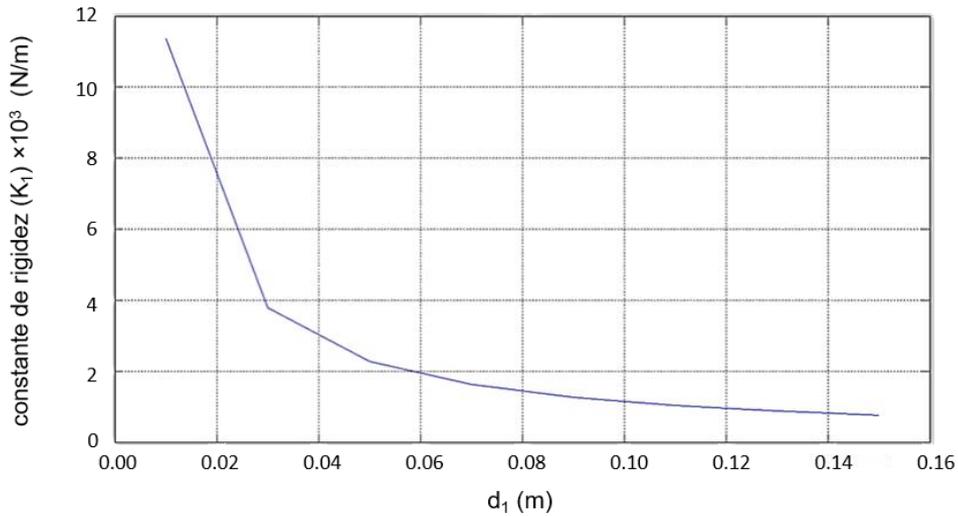


Figura 25. Constante de rigidez del resorte 1 en función de la posición de anclaje (d_1)

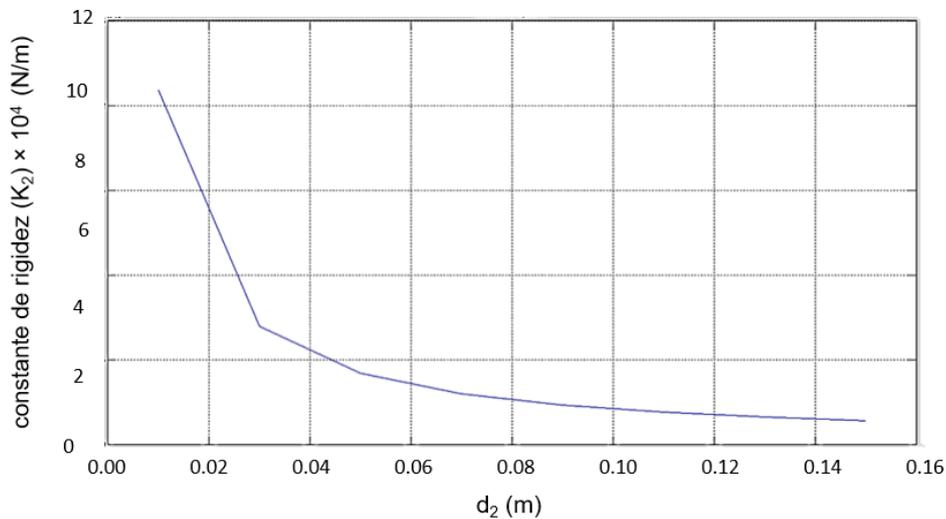


Figura 26. Constante de rigidez del resorte 2 en función de la posición de anclaje (d_2)

De las ecuaciones (7), también se puede deducir que el primer muelle con constante de rigidez k_1 compensa la fuerza de la gravedad (Mg) del sistema total, mientras que el segundo muelle con constante de rigidez k_2 ayuda a que la energía potencial sea constante. Por otra parte, de las ecuaciones también se deriva que se puede variar la cantidad de gravedad compensada, simplemente modificando los puntos de inserción de los muelles en el exoesqueleto, d_1 y d_2 . Este mecanismo permite regular a voluntad del usuario el grado de ayuda que presta el exoesqueleto. La Tabla IX recoge los valores de las constantes de rigidez de ambos resortes, así como sus puntos de anclaje a los eslabones primarios.

Tabla IX. Características de los resortes utilizados

Resorte	Const. Rigidez(k) [$N m^{-1}$]	d_i [cm]
<i>Muelle1</i>	757.42	15.00
<i>Muelle2</i>	1326.53	15.76

La expresión gráfica de la fuerza ejercida por estos resortes, en función del ciclo de la marcha, se muestra en la figura 27.

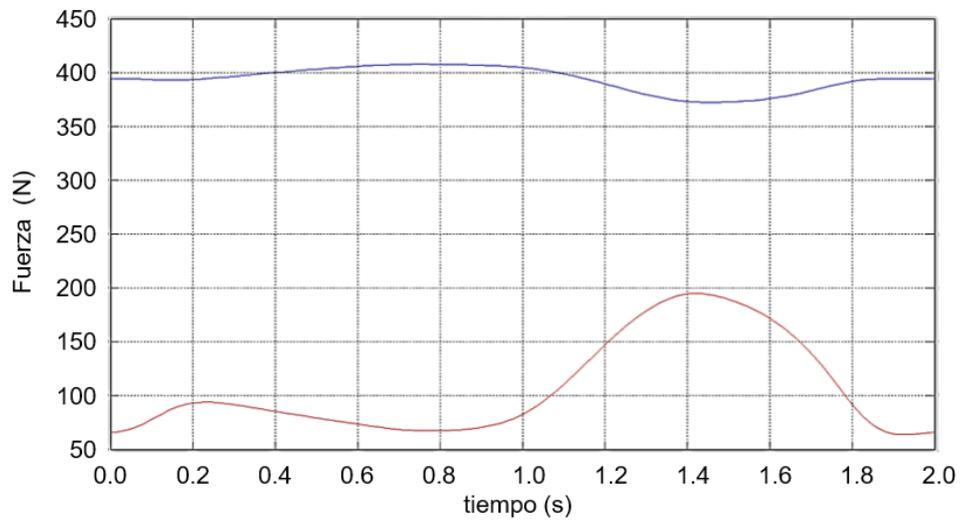


Figura 27. Fuerza ejercida por los resortes durante el ciclo de marcha. Resorte 1 (Azul), resorte 2 (Rojo)

4.2. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO MEDIANTE MATLAB DEL SISTEMA EXTREMIDAD/EXOESQUELETO

En este trabajo el comportamiento cinemático y dinámico de la marcha del individuo con y sin exoesqueleto han sido testados mediante el software MATLAB R2013a.

4.2.1. MODELADO DE LACINÉMÁTICA DE LOS ÁNGULOS DE EXTENSIÓN DE LA CADERA (θ_1), DE FLEXIÓN DE LA RODILLA (θ_2), LAS FUERZAS DE REACCIÓN A NIVEL DEL TOBILLO (H_3 Y V_3) Y SU MOMENTO (M_3) MEDIANTE LA FUNCIÓN MATLAB-SPLINE

Las gráficas que exhiben el comportamiento cinemático de los ángulos de extensión de la cadera (θ_1), de reflexión de la rodilla (θ_2), la reacción del suelo y el momento a nivel del tobillo, durante el ciclo de marcha son complejas, y para su modelado se ha utilizado la función *spline* (interpolación de datos de spline cúbico) de MATLAB, en base a diferentes puntos identificados en las mencionadas curvas (Tablas I a V, respectivamente).

En la Figura 28 se observa que la expresión gráfica del modelado MATLAB-*spline* de θ_1 reproduce con fidelidad la cinemática del ángulo de extensión de la cadera que recoge la figura 18, y, por lo tanto, esta función puede ser tomada como dato.

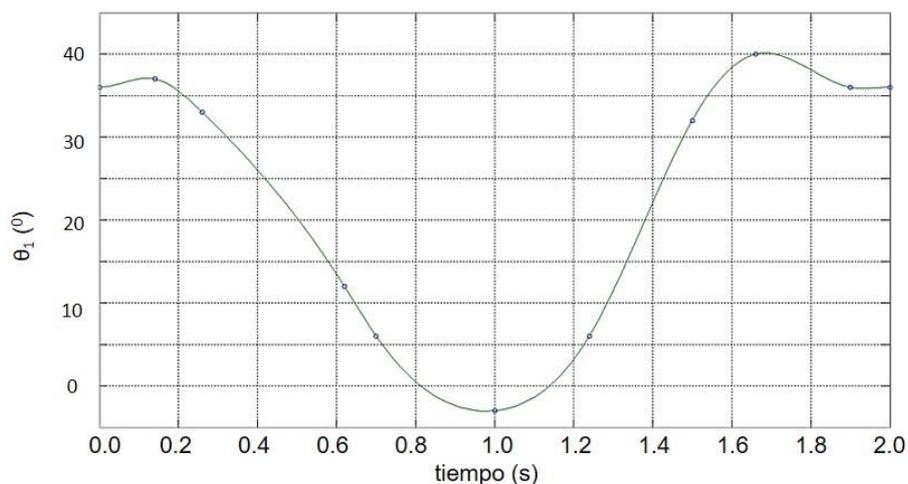


Figura 28. Modelado de la cinemática del ángulo de extensión de la cadera (θ_1) durante el ciclo de marcha

En el caso del ángulo de flexión de la rodilla, inicialmente se ha modelado el ángulo θ_2^* que se corresponde al ángulo de flexión de la rodilla que hemos expuesto en la Figura 19. La curva generada por la función MATLAB-*spline* se muestra en la Figura 29.

A diferencia de lo considerado en [27], en nuestro desarrollo hemos definido el ángulo de flexión de la rodilla con respecto a la vertical (θ_2) al igual que hemos hecho con θ_1 , por sencillez a la hora de entender el estudio y realizar los cálculos. Por ello, una vez modelado θ_2^* hemos realizado la transformación trigonométrica,

$$\theta_2 = -\theta_2^* + \theta_1$$

resultando, en radianes, la cinemática que se representa en la Figura 30. Esta función es la que se utilizará como dato en posteriores estudios.

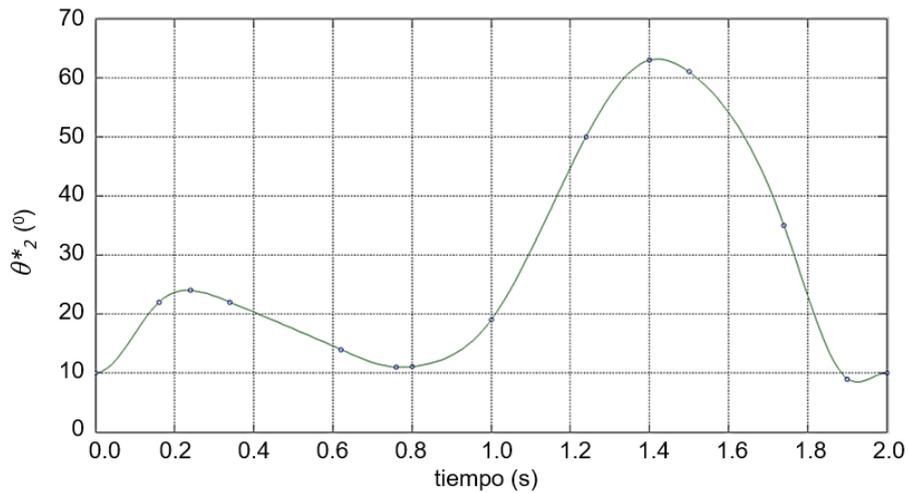


Figura 29. Modelado de la cinemática del ángulo de flexión de la rodilla (θ_2^*) durante el ciclo de marcha

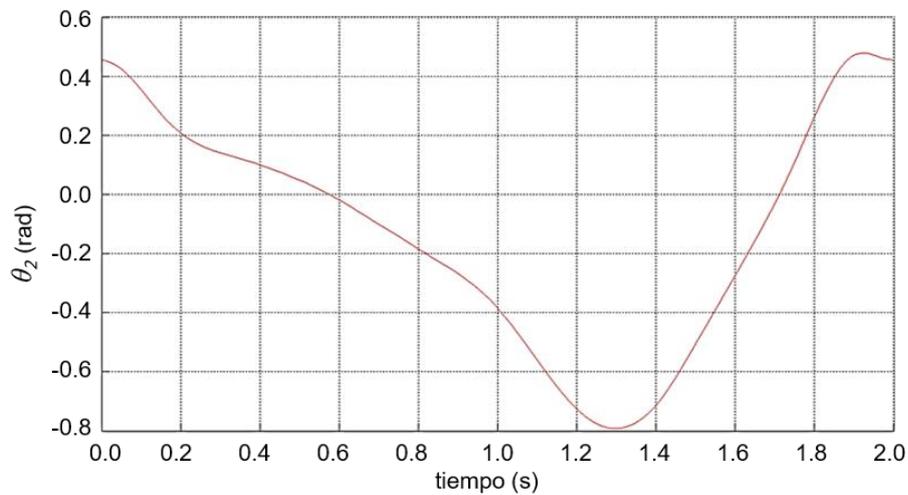


Figura 30. Cinemática del ángulo de flexión de la rodilla (θ_2) durante el ciclo de marcha

Con respecto a la evolución del momento en el tobillo a lo largo del ciclo de marcha, la Figura 31 muestra la curva modelada por la función MATLAB-*spline* a partir de los datos de la Tabla V. Puede observarse como esta curva se ajusta de forma precisa a la mostrada en la Figura 21, aceptándose la función obtenida como dato para análisis posteriores.

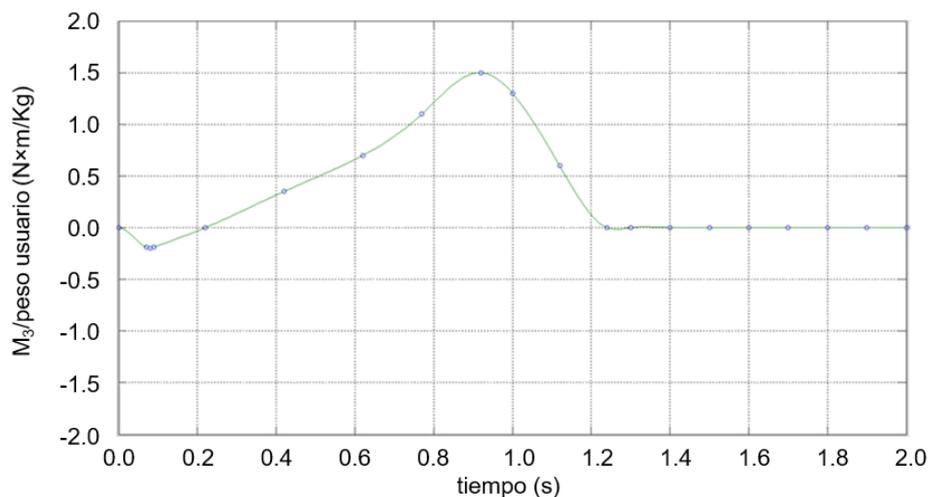


Figura 31. Modelado de la evolución del momento en el tobillo (M_3) durante el ciclo de marcha

Finalmente, se ha modelado mediante MATLAB-*spline* la reacción del suelo durante el ciclo de marcha, resultando la Figura 32.

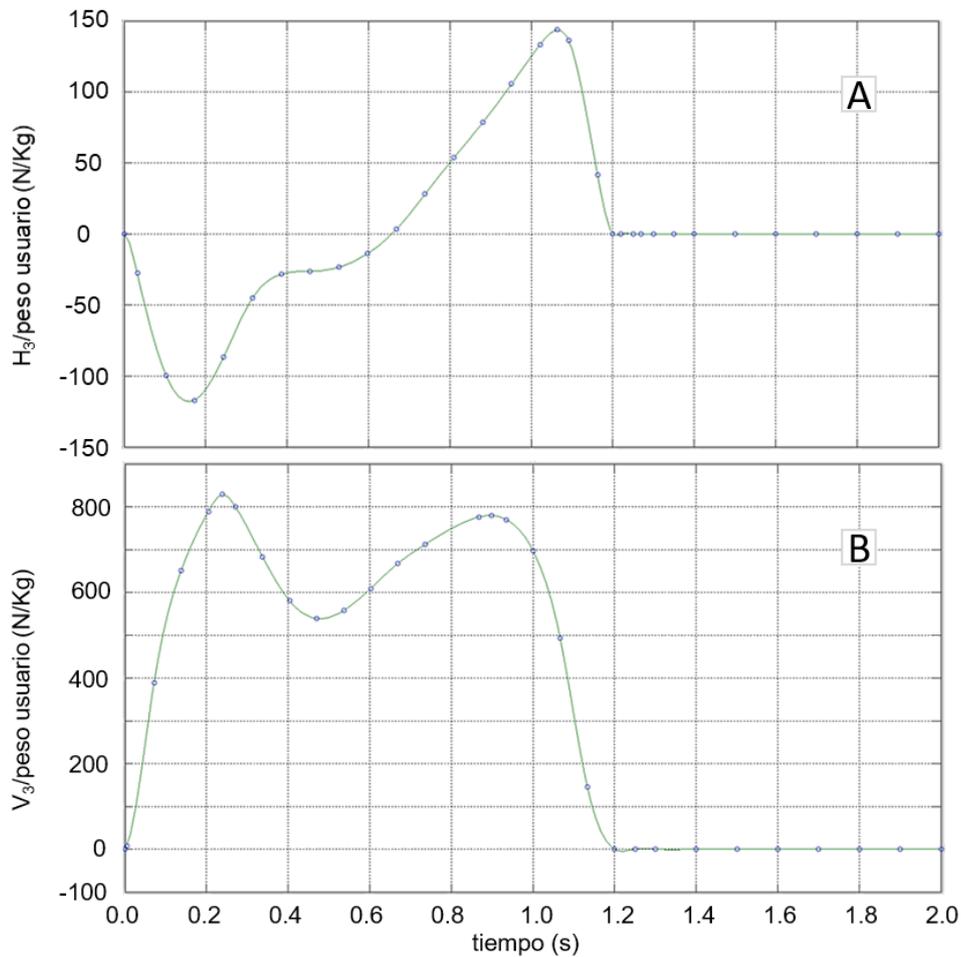


Figura 32. Modelado de las componentes horizontal (H_3) y vertical (V_3) de la reacción del suelo durante la marcha

4.2.2. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO DE LA EXTREMIDAD INFERIOR DURANTE EL CICLO DE MARCHA

4.2.2.1. Posición, velocidad y aceleración de los centros de masas de los elementos corporales

Tomando como referencia el boceto de extremidad inferior de la figura 16, la posición de los centros de masas de los elementos corporales que componen la extremidad inferior, pueden definirse en referencia al sistema de coordenadas localizado en la masa puntual cadera:

- el punto O, dónde se sitúa el origen de coordenadas, tiene unas coordenadas (0,0).
- el punto $P_{m1}(x_1, y_1)$ corresponde al centro de masas del muslo.
- el punto P_{m2} define la posición del centro de gravedad de la pierna, con coordenadas (x_2, y_2) .

