



Tecnológico Nacional de México

**Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico**

Tesis de Doctorado

**Diseño de un sistema robótico de una
órtesis activa para rodilla**

presentada por

M.C. Agustín Barrera Sánchez

como requisito para la obtención del grado de
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Codirector de tesis

Dr. Cesar Humberto Guzmán Valdivia

Cuernavaca, Morelos, México. Agosto 2025



Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Subdirección Académica

Cuernavaca Mor, 05/agosto/2025
Oficio No. SAC/189/2025
Asunto: Autorización de impresión de tesis

AGUSTÍN BARRERA SÁNCHEZ
CANDIDATO AL GRADO DE DOCTOR EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E

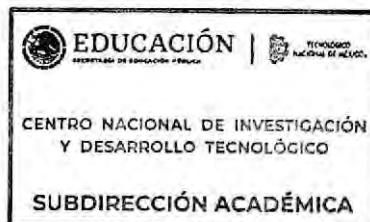
Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"Diseño de un sistema robótico de una órtesis activa para rodilla"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®
"Conocimiento y Tecnología al Servicio de México"


CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO



c.c.p. Departamento de Ingeniería Mecánica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca, Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 4104,
e-mail: acad_cenidet@tecnm.mx tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx

cenidet
Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico





Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Departamento de Ingeniería Mecánica

Cuernavaca, Mor., a 04 de agosto de 2025

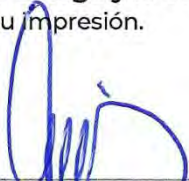
DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
P R E S E N T E

ATº: DR. MIGUEL ANGEL CHAGOLLA ARANDA
PRESIDENTE DEL CLAUSTRO DOCTORAL
DEL DEPARTAMENTO DE ING. MECÁNICA

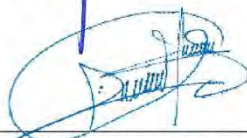
Los abajo firmantes, miembros del Comité Tutorial del estudiante **Agustín Barrera Sánchez** manifiestan que después de haber revisado el documento de tesis titulado **"Diseño de un sistema robótico de una órtesis activa para rodilla"** realizado bajo la dirección de **Dr. Andrés Blanco Ortega** y la codirección del **Dr. César Humberto Guzmán Valdivia**, el trabajo se **ACEPTA** para proceder a su impresión.

ATENTAMENTE


DR. ELADIO MARTÍNEZ RAYÓN
CENIDET


DR. ARTURO ABÚNDEZ PLIEGO
CENIDET


DR. RAFAEL CAMPOS AMEZCUA
CENIDET


DR. HÉCTOR RAMÓN AZCARAY RIVERA
Instituto Tecnológico de Oaxaca


DR. ANDRÉS BLANCO ORTEGA
CENIDET


DR. CÉSAR HUMBERTO GUZMÁN VALDIVIA
CENIDET

c.c.p: Mtra. Verónica Sotelo Boyas Jefa del Departamento de Servicios Escolares
c.c.p: Dr. Carlos Manuel Astorga Zaragoza Subdirector Académico
c.c.p: Expediente



Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,

C. P. 62400, Cuernavaca, México Tel. 01 (777) 3627770 ext. 4408

cenidet
Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico



Dedicatoria

Dedico este trabajo a mi familia, pero particularmente a mi hermosa hija Maya Barrera Maldonado por ser la inspiración en mi vida y alentarme en cada logro.

A Deifilia Ramírez Montes por apoyarme y estar conmigo en los momentos difíciles en esta etapa, muchas gracias.

En honor a mis padres:

Eliuth Sánchez Salinas

Antonio Barrera Martínez (†)

Por formar parte y ser un apoyo incondicional en cada etapa de mi vida.

Gracias a todos ellos por su amor y confianza

Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo financiero asignado para realizar mis estudios de doctorado con la beca No. 955924.

Al Tecnológico Nacional de México y al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico por las facilidades otorgadas para el desarrollo de esta tesis.

Al personal del Departamento de Servicios Escolares por su apoyo en los trámites administrativos durante mi estancia en el CENIDET.

Especialmente quiero externar mi agradecimiento a mi asesor, el Dr. Andrés Blanco Ortega, por permitirme colaborar con él, por ofrecerme su confianza, por su orientación en los temas relacionados con este trabajo, por su apoyo y el respaldo brindado en mi estancia durante el desarrollo de mi trabajo en el CENIDET. Gracias doc.

Al Dr. Cesar Humberto Guzmán Valdivia por su apoyo durante el desarrollo de este trabajo de investigación, gracias.

A mi comité revisor: Dr. Arturo Abúndez Pliego, Dr. Rafael Campos Amezcua, Dr. Eladio Martínez Rayón y al Dr. Héctor R. Azcaray Rivera, por sus acertados comentarios y observaciones durante el desarrollo de este trabajo.

A la Sra. María del Rocío Salazar Ruiz del Departamento de Ingeniería Mecánica del CENIDET por todo el apoyo otorgado.

A la Lic. Patricia Armas León por apoyarme y confiar en mí, muchas gracias teacher.

Resumen

En este trabajo de investigación, titulado “Diseño de un sistema robótico de una órtesis activa para rodilla”, se propone el diseño de un prototipo de una órtesis de rodilla orientado a mejorar la estabilidad de la extremidad inferior, facilitar el soporte de cargas y adaptarse a los requerimientos individuales de cada usuario. Este dispositivo se concibe tanto para procesos de rehabilitación como para un uso cotidiano. La investigación se enfoca en dos aspectos principales: el diseño mecánico de la órtesis y las técnicas de procesamiento de señales destinadas a sincronizar sus movimientos con los de la rodilla. Asimismo, se incorporan métodos de control orientados al seguimiento de trayectorias. Se realizó una revisión del estado del arte en la que se describen los movimientos de la rodilla, las principales causas de lesiones en esta articulación, los diferentes diseños de órtesis desarrollados en los últimos años y los sistemas de control empleados en dispositivos biomecatrónicos. Del mismo modo, se presentan los mecanismos utilizados en órtesis pasivas y activas, junto con una explicación de los parámetros biomecánicos y antropométricos considerados en su diseño. Además, se identifican los retos y desafíos que aún deben superarse en el desarrollo de este tipo de dispositivos ortopédicos.

En lo referente a la propuesta de diseño, la órtesis incluye estructuras ajustables que se colocan en paralelo al muslo y la pantorrilla. Para su funcionamiento, se diseñaron bases y poleas de doble canal que permiten integrar el sistema de actuación mediante cables Bowden. Como parte del proceso de validación, se efectuaron análisis estáticos y dinámicos del dispositivo, además de una co-simulación en MSC Adams y Simulink de Matlab, con el fin de comprobar que el diseño replicara correctamente los movimientos de flexión y extensión de la rodilla.

La construcción del prototipo se llevó a cabo mediante impresión 3D utilizando material PLA. Se implementó un sistema de control difuso-PID y se realizaron pruebas en distintos intervalos de tiempo para validar la funcionalidad del dispositivo. Se realizaron pruebas de flexión y extensión en lazo abierto, con un sistema de control basado en una placa Arduino y un puente H L298N.

Se presentan los resultados obtenidos tanto en la simulación realizada en Adams como en la co-simulación entre Simulink y Adams, cuyo objetivo fue reproducir el movimiento de flexión-extensión y evaluar el seguimiento de una trayectoria definida mediante un polinomio de Bézier. En la simulación en Adams del movimiento de flexión/extensión, se alcanzó un desplazamiento máximo de 119.2° , con una velocidad de $0^{\circ}/s$ en un tiempo aproximado de 3 segundos. Al llegar a la mitad del recorrido (aproximadamente 59.6°), se obtuvo la velocidad máxima de $54.36^{\circ}/s$ en un tiempo de 1.456 segundos. Se presentan los resultados del seguimiento de trayectoria durante el ciclo de la marcha, a partir de la simulación de la estrategia de control implementada mediante un controlador PID difuso. El seguimiento de la trayectoria se evaluó en intervalos de 10 y 42 segundos, mostrando una concordancia cercana con la deseada a través del polinomio, con un desfase de 2° y 1° , respectivamente.

Abstract

In this research work, entitled “Design of a Robotic System for an Active Knee Orthosis”, the design of a prototype knee orthosis is proposed, aimed at improving the stability of the lower limb, facilitating load support, and adapting to the individual requirements of each user. This device is conceived both for rehabilitation processes and for daily use. The research focuses on two main aspects: the mechanical design of the orthosis and the signal processing techniques intended to synchronize its movements with those of the knee. In addition, control methods aimed at trajectory tracking are incorporated.

A review of the state of the art was carried out, describing knee movements, the main causes of injuries in this joint, the different orthosis designs developed in recent years, and the control systems employed in biomechatronic devices. Likewise, the mechanisms used in passive and active orthoses are presented, together with an explanation of the biomechanical and anthropometric parameters considered in their design. Furthermore, the challenges and difficulties that must still be overcome in the development of these orthopedic devices are identified.

Regarding the design proposal, the orthosis includes adjustable structures placed parallel to the thigh and calf. For its operation, bases and double-channel pulleys were designed to integrate the actuation system using Bowden cables. As part of the validation process, static and dynamic analyses of the device were performed, as well as a co-simulation in MSC Adams and MATLAB Simulink, in order to verify that the design correctly replicated the flexion and extension movements of the knee.

The construction of the prototype was carried out using 3D printing with PLA material. A fuzzy-PID control system was implemented, and tests were conducted at different time intervals to validate the functionality of the device. Open-loop flexion and extension tests were also performed, using a control system based on an Arduino board and an L298N H-bridge.

The results obtained are presented both from the simulation carried out in Adams and from the co-simulation between Simulink and Adams, whose objective was to reproduce the flexion-extension movement and evaluate the tracking of a trajectory defined through

a Bézier polynomial. In the Adams simulation of the flexion/extension movement, a maximum displacement of 119.2° was reached, with a velocity of $0^{\circ}/s$ in approximately 3 seconds. At the midpoint of the movement (approximately 59.6°), the maximum velocity of $54.36^{\circ}/s$ was obtained at 1.456 seconds. Likewise, the results of trajectory tracking during the gait cycle are presented, based on the simulation of the control strategy implemented with a fuzzy-PID controller. The trajectory tracking was evaluated at 10 and 42 seconds, showing a close match to the desired trajectory defined by the polynomial, with offsets of 2° and 1° , respectively.

Contenido

Lista de Figuras-----	XIII
Lista de Tablas-----	XVII
Acrónimos y abreviaturas -----	XIX
Simbología-----	XXI
Capítulo 1 Introducción -----	1
1.1. Planteamiento del problema -----	4
1.2. Hipótesis-----	5
1.3. Objetivo general -----	5
1.3.1. Objetivos particulares. -----	6
1.4. Alcances y limitaciones -----	6
1.5. Antecedentes-----	7
Capítulo 2 Estado del arte -----	9
2.1. Rodilla-----	9
2.1.1. Movimientos de la rodilla-----	10
2.2. Órtesis-----	11
2.2.1. Mecanismos de órtesis robóticas-----	17
2.3. Retos y desafíos del uso de órtesis-----	23
2.4 Conclusión del estado de arte-----	27
Capítulo 3 Marco teórico -----	29
3.1. Sistemas mecánicos para dispositivos biomecatrónicos para rodilla -----	29
3.2. Control de órtesis. -----	30
3.3. Sensores.-----	33
3.3.1. Adquisición de señales electromiográficas (EMG) -----	34
3.3.2. Ubicación de músculos para electrodos.-----	34
3.3.3. Sensores Inerciales, IMUs. -----	36
3.3.4. Técnicas de procesamiento de señal. -----	37
3.3.5. Control electrónico. -----	38
3.4. Variables de diseño de una órtesis de rodilla. -----	40
3.4.1. Biomecánica y parámetros antropométricos de la rodilla. -----	41
3.4.2. Análisis cinemático de mecanismos. -----	43

Capítulo 4 Metodología	45
4.1. Diseño de la órtesis.	45
4.1.1. Parámetros de diseño.	45
4.1.2. Valores antropométricos promedio.....	47
4.1.3. Prototipo de órtesis.	50
4.1.4. Elementos estructurales de la órtesis.....	51
4.1.5. Sistema de ajuste del cable Bowden.	56
4.1.6. Base de fijación.	57
4.2. Cinemática del dispositivo.	58
4.3. Validación en CAE del dispositivo.	60
4.3.1. Órtesis en Adams.....	61
4.3.2. Seguimiento de trayectoria (flexión/extensión)	65
4.3.3. Seguimiento de trayectorias con Simulink/Adams	69
4.4. Análisis estático del diseño de la órtesis.....	73
4.4.1. Elementos de análisis.....	74
4.5. Selección de actuador.....	80
4.5.1. Revisión de actuadores	80
4.5.2. Cálculo del actuador.....	82
4.6. Tarjetas de control	85
4.6.1. Sensores Inerciales IMUs	86
4.6.2. Placas de control	88
4.6.3. Motor de CC.....	89
4.7. Estrategias de control de la órtesis para rodilla	90
4.7.1. Modelo dinámico.....	91
4.7.2. Código de control de motor a lazo abierto	94
4.7.3. Control del motor de corriente continua.....	95
4.7.4. Control Difuso PID	97
4.7.5. Reglas de control difuso PID	98
4.7.6. Modelo en Simulink del control difuso	100
Capítulo 5 Resultados.	103
5.1. Simulación de validación de la órtesis.....	103
5.1.1 Adams	103
5.1.2 Co-simulación Adams/Simulink	104