Durante el ciclo de marcha, la posición, velocidad y aceleración de estos puntos adquieren las siguientes expresiones:

$$\begin{array}{lll}
 \text{A:} & x_1 = l_1^* \sin \theta_1 & \dot{x}_1 = l_1^* \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 & \ddot{x}_1 = l_1^* \ddot{\theta}_1 \cos \theta_1 - l_1^* \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_1 \\
 & y_1 = - l_1^* \cos \theta_1 & \dot{y}_1 = l_1^* \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 & \ddot{y}_1 = l_1^* \ddot{\theta}_1 \sin \theta_1 + l_1^* \dot{\theta}_1^2 \cos \theta_1 \\
 \text{B:} & x_2 = x_1 + l_2^* \sin \theta_2 & \dot{x}_2 = \dot{x}_1 + l_2^* \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 & \ddot{x}_2 = \ddot{x}_1 + l_2^* \ddot{\theta}_2 \cos \theta_2 - l_2^* \dot{\theta}_2^2 \sin \theta_2
 \end{array}$$

$$y_2 = y_1 - l_2^* \cos \theta_2 \quad \dot{y}_2 = \dot{y}_1 + l_2^* \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \quad \ddot{y}_2 = \ddot{y}_1 + l_2^* \ddot{\theta}_2 \sin \theta_2 + l_2^* \dot{\theta}_2^2 \cos \theta_2$$

Definidas las coordenadas de cada punto en función de los ángulos θ_1 y θ_2 , podemos calcular las reacciones y los momentos en cada instante, igualando a cero las componentes x e y de las fuerzas y los momentos en cada elemento.

4.2.2.2. Reacciones y momentos en cadera y rodilla

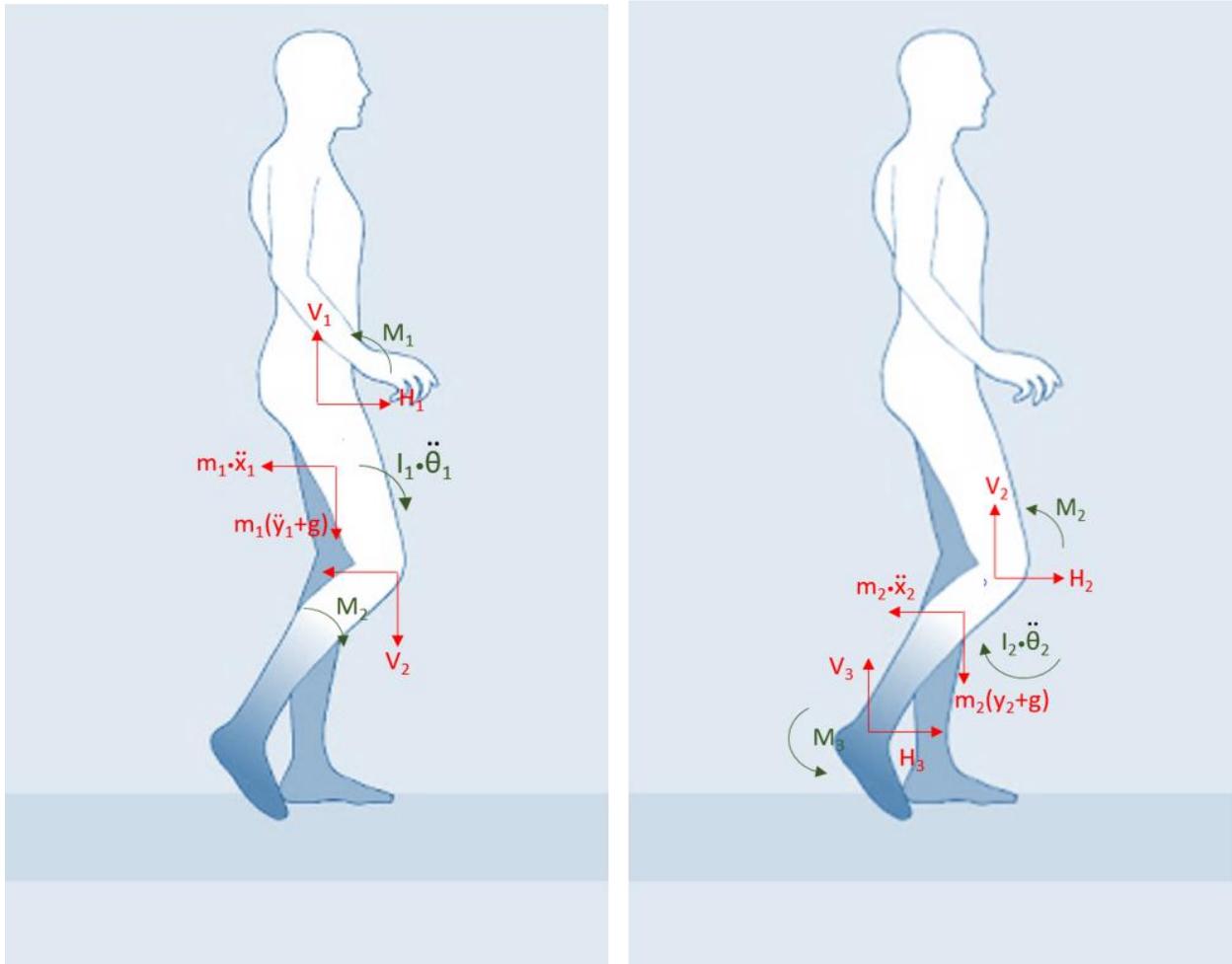


Figura 33. Esquema de fuerzas y momentos en muslo y pierna

En el muslo, se cumple

$$\sum F_x = 0 \gg R_{1x} - m_1 * \ddot{x}_1 - R_{2x} = 0$$

$$\sum F_y = 0 \gg R_{1y} - m_1 * (\ddot{y}_1 + g) - R_{2y} = 0$$

$$\sum M \text{ en } O = 0 \gg M_1 - m_1 * \ddot{x}_1 * l_1^* \cos \theta_1 - m_1 * (\ddot{y}_1 + g) * l_1^* \sin \theta_1 - R_{2x} * l_1^* \cos \theta_1 - R_{2y} * l_1^* \sin \theta_1 - I_1 * \ddot{\theta}_1 - M_2 = 0$$

En la pierna se cumple

$$\sum F_x = 0 \gg R_{2x} - m_2 * \ddot{x}_2 + R_{3x} = 0$$

$$\sum F_y = 0 \gg R_{2y} - m_2 * (\ddot{y}_2 + g) + R_{3y} = 0$$

$$\begin{aligned} \sum M \text{ en } A = 0 \gg & M_2 - m_2 * \ddot{x}_2 * l_2^* \cos \theta_2 - m_2 * (\ddot{y}_2 + g) * l_2^* \sin \theta_2 + \\ & R_{3x} * l_2 * \cos \theta_2 + R_{3y} * l_2 * \sin \theta_2 - I_2 * \ddot{\theta}_2 + M_3 = 0 \end{aligned}$$

Esto proporciona seis ecuaciones que servirán para obtener los valores de las seis incógnitas: las componentes de la reacción y el momento a nivel de la cadera (H_1 , V_1 y M_1) y la rodilla (H_2 , V_2 y M_2). Este sistema de ecuaciones se resuelve mediante MATLAB, y los resultados se expresan en función del tiempo.

Considerando el esfuerzo del individuo al caminar, nuestra atención ha de fijarse en los momentos de la cadera y la rodilla (M_1 y M_2 , respectivamente). Las Figuras 34 y 35 muestran la evolución de la componente horizontal de la reacción en la cadera y la rodilla durante la marcha. El ciclo se inicia en el instante en el que se produce el primer contacto del talón con el suelo para iniciar el apoyo ($H_1 = 0$). A partir de aquí, la pierna está adelantada con respecto al tronco. La reacción (H_1) comienza a aumentar hasta alcanzar su valor máximo en torno al 17,5% del ciclo de la marcha en ambos casos.

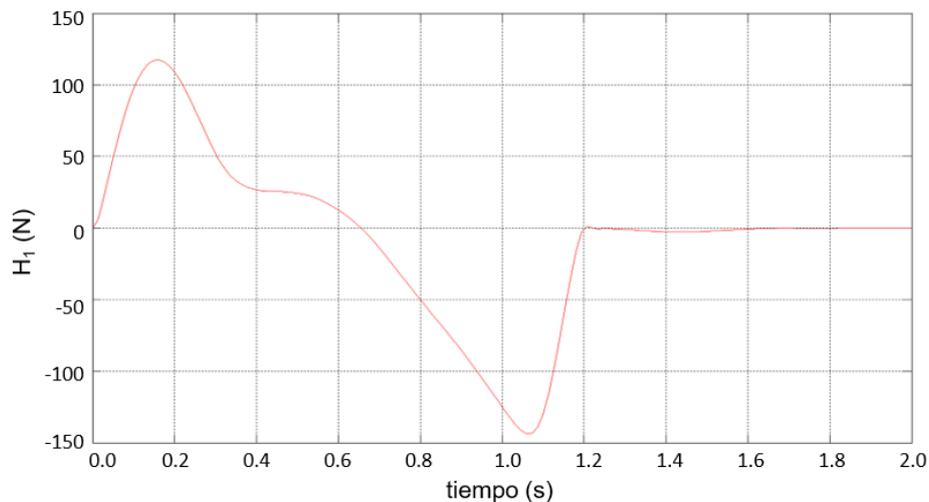


Figura 34. Evolución de la componente horizontal de la reacción a nivel de la cadera (H_1) durante la marcha

Posteriormente, el tronco continúa su avance con respecto al pie de apoyo, observándose una reducción acusada de H_1 , que toma valor cero cuando el tronco se sitúa en la vertical del pie apoyado. Una vez el tronco sobrepasa al pie de apoyo, H_1 toma valores negativos hasta alcanzar su valor mínimo en el momento en el que el pie se encuentra más alejado del tronco y en contacto con el suelo. La rodilla termina su extensión y comienza a flexionarse, mientras que sigue existiendo el contacto. H_1 se mantiene en estremo en valores cercanos a cero, mientras la otra pierna recibe carga de entrada. Desde el momento en el que el pie se despegaba del suelo, el valor de la reacción horizontal en la cadera y rodilla, es prácticamente nulo.

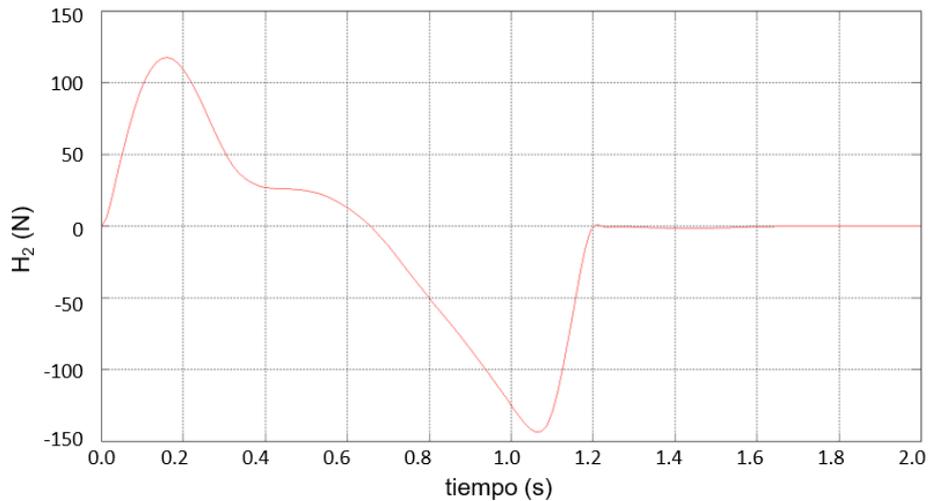


Figura 35. Evolución de la componente horizontal de la reacción a nivel de la rodilla (H_2) durante la marcha

Las Figura 36 y 37 recogen la evolución de la componente vertical de la reacción en la cadera (V_1) y rodilla (V_2). Esta fuerza se define en el sentido positivo del eje “y”, por lo que valores positivos corresponden a fuerzas de tracción y valores negativos a fuerzas de compresión. En la fase de apoyo, se producen fuerzas de compresión debido al peso del individuo y la fuerza normal que ejerce el suelo. Durante esta fase, V_1 registra dos mínimos. El primero en torno al 20 % del ciclo, mientras se apoya el pie por delante del tronco y la extremidad comienza a recibir carga. Tras este primer mínimo, V_1 pasa por un máximo relativo, que se culmina en el instante en el que el tronco se alinea con la extremidad inferior. Posteriormente, el tronco se encuentra adelantado respecto al pie de apoyo. En esta subfase, V_1 llega a su segundo mínimo. Finalizando la fase de apoyo, el pie comienza el despegue del suelo, y la cadera ha de soportar el peso de la extremidad. El valor de V_1 y V_2 cambia de signo antes de entrar en la fase de oscilación (\approx al 53% del ciclo de la marcha). A partir de ese momento, la reacción se mantiene aproximadamente constante en un valor máximo que responde a la fuerza necesaria para mantener el peso de la pierna en el aire.

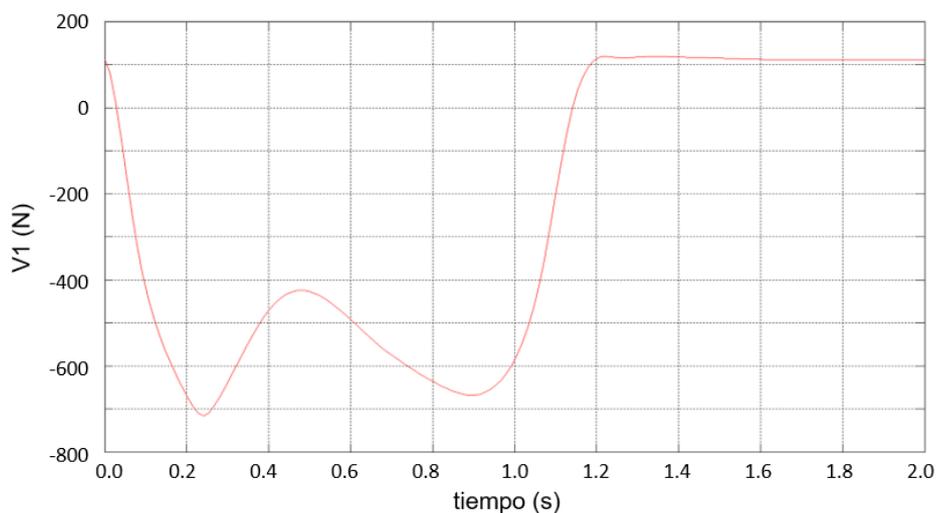


Figura 36. Evolución de la componente vertical de la reacción a nivel de la cadera (V_1) durante la marcha

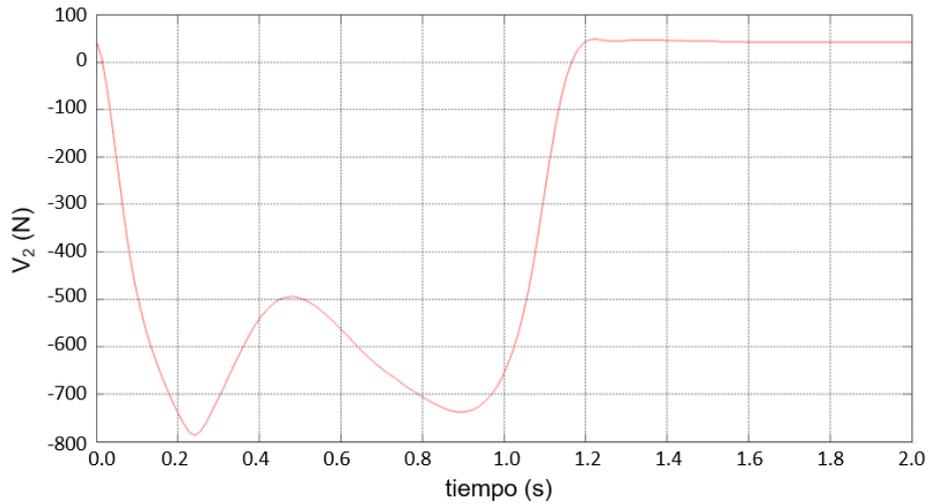


Figura 37. Evolución de la componente vertical de la reacción a nivel de la rodilla (V_2) durante la marcha

La Figura 38 representa la evolución del momento flector en la cadera (M_1) durante la marcha. Al comienzo del ciclo, cuando aún no hay contacto con el suelo, la cadera debe soportar el momento provocado por el propio peso de la pierna, que es negativo. Es por ello por lo que los primeros valores del momento M_1 en la cadera son positivos. Esta subfase concluye en torno al 11% del ciclo de la marcha. Posteriormente, se llega a un mínimo relativo en el 13% de la marcha debido al momento positivo provocado por V_3 , aunque se atenúa un poco por el momento negativo que originan H_3 y M_3 .

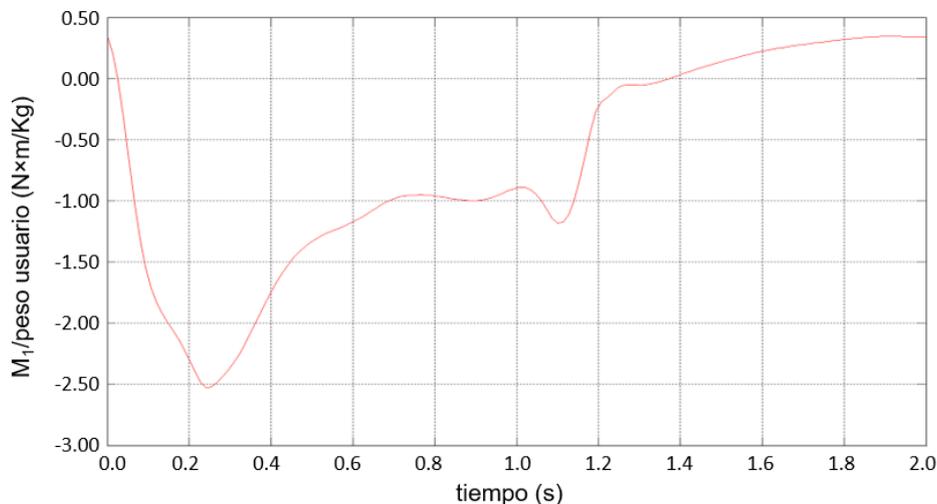


Figura 38. Evolución del momento flector en la cadera (M_1) durante la marcha

En la siguiente subfase, M_3 y H_3 llegan a su mínimo absoluto mientras que V_3 sigue aumentando. Esto provoca un pequeño máximo relativo en M_1 en torno al 16% del ciclo de la marcha ya que la disminución de la reacción horizontal junto con la del momento es mayor que el aumento de la reacción vertical.

A partir de este momento M_3 no para de aumentar siendo de valor positivo en el 10% del ciclo de la marcha, H_3 ya ha pasado su mínimo absoluto y comienza a aumentar su valor, siendo negativo hasta el 35% del ciclo. V_3 se mantiene en valores altos durante el resto de la fase de apoyo, aportando momento negativo, pero en este caso, al producirse la alineación de la pierna con el tronco sobre el 30% del ciclo, el momento que provoca es menor e incluso en algún instante, nulo.

Todo unido, provoca que mientras la pierna se va alejando y acercándose a la máxima distancia respecto al tronco, M_1 sea cada vez menor hasta alcanzar el mínimo absoluto poco antes del 50% del ciclo, cuando coinciden cerca de ese momento los máximos de V_3 , M_3 y H_3 .

Una vez llegado a este punto se comienza a retirar carga de la pierna y tanto las reacciones como el momento tienden a ser nulos, provocando un aumento del momento M_1 hasta ser positivo en el 66% del ciclo cuando ya no hay carga y se comienza a soportar de nuevo el peso de la pierna como en la primera subfase. Entre el 60 y 66% del ciclo, cuando ya no hay carga, el momento es ligeramente negativo por la misma causa, el peso. La diferencia se debe a que la pierna aún se mantiene más atrasada respecto al tronco, cambiando el signo del momento.

Por su parte, la Figura 39 muestra la evolución del momento flector M_2 durante el ciclo de la marcha. Cuando aún no hay contacto con el suelo, como en el caso de la cadera, la rodilla debe soportar el momento provocado por el propio peso de la pierna, que es negativo. Es por ello por lo que los primeros valores del momento M_2 son igualmente positivos. Esta subfase concluye en torno al 11% del ciclo de la marcha.

A continuación, se produce un pequeño mínimo relativo debido al gran aumento de V_3 , efecto que se disipa rápidamente porque a medida que lleguemos al 30% del ciclo el momento que provoca V_3 es menor debido a la alineación del tronco con la pierna. Rápidamente se produce un máximo absoluto en el 16,5% del ciclo debido al dominio de M_3 (que se encuentra en mínimo absoluto) en el comportamiento de M_2 .

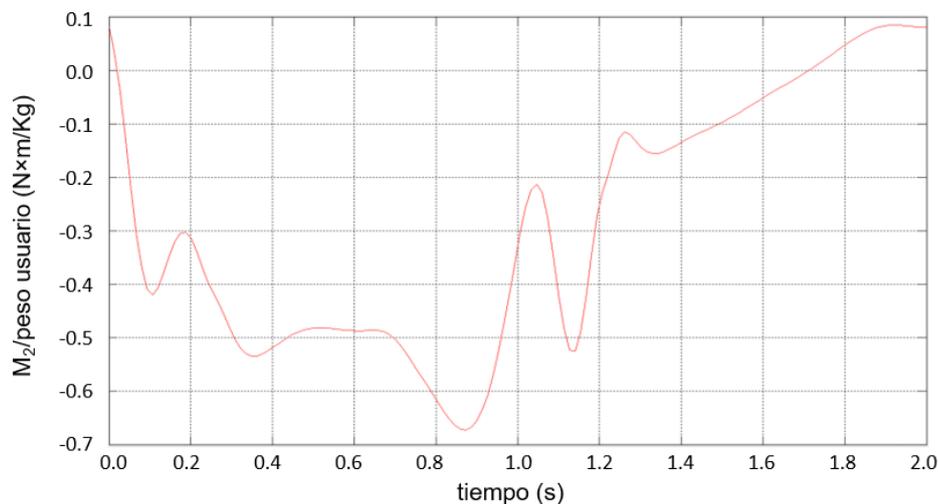


Figura 39. Evolución del momento flector en la rodilla (M_2) durante la marcha

A partir de aquí M_3 es la gran causa del comportamiento de M_1 ya que V_3 cada vez tiene menos peso por lo antes comentado y H_3 , aunque se oponga y aporte valores positivos, sólo atenúa el efecto que produce el momento del tobillo en el momento de la rodilla. Todo ello provoca que M_2 sea negativo a partir del 22% del ciclo, llegando a su mínimo absoluto al 40%. No es casualidad que el máximo de M_3 esté cercano a ese porcentaje de ciclo y H_3 aún no haya llegado, por lo que atenuará algo ese valor de M_2 hasta que llegue a su máximo poco antes del 50%.

Una vez llegado a este punto, se comienza a retirar carga de la pierna y tanto las reacciones como el momento tienden a ser nulos, provocando un aumento del momento M_1 hasta ser positivo en el 55% del ciclo, aunque posteriormente se mantiene en valores negativos cercanos a cero debido al peso que debe soportar cuando la pierna se mantiene más atrasada que el tronco. Finalmente,

termina el ciclo siendo positivo soportando de nuevo el peso de la pantorrilla cuando se adelanta al tronco, a partir del 82% del ciclo aproximadamente.

4.2.3. ESTUDIO COMPARATIVO DE LA EVOLUCIÓN DE LOS MOMENTOS, A NIVEL DE CADERA Y RODILLA, EN RELACIÓN A LA BIBLIOGRAFÍA

En este punto se procede a realizar la comparación de la evolución de los momentos a nivel de la cadera y la rodilla que predice nuestro desarrollo teórico con el descrito previamente en la bibliografía. Para esta comparativa, utilizamos la obra “*Gait Analysis: Normal and Pathological Function*” editada por Perry y Burnfield en 2010 [27].

La Figura 40 recoge el momento a nivel de la cadera, M_I .

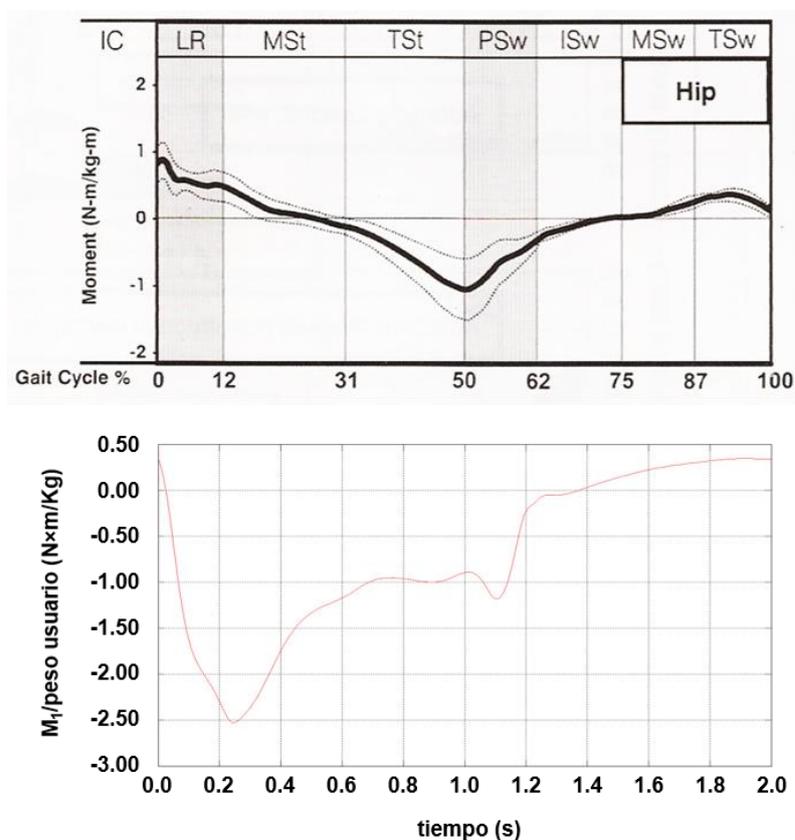


Figura 40. Evolución del momento en la cadera. Valores descritos en [27] (arriba) y valores predichos por nuestro desarrollo (abajo)

Se aprecia un comportamiento ajustado de ambas curvas durante la fase de balanceo, si bien se encuentran diferencias significativas en la evolución del momento M_I durante la fase de apoyo. La referencia [27] describe una evolución descendente de M_I desde el inicio del ciclo de la marcha, que culmina en un valor mínimo justo a la mitad del ciclo. En nuestro caso, M_I también sigue una evolución descendente desde el inicio del ciclo de la marcha, si bien alcanza un mínimo absoluto en torno al 12-13% del ciclo, para después revertir la tendencia y progresar de forma ascendente hasta estabilizarse entre el 35 y el 50% del ciclo. Posteriormente, en nuestro modelo se registra un segundo mínimo en torno al 55% del ciclo de la marcha. Este valor mínimo coincide en su magnitud con el determinado por [27], aunque aparece muy ligeramente retrasado. Estas discrepancias podrían ser debidas a diferencias en la metodología utilizada para la adquisición de

los valores de M_1 , así como en la determinación del instante en el que el peso corporal se carga totalmente sobre el pie adelantado.

Por su parte, la Figura 41 compara la evolución de los momentos a nivel de la rodilla, M_2 , entre los valores establecidos por [27] y los que se han determinado en este trabajo.

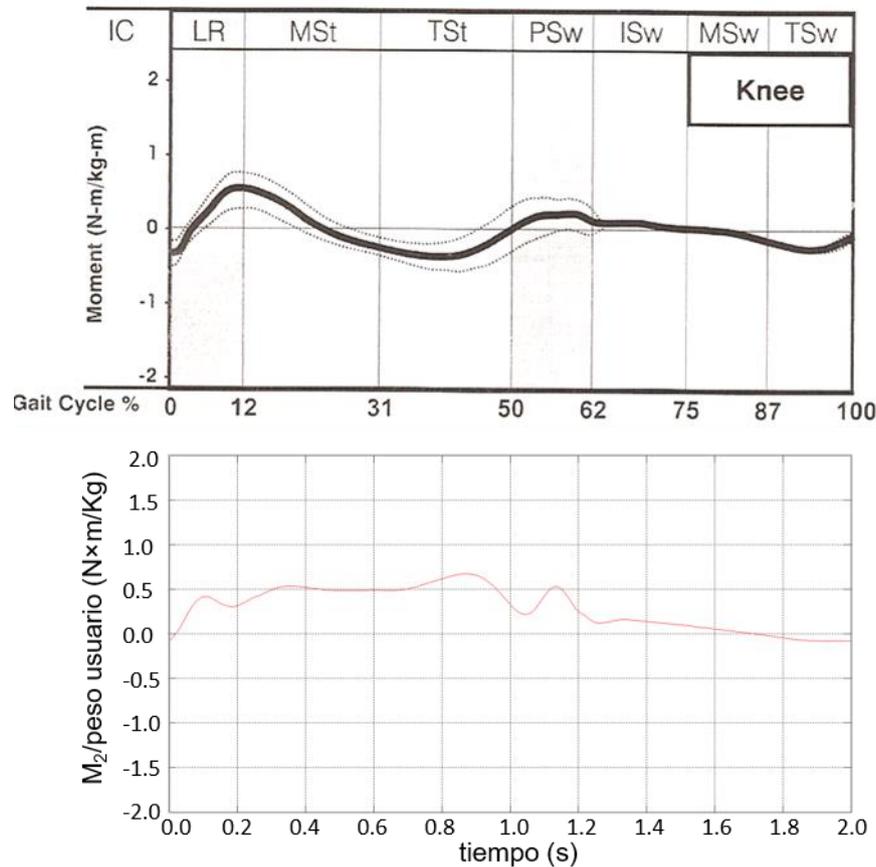


Figura 41. Evolución del momento en la rodilla. Valores descritos en [26] (arriba) y valores predichos por nuestro desarrollo (abajo)

Puede observarse una tendencia general en la que la evolución del momento a nivel de la rodilla, que resulta de nuestro sistema modelo se ajusta al descrito por [27], aunque nuestra curva estima unos valores de M_2 ligeramente superiores durante el ciclo de la marcha. Desde los primeros instantes de la fase de apoyo ambos modelos reproducen la consecución de un máximo relativo. No obstante, en el periodo que media entre el 10 y el 50 % del ciclo de la marcha, nuestro modelo predice una evolución de M_2 diferente a la mostrada por [27]. Estos autores describen un valor mínimo de M_2 alrededor del 25 % del ciclo de marcha que nuestro modelo no registra. Creemos que esta diferencia podría explicarse por la existencia de un pequeño desfase en el acoplamiento de las fuerzas de reacción.

Idealmente, un desarrollo como el presentado en este TFG exige experimentar para disponer de datos reales específicos. Sin embargo, la imposibilidad de disponer de datos experimentales propios, y tener que llevar a cabo, como alternativa, una estimación de valores recogidos de la literatura, ha complicado la tarea de establecer un modelo en el que las fuerzas de reacción del suelo (componentes horizontal y vertical), el momento a nivel del tobillo y los ángulos de la cadera y la rodilla estén perfectamente sincronizados. En este trabajo se ha llevado a cabo el mejor ajuste

posible de los valores de estos parámetros en cada instante del ciclo de la marcha, pero, aun así, cualquier leve variación de los mismos en el tiempo y el espacio repercute de forma muy importante en los resultados obtenidos.

A modo de ejemplo de esta consideración, se muestra a continuación el amplio rango de valores diferentes que se obtiene cuando los ángulos de extensión de la cadera y de flexión de la rodilla se modifican ligeramente ($\pm 5^\circ$) (Figuras 42 y 43).

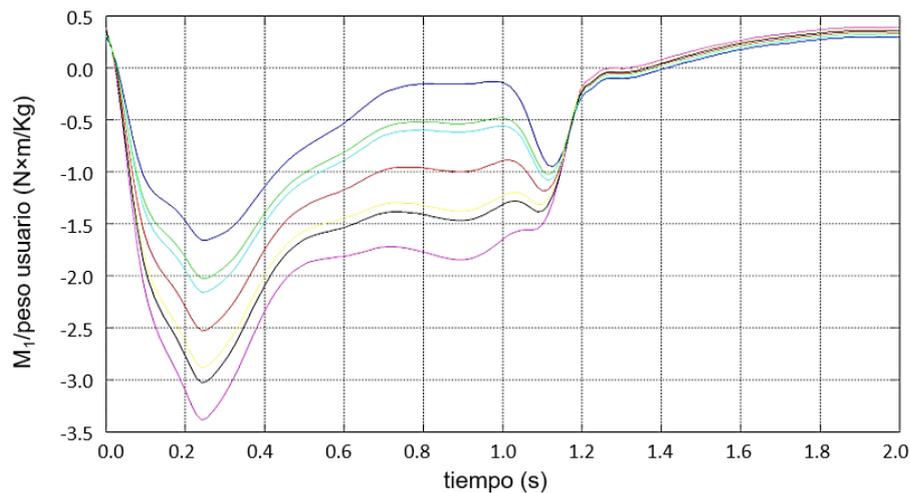


Figura 42. Evolución del momento a nivel de la cadera, M_1 , durante el ciclo de la marcha a diferentes valores de θ_1 y θ_2 . La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$.

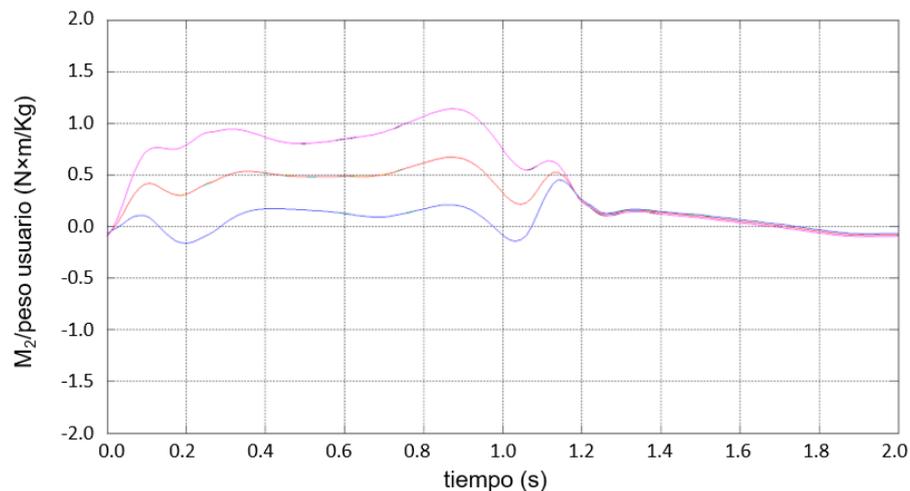


Figura 43. Evolución del momento a nivel de la rodilla, M_2 , durante el ciclo de la marcha a diferentes valores de θ_1 y θ_2 . La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$ se superpone a curva negra; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva azul; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva roja.

En su conjunto, las figuras 42 y 43 muestran claramente cómo muy pequeñas modificaciones de los valores estimados de los datos de entrada (en estos casos de los ángulos θ_1 y θ_2) provocan cambios muy significativos en los valores de los momentos, lo que complica la discusión de los resultados obtenidos en base a resultados análogos recogidos por la literatura.

Por otro lado, estas variaciones en las respuestas de los momentos también permiten extraer consideraciones de utilidad. Dado que la forma de caminar de cada individuo es singular, existiendo pequeñas diferencias tanto en la extensión de la cadera, la flexión de la rodilla, en el instante en el que descarga completamente el peso corporal sobre la pierna de apoyo, y la fuerza con la que lo hace, se puede deducir que los momentos a nivel de la cadera y la rodilla en cada individuo serán diferentes. Por ello, lo que importa en este trabajo es asegurar que, en todos los casos, el exoesqueleto compensa la gravedad y funciona eficientemente, independientemente de las características del usuario y su forma de caminar. Y así es, como se presenta en las Figuras 44 y 45, que muestran la evolución de los momentos a nivel de la cadera y de la rodilla en el sistema combinado extremidad/exoesqueleto, con idénticas variaciones de los ángulos θ_1 y θ_2 .

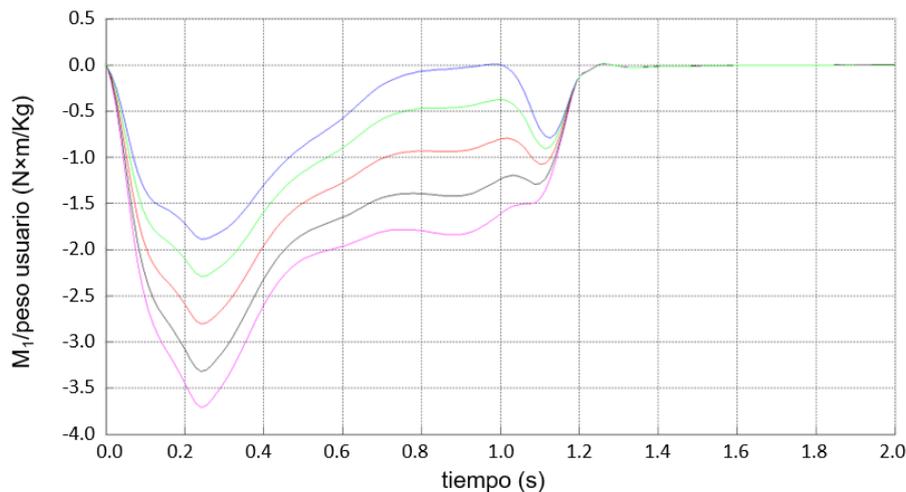


Figura 44. Evolución del momento a nivel de la cadera, M_1 , del sistema combinado extremidad/exoesqueleto durante el ciclo de la marcha a diferentes valores de θ_1 y θ_2 . La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$.

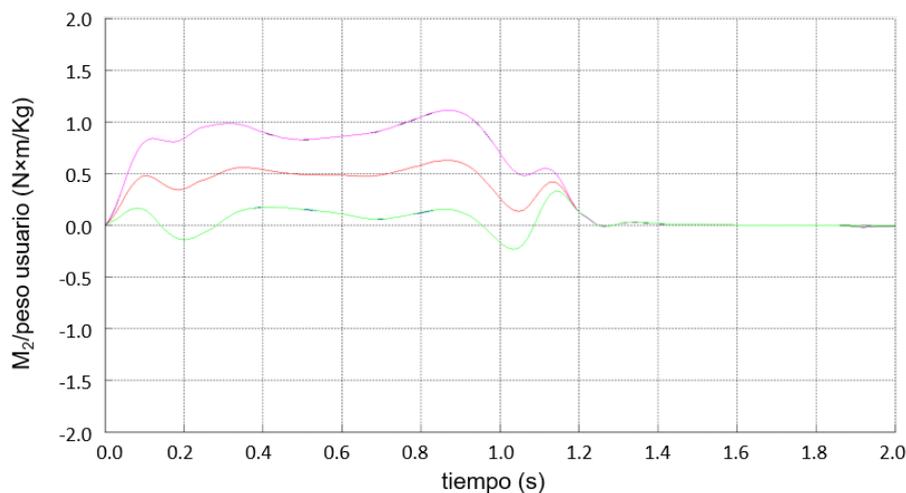


Figura 45. Evolución del momento a nivel de la rodilla, M_2 , del sistema combinado extremidad/exoesqueleto durante el ciclo de la marcha, a diferentes valores de θ_1 y θ_2 . La curva en color rojo representa la evolución del momento en base a los valores de θ_1 y θ_2 utilizados en el trabajo; curva azul $\theta_1 - 5^\circ$; curva negra $\theta_2 - 5^\circ$; curva magenta $\theta_1 + 5^\circ$ se superpone a curva negra; curva verde $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva azul; curva cian $\theta_1 - 5^\circ$ y $\theta_2 - 5^\circ$; curva amarilla $\theta_1 + 5^\circ$ y $\theta_2 + 5^\circ$ se superpone a curva roja.