5.2 Análisis estático de las estructuras -----	106
5.3. Resultados de control de giro -----	116
5.4. Comparativo de la órtesis -----	119
5.5. Resultados simulación del control difuso -----	121
Capítulo 6 Conclusiones-----	124
6.1. Ventajas de la órtesis robótica para rodilla-----	129
6.2. Trabajo futuro-----	129
Referencias-----	131
Apéndice -----	142
Apéndice B. Códigos de Matlab -----	157
B.1 Código para del desplazamiento angular de la pantorrilla-----	157
B.2 Fórmula utilizada se ajustó con los valores de K_p , K_d , para simulación. -----	157
B.3 Parámetros de tiempo y posición en polinomio de Bézier. -----	157
B.4 Código para el IMU sensor WT901BLECL -----	158
B.5 Código para control del movimiento -----	159
Apéndice C. Publicaciones -----	160
C.1 Publicaciones realizadas-----	160
Apéndice D Trabajos de difusión y vinculación -----	163

Lista de Figuras

Figura 1. Localización del dolor asociado a la lesión de rodilla [4].	3
Figura 2. Instrumentación del banco de pruebas [12].	8
Figura 3. Articulación de rodilla [13], [14].	9
Figura 4. Esquema de seis grados de libertad de la rodilla [17].	10
Figura 5. Órtesis de: cadera, rodilla, tobillo y codo-muñeca-mano [6].	12
Figura 6. Órtesis activa de rodilla [5].	13
Figura 7. Sistema de órtesis de rodilla, compuesto por RKO (órtesis de rodilla derecha), 4 correas (S1-S4), FSR (puntera y talón FSR), motor eléctrico (EM), potenciómetro (POT), galgas extensométricas (SG), electrodos EMG (EMG E1-E3) e IMU [22].	13
Figura 8. Órtesis activa de rodilla utilizando tecnología ARES [23].	14
Figura 9. Exoesqueleto robótico/articulación activa en la rodilla y articulación en tobillo [24].	14
Figura 10. Estructuras de órtesis de rodilla.	16
Figura 11. Órtesis para rodilla con diseño de articulación: a). [31] y b). [32].	17
Figura 12. Órtesis convencional de metal y cuero bilateral de rodilla, tobillo y pie [33].	18
Figura 13. Articulación de rodilla con: a) bloqueo de anillo, b) palanca de resorte, c) bloqueo de palanca con compensación posterior, d) bloqueo de anillo de extensión / flexión, e) bloqueo automático del gatillo, f) con compensación posterior [34].	19
Figura 14. Ejemplos de mecanismos deslizantes con pasadores y paralelogramo múltiple [35].	20
Figura 15. Órtesis y exoesqueletos diseñados para facilitar los procesos de rehabilitación al brindar asistencia mecanizada al movimiento de locomoción del paciente, a) [36], b) [37], c) [38], d) [39], e) [40], f) [41], g) [42] y h) [32].	22
2.3. Retos y desafíos del uso de órtesis	23
Figura 16. Ejemplos de órtesis [43].	24
Figura 17. Órtesis para uso de rehabilitación [44].	24
Figura 18. Diagrama del sistema de robot FES [47].	26
Figura 19. Módulo de actuador de codo [48].	26
Figura 20. Sistema de sensores mioeléctricos implantable [59].	31
Figura 21. Esquema del sistema de control mioeléctrico proporcional [60].	31
Figura 22. Diagrama de bloques del control PID [5].	32
3.3. Sensores.	33

Figura 23. Ilustración de la configuración experimental de un exotraje atado para ayudar con la extensión de la rodilla al caminar [62].	34
Figura 24. Ubicación de músculos monitoreados [64].	35
Figura 25. Circuito de un IMU [65]	36
Figura 26. Colocación de IMUs, a) Ubicación de sensores y b) Diagrama de adquisición de señal [67].	37
Figura 27. Electrodo circular [68].	39
Figura 28. Placa de Arduino y cable de conexión.	39
Figura 29. Etapa de control	40
Figura 30. IMU sensor WT901BLECL	40
Figura 31. Movimientos de la rodilla [19].	42
Figura 32. Medición de datos antropométricos [75].	43
Figura 33. Órtesis de rodilla.	51
Figura 34. Base de muslo y pantorrilla.	52
Figura 35. Bases con bandas de velcro.	53
Figura 36. Estructura ajustable muslo: a. superior, b. inferior.	54
Figura 37. Estructura ajustable pantorrilla: a. superior y b. inferior.	54
Figura 38. Diseño de la unión tipo esfera con polea: a. polea en unión tipo esfera y b. unión tipo esfera completa.	55
Figura 39. Canales de las poleas.	56
Figura 40. Diseño de polea.	56
Figura 41. Bases de ajuste: a. base flotante de ajuste y b. base fija de ajuste	57
Figura 42. Diseño de las bases y tapas: a. base de motor y polea, b. base de estructura ajustable, c. tapa para polea de motor y sistema de ajuste y d. tapa de unión tipo esfera/polea	58
Figura 43. Despiece de base y ajuste de cables Bowden.	58
Figura 44. Mecanismo manivela-biela-corredora [79].	59
Figura 45. Esquema de cadena cinemática de la órtesis.	60
Figura 46. Desplazamiento de cadena cinemática de la órtesis.	60
Figura 47. Introducción de propiedades físicas.	62
Figura 48. Ubicación de conectores fijos y móviles.	63
Figura 49. Definición de variables de estado.	64
Figura 50. Ubicación de la fuerza en la órtesis.	64
Figura 51. Trayectoria definida en función del polinomio de Bézier.	66
Figura 52. Polinomio de Bézier en Matlab/Simulink.	67
Figura 53. Condición If-else en Matlab/Simulink para trayectoria completa.	68

Figura 54. Respuesta en Matlab/Simulink para trayectoria completa.-----	68
Figura 55. Asignación de variables de entrada y salida en Adams.-----	69
Figura 56. Exportar planta de órtesis. -----	70
Figura 57. Ventana de comandos de Matlab. -----	70
Figura 58. Controles en Simulink. -----	71
Figura 59. Parámetros de la planta de Adams en Simulink. -----	72
Figura 60. Control en Matlab/Simulink para trayectoria completa de co-simulación. -----	73
Figura 61. Mallado: a. Base del muslo, b. Estructura paralela al muslo parte superior.-----	75
Figura 62. El sistema de transmisión por cable Bowden para el exoesqueleto de rodilla blanda [85].-----	83
Figura 63. Aplicación Wit Motion -----	87
Figura 64. Pruebas del sensor WT901BLECL en MATLAB-----	88
Figura 65. a) Tarjeta controladora L298N seleccionada para controlar actuadores. B) Esquema de conexión de la tarjeta controladora L298N-----	88
Figura 66. Configuración de conexión de actuador -----	89
Figura 67. Motor de CC-----	90
Figura 68. Esquema de la órtesis. -----	91
Figura 69. Ciclo de caminata con polinomio 4, 5, 6, 7.-----	93
Figura 70. Trayectoria deseada Polinomio Bézier.-----	94
Figura 71. Esquema en Simulink de encoder. -----	96
Figura 72. Esquema en Simulink control de giro.-----	97
Figura 73. Funciones de membresía. -----	99
Figura 74. Diagrama de Simulink del control difuso PID. -----	101
Figura 75. Diagrama de Simulink del control/planta de Adams. -----	102
Figura 76. Simulación de la órtesis. -----	104
Figura 77. Seguimiento de la trayectoria deseada (xd) para Flexión. -----	104
Figura 78. Seguimiento de la trayectoria deseada (xd) para Extensión.-----	105
Figura 79. Seguimiento de la trayectoria completa Flexión/Extensión. -----	106
Figura 80. Prototipo físico fabricado en PLA.-----	117
Figura 81. Control del actuador. -----	118
Figura 82. Control de giro del motor. -----	119
Figura 83. Simulación/control difuso PID: -----	122
Figura 84. Comparativo de Simulación/control difuso PID vs control PID: a. simulación en t=10 s y b. simulación en t=42 s. -----	123
Apéndice A. Dibujos de detalle del ensamble de la órtesis -----	142

Figura A.1. Partes principales del ensamble de la órtesis. -----	142
Figura A.2. Dibujo de detalle: Base de Muslo-lado exterior. -----	143
Figura A.3. Dibujo de detalle: Base de Muslo-lado interior. -----	144
Figura A.4. Dibujo de detalle: Estructura ajustable muslo superior-lado exterior. -----	145
Figura A.5. Dibujo de detalle: Estructura ajustable muslo inferior-lado exterior. -----	146
Figura A.6. Dibujo de detalle: Estructura ajustable pantorrilla superior-lado exterior. -----	147
Figura A.7. Dibujo de detalle: Estructura ajustable pantorrilla inferior-lado exterior. -----	148
Figura A.8. Dibujo de detalle: revoluta solida-lado exterior. -----	149
Figura A.9. Dibujo de detalle: revoluta hueca con polea-lado exterior. -----	150
Figura A.10. Dibujo de detalle: revoluta hueca derecha-lado exterior. -----	151
Figura A.11. Dibujo de detalle: revoluta hueca izquierda-lado exterior. -----	152
Figura A.12. Dibujo de detalle: base pantorrilla-lado exterior. -----	153
Figura A.13. Dibujo de detalle: base pantorrilla-lado interior. -----	154
Figura A.14. Dibujo de detalle: polea para motor. -----	155
Figura A.15. Dibujo de detalle: Base para motor. -----	156
Figura C-1. Certificado de publicación del manuscrito. -----	160
Figura C-2. Primera página de la publicación del manuscrito. -----	161
Figura C-3. Certificado de publicación del manuscrito. -----	162
Figura D-1. Constancia de participación octubre 2022. -----	163
Figura D-2. Portada de ponencia. -----	164
Figura D-3. Constancia. -----	164
Figura D-4. Constancia de participación noviembre 2024. -----	165
Figura D-5. Invitación. -----	166
Figura D-6. Constancia de participación. -----	167

Lista de Tablas

Tabla 1: Clasificación de la órtesis.	11
Tabla 2. Resumen de tipos de órtesis.	28
Tabla 3. Consideraciones comunes para desarrollo de prótesis.	30
Tabla 4. Parámetros antropométricos.	43
Tabla 5. Rangos de movimiento de la rodilla.	46
Tabla 6. Velocidades angulares típicas en el movimiento humano.	46
Tabla 7. Pares isométricos típicos medidos por dinamómetros isocinéticos.	47
Tabla 8: Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser [78].	48
Tabla 9: Estimación de la longitud de segmentos corporales.	48
Tabla 10. Propiedades de los materiales de la órtesis para rodilla.	74
Tabla 11. Detalles de las cargas y sujeciones de la base del muslo	75
Tabla 12. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura superior paralela muslo.....	76
Tabla 13. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura inferior paralela muslo	77
Tabla 14. Detalles de las cargas y sujeciones de la unión tipo esfera (parte superior)	77
Tabla 15. Detalles de las cargas y sujeciones de la unión tipo esfera (parte inferior)	78
Tabla 16. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura superior paralela pantorrilla ----	78
Tabla 17. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura inferior paralela pantorrilla ----	79
Tabla 18. Detalles de las cargas y sujeciones de la base de la pantorrilla.....	79
Tabla 19. Velocidades angulares típicas en el movimiento humano.	80
Tabla 20. Pares de articulación isométricos típicos medidos por dinamómetros isocinéticos. ---	81
Tabla 21. Reglas difusas para ΔK_p	99
Tabla 22. Reglas difusas para ΔK_l	100
Tabla 23. Reglas difusas para ΔK_D	100
Tabla 24. Resultados de la estructura ajustable para muslo.	107
Tabla 25. Resultados de la estructura ajustable para pantorrilla.	108
Tabla 26. Resultados de la estructura ajustable superior paralela al muslo.	109
Tabla 27. Resultados de la estructura ajustable inferior paralela al muslo.	110

Tabla 28. Resultados de la unión tipo esfera. -----	111
Tabla 29. Resultados de la unión tipo esfera. -----	112
Tabla 30. Resultados de la estructura superior paralela a la pantorrilla. -----	113
Tabla 31. Resultados de la estructura inferior paralela a la pantorrilla -----	114
Tabla 32. Resultados del análisis estático del diseño del prototipo virtual. -----	115
Tabla 33. Comparativo de órtesis. -----	120
Tabla 34. Objetivos vs Conclusiones. -----	128