4.2.4. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y DINÁMICO DEL SISTEMA COMBINADO EXTREMIDAD INFERIOR/EXOESQUELETO DURANTE EL CICLO DE MARCHA

4.2.4.1. Posición, velocidad y aceleración de los eslabones del exoesqueleto

El beneficio aportado por la utilización del exoesqueleto se mide por el esfuerzo que ahorra a su usuario durante la marcha. Para cuantificar esta asistencia, vamos a comparar las reacciones y los momentos del sistema combinado extremidad inferior/exoesqueleto con los valores que acabamos de determinar para el individuo (Figura 46).

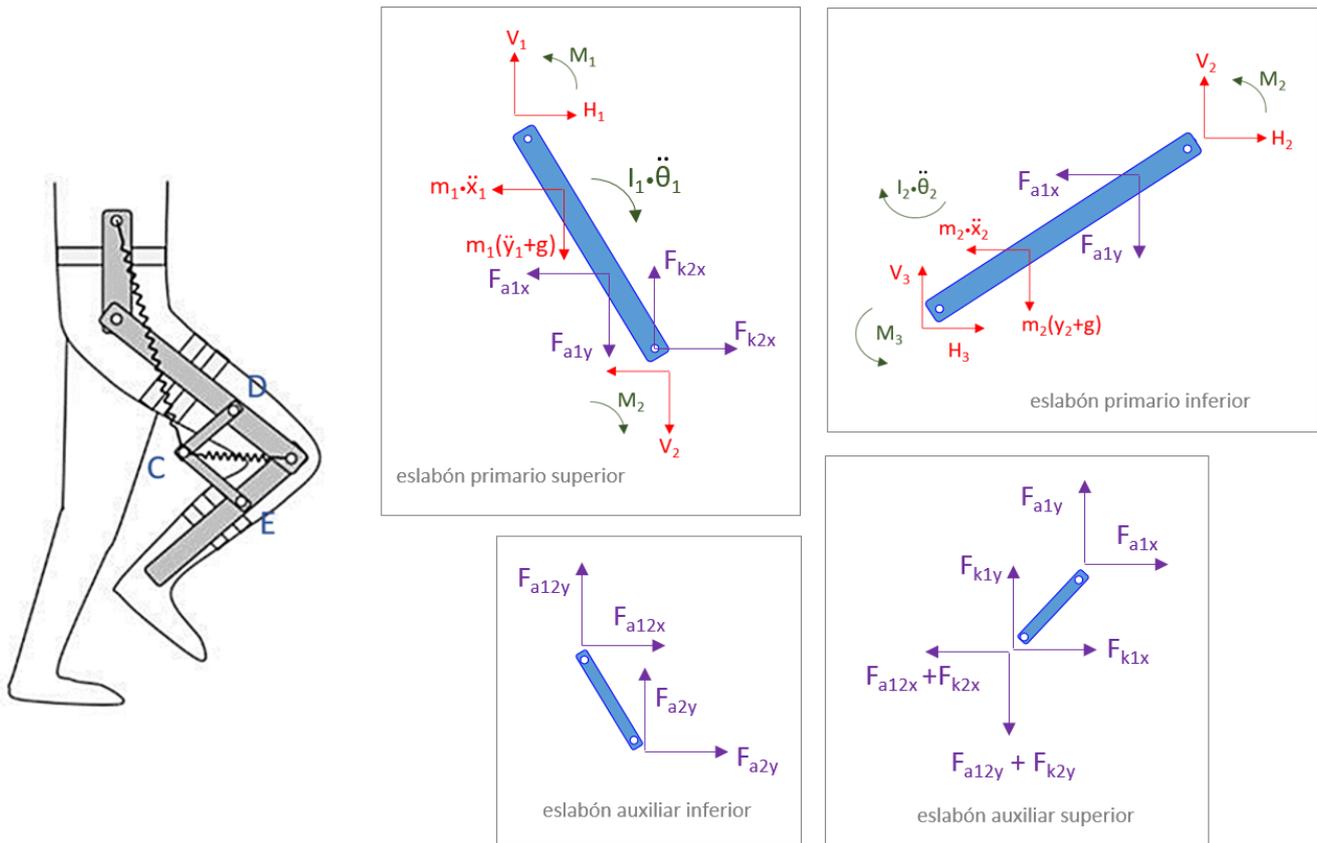


Figura 46. Fuerzas y momentos en el sistema combinado extremidad/exoesqueleto

A la cinemática de los centros de masas de los elementos corporales del individuo, añadimos el análisis de tres nuevos puntos significativos del sistema combinado, ya identificados en la Figura 16. Estos puntos son:

D: punto de anclaje del eslabón auxiliar superior en el eslabón primario superior.

C: punto de conexión de los dos eslabones auxiliares. En este punto se localiza el centro de masas del sistema combinado extremidad/exoesqueleto.

E: punto de anclaje del eslabón auxiliar inferior en el eslabón primario inferior.

Para definir geoméricamente la posición de estos tres puntos, introducimos dos nuevos ángulos (θ_3 y θ_4) (Figura 17), que representan el ángulo que forman los eslabones auxiliares con la vertical en el sentido positivo, angularmente hablando. Así pues, la posición, velocidad y aceleración de estos tres puntos se define por:

$$D: \quad x_{1a} = s_1 \sin \theta_1 \quad \dot{x}_{1a} = s_1 * \dot{\theta}_1 * \cos \theta_1$$

$$\begin{aligned}\ddot{x}_{1a} &= s_1 * \ddot{\theta}_1 * \cos \theta_1 - s_1 * \dot{\theta}_1^2 * \sin \theta_1 \\ \dot{y}_{1a} &= -s_1 \cos \theta_1 \quad \dot{y}_{1a} = s_1 * \dot{\theta}_1 * \sin \theta_1 \\ \ddot{y}_{1a} &= s_1 * \ddot{\theta}_1 * \sin \theta_1 + s_1 * \dot{\theta}_1^2 * \cos \theta_1\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}C: \quad x_{2a} &= x_{1a} + l_{2a} \sin \theta_3 & \dot{x}_{2a} &= \dot{x}_{1a} + l_{2a} * \dot{\theta}_3 * \cos \theta_3 \\ \ddot{x}_{2a} &= \ddot{x}_{1a} + l_{2a} * \ddot{\theta}_3 * \cos \theta_3 - l_{2a} * \dot{\theta}_3^2 * \sin \theta_3 \\ y_{2a} &= y_{1a} - l_{2a} \cos \theta_3 & \dot{y}_{2a} &= \dot{y}_{1a} + l_{2a} * \dot{\theta}_3 * \sin \theta_3 \\ \ddot{y}_{2a} &= \ddot{y}_{1a} + l_{2a} * \ddot{\theta}_3 * \sin \theta_3 + l_{2a} * \dot{\theta}_3^2 * \cos \theta_3\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}E: \quad x_{3a} &= x_{2a} + l_{1a} \sin \theta_4 & \dot{x}_{3a} &= \dot{x}_{2a} + l_{1a} * \dot{\theta}_4 * \cos \theta_4 \\ \ddot{x}_{3a} &= \ddot{x}_{2a} + l_{1a} * \ddot{\theta}_4 * \cos \theta_4 - l_{1a} * \dot{\theta}_4^2 * \sin \theta_4 \\ y_{3a} &= y_{2a} - l_{1a} \cos \theta_4 & \dot{y}_{3a} &= \dot{y}_{2a} + l_{1a} * \dot{\theta}_4 * \sin \theta_4 \\ \ddot{y}_{3a} &= \ddot{y}_{2a} + l_{1a} * \ddot{\theta}_4 * \sin \theta_4 + l_{1a} * \dot{\theta}_4^2 * \cos \theta_4\end{aligned}$$

Con estas ecuaciones y las definidas para el individuo en el apartado anterior podemos realizar el análisis cinemático del sistema combinado usuario-exoesqueleto.

En el análisis, los ángulos θ_3 y θ_4 son incógnitas a resolver. Para ello, se introducen dos ecuaciones de ligadura que se obtienen de las dos formas que tenemos de definir la posición del punto E .

$$\begin{aligned}s_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin \theta_3 + l_{1a} \sin \theta_4 &= l_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin \theta_2 \\ -s_1 \cos \theta_1 - s_2 \cos \theta_3 - l_{1a} \cos \theta_4 &= -l_1 \cos \theta_1 - s_2 \cos \theta_2\end{aligned}$$

Estas ecuaciones nos permiten expresar θ_3 y θ_4 como valores dependientes de θ_1 y θ_2 .

Puede observarse que el ángulo θ_4 , que es el del eslabón inferior, es muy parecido a θ_1 , siendo prácticamente paralelos (Figura 47). Del mismo modo, θ_3 , ángulo del eslabón superior, es similar a θ_2 . La mayor diferencia entre θ_4 y θ_1 durante el ciclo de la marcha es de 0.045 rad. Esta diferencia máxima se registra alrededor del 40% del ciclo de la marcha. En ese momento también se da la mayor diferencia entre θ_2 y θ_3 , siendo ésta de 0.060 rad (Figura 48).

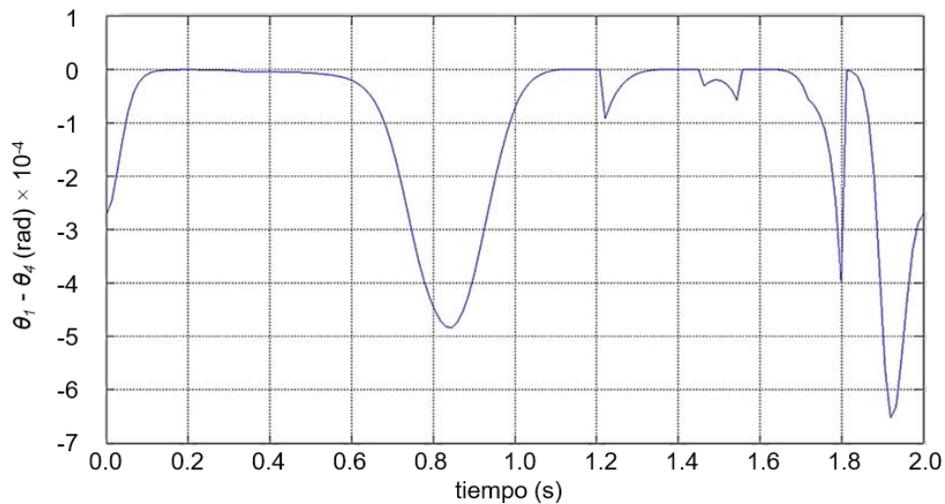


Figura 47. Diferencia entre los ángulos θ_1 y θ_4 a lo largo del ciclo de marcha

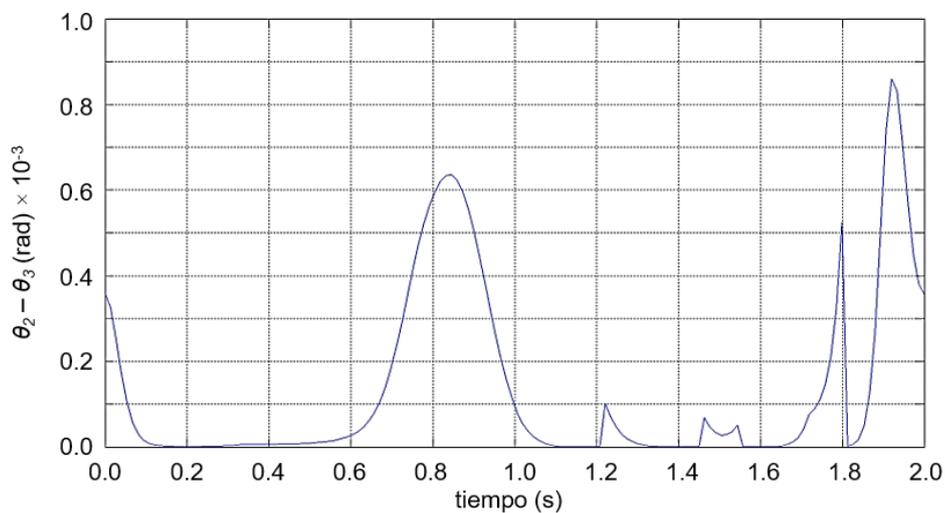


Figura 48. Diferencia entre los ángulos θ_2 y θ_3 a lo largo del ciclo de marcha

Por otro lado, y para demostrar que los cálculos de s_1 y s_2 son correctos, una vez obtenidos los ángulos θ_3 y θ_4 , se puede comprobar que la diferencia entre las coordenadas x e y del cdg y el punto "C" son del orden de 10^{-10} . Por tanto, se puede asumir que son el mismo punto. Las Figuras 49 y 50 muestran las gráficas de estas diferencias durante el ciclo de la marcha.

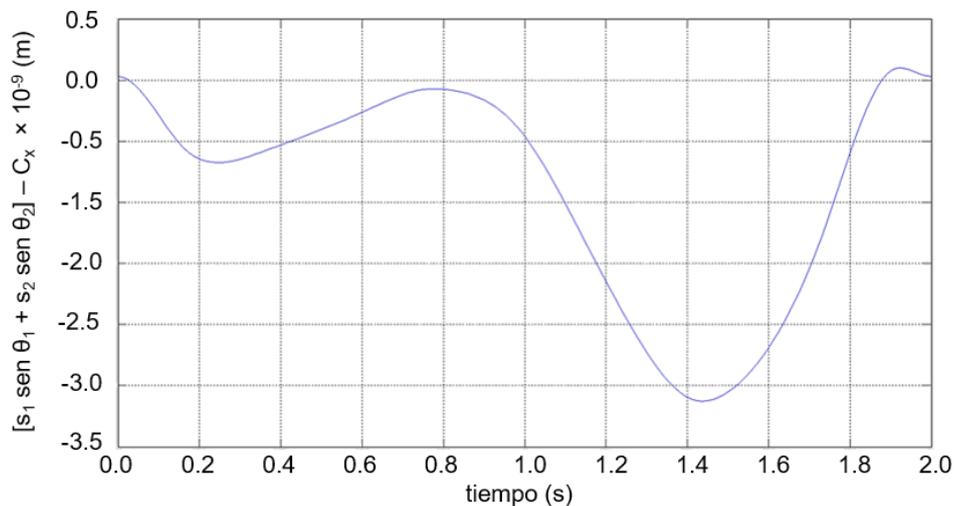


Figura 49. Diferencia de las coordenadas del centro de gravedad con respecto a las del punto C (componente x)

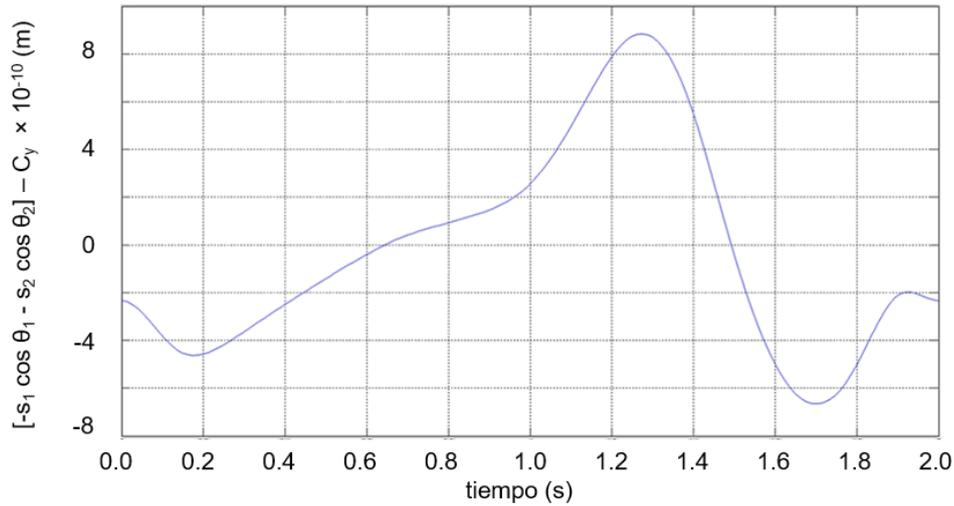


Figura 50. Diferencia de las coordenadas del centro de gravedad con respecto a las del punto C (componente y)

4.2.4.2. Reacciones y momentos

Definidas las coordenadas de cada punto en función de los ángulos θ_1 y θ_2 podemos calcular las reacciones y los momentos resolviendo el problema dinámico como anteriormente: igualando a cero las componentes horizontales y verticales de las distintas fuerzas y los momentos en cada eslabón. Así pues, en el elemento corporal muslo/eslabón primario superior se cumple

$$\sum Fx = 0 \gg R_{1x} - F_{a1x} + F_{k2x} - m_1 * \ddot{x}_1 - R_{2x} = 0$$

$$\sum Fy = 0 \gg R_{1y} - F_{a1y} + F_{k2y} - m_1 * (\ddot{y}_1 + g) - R_{2y} = 0$$

$$\begin{aligned} \sum M \text{ en } P_1 = 0 \gg & M_1 - s_1 * F_{a1y} * \sin \theta_1 - s_1 * F_{a1x} * \cos \theta_1 + (s_1 + d_2) * F_{k2x} * \cos \theta_1 + (s_1 + d_2) \\ & * F_{k2y} * \sin \theta_1 - m_1 * \ddot{x}_1 * l_1^* * \cos \theta_1 - m_1 * (\ddot{y}_1 + g) * l_1^* * \sin \theta_1 - R_{2x} * l_1 * \cos \theta_1 - R_{2y} * l_1 * \sin \\ & \theta_1 - \\ & - M_2 = 0 \end{aligned}$$

A nivel del elemento pierna/eslabón primario inferior,

$$\sum Fx = 0 \gg R_{2x} - F_{2ax} - m_2 * \ddot{x}_2 + R_{3x} = 0$$

$$\sum Fy = 0 \gg R_{2y} - F_{2ay} - m_2 * (\ddot{y}_2 + g) + R_{3y} = 0$$

$$\begin{aligned} \sum M \text{ en } P_2 = 0 \gg & M_2 - s_2 * F_{2ax} * \cos \theta_2 - s_2 * F_{2ay} * \sin \theta_2 - m_2 * \ddot{x}_2 * l_2^* * \cos \theta_2 \\ & + m_2 * (\ddot{y}_2 + g) * l_2^* * \sin \theta_2 + R_{3x} * l_2 * \cos \theta_2 + R_{3y} * l_2 * \sin \theta_2 - I_2 * \ddot{\theta}_2 + M_3 = 0 \end{aligned}$$

Por su parte, en el eslabón auxiliar superior,

$$\sum Fx = 0 \gg F_{1ax} - F_{12ax} + F_{k1x} - F_{k2x} = 0$$

$$\sum Fy = 0 \gg F_{1ay} - F_{12ay} + F_{k1y} - F_{k2y} = 0$$

$$\sum M \text{ en } C = 0 \gg F_{1ay} * l_{a1} * \sin \theta_3 + F_{1ax} * l_{a1} * \cos \theta_3 = 0$$

Y, finalmente, en el eslabón auxiliar inferior,

$$\sum Fx = 0 \gg F_{12ax} + F_{2ax} = 0$$

$$\sum Fy = 0 \gg F_{12ay} + F_{2ay} = 0$$

$$\sum M \text{ en } C = 0 \gg F_{2ay} * l_{a2} * \sin \theta_4 + F_{2ax} * l_{a2} * \cos \theta_4 = 0$$

Al igual que en el caso de la extremidad inferior del individuo sin asistencia del exoesqueleto, la solución de estas ecuaciones mediante MATLAB rinde como resultados los valores de las distintas variables durante el ciclo de marcha. Las Figuras 51 y 52 exhiben la componente horizontal de la reacción a nivel de la cadera y rodilla respectivamente.

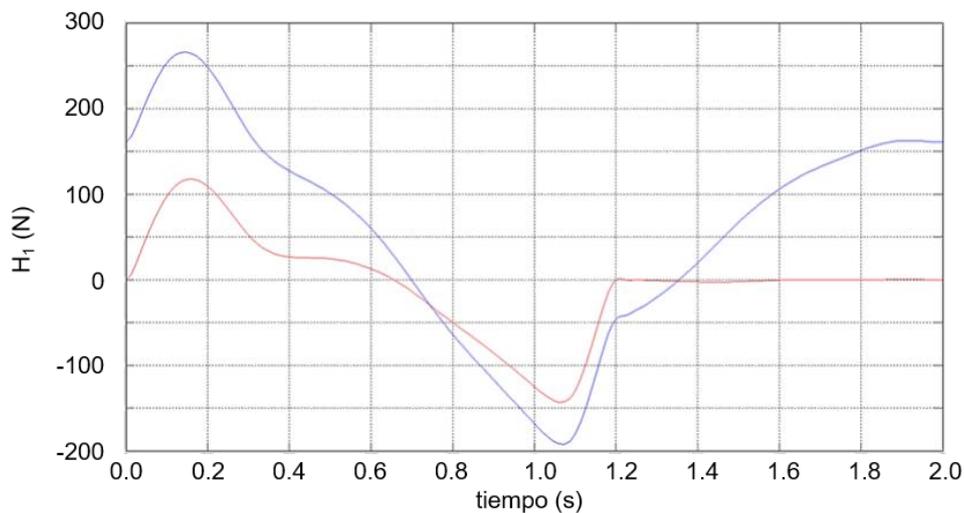


Figura 51. Evolución de la componente horizontal de la reacción (H_1) a nivel de la cadera durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando el exoesqueleto (curva azul)

Se puede ver que el comportamiento de la reacción en la cadera, en general, no mejora desde el punto de vista de esfuerzos realizados por el usuario durante el ciclo de marcha. Aparecen diferencias durante la fase de oscilación y de apoyo. Incluso en la fase en la que no existe contacto con el suelo, H_1 y H_2 no se mantienen constantes a valor cero, como sí ocurre cuando no se está usando el exoesqueleto.

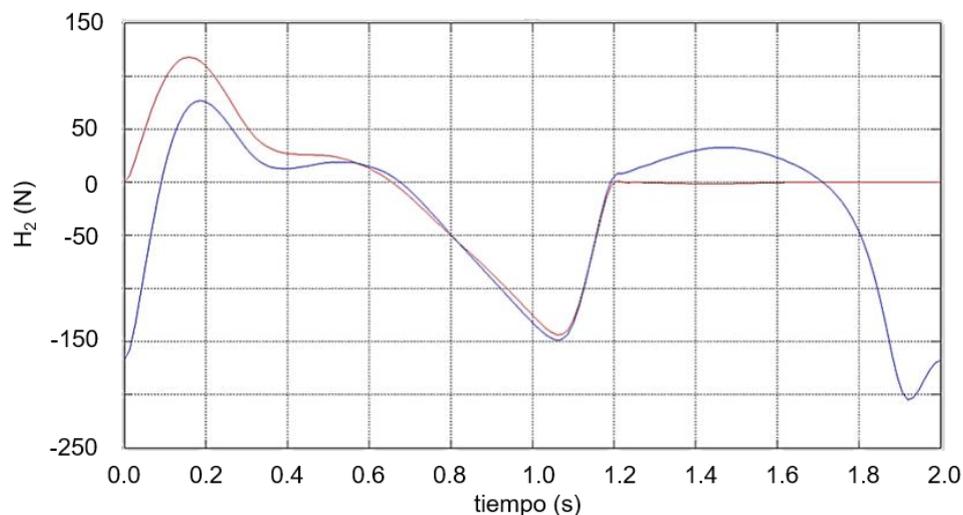


Figura 52. Evolución de la componente horizontal de la reacción (H_2) a nivel de la rodilla durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando el exoesqueleto (curva azul)

Sin embargo, H_2 , en la fase de apoyo, mantiene valores muy similares a los que resultan en el ciclo de la marcha sin exoesqueleto.

Respecto a las componentes verticales (Figuras 53 y 54), ocurre prácticamente lo mismo. En el caso de la cadera, V_1 , la reacción en la fase de apoyo se desvía negativamente del resultado obtenido sin el uso de exoesqueleto, llegando a valores mínimos de -1000 N. Sin embargo, durante la fase de balanceo, en términos de esfuerzos, el comportamiento es muy similar.

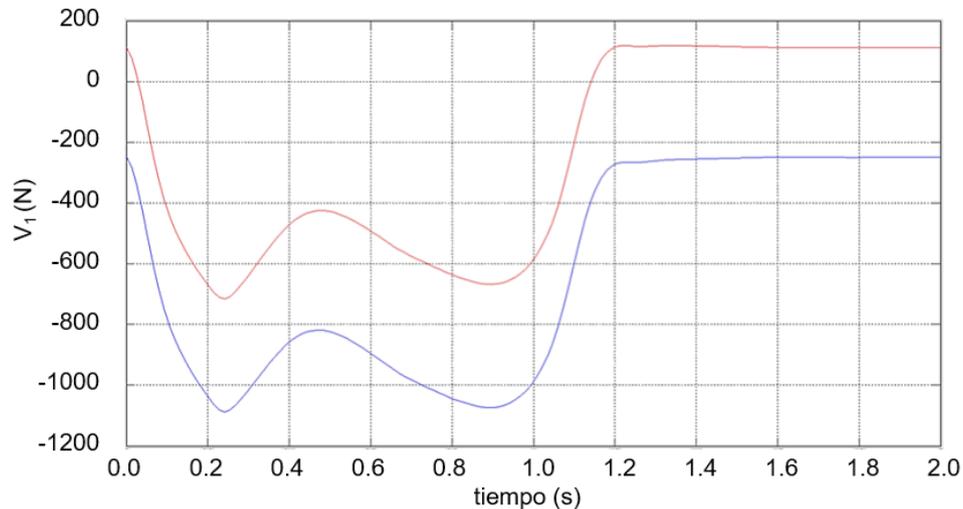


Figura 53. Evolución de la componente vertical de la reacción (V_1) a nivel de la cadera durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando el exoesqueleto (curva azul)

A nivel de la rodilla, el uso de exoesqueleto no aporta ventajas en el comportamiento de la reacción.

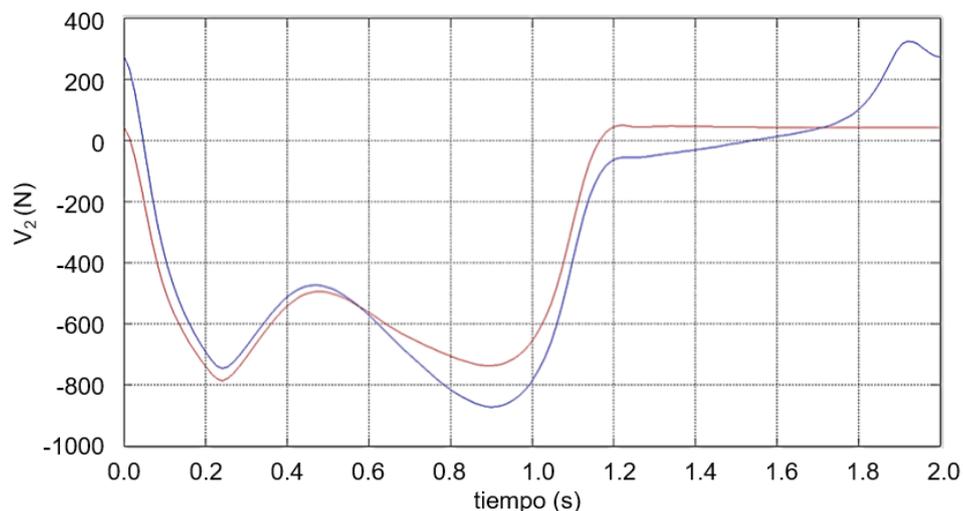


Figura 54. Evolución de la componente vertical de la reacción (V_2) a nivel de la rodilla durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando el exoesqueleto (curva azul)

Los beneficios del uso del exoesqueleto sí quedan claramente reflejados en la evolución de los momentos a nivel de la cadera y la rodilla. Se aprecia nítidamente que la compensación de la gravedad se logra de forma total durante la fase de balanceo.

En el caso de la cadera, el uso del exoesqueleto mejora el comportamiento del momento flector M_1 (Figura 55). No obstante, hay que reseñar que hay un pequeño periodo, que comprende entre

el 10 y 30 % del ciclo de marcha, en la que el comportamiento de M_1 con exoesqueleto no mejora los resultados sin exoesqueleto.

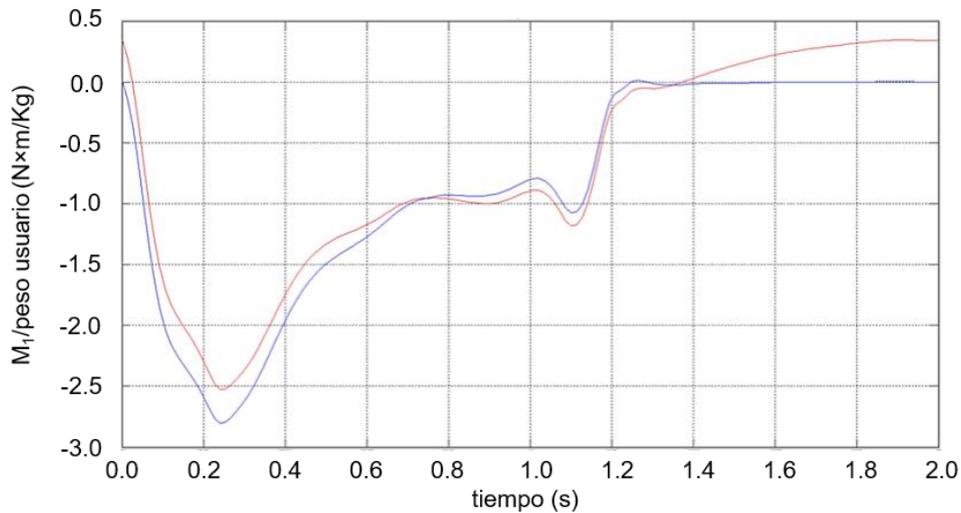


Figura 55. Evolución del momento flector en la cadera (M_1) durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando el exoesqueleto (curva azul)

La ventaja de usar exoesqueleto también queda patente a la vista de la evolución del momento a nivel de la rodilla, M_2 , durante la fase de balanceo, consiguiéndose una compensación total de la gravedad. Esto se consigue asimismo durante la fase de apoyo, salvo en una pequeña fase (en torno al 10-30 % del ciclo de la marcha) en la que el uso del dispositivo no tiene efecto prácticamente (Figura 56).

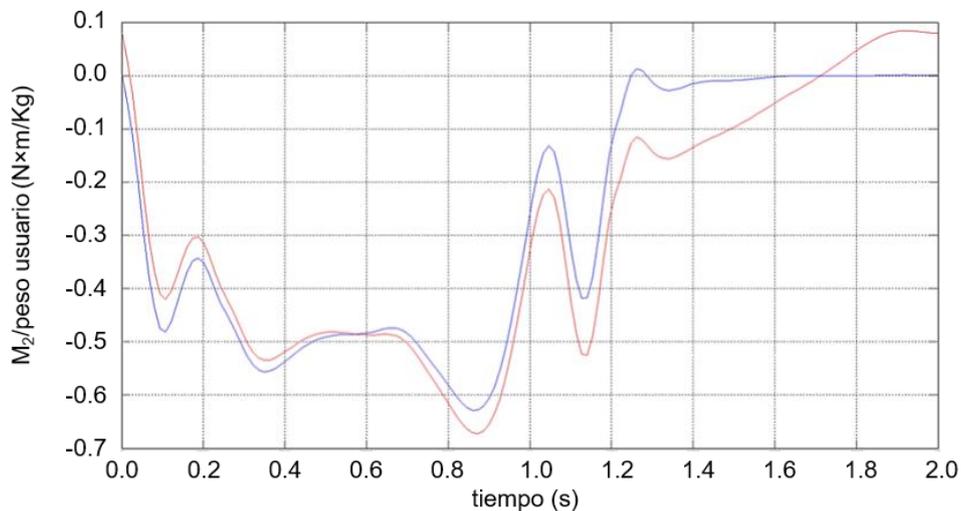


Figura 56. Evolución del momento flector en la rodilla (M_2) durante el ciclo de marcha, sin portar (curva roja) o portando el exoesqueleto (curva azul)

También se ha querido estudiar el comportamiento del sistema en el caso de que las reacciones fueran nulas. De esta manera, se debería poder comprobar cómo los momentos son cero debido a que el peso es balanceado totalmente por el exoesqueleto. Es lo que ocurre con el tramo del ciclo en el que la pierna está en suspensión. En este tramo es donde el exoesqueleto muestra todo su potencial. La compensación de la gravedad es total y el individuo ve muy reducido el torque a nivel de cadera y rodilla a prácticamente cero (Figuras 57 y 58). Las pequeñas desviaciones de

cero son debido a las pequeñas inercias del individuo, pero éstas provocan momentos de orden mucho menor a las habituales sin exoesqueleto.

De esta manera, se verifica que el sistema funciona correctamente y se asegura cumplir uno de los objetivos definidos.

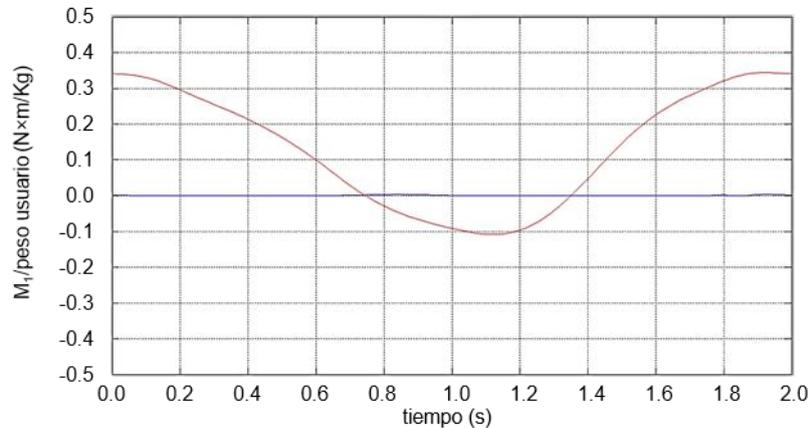


Figura 57. Evolución del momento flector en la cadera (M_1) en el sistema combinado extremidad/exoesqueleto, en ausencia de reacción

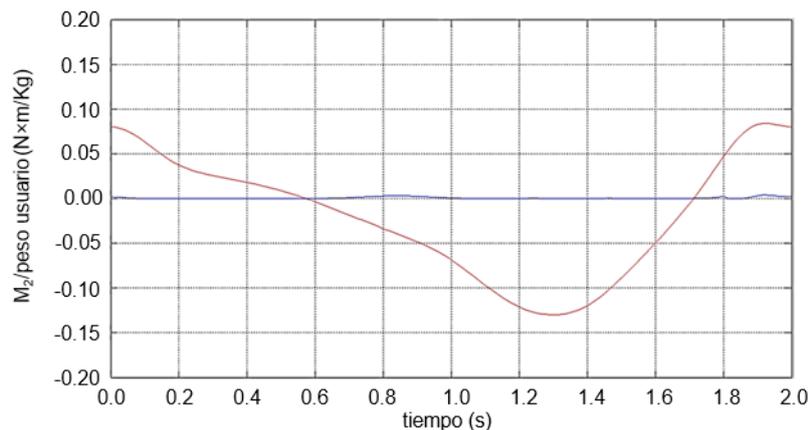


Figura 58. Evolución del momento flector en la rodilla (M_2) en el sistema combinado extremidad/exoesqueleto, en ausencia de reacción

4.2.5. ADAPTABILIDAD DEL SISTEMA Y COMPENSACIÓN PARCIAL DE LA GRAVEDAD

Un campo en el que los exoesqueletos desempeñan un papel crucial es el de la medicina física y la rehabilitación. En casos de lesiones de médula espinal o parálisis cerebral, atrofia muscular, o de cualquiera de las variantes de distrofias musculares, contar con estos dispositivos es de una utilidad indiscutible. Los exoesqueletos también encuentran aplicación en el acortamiento de los periodos de rehabilitación de pacientes que se han sometido a alguna intervención quirúrgica o han sufrido algún percance traumatológico, y tienen una musculatura debilitada. Usando eficientemente un exoesqueleto se puede modular de forma controlada el grado de esfuerzo exigido, para la progresiva recuperación del tono muscular.

En nuestro diseño de exoesqueleto, la compensación total de la gravedad se obtiene en cualquier posición de los anclajes de los resortes, seleccionando adecuadamente sus rigideces. Pero una vez fijadas éstas, puede lograrse una compensación parcial de la gravedad y ajustar el grado de ayuda

ofrecido por el dispositivo simplemente cambiando los puntos de anclaje.