Acrónimos y abreviaturas

CC	Corriente Continua
EMG	Señales mioeléctricas
sEMG	Señales mioeléctricas superficiales
FO	Órtesis de pie
AFO	Órtesis de tobillo-pie
KO	Órtesis de rodilla
KAFO	Órtesis de rodilla-tobillo-pie
HpO	Órtesis de cadera
HKO	Órtesis de cadera-rodilla
HKAFO	Órtesis de cadera-rodilla-tobillo-pie
RKO	Órtesis de rodilla derecha
PID	Proporcional-Integral-Derivativo
PD	Proporcional-Derivativo
SG	Galgas extensométricas
IMU	Módulo de unidades inerciales
POT	Potenciómetro
FSR	<i>Force sensing resistor</i>
BLCD	motor de CC sin escobillas
AwAS	Actuador con rigidez ajustable
DOF	Grados de libertad
MRIA	Actuador de impedancia de rotación mecánica
CPEA	Actuador elástico paralelo embragado
FES	Estimulación eléctrica funcional
MVC	Máxima contracción voluntaria
MDM	Método de media dinámica (<i>Mean dynamic method</i>)
PDM	Método de pico dinámico (<i>Peak dynamic method</i>)

Long	Longitud
art	Articulación
CAE	Ingeniería asistida por computadora (<i>Computer Aided Engineering</i>)
CAD	Diseño asistido por computadora
F	Fuerza
CG	Centro de gravedad
IMU	Unidades de medida inercial

Simbología

X_{norm}	Señal mioeléctrica normalizada
X_i	Señal mioeléctrica rectificada
X_{media}	Señal mioeléctrica rectificada durante un ciclo de marcha
X_{base}	Señal mioeléctrica rectificada en reposo
X_{pico}	Señal mioeléctrica rectificada durante un ciclo de marcha
F	Fuerza
K_p	Ganancia proporcional para control de simulación
K_d	Ganancia derivativa
K_i	Ganancia integral
x	Trayectoria de simulación
xd	Trayectoria deseada
Dxd	Velocidad de la trayectoria deseada
$DDxd$	Aceleración de la trayectoria deseada
t	Tiempo en segundos.
t_i	Tiempo inicial
t_f	Tiempo final
τ	Par de torsión
R	Radio
τ_{gp}	Par de torsión de una polea
T_{eg}	Tensión de extensión
T_{fg}	Tensión de flexión
R_{GP}	Radio de la polea
m	Masa
ϑ	Desplazamiento
g	Gravedad
l	Longitud
w	Velocidad angular

Capítulo 1

Introducción

Las personas son, por naturaleza, activas y dedican su tiempo a actividades orientadas a satisfacer diversas necesidades y deseos. En México, alrededor del 51% de la población presenta algún tipo de discapacidad, siendo la motriz la más frecuente. Un número considerable de personas enfrentan limitaciones en su actividad diaria debido a la debilidad o ausencia de movimiento en uno o ambos miembros inferiores, lo que dificulta su capacidad para caminar o desplazarse. Estas limitaciones pueden originarse en distintos tipos de lesiones o en el deterioro asociado con el envejecimiento. La discapacidad se define como la restricción o ausencia de la capacidad de realizar actividades consideradas habituales en cualquier persona [1].

El sitio web Plan Seguro [2] reporta que, en promedio, un hospital público de alta especialidad ubicado en la Ciudad de México atiende anualmente en su servicio de urgencias a más de 12 mil pacientes que requieren algún tipo de intervención quirúrgica derivada de fracturas, siendo las lesiones de rodilla de las más recurrentes. En las personas jóvenes, y sobre todo las que realizan actividades deportivas, las lesiones más comunes corresponden a meniscos, ligamentos, cartílago articular y luxaciones de rótula. Las lesiones de rodilla pueden clasificarse en dos tipos [3]:

1. Lesiones repentinas o agudas: es el tipo más común de lesiones de rodillas; usualmente ocurren cuando hay un golpe directo o sucede un movimiento abrupto de torsión, doblez o caída sobre de la rodilla. En algunos casos, los nervios y vasos

sanguíneos también pueden verse afectados. Las lesiones agudas más frecuentes son: esguinces, desgarros de menisco, desgarros de ligamentos (siendo el más común el del ligamento medial colateral), fracturas o dislocaciones.

2. Lesiones por sobreuso: estas lesiones se presentan cuando hay actividades repetitivas que producen una presión o torsión sobre la rodilla de manera continua. Prácticas como la escalada, el spinning o los saltos fatigan la articulación y los tejidos circundantes, provocando inflamación e irritación. Algunos ejemplos de estas lesiones son: bursitis, tendinitis, síndrome de la plica, disfunción patelofemoral y síndrome de la banda iliotibial.

Existen otros problemas que no son provocados de manera directa por accidentes o lesiones como:

- Osteoartritis o enfermedad articular degenerativa, que produce dolor en la rodilla y suele aparecer en la zona previamente lesionada.
- Enfermedad de Osgood-Schlatter, usualmente en niños de entre 11 a 15 años.
- Quiste poplíteo o de Baker, causa inflamación en el área posterior de la rodilla.
- Osteocondritis disecante que genera dolor e inmovilidad debido a la pérdida de irrigación sanguínea en un fragmento de hueso o cartílago, lo que ocasiona su necrosis.

La Figura 1 muestra la localización del dolor según el tipo de lesión en las diferentes zonas de la rodilla [4]

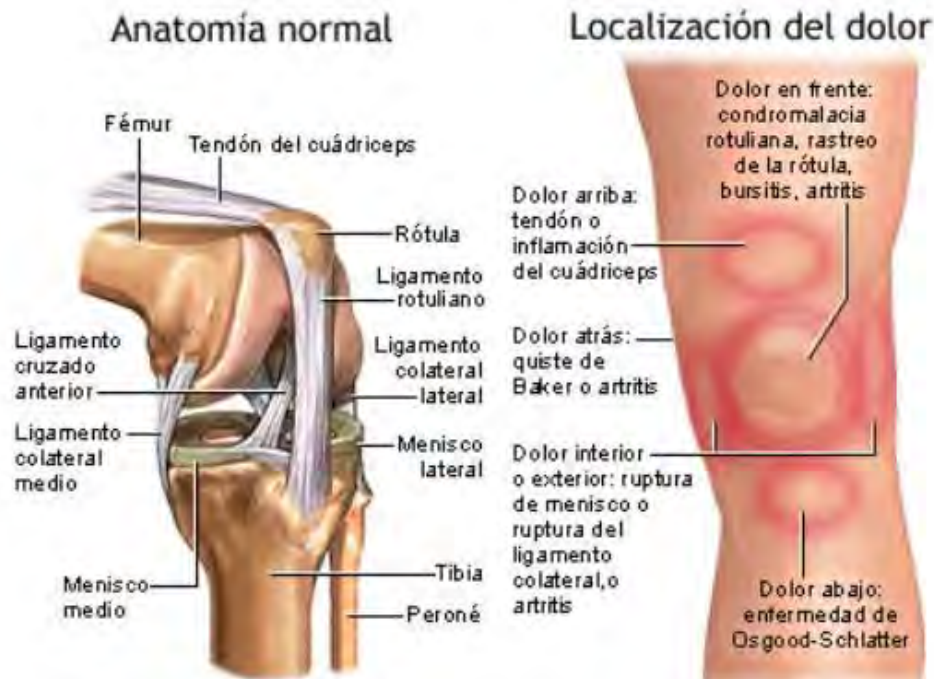


Figura 1. Localización del dolor asociado a la lesión de rodilla [4].

El envejecimiento puede generar múltiples problemas, siendo el deterioro funcional uno de los más directos y graves a los que se enfrenta la población de la tercera edad. En particular, los trastornos de la marcha y las deficiencias en las extremidades inferiores constituyen problemas físicos muy frecuentes en este grupo, los cuales limitan su autonomía y afectan de manera significativa su calidad de vida. Por ello, la tecnología desempeña un papel cada vez más relevante en la atención de sus necesidades y en la solución de sus problemas [5].

Este tipo de discapacidad, debido a su alta incidencia, afecta a la población tanto en el ámbito social como en el económico, ya que impide la realización normal de actividades cotidianas y físicas. A ello se suman los gastos adicionales derivados de los cuidados y procesos de rehabilitación que requiere el paciente. Cualquier dispositivo que intervenga activamente en la dinámica corporal e interactúe con el organismo humano mediante un sistema de control sensorial se considera un dispositivo robótico o, de manera más específica, dispositivo biomecatrónico. Los exoesqueletos son estructuras rígidas que abarcan varias articulaciones, mientras que las órtesis se clasifican en función del número de articulaciones con las que interactúan. Es decir, los exoesqueletos se definen como

dispositivos rígidos que asisten a múltiples articulaciones humanas, mientras que las órtesis se enfocan en una sola articulación [6]. Las órtesis pueden clasificarse en tres tipos: estáticas, que son dispositivos rígidos en los cuales las articulaciones no cuentan con fuentes externas que generen movimiento; dinámicas, que incluyen componentes articulares que permiten definir rangos de movilidad y se complementan con fuentes externas para generar el movimiento; y mixtas o híbridas, cuando incorporan tanto elementos estáticos como dinámicos [7].

Una alternativa para facilitar los procesos de rehabilitación y mejorar el movimiento de las extremidades inferiores en actividades diarias es el empleo de dispositivos biomecátricos, como las órtesis. Estas se definen como dispositivos aplicados externamente sobre el cuerpo humano o una parte de él, utilizados para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuromusculoesquelético, con el fin de mantener, mejorar o recuperar la función de las extremidades [7], [8]. Las órtesis de rodilla se utilizan en fisioterapia y ortopedia, no solo en el tratamiento de afecciones de esta articulación, sino también en la prevención de lesiones [9].

En esta investigación se plantea el desarrollo de una órtesis de rodilla, de bajo costo en comparación con las disponibles comercialmente, que contribuya a mejorar la estabilidad y el movimiento de la extremidad afectada por debilidad muscular.

1.1. Planteamiento del problema

La investigación del estado del arte realizada revela que una de las discapacidades motrices más recurrentes es la lesión de rodilla [2]. Este tipo de lesión constituye un problema significativo para el desarrollo de las actividades diarias, ya que afecta de manera considerable la capacidad de caminar o desplazarse. Esta limitación repercute directamente en la economía de los pacientes, puesto que la dificultad para caminar implica gastos adicionales destinados a costear tratamientos analgésicos y de rehabilitación para recuperar la movilidad normal de las extremidades inferiores.

Existen diversos tipos de órtesis para extremidades superiores e inferiores, cuya aplicación depende de la articulación lesionada. En el caso de las extremidades inferiores, estas abarcan órtesis de pie, tobillo, rodilla y cadera, e incluso pueden

combinar varias de estas articulaciones. Es evidente que el uso de órtesis en las extremidades inferiores facilita la realización de las tareas cotidianas y contribuye a los procesos de rehabilitación, al mejorar la estabilidad articular, contrarrestar la debilidad muscular y proporcionar soporte adicional para la ejecución de actividades que requieren mayor fuerza en las extremidades afectadas.

En este proyecto de investigación se propone el diseño de un prototipo de órtesis para rodilla que contribuya a mejorar la estabilidad de la extremidad afectada por debilidad muscular y por lesiones en ligamentos y articulaciones. Se busca que el prototipo brinde estabilidad durante la aplicación de cargas y que sea adaptable, es decir, que pueda ajustarse a las condiciones físicas y a las necesidades individuales de los usuarios. De este modo, se plantea su uso tanto en procesos de rehabilitación como en la rutina diaria, de acuerdo con la complejidad de la lesión.

Con la incorporación de nuevos materiales, hardware y software, se pretende que la órtesis sea funcional, ligera, duradera y accesible en términos económicos. La investigación se centra en los desafíos asociados al diseño mecánico de la órtesis, la selección de hardware (como sensores mioeléctricos o inerciales y actuadores) y las técnicas de procesamiento de señales destinadas a sincronizar los movimientos de la órtesis con los del usuario.

1.2. Hipótesis

La implementación de un sistema de control con un algoritmo de coordinación, para sincronizar los movimientos de la órtesis con los del usuario, ayudará a reducir el gasto metabólico del usuario al minimizar la alteración de la cinemática de la rodilla.

1.3. Objetivo general

Diseñar y construir un sistema robótico de una órtesis activa de rodilla que sea funcional y robusta, capaz de facilitar el movimiento y la estabilidad de los músculos débiles o dañados en la extremidad inferior.

1.3.1. Objetivos particulares.

- Obtener la información de las variables a considerar para el planteamiento del diseño del prototipo (como articulaciones, tipos de elementos y actuadores).
- Diseñar el prototipo adaptable, funcional y dinámico de la órtesis para rodilla.
- Revisar y seleccionar los sensores que permitan un control activo y funcional de la órtesis.
- Investigar y considerar las propiedades físicas de materiales para la construcción del prototipo.
- Realizar el análisis cinemático y dinámico sobre los elementos y articulaciones del prototipo.
- Evaluar el diseño del prototipo con base a las consideraciones de las propiedades de los materiales y del diseño en un ambiente virtual.

1.4. Alcances y limitaciones

Los alcances de este proyecto son los siguientes:

- Revisión y análisis del estado de arte respecto a órtesis, técnicas para el procesamiento de señales. Sensores inerciales y sincronización de la marcha
- Se investigarán y obtendrán las variables a considerar para el planteamiento del diseño del prototipo (como articulaciones, tipos de elementos y actuadores).
- Se diseñará un prototipo de órtesis dinámica de rodilla que sea funcional y adaptable para las personas.
- Se revisarán y analizarán sensores que permitan un control activo y funcional de la órtesis.
- Análisis y selección de actuadores y sensores para el funcionamiento correcto de la órtesis.
- Revisión y análisis de las técnicas de procesamiento de señales para elaborar un sistema de control.

- Revisión y consideración de materiales para la construcción del prototipo de la órtesis.
- Planteamiento del modelo matemático cinemático y dinámico de la órtesis considerando cada elemento y articulación que lo constituye.
- Se implementarán estrategias de control (sistema síncrono de marcha) del prototipo de la órtesis en una simulación usando un prototipo virtual.
- Construcción de un prototipo de órtesis dinámica para rodilla.
- Se plantearán estrategias de control y se implementarán en el prototipo físico de la órtesis, para replicar los movimientos de la rodilla.

Las limitaciones son:

- Pruebas del prototipo con personas sanas.

1.5. Antecedentes

La rehabilitación es un tema de gran interés que ha sido abordado en el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) mediante el desarrollo de proyectos de investigación, los cuales incluyen aspectos de control, modelado, simulación, así como procesamiento y adquisición de señales aplicados a dispositivos biomecátrónicos destinados a la rehabilitación de miembros superiores e inferiores.

En el procesamiento y adquisición de señales para la manipulación y control de prototipos biomecátrónicos orientados a la rehabilitación, destacan las técnicas de procesamiento de señales mioeléctricas (EMG). Entre las herramientas empleadas se encuentra un algoritmo computacional en tiempo real, de bajo costo, basado en EMG, enfocado en la generación de señales binarias para accionar un motor de corriente continua conectado a la articulación de la cadera de un exoesqueleto [10]. Las EMG son señales biomédicas generadas por la contracción de los músculos del cuerpo, producidas por el intercambio de iones a través de las membranas musculares. Estas señales se han utilizado principalmente en el análisis de la fatiga muscular, el diagnóstico de enfermedades neuromusculares y el control mioeléctrico de prótesis y dispositivos biomecátrónicos [11].

En 2018, Ruiz [11] propuso una metodología para evaluar el estado físico de los músculos durante el proceso de rehabilitación de tobillo, basada en el análisis de las características de las señales mioeléctricas (sEMG). Por otra parte, en la investigación presentada en el 2019 por Lara [12], se expone un análisis biomecánico del ciclo de la marcha humana, con el propósito de implementar control activo en prótesis a través de un banco de pruebas, Figura 2.

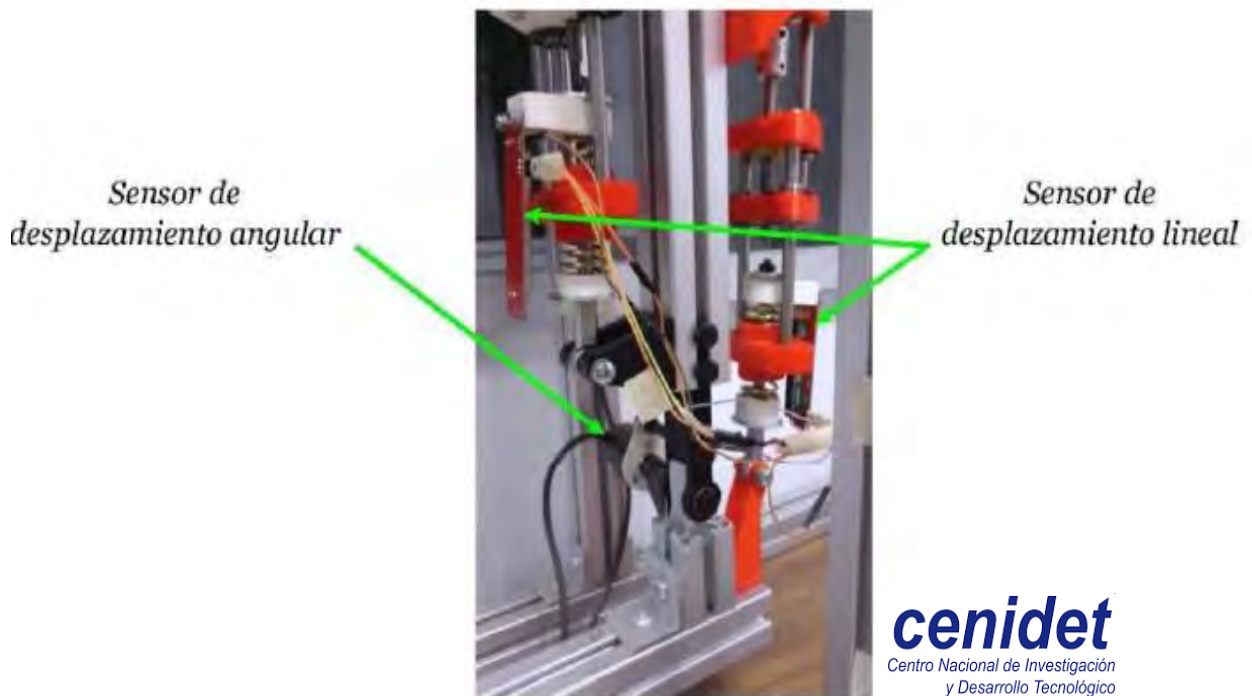


Figura 2. Instrumentación del banco de pruebas [12].

La elaboración de este tipo de trabajos y el desarrollo de prototipos permiten establecer con mayor claridad las líneas de investigación a seguir, con el fin de alcanzar avances significativos en los procesos de rehabilitación en beneficio de las personas.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. Rodilla

La rodilla es una articulación compleja de tipo bisagra, ubicada entre los cóndilos medial y lateral del fémur y la meseta tibial medial y lateral, ver Figura 3. Debido a la forma y asimetría de los cóndilos, el eje instantáneo del movimiento de flexión-extensión de la rodilla varía a lo largo de todo el arco de movimiento. A medida que la rodilla se mueve de extensión a la flexión, el centro instantáneo de rotación se desplaza [9]. Este comportamiento debe considerarse en el diseño de órtesis, exoesqueletos y prótesis; no obstante, debido a su complejidad, la mayoría de estos dispositivos lo simplifica como una unión de tipo revoluta.

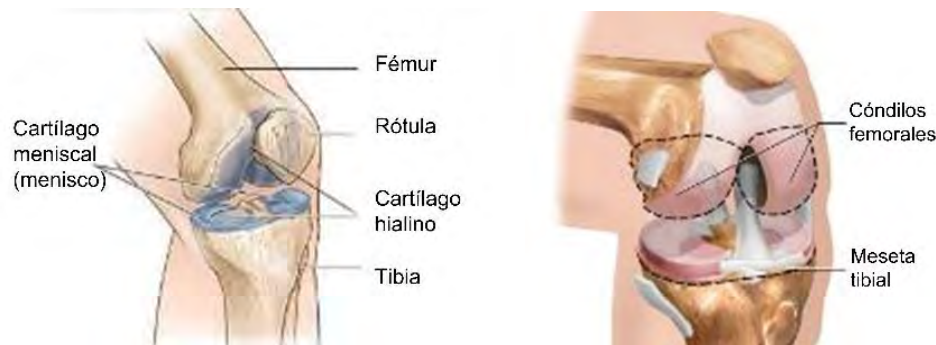


Figura 3. Articulación de rodilla [13], [14].

2.1.1. Movimientos de la rodilla

Se han propuesto diversos modelos de cinemática de la rodilla, fundamentados en la movilidad articular relativa entre dos cuerpos rígidos conectados. Estos modelos han evolucionado en función de la cinética de la rodilla, la cual describe las fuerzas que actúan sobre la articulación y generan el movimiento. Las fuerzas cinéticas se clasifican como fuerzas externas, que actúan sobre el cuerpo, y fuerzas internas, generadas por las estructuras de tejidos blandos y contracción muscular. Estas fuerzas dan lugar al movimiento y han sido estudiadas en modelos que van desde aquellos con dos grados de libertad (GDL) hasta los más recientes que consideran seis GDL.

El modelo más empleado en la actualidad es el de seis GDL, el cual contempla la traslación y rotación de puntos específicos de dos segmentos en relación mutua. Los desplazamientos para la rotación se pueden definir como flexión-extensión, aducción-abducción y rotación interna-externa, mientras que los desplazamientos de la traslación se definen como medio-lateral, anterior-posterior y compresión-distracción, ver Figura 4 [9], [15], [16].

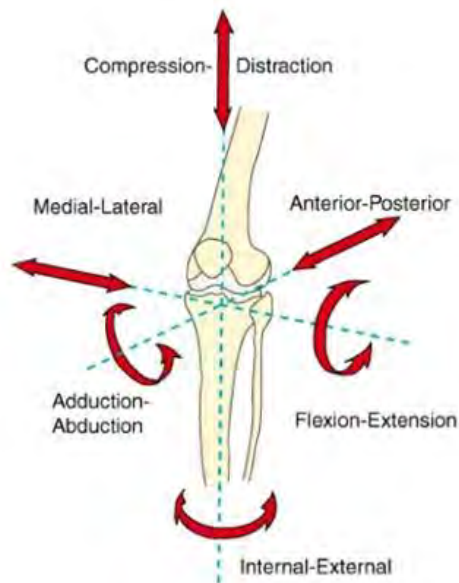


Figura 4. Esquema de seis grados de libertad de la rodilla [17].

2.2. Órtesis

Como se mencionó en la sección 1, las órtesis son dispositivos biomecatrónicos que operan de manera paralela a las extremidades del cuerpo humano, con el propósito de facilitar la realización de actividades físicas. Las órtesis robóticas poseen el potencial de brindar una rehabilitación más efectiva de las extremidades superiores e inferiores, superando al mismo tiempo las limitaciones propias de la intervención terapéutica tradicional.

Las órtesis para extremidades inferiores pueden clasificarse de acuerdo con distintos criterios: el segmento anatómico involucrado (cervical, torácico, lumbar, etc.); el tipo de restricción que proporcionan (flexible, rígida o semirrígida); el objetivo de la prescripción (soporte, inmovilización, corrección, entre otros); y la patología a la que se dirigen (escoliosis, fracturas, parálisis nerviosas, entre otras). En la Tabla 1 se presenta una clasificación general basada en la articulación para la cual fueron diseñadas [7], [18], [19].

Tabla 1: Clasificación de la órtesis.

Órtesis	Nombre
FO	Órtesis de pie
AFO	Órtesis de tobillo-pie
KO	Órtesis de rodilla
KAFO	Órtesis de rodilla-tobillo-pie
HpO	Órtesis de cadera
HKO	Órtesis de cadera-rodilla
HKAFO	Órtesis de cadera-rodilla-tobillo-pie

En 2019, Popovic [6] presenta una revisión del estado del arte de diversos sistemas ortopédicos para la cadera, tobillo, hombro, codo, muñeca y mano, con el objetivo de proporcionar un panorama general de las tecnologías de vanguardia, ver Figura 5.



Figura 5. Órtesis de: cadera, rodilla, tobillo y codo-muñeca-mano [6].

Las órtesis de tobillo-pie (AFO, por sus siglas en inglés) se prescriben con frecuencia para brindar asistencia funcional a pacientes con lesiones o debilidad en las extremidades inferiores. Se ha demostrado que las AFO pasivas resultan efectivas para mejorar la marcha y el desempeño en pacientes con debilidad musculoesquelética. Este tipo de órtesis depende de elementos mecánicos pasivos, como resortes, amortiguadores o cables flexibles, para mejorar la capacidad de desplazamiento. Sin embargo, debido a la naturaleza pasiva del resorte en las AFO tradicionales, estas únicamente regresan a una posición neutral cuando no están cargadas, en lugar de generar la potencia máxima y el trabajo observados en un tobillo intacto.

Por el contrario, las AFO activas permiten un mayor rango de movimiento, proporcionan amortiguación activa en el impacto del talón y generan un impulso motorizado; no obstante, suelen ser más pesadas y voluminosas que los diseños pasivos, lo que puede resultar energéticamente desfavorable [20]. Se ha desarrollado, por ejemplo, una órtesis ligera para tobillo-pie que utiliza músculos artificiales neumáticos y cuyo peso es de 1.6 kg. Esta órtesis incorpora un control proporcional mioeléctrico y fue probada en un paciente de 100 kg [21].

Se presenta una órtesis activa de rodilla, ver Figura 6, que comprende una articulación de rodilla activa, un sistema de transmisión de vaina de doble tendón y un sistema de control. Para validar su viabilidad se empleó un controlador PID, y posteriormente se desarrolló un controlador difuso con el fin de realizar experimentos de asistencia a la marcha [5].

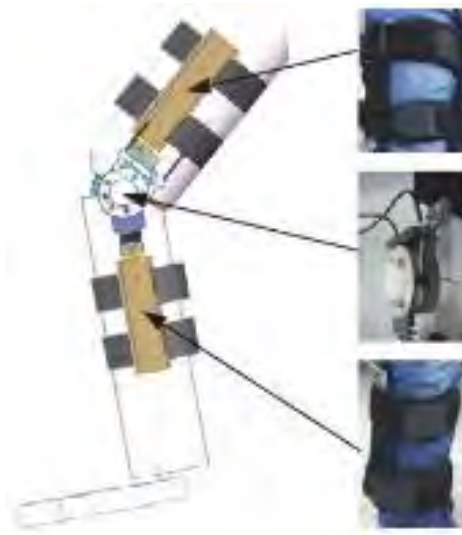


Figura 6. Órtesis activa de rodilla [5].