En este trabajo hemos estudiado dos casos límite para el anclaje de cada uno de los resortes que integran el exoesqueleto, y hemos analizado la repercusión sobre los momentos de la cadera (M_1) y la rodilla (M_2). Con el resorte superior, de rigidez $k_1 = 757.42$ N/m, la compensación total de la gravedad se obtiene cuando se ancla en el extremo distal del eslabón primario HO, a $d_1 = 15$ cm de la cadera (punto O de Figura 17). Si disminuimos progresivamente la distancia del anclaje acercándolo al punto H, los momentos M_1 y M_2 evolucionan tal y como se describe en las Figuras 59 y 60:

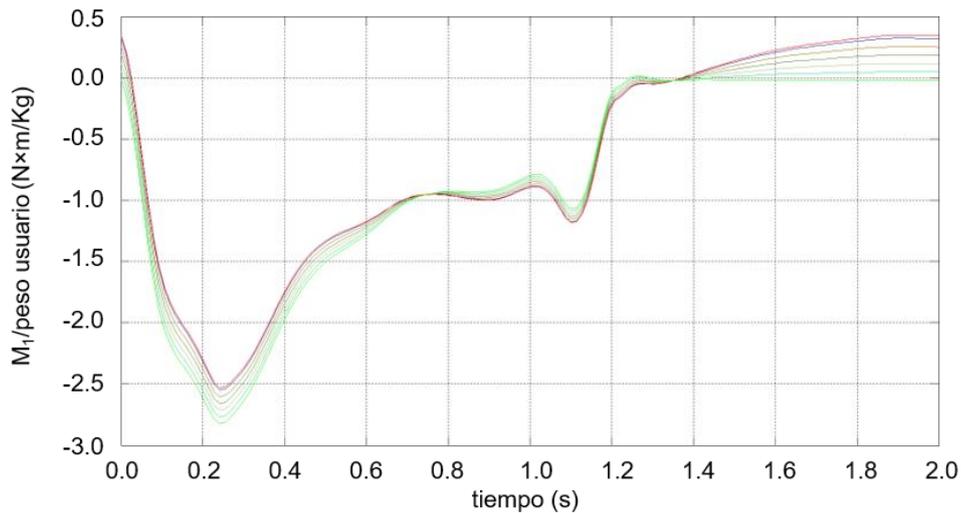


Figura 59. Variación en el tiempo de M_1 en función de d_1

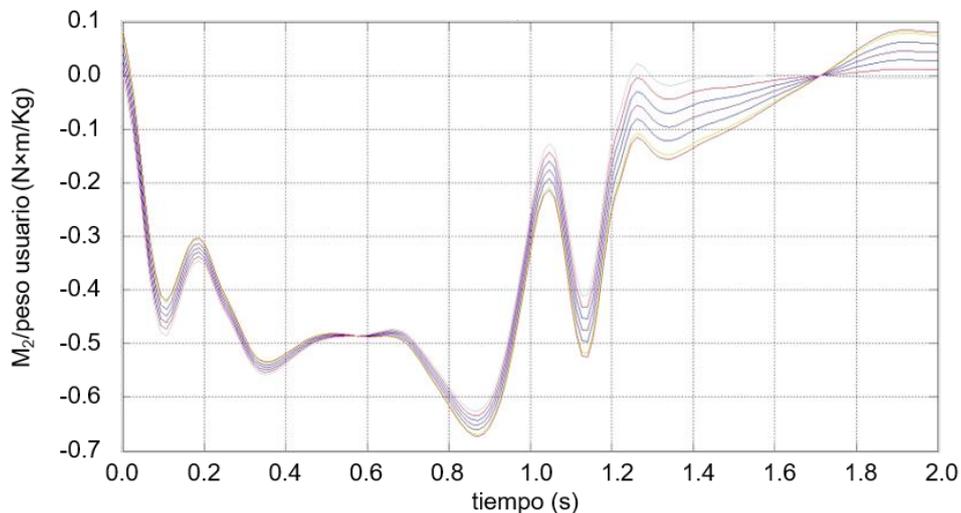


Figura 60. Variación en el tiempo de M_2 en función de d_1

La respuesta de M_1 y M_2 cuando $d_1 = 15$ cm, posición que compensa por completo la gravedad, viene representada por las curvas gris (Figura 55) y verde (Figura 56), respectivamente. A medida que disminuye el valor de d_1 , va reduciéndose el porcentaje de compensación de la gravedad. La curva roja representa en ambas gráficas los valores de los momentos cuando el individuo no porta el exoesqueleto.

En el caso del resorte inferior, de rigidez $k_2 = 1326.24 \text{ N/m}$, la compensación total de la gravedad (100 %) se obtiene cuando se ancla en el punto A. En este trabajo hemos estudiado el comportamiento de los momentos M_1 y M_2 cuando se mantiene el resorte superior en $d_1 = 15 \text{ cm}$, y se varía el anclaje del resorte inferior entre los puntos D ($d_2 = 0$) y A ($d_2 = l_1 - s_1$) (Figuras 61 y 62).

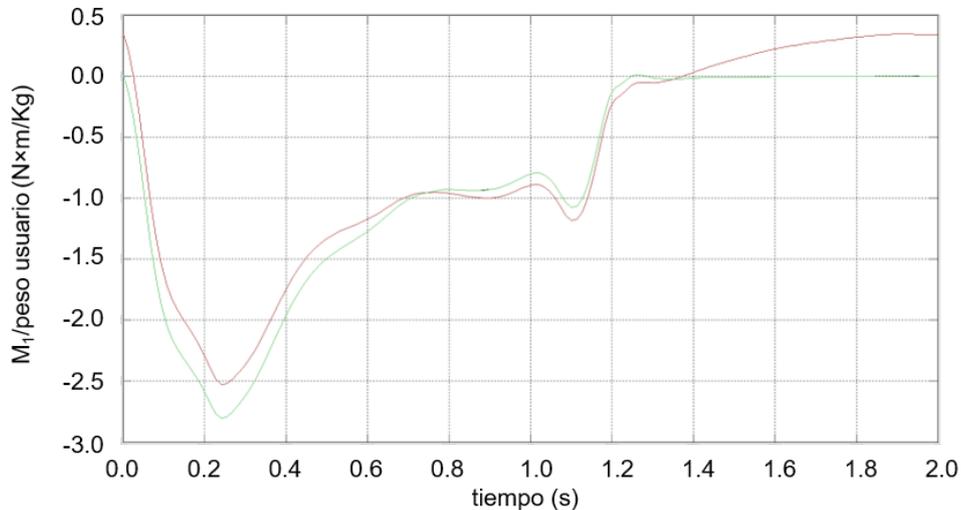


Figura 61. Variación en el tiempo de M_1 en función de d_2

La Figura 61 muestra que el momento de la cadera M_1 es independiente del punto de anclaje del resorte inferior entre los puntos D y A, ya que si se modifica la posición se obtiene invariablemente la curva de color magenta.

El momento de la rodilla M_2 , en cambio, sí se ve afectado (Figura 62). La curva en color rojo representa la evolución de M_2 cuando el usuario no porta el exoesqueleto, y la curva de color celeste el valor del momento cuando el dispositivo compensa un 100 % la gravedad. Esta figura sugiere que la modificación del anclaje mejora el comportamiento del exoesqueleto durante la fase de apoyo en lugar de la de balanceo. La Figura 62 nos indica asimismo que no es posible modular la compensación de la gravedad mediante la modificación del punto de anclaje del resorte inferior entre los puntos D y A, ya que entre la curva roja y la curva celeste no se encuentra ninguna otra.

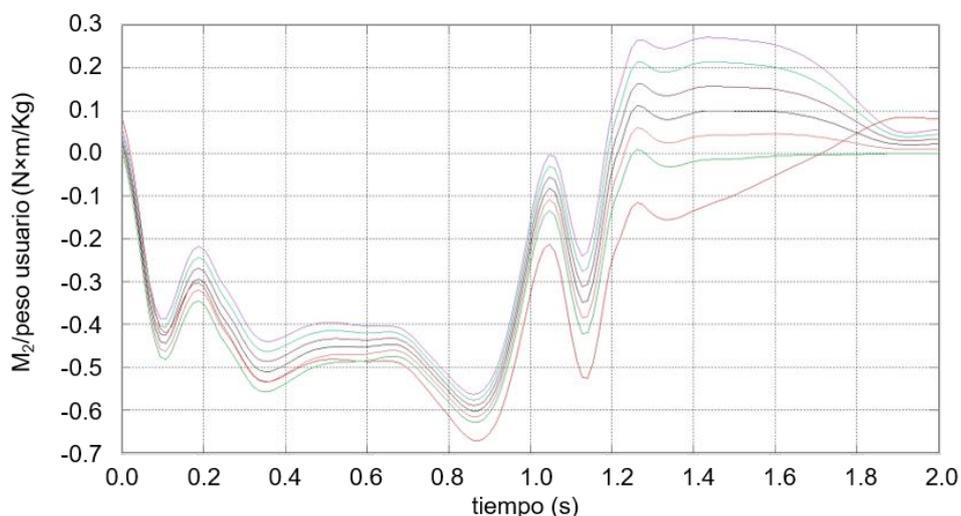


Figura 62. Variación en el tiempo de M_2 en función de d_2

Para confirmar esto, realizamos una simulación alternativa consistente en: 1) Determinar la rigidez del resorte inferior para que compense totalmente la gravedad si se ancla en el punto D (dato calculado $k_2 = 2.09 \times 10^5$ N/m), y 2) analizar el momento de la rodilla durante el ciclo de marcha cuando el punto de anclaje de este resorte varía a lo largo del eslabón primario del muslo aproximándose al punto A, para ver si se modifica el grado de compensación de la gravedad.

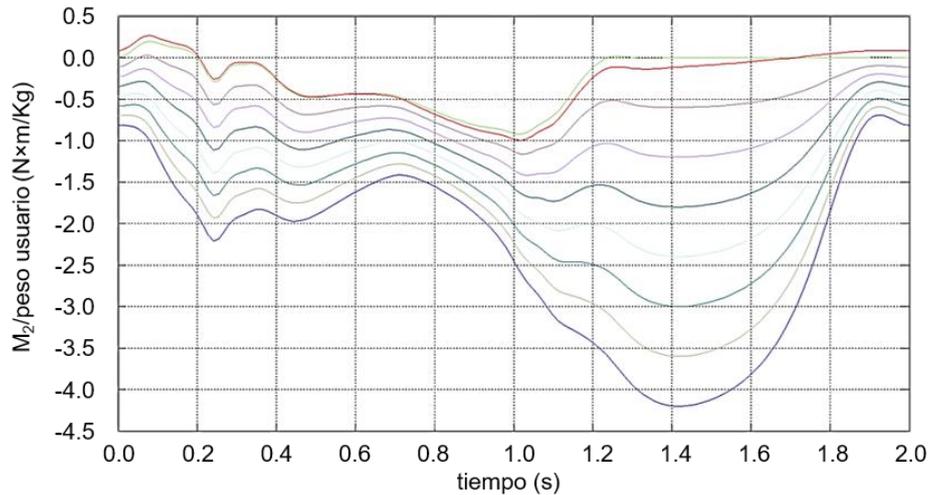


Figura 63. Variación en el tiempo de M_2 en función de d_2 (2)

La figura 63 confirma que no es posible graduar la compensación de la gravedad modificando el punto de anclaje del resorte inferior. Este resultado es coherente con lo deducido de las ecuaciones (7), en las que se ponía de manifiesto que el resorte superior del exoesqueleto era el responsable de la compensación de la gravedad, mientras que el resorte inferior aseguraba que la energía potencial del sistema se mantuviera constante.

5. DISCUSIÓN

Existe un número creciente de individuos, personas mayores o con bajo tono muscular que requieren de asistentes para el desarrollo de sus actividades diarias. El uso de exoesqueletos, de diseño y funcionamiento simples, que auxilien el esfuerzo muscular en los movimientos, constituirá en los próximos años una alternativa interesante y complementaria, que otorgará a sus usuarios una menor dependencia y un aumento de la autoestima y el bienestar.

En este trabajo, se han consultado diferentes fuentes (científicas y de divulgación general) para interpretar la demanda de potenciales usuarios y transformarlas en especificaciones de diseño. Para satisfacer estos requerimientos se han seleccionado aquellas soluciones tecnológicas que, a nuestro entender, resuelven adecuadamente las cuestiones fundamentales, como el bajo coste, la simplicidad mecánica o la personalización de los ajustes. Se ha elegido fabricar el exoesqueleto en aluminio ligero, un material de bajo peso y de mecanizado fácil y rápido.

Para el diseño de esta máquina se ha realizado una evaluación general de las tecnologías que se están aplicando actualmente en el desarrollo de exoesqueletos, comprobándose que en el mercado existe poca oferta de dispositivos económicamente asequibles para particulares. Se ha realizado una búsqueda en dos de las principales bases de datos internacionales de publicaciones científicas (SCOPUS y PUBMED), utilizando como palabras clave los términos “*gravity balancing*” “*passive exoskeleton*”, “*human leg*”, y “*lower limb*”. Esta búsqueda ha identificado solo seis referencias bibliográficas, publicadas entre 2006 y 2020 [17,28-32]]. Estas seis publicaciones, en realidad, se reducen a cuatro trabajos originales de investigación y desarrollo. Las dos referencias bibliográficas de Zhou y colaboradores publicadas en 2020 (28,29) parecen corresponder a un único proyecto que ha sido divulgado paralelamente en un congreso científico y en una revista especializada. Lo mismo puede decirse de las dos referencias de Agrawal y colaboradores registradas en 2007 (17,30).

El exoesqueleto desarrollado en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Beirut (Libano) por Roula y colaboradores (31) no es un prototipo totalmente pasivo, sino semi-robotizado. El par humano actúa sobre el robot que es controlado mediante RISE (Robust Integral of the Sign of Error).

Lo mismo ocurre con el dispositivo diseñado por Zhang y colaboradores en el Harbin Institute of Technology (R.P. China), que resulta en un exoesqueleto de control híbrido (pseudo-pasivo) (32). Este exoesqueleto incluye un mecanismo de manivela deslizante para que la articulación de la rodilla ofrezca el torque requerido.

En cambio, el exoesqueleto desarrollado por Zhou y colaboradores en la República Popular China (28,29) se corresponde con un diseño pasivo con compensación de la gravedad, si bien su diseño es muy distinto al recogido en este TFG. Su exoesqueleto consta de tres eslabones e incorpora resortes en disposición longitudinal. También incluye un par de engranajes en las articulaciones que, acoplados a los resortes, convierten la fuerza de tensión de los muelles en pares de equilibrio.

El proyecto desarrollado en la Universidad de Delaware por Agrawal y cols. (17,30), como se ha mencionado anteriormente, es el que ha servido de base para este TFG. Por tanto, compartimos diseño geométrico.

La compensación de la gravedad en este exoesqueleto se consigue en dos etapas: (1) ubicando el centro de masas del sistema combinado pierna/exoesqueleto, y (2) incorporando dos

resortes, uno entre el centro de masas del sistema combinado y el eslabón primario fijo acoplado la cadera, y otro entre el centro de masas y un punto situado en el eslabón primario acoplado al muslo. Con la caracterización adecuada de estos dos muelles se consigue que el resorte superior del exoesqueleto sea el responsable de la compensación de la gravedad, mientras que el resorte inferior asegura que la energía potencial del sistema se mantenga constante.

Este exoesqueleto permite, además, regular el grado de compensación de la gravedad. Para ello, el dispositivo ofrece distintos puntos de anclaje para los resortes. A nuestro entender, el diseño elegido asegura la libertad de movimiento del usuario en el plano sagital, y una razonable confortabilidad con un bajo impacto estético. Para la adaptabilidad del exoesqueleto a usuarios con antropometría diferentes al individuo modelo OCDE, abrimos la posibilidad de que los eslabones del exoesqueleto puedan ser telescópicos, una solución que permite modificar la longitud de los eslabones sin alterar el peso del dispositivo.

Se ha utilizado el software MATLAB R2013a de forma satisfactoria para el análisis y simulación cinemática y dinámica de la extremidad inferior durante la marcha, con y sin exoesqueleto. Se ha modelado satisfactoriamente mediante la función spline la cinemática de los ángulos de extensión de la cadera y de flexión de la rodilla, así como de la reacción del suelo, a partir de datos encontrados en la bibliografía. El código MATLAB redactado ofrece los valores de los ángulos que forman los eslabones auxiliares con la vertical, así como los valores de las fuerzas reaccionantes sobre los elementos corporales y la estructura mecánica.

Considerando las reacciones a nivel de la cadera y la rodilla no se observa un efecto favorable del uso del exoesqueleto. En cambio, el beneficio de la utilización del dispositivo queda patente en el análisis de los momentos en ambas articulaciones. El exoesqueleto consigue una compensación total de la gravedad durante la fase de balanceo y también durante la fase de apoyo, a excepción de una corta fase (entre el 10-30 % del ciclo de la marcha) en la que el uso del exoesqueleto no tiene un efecto significativo. El exoesqueleto muestra todo su potencial al estudiar su influencia en ausencia de reacciones, corroborándose que los momentos en la cadera y la rodilla se anulan como consecuencia de que el peso de la pierna es balanceado totalmente por el exoesqueleto.

6. CONCLUSIONES

A la finalización de este TRABAJO de FIN de GRADO, pueden extraerse las siguientes conclusiones:

1. Se ha modelado matemáticamente un exoesqueleto pasivo para miembros inferiores, basado en el principio de compensación de la gravedad. Este dispositivo ha sido diseñado para auxiliar el esfuerzo muscular durante la marcha, a personas de edad avanzada o con bajo tono muscular.
2. Para el diseño de esta máquina se ha realizado una evaluación general de las tecnologías que se están aplicando actualmente en el desarrollo de exoesqueletos, comprobándose que en el mercado no existen apenas ofertas de dispositivos económicamente asequibles para particulares.
3. A través de la lectura de literatura especializada, se ha tratado de interpretar la demanda de los potenciales usuarios, y transformarlas en especificaciones de diseño. Se ha optado por soluciones tecnológicas adecuadas que, dotando de la mayor calidad al producto final, resuelven cuestiones fundamentales como el bajo coste, la simplicidad mecánica o la personalización de los ajustes, tanto en sus dimensiones como en el grado de asistencia ofrecido.
4. El exoesqueleto consta de cinco segmentos, y su movimiento está regulado por la acción de dos resortes. Los cálculos se han realizado con muelles de rigidez fija por simplicidad, regulándose la asistencia ofrecida mediante la variación de los puntos de anclaje a los eslabones primarios del exoesqueleto.
5. Este dispositivo se ha diseñado tomando como referencia las condiciones antropométricas de un individuo estándar OCDE, lo que minimiza el rango de variación de las magnitudes ajustables. Para su adaptabilidad a diferentes usuarios los eslabones primarios del exoesqueleto podrían constituirse por elementos telescópicos.
6. El coste de producción del exoesqueleto es bajo. Se ha optado por el empleo de aluminio ligero, un material que es 2.9 veces más ligero que el acero, y tiene un mecanizado más fácil y rápido. Esto, además, implica una importante reducción del peso que ha de soportar el usuario del exoesqueleto. Se han establecido unas dimensiones lo más homogéneas posibles para la comodidad y seguridad del usuario.
7. Todas estas soluciones se han implementado buscando la libertad de movimiento del usuario en el plano sagital y una razonable confortabilidad con un bajo impacto estético.
8. Se ha analizado la biomecánica de la marcha humana, y se ha modelado satisfactoriamente mediante la función *spline* de MATLAB la cinemática de los ángulos de extensión de la cadera y flexión de la rodilla, y de la reacción del suelo, a partir de datos encontrados en la bibliografía.
9. Se ha utilizado asimismo el software MATLAB R2013a de forma satisfactoria para el análisis y simulación cinemática y dinámica de la extremidad inferior durante la marcha, con y sin exoesqueleto. El código MATLAB redactado ofrece los valores de los ángulos que forman los eslabones auxiliares con la vertical, así como los valores de las fuerzas reaccionantes sobre los elementos corporales y la estructura mecánica.
10. A nivel de reacciones, no se observan ventajas por el uso del exoesqueleto. En cambio, el beneficio de la utilización de este dispositivo queda claramente patente en el análisis de los momentos a nivel de ambas articulaciones. El exoesqueleto permite, en general, la compensación

de la gravedad tanto durante la fase de apoyo como en la de balanceo, y el estudio del comportamiento del sistema combinado extremidad/exoesqueleto corrobora que los momentos en cadera y rodilla se anulan como consecuencia de que el peso de la pierna es totalmente balanceado por el exoesqueleto.