Se propone una órtesis de rodilla motorizada diseñada para mejorar la función de la marcha en pacientes con patologías relacionadas. El sistema integra el dispositivo ortopédico con sensores de torque y ángulo, un actuador eléctrico y sensores portátiles, entre los que se incluyen una unidad de medición inercial, resistencias sensibles a la fuerza y sensores de electromiografía. Esto permite desarrollar herramientas de rehabilitación y aplicar diversas técnicas de asistencia al movimiento. La órtesis fue probada en un grupo de usuarios sanos, quienes ejecutaron trayectorias predefinidas durante la marcha en terreno llano y a diferentes velocidades, ver Figura 7 [22].

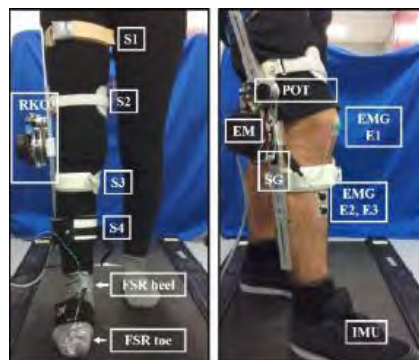


Figura 7. Sistema de órtesis de rodilla, compuesto por RKO (órtesis de rodilla derecha), 4 correas (S1-S4), FSR (puntera y talón FSR), motor eléctrico (EM), potenciómetro (POT), galgas extensométricas (SG), electrodos EMG (EMG E1-E3) e IMU [22].

Una órtesis robótica diseñada para asistir la marcha y apoyar la rehabilitación de pacientes con trastornos neurológicos, como esclerosis múltiple, pospoliomielitis y accidente cerebrovascular, fue presentada por García *et al.* en 2016 [23], ver Figura 8. El funcionamiento de la articulación se basa en la tecnología ARES (Actuador con Rigidez Ajustable y Sensor Embebido), desarrollada en el Centro de Automatización y Robótica, la cual proporciona potencia y control a cada articulación.



Figura 8. Órtesis activa de rodilla utilizando tecnología ARES [23].

En 2018, Lora *et al.* [24] presentaron un exoesqueleto robótico que incorpora una articulación activa en la rodilla y una articulación pasiva en el tobillo. Este diseño incluye un motor de corriente continua, un reductor *harmonic drive* y diversos sensores, entre ellos potenciómetros y galgas extensiométricas ubicados en la articulación de la rodilla, así como sensores FSR (Force Sensing Resistor) colocados en las plantillas de los pies y cuatro sensores inerciales distribuidos a lo largo de ambas piernas, ver Figura 9.



Figura 9. Exoesqueleto robótico/articulación activa en la rodilla y articulación en tobillo [24].

Se propuso el diseño y evaluación de un exoesqueleto de rodilla autónomo en términos energéticos, orientado a facilitar la carrera. Este dispositivo consiste en una rodillera con un mecanismo motorizado que coloca y retira activamente un resorte en paralelo con la articulación de la rodilla. El sistema de control asegura que el resorte opere en paralelo con la articulación desde aproximadamente el impacto del talón hasta el despegue, y se desacople durante la fase de balanceo de la carrera [25].

En 2013, Karavas *et al.* [26] presentaron una técnica genérica para estimar la rigidez articular activa, basada en un modelo musculoesquelético accionado por EMG, cuyos parámetros fueron ajustados mediante datos experimentales. Utilizaron un exoesqueleto para la extremidad inferior conformado por dos segmentos de enlace fijados al muslo y a la pierna, respectivamente, y un sistema de actuación rotacional que impulsa la articulación.

Dado que la pierna exhibe un comportamiento similar al de un resorte durante la fase de postura de la carrera, se propuso un exoesqueleto elástico paralelo que incorpora un embrague para desacoplar un resorte en paralelo a la pierna, evitando así restringir los movimientos en la fase de balanceo. Este sistema emplea un embrague de transmisión mediante engranajes planetarios. Se diseñó una estrategia de control para bloquear el embrague en la extensión máxima de la rodilla, utilizando un giroscopio de frecuencia integrado y un codificador de articulación [27].

En el 2017, Cantú *et al.*, [28], propusieron un sistema de control para una órtesis de rodilla basado en un esquema de aprendizaje tácito, el cual ajusta los puntos de referencia de acuerdo con el progreso de los pacientes.

En los diseños de órtesis robóticas se han implementado diversos tipos de actuadores, tales como motores rotativos, actuadores lineales, actuadores electromecánicos y mecánicos. Se han desarrollado músculos artificiales de tipo hidráulico y neumático. Esto dio lugar a trabajos como el de Rogers *et al.* [29], quienes plantearon el diseño de un exoesqueleto neumático con el objetivo de reducir la actividad muscular de los extensores de rodilla durante la marcha en pendiente negativa. Este dispositivo integra una cámara de aire que se activa y desactiva mediante una válvula solenoide, ofreciendo resistencia a la flexión de la rodilla cuando se encuentra activa.

En 2019, Zhu *et al.* [30], propusieron una órtesis que emplea un actuador de accionamiento cuasi directo con una transmisión de baja relación (7:1), con el fin de disminuir de manera significativa la inercia reflejada y mejorar la capacidad de marcha hacia atrás. Para lograr una asistencia efectiva, se utilizó un motor de corriente continua sin escobillas (BLDC) personalizado, con devanados encapsulados para optimizar el entorno térmico del motor y, en consecuencia, aumentar su par continuo de salida.

En términos generales, estos dispositivos persiguen objetivos como disminuir la actividad muscular en los extensores de rodilla, proporcionar asistencia a adultos mayores y apoyar en la rehabilitación posoperatoria, ver Figura 10.

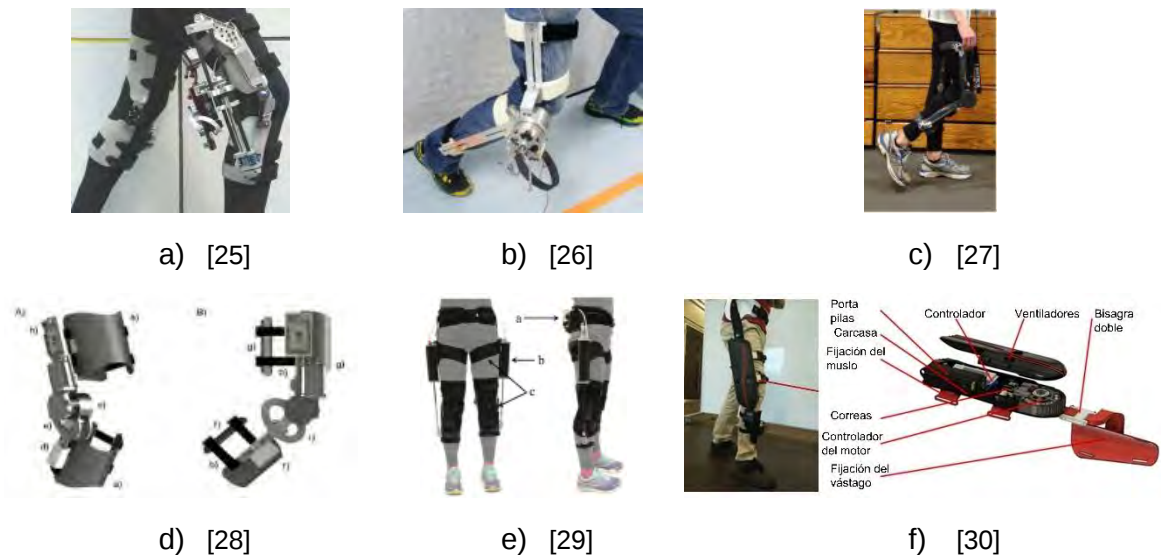


Figura 10. Estructuras de órtesis de rodilla.

Estudios recientes han evidenciado avances significativos en la recuperación de lesiones de rodilla mediante el uso de órtesis en los procesos de rehabilitación. En 2020, Fesharaki *et al.* [31], propusieron la utilización de una órtesis de rodilla con un diseño articular de dos GDL, ver Figura 11. Señalan que el empleo de órtesis para extremidades inferiores, particularmente en la rodilla, contribuye a la rehabilitación al mejorar la velocidad de la marcha, la longitud de la zancada y la aplicación de fuerza en la extremidad durante la flexión. Se planteó un exoesqueleto robótico de asistencia para la articulación de la rodilla, caracterizado por un bajo consumo energético, con aplicaciones en el ámbito industrial. Este exoesqueleto se basa en un mecanismo de cuatro barras con un actuador

rotatorio y un resorte de gas, lo que permite alcanzar una alta relación potencia-peso. La configuración singular seleccionada posibilita que el dispositivo brinde soporte a la articulación de la rodilla durante las etapas de carga en posición estática (sentado), así como en la transición entre las posturas de pie y sentado [32].

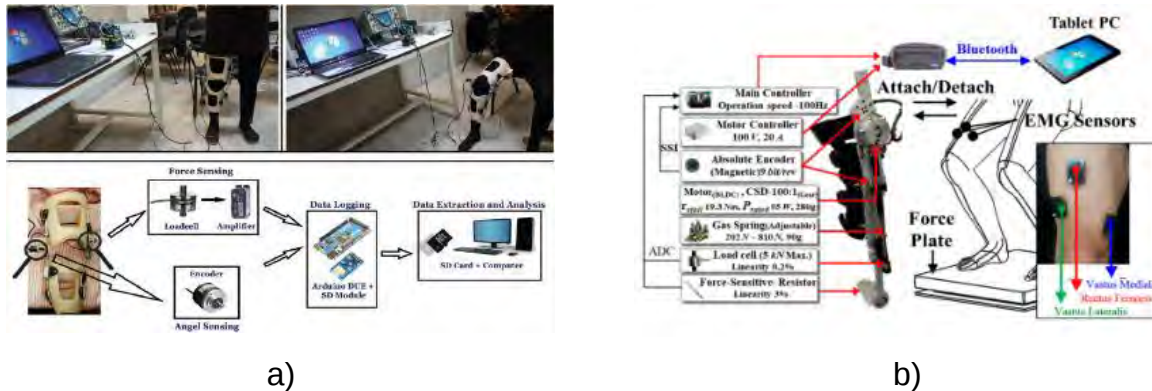


Figura 11. Órtesis para rodilla con diseño de articulación: a). [31] y b). [32].

2.2.1. Mecanismos de órtesis robóticas

En el diseño de dispositivos ortopédicos biomecatrónicos se han empleado diversos mecanismos para proporcionar estabilidad y rigidez a la articulación tratada; en este caso, una órtesis de rodilla. Estos dispositivos no solo aportan fuerza a la articulación al iniciar la marcha, sino que también facilitan los movimientos de flexión y extensión necesarios para sentarse o ponerse de pie. En la mayoría de los casos, estos mecanismos incorporan elementos pasivos destinados a bloquear la articulación de la órtesis y, al mismo tiempo, proporcionar estabilidad y rigidez al dispositivo durante la locomoción. Una articulación de rodilla bloqueada brinda estabilidad durante la fase de apoyo de la marcha, permaneciendo fija incluso en las fases de contacto. Generalmente, se incorpora un mecanismo que permite desbloquear la rodilla, lo que aporta mayor comodidad y estética al momento de sentarse. En la Figura 12 se muestra una órtesis con bloqueo de caída de un solo eje en la articulación de la rodilla y con una articulación de tobillo doblemente ajustable.



Figura 12. Órtesis convencional de metal y cuero bilateral de rodilla, tobillo y pie [33].

Los mecanismos para bloquear la articulación de la rodilla en extensión abarcan desde bloqueos simples de anillo de gravedad (caída) hasta bloqueos de caída asistidos por resorte, levas, trinquetes y bloqueos tipo suizo. La dificultad para desbloquear la rodilla para permitir sentarse ha motivado el desarrollo de una amplia variedad de diseños, que van desde el bloqueo de anillo simple hasta extensiones añadidas a los bloqueos de caída (enlaces mecánicos entre los bloqueos medial y lateral en una misma extremidad), ver Figura 13.

Con el fin de evitar el desbloqueo accidental de la articulación, los diseñadores han incorporado retenedores de bolas, resortes y correas elásticas, todos ellos dirigidos a prevenir la flexión involuntaria de la rodilla, así como las caídas subsecuentes y posibles lesiones en el paciente [33].

La utilización de sistemas de mecanismos en los modelos simples de articulación de rodilla ha ampliado de manera significativa el rango de aplicaciones de las órtesis. Se ha demostrado que es posible diseñar dispositivos ortopédicos capaces de adaptarse a la cinemática de la articulación humana. Los mecanismos autoajustables pueden emplearse para estimar el eje de rotación efectivo durante el movimiento, lo que abre la posibilidad de desarrollar órtesis inteligentes capaces de replicar los movimientos y adaptarse a las articulaciones humanas [35].

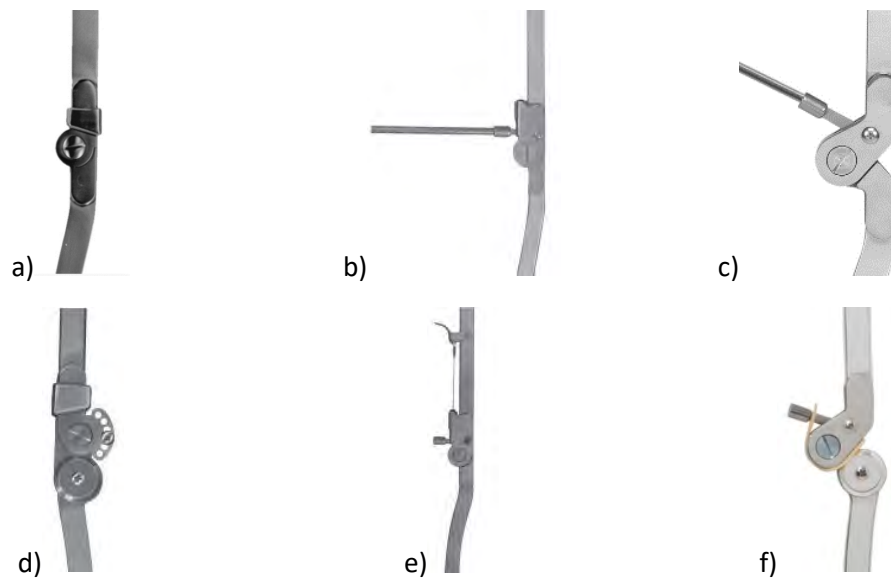


Figura 13. Articulación de rodilla con: a) bloqueo de anillo, b) palanca de resorte, c) bloqueo de palanca con compensación posterior, d) bloqueo de anillo de extensión / flexión, e) bloqueo automático del gatillo, f) con compensación posterior [34].

En el caso de las órtesis robóticas activas, se recurre a una combinación de mecanismos y actuadores que sustituyen los sistemas de bloqueo presentes en las órtesis pasivas. El empleo de actuadores permite lograr un ciclo de marcha más cercano al natural en la locomoción humana, al proporcionar estabilidad, rigidez, fuerza y un mayor rango de movimiento durante la caminata. Los actuadores más utilizados son los motores eléctricos de corriente continua, resortes, actuadores lineales y músculos artificiales neumáticos. En conjunto con sistemas de engranajes, mecanismos de cuatro barras, poleas y sistemas rígidos deslizantes como correderas o tornillos sinfín, estos componentes hacen que el diseño de dispositivos activos resulte más eficiente para el desarrollo e innovación de órtesis de rodilla, ver Figura 14.

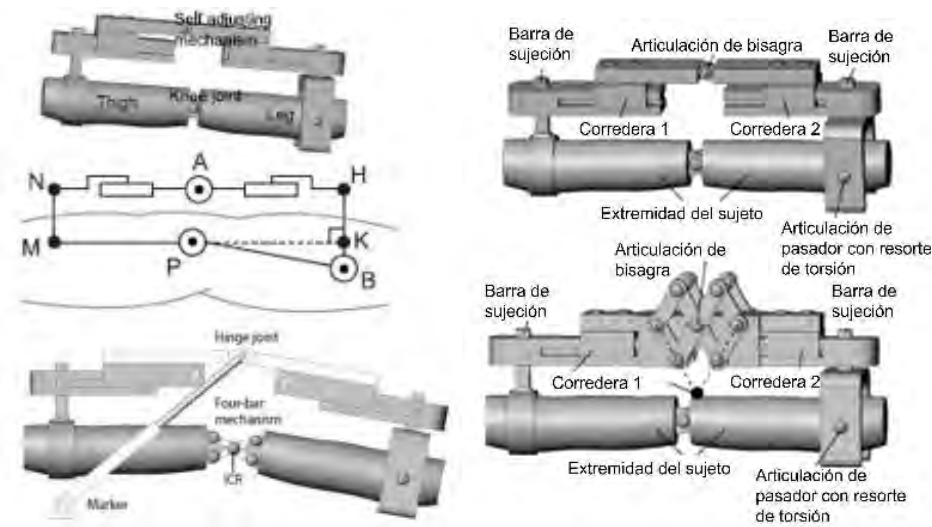


Figura 14. Ejemplos de mecanismos deslizantes con pasadores y paralelogramo múltiple [35].

Se han desarrollado órtesis y exoesqueletos orientados a facilitar los procesos de rehabilitación, mediante la asistencia mecanizada al movimiento de locomoción del paciente. Estos dispositivos aportan equilibrio, rigidez, incremento de fuerza y reducción de peso, además de disminuir el gasto energético en las articulaciones de la rodilla gracias al uso de actuadores y sistemas de control.

Algunos ejemplos de estos diseños de órtesis robóticas, que utilizan diferentes actuadores y sistemas de mecanismos son los siguientes:

- a) Un actuador con rigidez ajustable (AwAS), utilizado en robots para trabajar cerca o interactuar físicamente con humanos. Este actuador puede controlar independientemente la posición de equilibrio y la rigidez mediante dos motores [36], ver Figura 15a.
- b) Un exoesqueleto ajustable liviano diseñado para ejercitar piernas humanas de diferentes tamaños y pesos [37], ver Figura 15b.
- c) Un exoesqueleto de la articulación de la rodilla que puede aplicar pares programables a la articulación y que se autoajusta a los movimientos fisiológicos [38], ver Figura 15c.
- d) Un prototipo de un actuador de cumplimiento ajustable, denominado "Actuador de impedancia de rotación mecánica" (MRIA). Este actuador está diseñado

para la regulación continua de la rigidez y la generación de par, y se logra mediante dos motores [39], ver Figura 15d.

- e) Una articulación de la rodilla que incluye tres partes: la interfaz hombre-máquina debido al contacto físico entre el hombre y la máquina, el sistema mecánico de junta 1-DOF y el actuador electrohidráulico [40], ver Figura 15e.
- f) Un sistema de actuación y control diseñado para motores electromagnéticos con engranajes, caracterizado por su implementación simple, respuesta rápida a cargas externas, así como por sus características confiables de interacción hombre-máquina [41], ver Figura 15f.
- g) Un actuador elástico paralelo embragado (CPEA) con el fin de reducir el consumo de energía de los exoesqueletos activos [42], ver Figura 15g.
- h) Un exoesqueleto robótico de asistencia para la articulación de la rodilla con un consumo de energía muy bajo, diseñado para aplicaciones industriales [32], ver Figura 15h.

En el estado del arte revisado se identifican avances significativos en el desarrollo de órtesis de rodilla. Sin embargo, aún se requieren aportaciones clave en aspectos como el diseño mecánico de la estructura, los sistemas de control para sincronizar la órtesis con el movimiento del usuario, la implementación de algoritmos de coordinación y los sistemas de transmisión de potencia necesarios para generar los movimientos y fuerzas requeridas.

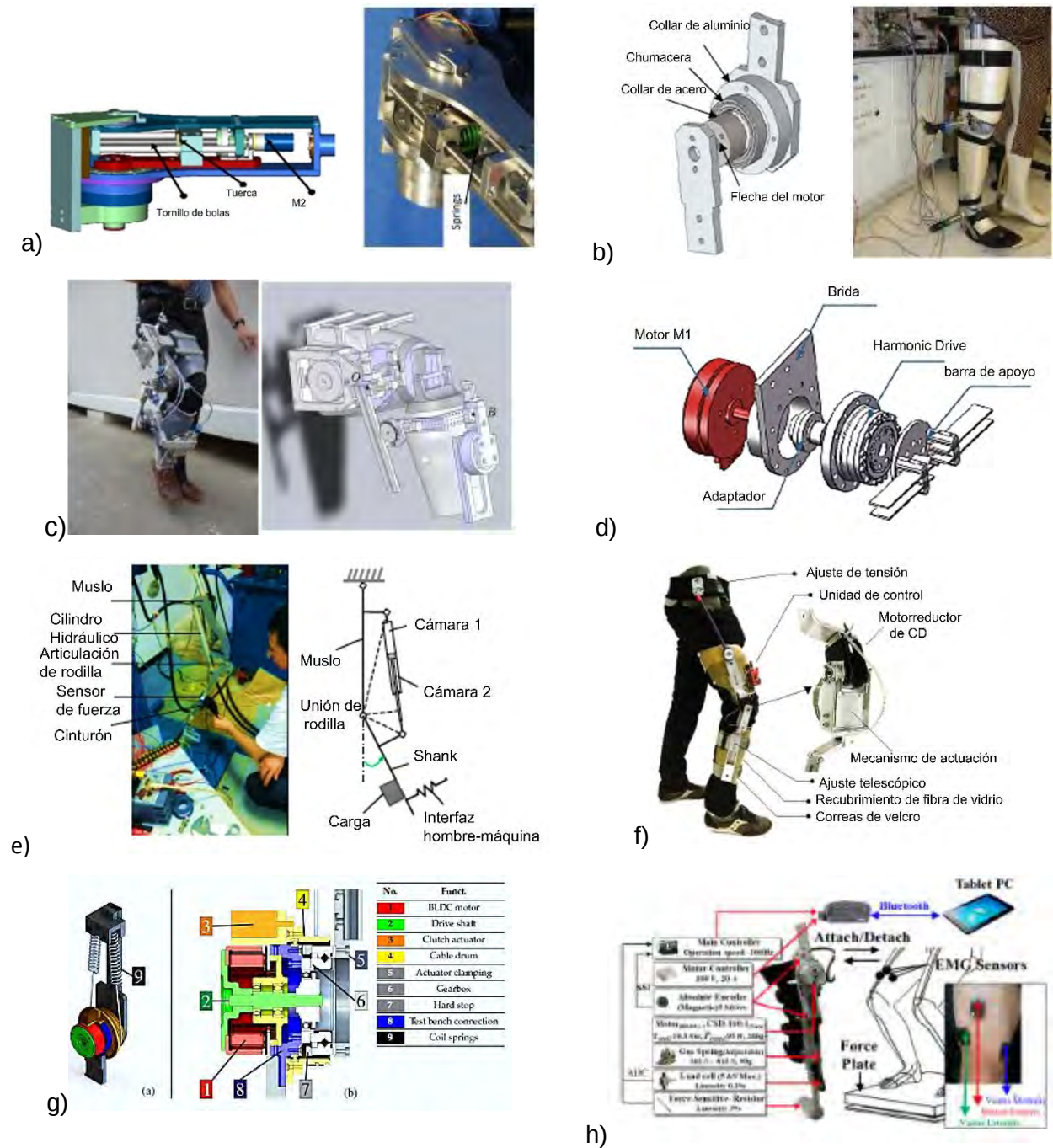


Figura 15. Órtesis y exoesqueletos diseñados para facilitar los procesos de rehabilitación al brindar asistencia mecanizada al movimiento de locomoción del paciente, a) [36], b) [37], c) [38], d) [39], e) [40], f) [41], g) [42] y h) [32].

2.3. Retos y desafíos del uso de órtesis

En las últimas décadas, se han realizado esfuerzos dirigidos a mejorar y desarrollar diseños de órtesis para miembros inferiores. Estos dispositivos enfrentan importantes retos al intentar replicar las actividades de locomoción de la vida diaria en personas con discapacidad en las extremidades inferiores o a causa del envejecimiento. Se deben considerar factores clave para mejorar el uso de las órtesis, como la movilidad, la fuerza y la resistencia de los usuarios que requieren estos dispositivos ortopédicos.

Si bien los avances en el estado del arte son importantes, persisten numerosos desafíos de diseño para que estos dispositivos sean fácilmente utilizables desde el punto de vista biomecánico y, al mismo tiempo, comercialmente viables.

Está demostrado que el uso de órtesis mejora y acelera de manera significativa la recuperación de personas con dificultades para caminar. No obstante, los retos relacionados con la replicación de la locomoción humana siguen siendo un desafío, especialmente al buscar que los movimientos de las extremidades inferiores se realicen de forma natural. Por esta razón, resulta fundamental continuar con el diseño y desarrollo de este tipo de dispositivos ortopédicos.

Las órtesis, como la de cadera-rodilla-tobillo-pie (CKAFO), facilitan una marcha más natural. Sin embargo, el éxito de los diseños CKAFO en el mercado ha sido limitado debido a factores como el peso, el volumen, la falta de atractivo estético, el ruido y el costo. Además, la creación de un diseño compacto y ligero se ve restringida por la elevada tensión que soportan los elementos internos del dispositivo al cargar el peso corporal del usuario durante la fase de apoyo. En la optimización del diseño es crucial garantizar una transición fluida entre la fase de apoyo y la fase de balanceo [43], ver Figura 16.

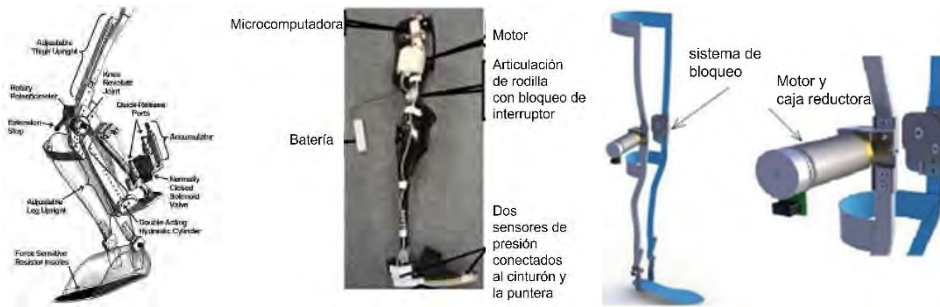


Figura 16. Ejemplos de órtesis [43].