7. PERSPECTIVAS FUTURAS

Este TFG plantea una metodología que puede servir de base para futuros diseños de exoesqueletos. Obviamente, como sucede con todo desarrollo en software, sería necesario validar estos resultados con la construcción de un prototipo.

Entre las mejoras futuras que podrían considerarse para este tipo de dispositivos figuran progresar en modificaciones del diseño que ampliaran su funcionalidad para tareas específicas. Con respecto a la mejora de su comportamiento dinámico, sería interesante obtener una mayor ayuda del exoesqueleto en el plano vertical durante la fase de apoyo del ciclo de marcha que anulase la componente horizontal del esfuerzo a nivel de la cadera. También serían convenientes modificaciones del diseño que logaran que los momentos contrarrestaran las fuerzas de inercia, por pequeñas que fueran éstas, durante la fase de oscilación, haciendo que la ayuda ofrecida por el exoesqueleto fuera independiente de la velocidad del usuario.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Franco Domínguez S. Historia y futuro de la rehabilitación. 2009. <http://www.rehabilitacionblog.com/2009/06/historia-y-futuro-de-la-rehabilitacion.html>
- [2] Pérez López M. Evolución de los trajes robóticos. 2010. <http://www.discapacidadonline.com/exoesqueletos-evolucion-trajes-roboticos.html>
- [3] Bosch T, van Eck J, Knitel K, de Looze M. The effects of a passive exoskeleton and muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. 2015.
- [4] Junta de Andalucía. Cuantas personas fallecen. La mortalidad. 2014. http://agrega.juntadeandalucia.es/repositorio/28112011/7b/es-n_2011112813_9164638/ODE-76e10bd5-f5aa-3824-b927-ca99d768287e/2cuntas_personas_fallecen_la_mortalidad.html
- [5] Fernández JL, Parapar C, Ruíz M. Envejecimiento de la población. 2010. http://www.fgcsic.es/lychnos/es_ES/articulos/envejecimiento_poblacion
- [6] Di Russo F, Berchicci M, Livio Perri R, Romana Ripani F, Ripani M. A Passive Exoskeleton Can Push Your Life Up. 2013
- [7] Tokugawa. Un exoesqueleto de la NASA ayuda a astronautas y parapléjicos. 2012. <http://gizmos.republica.com/robotica/un-exoesqueleto-de-la-nasa-ayuda-a-astronautas-y-paraplejicos.html>
- [8] Bowdler N. Exoesqueletos: “se vienen los superhumanos”. 2014. http://www.bbc.com/mundo/noticias/2014/03/140306_exoesqueletos_robots_rg
- [9] Marinov B. 12 Commercial Exoskeleton in 2015. 2015. <http://exoskeletonreport.com/2015/04/12-commercial-exoskeletons-in-2015/>
- [10] Faller A et al. The human body: An Introduction to Structure. 4ª ed. Stuttgart, Alemania: Thieme, 2004.
- [11] Kapandji A. Cuadernos de fisiología articular. 5ª Ed. Editorial Médica Panamericana. Madrid. 1998.
- [12] Nordin, Margareta. Biomecánica básica del Sistema musculoesquelético. 3ª ed. Mc Graw Hill. Pp. 13-16. 2004
- [13] Martínez Paredes J. Diseño de un exoesqueleto para miembro inferior (tesis). (Maestría) Instituto Politécnico Nacional. Escuela superior de ingeniería mecánica y eléctrica, México D.F., México. Pp. 2-116. 2013
- [14] Saucedo Romero M. Valoración de la marcha humana (Tesis). Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería. México D.F.: México. 2009. Pp. 20-56.
- [15] Guzmán Valdivia C. Construcción de un Robot Bípedo basado en Caminado Dinámico (tesis). Universidad Politécnica de Zacatecas. 2010.
- [16] Chan L-K, Wu M-L. Quality Function Deployment: A literature review. European Journal of Operational research. 2002.143:463-497.

-
- [17] Agrawal, S.K., Banala, S.K., Fattah, A., Scholz, J.P., Krishnamoorthy, V., Hsu, W.-L. A gravity balancing passive exoskeleton for the human leg(2007) *Robotics: Science and Systems*, 2, pp. 185-189.
- [18] Instituto Nacional de Estadística. Peso medio de la población por países, sexo, período y edad, 2017.
<http://www.ine.es/jaxi/tabla.do?path=/t25/p442/e01/10/&file=02006.px&type=pcaxis>
- [19] Nafría I. La altura media de hombres y mujeres en los países de la OCDE, 2015
<http://www.lavanguardia.com/vangdata/20150409/54429773053/grafico-la-altura-media-e-hombres-y-mujeres-en-los-paises-de-la-ocde.html>
- [20] Ubicación del centro de masa en el cuerpo humano, 2016
<http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164195>
- [21] Peso de distintas partes del cuerpo, 2009.
<http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>
- [22] Marmot fish studio. El cuerpo y sus proporciones, 2009.
<http://marmotfishstudio.wikidot.com/comic:clase2:0809#toc2c>
- [23] González Zas I, 2016. El sistema muscular longitudinal profunda, el sistema oblicuo posterior y la articulación sacroilíaca. <http://temadeporte.blogspot.com.es/2016/06/el-subsistema-muscular-longitudinal.html>
- [24] Red Fisioterapia USJ, 2015. Cinética aplicada al ciclo de la marcha.
<http://usjfunnybiomechanics.blogspot.com.es/2015/04/cinetica-aplicada-al-analisis-de-la.html>
- [25] Gordon, 2009. Biomecánica de la marcha.
<http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/book/view.php?id=164140&chapterid=625>
- [26] Ackerman M, G. Cozman F, 2009. Automatic knee flexion in lower limb orthoses.
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-58782009000400004
- [27] *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Jacquelin Perry and Judith M. Burnfield (Eds.) 2010. Slack Incorporated, New Jersey (USA). ISBN: 978- 1556427664
- [28] Zhou, L., Chen, W., Chen, W., Bai, S., Wang, J. A Novel Portable Lower Limb Exoskeleton for Gravity Compensation during Walking. (2020) *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, art. no. 9197422, pp. 768-773.
- [29] Zhou, L., Chen, W., Chen, W., Bai, S., Zhang, J., Wang, J. Design of a passive lower limb exoskeleton for walking assistance with gravity compensation. (2020) *Mechanism and Machine Theory*, 150, art. no. 103840.
- [30] Agrawal, S.K., Banala, S.K., Fattah, A., Sangwan, V., Krishnamoorthy, V., Scholz, J.P., Hsu, W.-L. Assessment of motion of a swing leg and gait rehabilitation with a gravity balancing exoskeleton(2007) *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15 (3), pp. 410-420.
- [31] Roula, N., Rizk, R., Zaouk, D., Farah, W., Francis, Z. Nonlinear RISE-Based Control for a Gravity Balanced Exoskeleton: Evaluation of the Design and Control Principle. (2020) *Mechanisms and Machine Science*, 80, pp. 1-12.

-
- [32] Zhang, Z., Zhu, Y., Zheng, T., Zhao, S., Ma, S., Fan, J., Zhao, J. Lower Extremity Exoskeleton for Stair Climbing Augmentation. (2019) ICARM 2018 - 2018 3rd International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics, art.no. 8610718, pp. 762-768.

Anexo A. FUERZAS REACCIÓN ESLABONES AUXILIARES

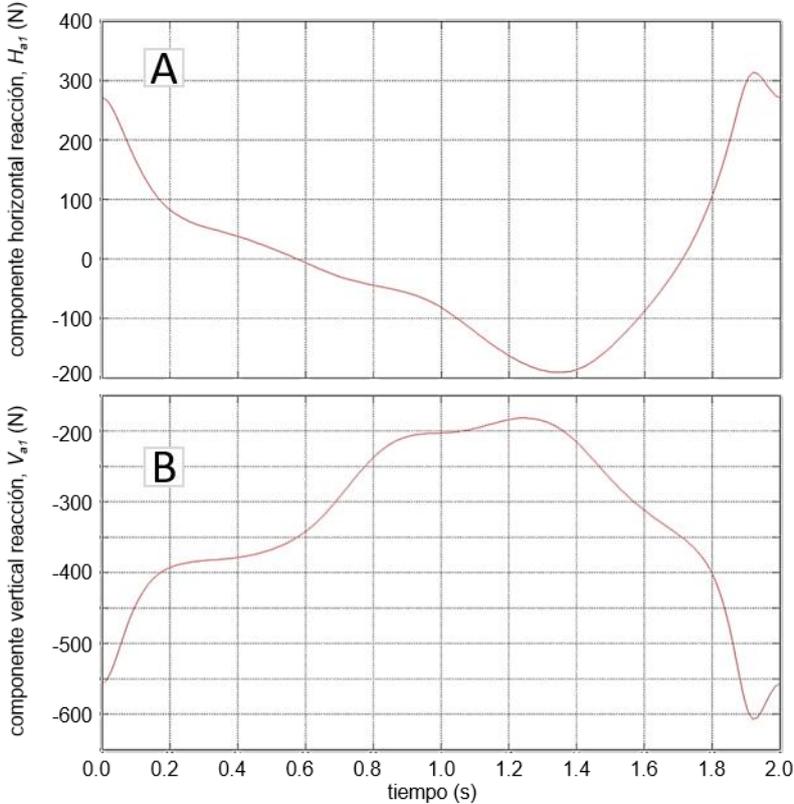


Figura 64. Componentes horizontal (A) y vertical (B) de las fuerzas de reacción soportadas por el eslabón auxiliar superior

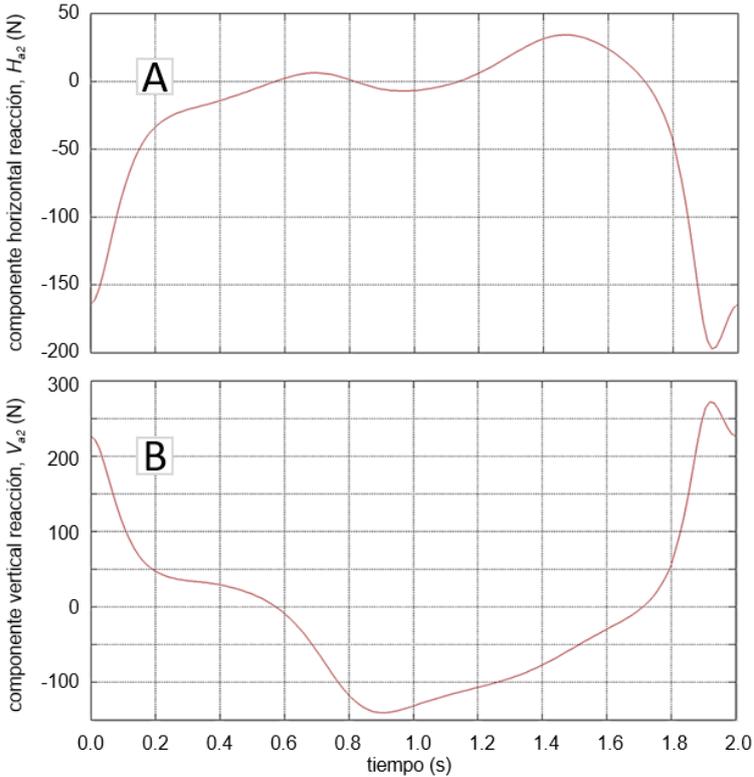


Figura 65. Componentes horizontal (A) y vertical (B) de las fuerzas de reacción soportadas por el eslabón auxiliar inferior

Anexo B. CÓDIGOS MATLAB

Los siguientes archivos descritos se deben ejecutar uno tras otro. El primero de ellos describe el comportamiento de las variables en el caso de un sujeto estándar durante el ciclo de la marcha. El segundo archivo calcula las variables a analizar mientras el usuario utiliza el dispositivo, y por último, compara estos resultados con los obtenidos en el primer fichero.

CÓDIGO PARA LA SIMULACIÓN CINEMÁTICA Y DINÁMICA DE LA EXTREMIDAD INFERIOR DURANTE EL CICLO DE MARCHA

```
clear
allclc

pesousuario=70.7; %peso total mayores 15
añosalturausuario=1.77; %altura media OCDE
g=9.80665; %m/s2;
densidad=2700;
%kg/m3;pie=0.2;

global l2 teta1 g l1 i mp1 ddx1 m1 ddxm1 ddy1 ddym1 mp2 ddx2 m2
ddxm2mp3 ddx3 ddy2 ddym2 ddy3 teta2

t=0:2/50:2;

teta1=(t<0.18).* (pi/6+t/6.875493542)+((t>=0.18)&(t<=0.8)).*(7*pi/40-
(t-0.18)/0.973243378)+((t>0.8)&(t<=1)).*(-pi/36-(t-
0.8)/2.291831181)+((t>1)&(t<=1.04)).*(-
pi/18)+((t>1.04)&(t<=1.5)).*(- pi/18+(t-
1.04)/0.7028282287)+((t>1.5)&(t<=1.68)).*(11*pi/72+(t-
1.5)/1.586652356)+((t>1.68)&(t<=1.76)).*(17*pi/90)+((t>1.76)&(t<=1.92)
).*(17*pi/90-(t-1.76)/1.833464944)+(t>1.92).*(29*pi/180);

teta2=2*pi-((t<1).*(0-teta1)+(t>=1).*(5*(-(t-1).^2+(t-1))-teta1));

R3x=7.07/2*((t<=0.15).*(-
120*t)+((t>0.15)&(t<=0.26)).*(461.538461*t.^2
-
189.2307692*t)+((t>0.26)&(t<=0.4)).*(-18+78.571428*(t-
0.26))+((t>0.4)&(t<=0.72)).*(-7+21.875*(t-
0.4))+((t>0.72)&(t<=1)).*(67.857142*(t-0.72))+((t>1)&(t<=1.12)).*(-
16.96428571*t.^2+35.96428571*t)+((t>1.12)&(t<=1.2)).*(19-237.5*(t-
1.12))+t>1.2).*(0));

R3y=7.07/2*((t<=0.2).*(53+225*t)+((t>0.2)&(t<=0.35)).*(-
1400*t.^2+770*t)+((t>0.35)&(t<=0.4)).*(98-(t-
0.35)*360)+((t>0.4)&(t<=0.58)).*(344.827*t.^2-
337.93*t+160)+((t>0.58)&(t<=0.8)).*(80+(t-
0.58)*90.91)+((t>0.8)&(t<=0.92)).*(-
137.36237*t.^2+234.8901093*t)+((t>0.92)&(t<=1.2)).*(100-(t-
0.92)*357.1435714)+t>1.2).*(0));
```

```

dtetal=diff(tetal,1);

ddtetal=diff(tetal,
2);
dteta2=diff(teta2,1
);
ddteta2=diff(teta2,
2);dtetal(51)=0;
dteta2(51)=0;

m1=0.09*pesousuario;
%muslo
m2=0.044*pesousuario;
%tibia
mp1=0.08*pesousuario/(2); %la carga de la cadera se divide entre
lasdos extremidades
mp2=0.012*pesousuario;
%rodilla
mp3=0.015*pesousuario; %pie

masausuario=m1+m2+mp1+mp2+mp3
; alpha1=0.433;
alpha2=0.433;

l1=0.24*alturausuario; %al tomar la rodilla, el pies y la cadera
comomasas puntuales pasa al 0.24 muslo
l2=0.23*alturausuario; %al tomar la rodilla, el pies y la cadera
comomasas puntuales pasa al 0.23 tibia
l1cdg=alpha1*l1; %cdg de
l1l2cdg=alpha2*l2; %cdg
de l2

%CINEMÁT

ICAx1=0;
y1=0;
x2=x1+l1*sin(tetal);
y2=y1-l1*cos(tetal);
x3=x2+l2*sin(teta2);
y3=y2-l2*cos(teta2);
xm1=x1+l1cdg*sin(tetal
); ym1=y1-
l1cdg*cos(tetal);
xm2=x2+l2cdg*sin(teta2
); ym2=y2-
l2cdg*cos(teta2);
xcontacto=(t<0.22).* (0)+((t>=0.22)&(t<=1)).*(pie/2)+((t>1)&(t<=1.2)).*
(pie*cos(2*pi-teta2))+((t>1.2).* (0));
ycontacto=(t<0.22).* (0)+((t>=0.22)&(t<=1)).*(0)+((t>1)&(t<=1.2)).*(
0-
pie*sin(2*pi-teta2))+((t>1.2).* (0));

dx1
=0;
dyl
=0;
dx2=dx1+l1*dtetal.*cos(tetal);

```

```
dy2=dy1+l1*dteta1.*sin(teta1);
dx3=dx2+l2*dteta2.*cos(teta2);
dy3=dy2+l2*dteta2.*sin(teta2);
dxm1=dx1+l1cdg*dteta1.*cos(teta1);
dym1=dy1+l1cdg*dteta1.*sin(teta1);
dxm2=dx2+l2cdg*dteta2.*cos(teta2);
dym2=dy2+l2cdg*dteta2.*sin(teta2);
dxcontacto=diff(xcontacto,1);
dycontacto=diff(ycontacto,1);
```

```
ddteta1(50)
=0;
ddteta2(50)
=0;
ddteta1(51)
=0;
ddteta2(51)
=0;
```

```

ddx1
=0;
ddy1
=0;
ddx2=ddx1-11*(dteta1.^2).*sin(teta1)+11*ddteta1.*cos(teta1);
ddy2=ddy1+11*ddteta1.*sin(teta1)+11*(dteta1.^2).*cos(teta1);
ddx3=ddx2+12*ddteta2.*cos(teta2)-12*(dteta2.^2).*sin(teta2);
ddy3=ddy2+12*ddteta2.*sin(teta2)+12*(dteta2.^2).*cos(teta2);
ddxm1=ddx1+11cdg*ddteta1.*cos(teta1)-11cdg*(dteta1.^2).*sin(teta1);
ddym1=ddy1+11cdg*ddteta1.*sin(teta1)+11cdg*(dteta1.^2).*cos(teta1);
ddxm2=ddx2+12cdg*ddteta2.*cos(teta2)-12cdg*(dteta2.^2).*sin(teta2);
ddym2=ddy2+12cdg*ddteta2.*sin(teta2)+12cdg*(dteta2.^2).*cos(teta2);
ddxcontacto=diff(xcontacto,2);
ddycontacto=diff(ycontacto,2);

%DINAMICA

R2x=(+mp2*ddx2+m2*ddxm2+mp3*ddx3-R3x);
R2y=(+mp2*(ddy2+g)+m2*(ddym2+g)+mp3*(ddy3+g)-
R3y); R1x=R2x+mp1*ddx1+m1*ddxm1+mp2*ddx2;
R1y=R2y+mp1*(ddy1+g)+m1*(ddym1+g)+mp2*(ddy2+g);

M2=m2*12cdg*ddxm2.*cos(teta2)-
m2*12cdg*(ddym2+g).*sin(teta2)+mp3*12*ddx3.*cos(teta2)-
mp3*12*(ddy3+g).*sin(teta2)+R3y.*(12.*sin(teta2)+xcontacto)-
R3x.*(12.*cos(teta2)+ycontacto);
M1=m1*11cdg*(ddym1+g).*sin(teta1)+m1*11cdg*ddxm1.*cos(teta1)+11*(R2x+m
p2*ddx2).*cos(teta1)+11*(R2y+mp2*(ddy2+g)).*sin(teta1)+M2;

figure(7)
)
plot(t,R
1y)
axis([0 2 -250 200])
title('R1y')
xlabel('t
(s)')
ylabel('R1y (N)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'NorthWest')hold on
figure(8)
)
plot(t,R
2y)
axis([0 2 -350 100])
title('R2y')
xlabel('t
(s)')
ylabel('R2y (N)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'NorthWest')hold on
figure(9)
plot(t,M1)
title('M1')
xlabel('t
(s)')
ylabel('M1 (N*m)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'NorthEast')hold on
figure(10)