El diseño y construcción de órtesis tiene como objetivo mejorar tanto la movilidad como la calidad de vida de las personas con discapacidad motriz. Por esta razón, se busca fomentar la participación activa del usuario mediante estrategias de control y métodos de ajuste en línea de los componentes del dispositivo. Este enfoque, identificado en la literatura como un desafío, resulta fundamental para garantizar un desempeño dinámico adecuado en el uso de las órtesis [44], ver Figura 17. Además, se implementan estrategias de control que permiten movimientos libres durante la fase de balanceo y proporcionan soporte a las articulaciones de la rodilla en la fase de apoyo. Se procura generar patrones de marcha que no presenten diferencias significativas en la velocidad, en el porcentaje de la fase de apoyo dentro del ciclo de la marcha ni en la flexión máxima durante la fase de balanceo.

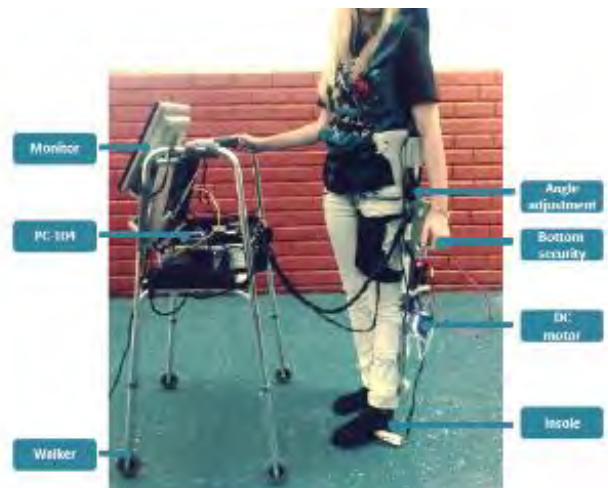


Figura 17. Órtesis para uso de rehabilitación [44].

Al diseñar una órtesis es crucial considerar diversos aspectos, tales como: el peso, el costo, los materiales de fabricación, el volumen, las restricciones de movimiento necesarias para replicar la biomecánica de la rodilla, la estabilidad articular, el fácil acceso, la adaptabilidad, la reducción del gasto metabólico, la cinemática de la articulación para reproducir de manera natural los movimientos (flexión-extensión, aducción-abducción y rotación) de acuerdo con la biomecánica de la rodilla [45].

Otro aspecto importante que considerar en el diseño y desarrollo de dispositivos ortopédicos es la interacción entre el usuario y los dispositivos biomecatrónicos. Para garantizar un uso adecuado y confortable, es necesario implementar sistemas de control que permitan generar movimientos estéticos y aproximados a la locomoción natural, evitando al mismo tiempo interferir en el proceso de rehabilitación.

En el diseño y construcción de órtesis resulta fundamental diseñar interfaces que mejoren la operatividad de estos dispositivos. Dichas interfaces o sistemas de control requieren el uso de sensores inerciales, señales eléctricas o mioeléctricas, además de software o rutinas de programación y la aplicación de leyes de control. Esto coadyuva a la creación de dispositivos con una interfaz de fácil manejo, lo cual es esencial para las personas que requieren un dispositivo biomecatrónico, como las órtesis, tanto en procesos de rehabilitación como en actividades de la vida diaria [46].

Se han empleado técnicas robóticas y de estimulación eléctrica funcional (FES) para mejorar las funciones motoras posteriores a un accidente cerebrovascular. En un estudio realizado por Li *et al.* [47], analizaron los efectos combinados de la robótica y la FES en la rehabilitación de la muñeca tras un evento cerebrovascular. Dicho estudio propone el desarrollo de un sistema robótico-FES accionado por EMG, que incorporaba un algoritmo de control interactivo capaz de responder a las señales motoras voluntarias de los pacientes después de un accidente cerebrovascular, ver Figura 18.

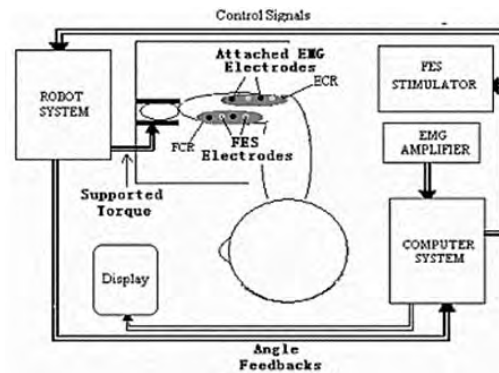


Figura 18. Diagrama del sistema de robot FES [47].

La eficiencia de los dispositivos robóticos, como las órtesis, los posiciona como una alternativa prometedora en los procesos de rehabilitación, tal como ocurre con la terapia asistida por robot, considerada un método que incrementa la efectividad del tratamiento. Se han desarrollado nuevos actuadores robóticos orientados a la rehabilitación de miembros superiores e inferiores. En 2020, Ferreira *et al.* [48], presentaron un dispositivo para miembro superior cuyo objetivo fue ejecutar activamente la extensión y flexión de los dedos de manera pasiva, mediante un servomotor acoplado a un sistema de cuerdas. Para el codo, se empleó un motor de corriente continua combinado con una caja de engranajes, acoplado a un sistema de poleas y cuerdas diseñado para realizar activamente los movimientos de flexión y extensión. La activación del sistema se realizó a través de un Arduino-NANO y una aplicación móvil para Android, ver Figura 19.



Figura 19. Módulo de actuador de codo [48].

2.4 Conclusión del estado de arte

En México, la discapacidad motriz es uno de los problemas físicos más frecuentes entre la población. Por esta razón, resulta fundamental desarrollar y construir dispositivos biomecatrónicos, como las órtesis de rodilla, que faciliten los procesos de rehabilitación y favorezcan el movimiento de las extremidades inferiores en actividades cotidianas o deportivas, contribuyendo así a una mejor calidad de vida.

Se han diseñado órtesis de rodilla, tanto activas como pasivas, con el propósito de proporcionar estabilidad a la marcha humana o, mediante la coordinación de algoritmos, transmitir potencia y fuerza a las extremidades inferiores. Estos dispositivos, en conjunto con sus sistemas de control —basados en leyes de control PD, PID, controles robustos, así como programación en Arduino y LabVIEW— han mostrado excelentes resultados en la reproducción de movimientos en extremidades inferiores afectadas y en la mejora de la marcha humana. Para emular la marcha, es necesario considerar variables cinemáticas como posiciones, velocidades y aceleraciones requeridas para describir un paso completo, así como variables cinéticas, es decir, las fuerzas musculares y los momentos generados por los músculos a través de una articulación. Es importante mencionar que estas órtesis de rodilla tienen principalmente los siguientes objetivos: brindar estabilidad a segmentos y articulaciones débiles, servir de soporte a articulaciones dañadas, reducir la actividad muscular en los extensores de rodilla, ofrecer asistencia a adultos mayores, controlar movimientos anormales, proporcionar apoyo posoperatorio y en procesos de rehabilitación, además de mejorar la movilidad y la calidad de vida de las personas con discapacidad motriz. De acuerdo con la investigación realizada en el estado de arte, se concluye que las órtesis constituyen herramientas que mejoran y aceleran de manera significativa la recuperación de las personas con dificultades para caminar y brindan apoyo a los terapeutas en los procesos de rehabilitación.

Por lo tanto, es crucial continuar con el diseño y desarrollo de nuevos dispositivos ortopédicos. Los diseños de dispositivos biomecatrónicos, como las órtesis descritas en esta tesis, se presentan de manera resumida en la Tabla 2, donde se detallan sus características, materiales de construcción, diferentes actuadores y tipos de control.

Tabla 2. Resumen de tipos de órtesis.

Referencia	Años	Órtesis	Actuadores y mecanismos					Control									
			Eléctricos	Electromecánicos	Hidráulicos	Neumáticos	Elásticos	Sistemas de engranes	Mecanismos	EMG's	IMU's	Sensores de fuerza	Encoders	PID	PD	PI	Impedancia
Ferris <i>et al.</i>	2007	Tobillo-pie				X				X							
Jafari <i>et al.</i>	2010	Rodilla	X				X		X			X	X				
Font-Llagunes <i>et al.</i>	2010	Rodilla-tobillo	X	X				X			X	X	X				
Cai <i>et al.</i>	2011	Rodilla	X	X					X						X		
Kong <i>et al.</i>	2012	Rodilla	X				X	X					X	X			X
Karavas <i>et al.</i>	2013	Rodilla	X						X	X							X
Elliott <i>et al.</i>	2014	Rodilla					X	X	X			X	X				
Groothuis <i>et al.</i>	2014	Rodilla	X					X				X	X				
Liu <i>et al.</i>	2015	Rodilla	X	X				X					X				X
Cestari <i>et al.</i>	2016	Rodilla	X				X		X			X		X			X
García <i>et al.</i>	2016	Rodilla	X				X	X	X			X	X				X
Shan <i>et al.</i>	2016	Rodilla	X				X	X		X		X		X			
Chen <i>et al.</i>	2016	Rodilla			X				X				X				X
Claros <i>et al.</i>	2016	Cadera-rodilla-tobillo		X													X
Thapa <i>et al.</i>	2016	Rodilla	X					X	X								X
Dos Santos <i>et al.</i>	2017	Rodilla	X				X	X							X		X
Félix <i>et al.</i>	2017	Rodilla	X					X	X		X	X					
Cantú <i>et al.</i>	2017	Rodilla	X									X					X
Long <i>et al.</i>	2017	Cadera-rodilla-tobillo	X		X		X					X	X				X
Rogers <i>et al.</i>	2017	Rodilla	X		X					X		X					X
Shepherd & Rouse	2017	Rodilla	X						X			X	X	X			X
Bacek <i>et al.</i>	2017	Rodilla	X				X		X			X	X		X		X
Lora <i>et al.</i>	2018	Rodilla	X					X			X	X	X	X			X
Cestari <i>et al.</i>	2018	Rodilla	X						X			X	X		X		X
Zhu <i>et al.</i>	2019	Rodilla	X					X	X	X							X
Penzilin <i>et al.</i>	2019	Cadera					X		X		X					X	X
Chinimilli <i>et al.</i>	2019	Rodilla	X	X			X	X		X	X						X
Moon <i>et al.</i>	2019	Rodilla	X				X		X		X						X
Fesharaki <i>et al.</i>	2020	Rodilla	X									X	X				X
Kim <i>et al.</i>	2020	Rodilla	X			X	X		X	X					X		X
Lee <i>et al.</i>	2020	Rodilla	X					X	X			X	X		X		X

Capítulo 3

Marco teórico

3.1. Sistemas mecánicos para dispositivos biomecatrónicos para rodilla

En el diseño y la construcción de dispositivos biomecatrónicos como las órtesis robóticas, es recomendable tomar en cuenta los sistemas de mecanismos empleados en dispositivos similares, como las prótesis de rodilla. Dichos sistemas mecánicos pueden servir como referencia y ofrecer una visión más amplia sobre la implementación de sistemas tridimensionales acoplados a una órtesis de manera paralela a la articulación. Las órtesis robóticas contribuyen a mejorar la estabilidad, la rigidez, la fuerza y el rango de movimiento de la articulación de la rodilla durante la marcha, con el propósito de replicar un ciclo de locomoción lo más cercano posible al natural. Por lo tanto, en su diseño y construcción es indispensable considerar aspectos como datos y parámetros de diseño, tipos de actuadores, materiales, mecanismos, sensores, estrategias de control y movimientos a desarrollar.

En 2018. Lara *et al.* [58], describieron brevemente los enfoques y problemáticas abordados por diversos autores en torno al desarrollo de prótesis transfemorales activas en los últimos años. En la Tabla 3 se resumen algunas de las consideraciones comunes relacionadas con tres áreas principales para el diseño y desarrollo de prótesis.

Tabla 3. Consideraciones comunes para desarrollo de prótesis.

	Áreas	Tipo de marcha	Nivel, pendiente, escaleras, correr, saltar, andar en bicicleta, etc.
Desarrollo de prótesis inteligentes	Datos experimentales	Datos de análisis de la marcha Diseño estructural	Cinemática, cinética, coste metabólico, electromiografía Geometría, materiales, montaje, ensayos de resistencia.
	Diseño biomecánico	Cumplimiento biomecánico Tecnología de actuadores	Rango de movimiento, velocidad, torsión y requisitos de potencia de las articulaciones artificiales de rodilla y tobillo. Electromecánica, hidráulica, neumática, magneto / electrorreología Extrínseco: bio-señales
	Sistemas de control	Sistemas sensoriales	Intrínsecos: sensores inerciales y piezoeléctricos, potenciómetros, codificadores, células de carga, galgas extensométricas, etc.
		Métodos de control	Máquinas de estados finitos, basadas en impedancia, adaptativas, PID

Cabe mencionar que resulta fundamental el uso de herramientas como el análisis cinemático y de elementos finitos, con un enfoque experimental y pruebas estructurales aplicadas a la articulación de rodilla. Esto debe contemplar la integración de sistemas mecánicos, eléctricos, electrónicos, hidráulicos y neumáticos, con el fin de desarrollar dispositivos cada vez más complejos, completos, ligeros, ajustables y eficientes, cuyo objetivo es obtener diseños de órtesis capaces de replicar de manera óptima la locomoción humana.