```

```
plot(t,M2)
title('M2')
xlabel('t
(s)')
ylabel('M2 (N*m)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'NorthEast')hold on
figure(1
1)
plot(t,R
1x)
```

```

title('R1x')
xlabel('t
(s)')
ylabel('R1x (N*m)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'NorthEast')hold on
figure(12)
plot(t,R2x)
title('R2x')
xlabel('t
(s)')
ylabel('R2x (N*m)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'SouthWest')hold on

```

CÓDIGO PARA LA SIMULACIÓN CINEMÁTICA Y DINÁMICA DEL SISTEMA COMBINADO EXTREMIDAD INFERIOR/EXOESQUELETO DURANTE EL CICLO DE MARCHA

```

clear
allclc

pesousuario=70.7; %peso total mayores 15
añosalturausuario=1.77; %altura media OCDE
g=9.80665; %m/s2;
densidad=2700;
%kg/m3; e=0.002; %m
pie=0.2;

global x2 xa2 y2 ya2 ddxma1 Fk1x Fk1y Fk2x Fk2y R3x R3y ddxma2
ddyma2 ddyma1 teta2 ma1 s1 teta1 s2 teta3 ma2 ddxa2 ddy2 g l1
teta4 lalcdg imp1 m1 ddxm1 ddym1 mp2 ddx2 m2 ddxm2 mp3 ddx3 ddy2
ddym2 ddy3

t=0:2/50:2;

teta1=(t<0.18).* (pi/6+t/6.875493542)+((t>=0.18)&(t<=0.8)).*(7*pi/40-
(t-0.18)/0.973243378)+((t>0.8)&(t<=1)).*(-pi/36-(t-
0.8)/2.291831181)+((t>1)&(t<=1.04)).*(-
pi/18)+((t>1.04)&(t<=1.5)).*(- pi/18+(t-
1.04)/0.7028282287)+((t>1.5)&(t<=1.68)).*(11*pi/72+(t-
1.5)/1.586652356)+((t>1.68)&(t<=1.76)).*(17*pi/90)+((t>1.76)&(t<=1.92)
).*(17*pi/90-(t-1.76)/1.833464944)+(t>1.92).*(29*pi/180);

teta2=2*pi-((t<1).*(0-teta1)+(t>=1).*(5*(-(t-1).^2+(t-1))-teta1));

R3x=7.07/2*((t<=0.15).*(-
120*t)+((t>0.15)&(t<=0.26)).*(461.538461*t.^2
-
189.2307692*t)+((t>0.26)&(t<=0.4)).*(-18+78.571428*(t-
0.26))+((t>0.4)&(t<=0.72)).*(-7+21.875*(t-
0.4))+((t>0.72)&(t<=1)).*(67.857142*(t-0.72))+((t>1)&(t<=1.12)).*(-
16.96428571*t.^2+35.96428571*t)+((t>1.12)&(t<=1.2)).*(19-237.5*(t-
1.12))+((t>1.2).*(0));

```

$$R3y = 7.07/2 * ((t \leq 0.2) .* (53 + 225 * t) + ((t > 0.2) \& (t \leq 0.35)) .* (-1400 * t.^2 + 770 * t) + ((t > 0.35) \& (t \leq 0.4)) .* (98 - (t - 0.35) * 360) + ((t > 0.4) \& (t \leq 0.58)) .* (344.827 * t.^2 - 337.93 * t + 160) + ((t > 0.58) \& (t \leq 0.8)) .* (80 + (t -$$

```

0.58)*90.91)+((t>0.8)&(t<=0.92)).*(-
137.36237*t.^2+234.8901093*t)+((t>0.92)&(t<=1.2)).*(100-(t-
0.92)*357.1435714)+(t>1.2).*(0));

dteta1=diff(teta1,1
);
ddteta1=diff(teta1,
2);
dteta2=diff(teta2,1
);
ddteta2=diff(teta2,
2);dteta1(51)=0;
dteta2(51)=0;

d1=0.02:0.0001:0.
13;
d2=0.02:0.001:0.1
7;

alpha1=0.4
33;
alpha2=0.4
33;
beta1=0.5;
beta2=0.5;

l1=0.24*alturauusuario; %al tomar la rodilla, el pies y la cadera
comomasas puntuales pasa al 0.25 muslo
l2=0.23*alturauusuario; %al tomar la rodilla, el pies y la cadera
comomasas puntuales pasa al 0.25 tibia
l1cdg=alpha1*l1; %cdg de
l1l2cdg=alpha2*l2; %cdg
de l2
% lm1=0.25;
lm1=l1;
lm2=l2;
ha1=0.02;
ha2=0.02;
hm1=0.04;
%m hm2=
0.04; %m

m1=0.09*pesousuario;
%muslo
m2=0.044*pesousuario;
%tibia
mp1=0.08*pesousuario/(2); %la carga de la cadera se divide entre
lasdos extremidades
mp2=0.012*pesousuario;
%rodilla
mp3=0.015*pesousuario; %pie
%
mm1=lm1*hm1*e*densidad
;
mm1=lm1*hm1*e*densidad
;
mm2=lm2*hm2*e*densidad
;

masausuario=m1+m2+mp1+mp2+mp3;

```

```

%% %Averiguo s1 y s2
%%
a2=e*ha2*densidad*(1-beta1);
b2=masausuario+mm1+mm2;
c2=l2*(-m2*alpha2-mp3-mm2*beta2);
s2=(-b2+sqrt(b2^2-4*a2*c2))/(2*a2); %la solución logica

a1=-e*ha1*densidad*(2-beta1);
b1=-e*l1*ha1*beta1+l1*e*ha1*densidad*(1-
beta1)+e*ha2*densidad.*s2- masausuario-
densidad*e*(l1*hm1+l2*hm2)-l1*e*ha1*densidad-
e*ha2*densidad.*s2;
c1=l1*(m1*alpha1+m2+mp2+mp3+mm1*beta1+mm2+l1*e*ha1*beta1*densidad);

```

```

s1=(-b1-sqrt(b1^2-4*a1*c1))/(2*a1)

la1=l1-
s1;
la2=s2;
la1cdg=beta1*(l1-s1); %cdg de
la1(inferior) la2cdg=beta2*s2; %cdg de
la2 (superior) ma1=(l1-
s1)*ha1*e*densidad; %auxinferior
ma2=s2*ha2*e*densidad; %auxsuperior

masaexo=ma1+ma2+mm1+mm2;

%rigidez
k1
n=length(d
1); for
j=1:n

    k1(j)=(masausuario+masaexo)*g/d1(j));
end

%rigidez
k2
m=length(d
2);

d1aux=0.02:0.1/150:0.13;
for i=1:m

    k2(i)=(masausuario+masaexo)*g*s1/(d2(i)+d1aux(i));
end

ddteta1(50)
=0;
ddteta2(50)
=0;
ddteta1(51)
=0;
ddteta2(51)
=0;

CINEMÁTICA USUARIO

y1=0;
x2=l1*sin(teta1);
y2=-
l1*cos(teta1);
x3=x2+l2*sin(teta
2); y3=y2-
l2*cos(teta2);
xm1=l1cdg*sin(teta1);
ym1=-
l1cdg*cos(teta1);
xm2=x2+l2cdg*sin(teta2
); ym2=y2-
l2cdg*cos(teta2);
xcontacto=(t<0.22).* (0)+((t>=0.22)&(t<=1)).*(pie/2)+((t>1)&(t<=1.2)).*
(pie*cos(2*pi-teta2))+((t>1.2)*(0));

```

```
ycontacto=(t<0.22).* (0)+((t>=0.22)&(t<=1)).*(0)+((t>1)&(t<=1.2)).*(0-  
0-  
pie*sin(2*pi-teta2))+((t>1.2)*(0));
```

```
dx1  
=0;  
dy1  
=0;  
dx2=l1*dteta1.*cos(teta1);  
dy2=l1*dteta1.*sin(teta1);  
dx3=dx2+l2*dteta2.*cos(teta2);  
dy3=dy2+l2*dteta2.*sin(teta2);  
dxm1=l1cdg*dteta1.*cos(teta1);  
dym1=l1cdg*dteta1.*sin(teta1);
```

```

dxm2=dx2+l2cdg*dteta2.*cos(teta2);
dym2=dy2+l2cdg*dteta2.*sin(teta2);

ddx1
=0;
ddy1
=0;
ddx2=-l1*(dteta1.^2).*sin(teta1)+l1*ddteta1.*cos(teta1);
ddy2=l1*ddteta1.*sin(teta1)+l1*(dteta1.^2).*cos(teta1);
ddx3=ddx2+l2*ddteta2.*cos(teta2)-l2*(dteta2.^2).*sin(teta2);
ddy3=ddy2+l2*ddteta2.*sin(teta2)+l2*(dteta2.^2).*cos(teta2);
ddxm1=l1cdg*ddteta1.*cos(teta1)-l1cdg*(dteta1.^2).*sin(teta1);
ddym1=l1cdg*ddteta1.*sin(teta1)+l1cdg*(dteta1.^2).*cos(teta1);
ddxm2=ddx2+l2cdg*ddteta2.*cos(teta2)-l2cdg*(dteta2.^2).*sin(teta2);
ddym2=ddy2+l2cdg*ddteta2.*sin(teta2)+l2cdg*(dteta2.^2).*cos(teta2);

```

%CINEMÁTICA EXOESQUELETO

```

xa1=s1*sin(teta1
); ya1=-
s1*cos(teta1);
xma2=xa1+la2cdg*sin(teta3
); yma2=ya1-
la2cdg*cos(teta3);
xa2=xa1+la2*sin(teta3);
ya2=ya1-la2*cos(teta3);
xma1=xa2+la1cdg*sin(teta4
); yma1=ya2-
la1cdg*cos(teta4);
xa3=x2+s2*sin(teta2);
ya3=y2-s2*cos(teta2);

dxa1=s1*dteta1.*cos(teta1);
dya1=s1*dteta1.*sin(teta1);
dxma2=dxa1+la2cdg*dteta3.*cos(teta3);
dyma2=dya1+la2cdg*dteta3.*sin(teta3);
dxa2=dxa1+s2*dteta3.*cos(teta3);
dya2=dya1+s2*dteta3.*sin(teta3);
dxma1=dxa2+la1cdg*dteta4.*cos(teta4);
dyma1=dya1+la1cdg*dteta4.*sin(teta4);
dxa3=dx2+s2*dteta2.*cos(teta2);
dya3=dy2+s2*dteta2.*sin(teta2);

ddxa1=s1*ddteta1.*cos(teta1)-s1*(dteta1.^2).*sin(teta1);
ddy1=s1*ddteta1.*sin(teta1)+s1*(dteta1.^2).*cos(teta1);
ddxa2=ddxa1+s2*ddteta3.*cos(teta3)-s2*(dteta3.^2).*sin(teta3);
ddy2=ddy1+s2*ddteta3.*sin(teta3)+s2*(dteta3.^2).*cos(teta3);
ddxma1=ddxa2+la1cdg*ddteta4.*cos(teta4)-
la1cdg*(dteta4.^2).*sin(teta4);
ddy1=ddy1+la1cdg*ddteta4.*sin(teta4)+la1cdg*(dteta4.^2).*cos(teta4)
;
ddxa3=ddx2+s2*ddteta2.*cos(teta2)-s2*(dteta2.^2).*sin(teta2);
ddy2=ddy2+s2*ddteta2.*sin(teta2)+s2*(dteta2.^2).*cos(teta2);
ddxma2=ddx1+la2cdg*ddteta3.*cos(teta3)-
la2cdg*(dteta3.^2).*sin(teta3);
ddy2=ddy1+la2cdg*ddteta3.*sin(teta3)+la2cdg*(dteta3.^2).*cos(teta3)
;
%Fijar rigidez de muelles

k2=72
.5;

```

```
k1=40  
00;
```

```
%ECUACIONES DE
```

```
LAZOv0 = [-1, 1];
```

```

for i=1:length(tetal)
    [v, feval, flag]=fsolve('ecuaciones1',v0);
    teta3(i)=v(1);
    teta4(i)=v(2);
end

dteta3=diff(teta3,1)
;
ddteta3=diff(dteta3,
2);
dteta4=diff(teta4,1)
;
ddteta4=diff(dteta4,
2);

dteta3(51)=
0;
dteta4(51)=
0;
ddteta3(50)
=0;
ddteta4(50)
=0;
ddteta3(51)
=0;
ddteta4(51)
=0;

%muelle
real
dlmax=0.1
5;

Pa2=sqrt(xa2.^2+ya2.^2);
P2=sqrt(x2.^2+y2.^2);

lk1=sqrt(xa2.^2+(ya2-
dlmax).^2); lk2=Pa2-P2;

phi=acos(xa2./lk1);
phi2=acos((xa2-
x2)./lk2)

l02=0.
01;
l0=0.3
02;
l0x=abs(l0*cos(phi));
l0y=l0*sin(phi);
l02x=abs(l02*cos(phi2));
l02y=l02*sin(phi2);

t=0:2/50:2;

Fk1=k1*(abs(Pa2)-
l0);
Fk1x=Fk1.*cos(phi);
Fk1y=Fk1.*sin(phi);

```

```
Fk2x=k2*(xa2-x2-  
102x);Fk2y=k2*(ya2-  
y2-102y);
```

```
%DINAMICA
```

```
u0=[1,1,1,1,1,1,1,1,1,1];  
for i=1:length(tetal)  
    [u,feval,flag]=fsolve('ecuacioness',u0);  
    R1x(i)=u(1);  
    R1ax(i)=u(2);  
    R2x(i)=u(3);
```

```

R1y(i)=u(4);
R1ay(i)=u(5);
R2y(i)=u(6);
R3ax(i)=u(7);
R3ay(i)=u(8);
R2ax(i)=u(9);
R2ay(i)=u(10);
end

M2=s2*R3ax.*cos(teta2)+s2*R3ay.*abs(sin(teta2))+m2*l2cdg*ddxm2.*cos(teta2)-m2*(ddym2+g).*abs(sin(teta2))*l2cdg+mp3*l2*ddx3.*cos(teta2)-mp3*l2*(ddy3+g).*abs(sin(teta2))-l2*R3y.*(abs(sin(teta2))+xcontacto)+l2*R3x.*(cos(teta2)+ycontacto);
M1=M2+s1*R1ay.*sin(tetal)+s1*R1ax.*cos(tetal)+l1*R2y.*sin(tetal)+l1*R2x.*cos(tetal)+m1*l1cdg*ddxm1.*cos(tetal)+m1*l1cdg*(ddym1+g).*sin(tetal)-l1*Fk2x.*cos(tetal)+l1*Fk2y.*sin(tetal)+mp2*l1*ddx2.*cos(tetal)+mp2*l1*(ddy2+g).*sin(tetal);

M1max=max(M1)
M2max=max(M2)

figure(7)
plot(t,R1y,'r')
axis([0 2 -250 200])
title('R1y')
xlabel('t (s)')
ylabel('R1y (N)')
legend('con exoesqueleto', 'sin exoesqueleto', 'Location', 'NorthWest')hold on
figure(8)
plot(t,R2y,'r')
axis([0 2 -350 100])
title('R2y')
xlabel('t (s)')
ylabel('R2y (N)')
legend('con exoesqueleto', 'sin exoesqueleto', 'Location', 'NorthWest')hold on
figure(9)
plot(t,M1,'r')
title('M1')
xlabel('t (s)')
ylabel('M1 (N*m)')
legend('con exoesqueleto', 'sin exoesqueleto', 'Location', 'NorthEast')hold on
figure(10)
plot(t,M2,'r')
title('M2')
xlabel('t (s)')
ylabel('M2 (N*m)')

```

```
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'NorthEast')hold on
figure(11)
plot(t,R1x, '
r')
title('R1x')
xlabel('t
(s)')
ylabel('R1x (N)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto', 'Location', 'NorthEast')hold on
figure(12)
```

```

plot(t,R2x,'
r')
title('R2x')
xlabel('t
(s)')
ylabel('R2x (N)')
legend('con exoesqueleto', 'sin
exoesqueleto','Location','SouthWest')hold on

```

FUNCIONES PARA RESOLVER SISTEMAS DE ECUACIONES NO LINEALES

```

function [ ff ] = ecuaciones1( v )

global s1 tetal s2 l1 tet2 i la2

la1

ff(1)=s1*sin(tetal(i))+s2*sin(v(1))+(l1-
s1)*sin(v(2))- l1*sin(tetal(i))-s2*sin(teta2(i));
ff(2)=-s1*cos(tetal(i))-s2*cos(v(1))-(l1-
s1)*cos(v(2))+l1*cos(tetal(i))+s2*cos(teta2(i));

end

function [ f ] = ecuacioness( u )

global ddxma1 Fk1x Fk1y Fk2x Fk2y ddxma2 R3x R3y ddyma2 ddyma1 ma1
s1 s2 tet3 ma2 g l1 tet4 lalcdg i mp1 m1 ddxm1 ddym1 mp2 ddx2 m2
ddxm2mp3 ddx3 ddy2 ddym2 ddy3

beta1=0.

5;

t=0:2/50

:2;

f(1)=(u(1)-u(2)-u(3)+Fk2x(i)-mp2*ddx2(i)-m1*ddxm1(i));
f(2)=(u(4)-u(5)-u(6)-mp1*(+g)-m1*(ddym1(i)+g)+Fk2y(i)-
mp2*(ddy2(i)+g));
f(3)=(u(3)-u(7)+R3x(i)+Fk2x(i)-mp2*ddx2(i)-m2*ddxm2(i)-mp3*ddx3(i));
f(4)=(u(6)+u(8)+R3y(i)-mp2*(ddy2(i)+g)-m2*(ddym2(i)+g)+Fk2y(i)-
mp3*(ddy3(i)+g));
f(5)=(u(2)+u(9)-ma2*ddxma2(i)-Fk1x(i)-Fk2x(i));
f(6)=(u(5)-u(10)-ma2*(ddyma2(i)+g)-Fk1y(i)-Fk2y(i));
f(7)=(-u(9)+u(7)-ma1*ddxma1(i)-Fk1x(i)-Fk2x(i));
f(8)=(u(10)-u(8)-Fk1y(i)-Fk2y(i)-ma1*(ddyma1(i)+g));
f(9)=(u(5)*s2*abs(sin(teta3(i)))-
u(2)*s2*cos(teta3(i))+ma2*ddxma2(i)*(s2-s2*beta1)*cos(teta3(i))-
ma2*(ddyma2(i)+g)*(s2-s2*beta1)*abs(sin(teta3(i))));
f(10)=(-u(8)*(l1-s1)*sin(teta4(i))+u(7)*(l1-s1)*cos(teta4(i))-
ma1*ddxma1(i)*lalcdg*cos(teta4(i))-
ma1*(ddyma1(i)+g)*lalcdg*sin(teta4(i)));

end

```