Los datos presentados por Lara *et al.* [58] en la Tabla 3 ofrecen consideraciones relevantes para el diseño y la construcción de dispositivos ortopédicos, constituyendo una guía para la obtención de órtesis con mayor rendimiento y efectividad.

3.2. Control de órtesis.

Un aspecto importante a considerar en el diseño, fabricación y uso de dispositivos mecánicos como las órtesis es la implementación de un sistema de control adecuado, que garantice un funcionamiento eficiente y evite retrocesos en la recuperación de una lesión de rodilla o complicaciones en los usuarios. Por esta razón, resulta esencial realizar una correcta selección de los actuadores, de modo que repliquen los movimientos de la articulación afectada y se ajusten al diseño del prototipo.

Deben tomarse en cuenta las técnicas de procesamiento de señales para la adquisición de datos provenientes de sensores (mioeléctricos y/o inerciales) y actuadores, a fin de lograr una sincronización adecuada de la marcha entre el dispositivo y el usuario [59], [60]. En las Figuras 20 y 21, se muestran sistemas de sensores mioeléctricos aplicables a miembros inferiores.

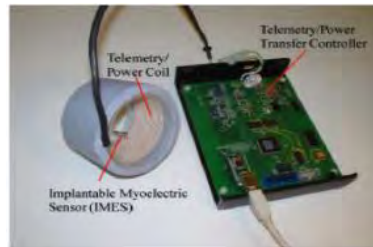


Figura 20. Sistema de sensores mioeléctricos implantable [59].

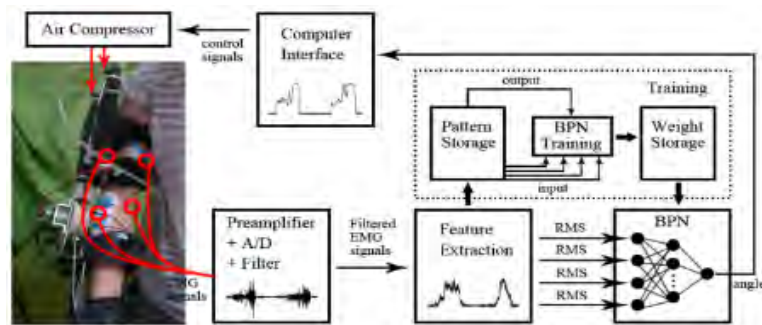


Figura 21. Esquema del sistema de control mioeléctrico proporcional [60].

En 2009, Jain [61] presentó un control de impedancia que define la tarea del robot como una relación entre su posición y la fuerza ejercida. De esta manera, un controlador de impedancia se convierte en una implementación lógica dentro del algoritmo de control. Este tipo de controlador permite que el paciente se desvíe de la trayectoria prescrita y experimente distintos niveles de rigidez en función del nivel de impedancia seleccionado. El sistema de control descrito consiste principalmente en una computadora personal industrial (PCM-3362, Advantech Inc.) como unidad principal, una tarjeta de adquisición de datos (PCM-3810I, Advantech Inc.), un potenciómetro (WDJ22A) integrado en la articulación de la rodilla activa para medir su ángulo y velocidad, y un servocontrolador [5].

Los autores explican el desarrollo de un controlador PID para el movimiento pasivo y de un controlador difuso para el movimiento activo. El controlador PID se empleó para validar el funcionamiento de la órtesis, la cual fue capaz de seguir trayectorias predefinidas y proporcionar asistencia pasiva al usuario, ver Figura 22. Por su parte, el controlador difuso se propuso para realizar pruebas de asistencia durante la marcha, permitiendo que la órtesis estimara la intención de movimiento del usuario y proporcionara asistencia activa.

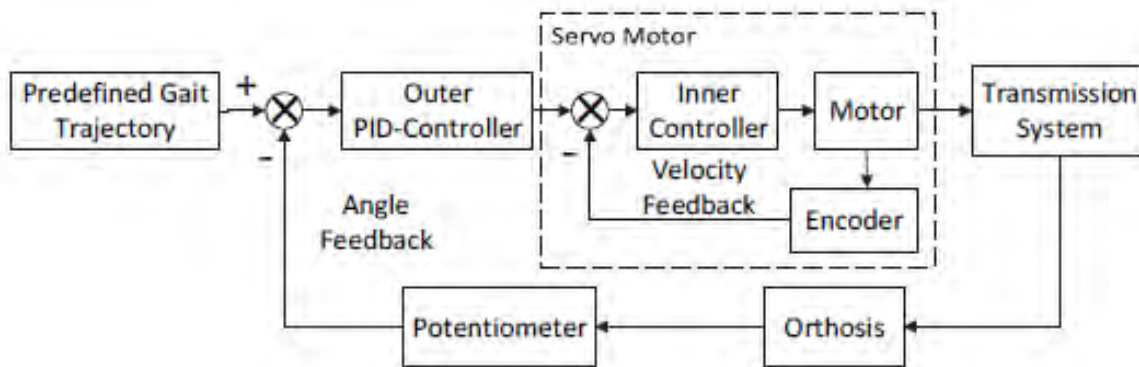


Figura 22. Diagrama de bloques del control PID [5].

En 2017, Cantú *et al.* [28], describieron el diseño de un sistema de control que integra acelerómetros y potenciómetros para detectar la posición, así como sensores de presión para identificar la intención del usuario (mediante sensores FlexiForce® de Tekscan). Esta combinación de sensores de posición y presión permite monitorear las capacidades generales de movimiento. Además, el sistema emplea EMG para determinar la intención del movimiento, su dirección y la intensidad del esfuerzo realizado por el paciente.

En el diseño de la órtesis se propuso un sistema de control de alto nivel mediante un controlador de cuasirigidez (control del grado de rigidez) aplicado a una tarea de elevación y descenso. Este método introduce un resorte virtual en la articulación, definido en función de la pendiente de una relación deseada par-ángulo. La cuasirigidez asigna un ángulo articular medido al par de comando [30].

3.3. Sensores.

En el diseño de órtesis, es fundamental implementar una interfaz de control que permita el uso adecuado de las señales obtenidas de los diferentes parámetros involucrados en el ciclo de marcha, ya sea mediante sensores mioeléctricos o Unidades de Medición Inercial (IMUs), ver Figura 23.

Cabe destacar que el uso de EMG se ha vuelto cada vez más común debido a su fácil acceso y a su relativamente alta relación señal/ruido. La EMG se ha empleado como señal de control en múltiples dispositivos y aplicaciones de neuro-rehabilitación, como prótesis y órtesis multifuncionales, robots de rehabilitación y sistemas de estimulación o terapia eléctrica funcional. A través de técnicas avanzadas de procesamiento de señales, es posible extraer información sobre el control neuronal de los músculos y, a partir de la EMG, inferir el estado del sistema neuromuscular.

Estos módulos de neuro-rehabilitación basados en EMG, que constituyen interfaces músculo-máquina, se aplican en el reemplazo, restauración o modulación de funciones perdidas o deterioradas en contextos clínicos.

Los estudios electromiográficos han documentado tendencias generales en la activación de músculos pertenecientes a un mismo grupo muscular, aunque puede existir una considerable variación intersujeto en dichas tendencias o en los niveles de activación. La principal fuente de esta variación radica en la redundancia del sistema muscular, donde músculos con acciones conjuntas similares pueden generar movimientos prácticamente idénticos con fuerzas musculares o momentos articulares muy variables.

Los estudios de EMG evidencian que los patrones de activación de músculos individuales no siempre representan a la totalidad del grupo funcional, ya que estos pueden alternar períodos de baja actividad para minimizar la fatiga. La activación muscular puede variar en función del ángulo articular, la acción muscular o el grado de estabilización requerido en la tarea. La coordinación de los músculos para generar una fuerza o acción específica se denomina sinergia muscular, entendida como la combinación de acciones musculares diseñada para alcanzar de manera óptima una tarea motora.

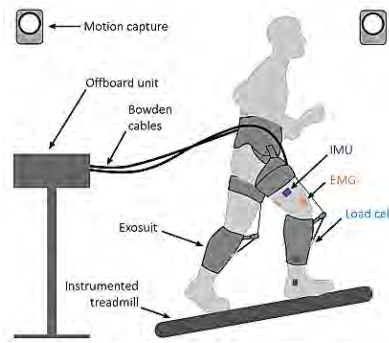


Figura 23. Ilustración de la configuración experimental de un exotraje atado para ayudar con la extensión de la rodilla al caminar [62].

3.3.1. Adquisición de señales electromiográficas (EMG)

Se propone seguir el proceso de adquisición de señales descrito en los protocolos presentados por Baquero [63], basado en técnicas de normalización de EMG mediante el método de máxima contracción voluntaria, así como en procedimientos de normalización aplicados a actividades dinámicas.

En el caso del método de la máxima contracción voluntaria, el protocolo establece que, al inicio de cada sesión de terapia, el paciente debe colocarse electrodos de superficie conectados a un módulo de adquisición de señales EMG para el monitoreo de la actividad muscular del cuádriceps femoral, bíceps femoral y gastrocnemios medial y lateral. Después de colocar los electrodos, se procede a la medición de la máxima contracción voluntaria (MVC), con el fin de normalizar los registros e identificar posibles episodios de espasticidad crónica durante la sesión. El valor de MVC se obtiene a partir del promedio de tres mediciones consecutivas.

3.3.2. Ubicación de músculos para electrodos.

En la adquisición de EMG, es indispensable identificar los músculos responsables de la contracción que genera el movimiento de la extremidad inferior, ya que esto permite ubicar correctamente los electrodos para registrar la señal. Esta localización es la misma tanto para la normalización mediante MVC como para actividades dinámicas.

Para localizar el bíceps femoral, el paciente debe colocarse en posición de decúbito ventral, con la rodilla flexionada a menos de 90°, el muslo en ligera rotación lateral y la pierna en ligera rotación lateral respecto al muslo. Los electrodos deben situarse en el punto medio entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia, ver Figura 24a.

Para localizar el cuádriceps femoral (vasto medial), el paciente debe permanecer sentado en una camilla con las rodillas ligeramente flexionadas y el tronco inclinado hacia atrás. Los electrodos deben colocarse aproximadamente al 80 % de la distancia entre la espina ilíaca anterosuperior y el espacio articular, justo en el borde anterior del ligamento medial, ver Figura 24b.

Para localizar el gastrocnemio medial, el paciente debe colocarse en posición de decúbito ventral boca abajo, con la rodilla extendida y el pie sobre una almohadilla que sobre sale del extremo de la camilla. El electrodo debe colocarse sobre el bulto más prominente del músculo, como se muestra en la Figura 24c. Para el tibial anterior, el paciente debe sentarse y realizar una dorsiflexión de la articulación del tobillo, asistida con un movimiento de inversión del pie. Los electrodos deben colocarse a un tercio de la distancia entre la punta del peroné y la del maléolo medial, ver Figura 24d [63], [64].



a) Bíceps femoral



b) Cuádriceps femoral



c) Gastrocnemio medial



d) Tibial anterior

Figura 24. Ubicación de músculos monitoreados [64].

3.3.3. Sensores Inerciales, IMUs.

Estudios recientes han impulsado el desarrollo de nuevos equipos de medición, procesamiento de información y control, aplicables en el ámbito de la biomecánica para registrar el movimiento y las fuerzas de inercia durante la locomoción humana. Uno de estos avances es la tecnología basada en IMUs.

Dicha tecnología representa una alternativa a considerar en el proceso de captación y análisis de señales relacionadas con los parámetros cinemáticos de la articulación de la rodilla, el muslo y la pantorrilla, ya sea en el contexto del ciclo de marcha o en actividades como sentarse y levantarse. Consiste en la integración de sensores y en la implementación de diseños compactos de unidades de medición inercial, ver Figura 25.



Figura 25. Circuito de un IMU [65]

Cada vez es más común la aplicación de IMUs en el diseño de órtesis y prótesis inteligentes para extremidades humanas. Estos sensores poseen dimensiones y masa lo suficientemente reducidas como para minimizar su impacto en el movimiento y disminuir la oscilación durante la evaluación de la cinemática en movimientos rápidos. Además, la frecuencia de muestreo se ajusta para ser al menos el doble de la frecuencia más alta presente en la señal de interés, lo que garantiza resultados más precisos.

Las IMU pueden incluir giroscopios de velocidad, acelerómetros, sensores de fuerza y galgas extensiométricas, los cuales generan señales eléctricas que posteriormente son procesadas para controlar los movimientos de los dispositivos [66], [67].

Estas unidades permiten detectar cambios de dirección y ángulos de movimiento, posibilitando el cálculo de la posición, la velocidad y la aceleración de la extremidad durante las transiciones. Para su colocación, se recomienda fijar los sensores directamente sobre la piel de manera lo más rígida posible, con el fin de evitar

alteraciones en las mediciones. Por lo tanto, no se aconseja instalarlos sobre la ropa, en bolsillos no rígidos, ni sobre tejido blando (grasa o músculo), ni en proximidad a una articulación donde puedan interferir con el movimiento, ver Figura 26.

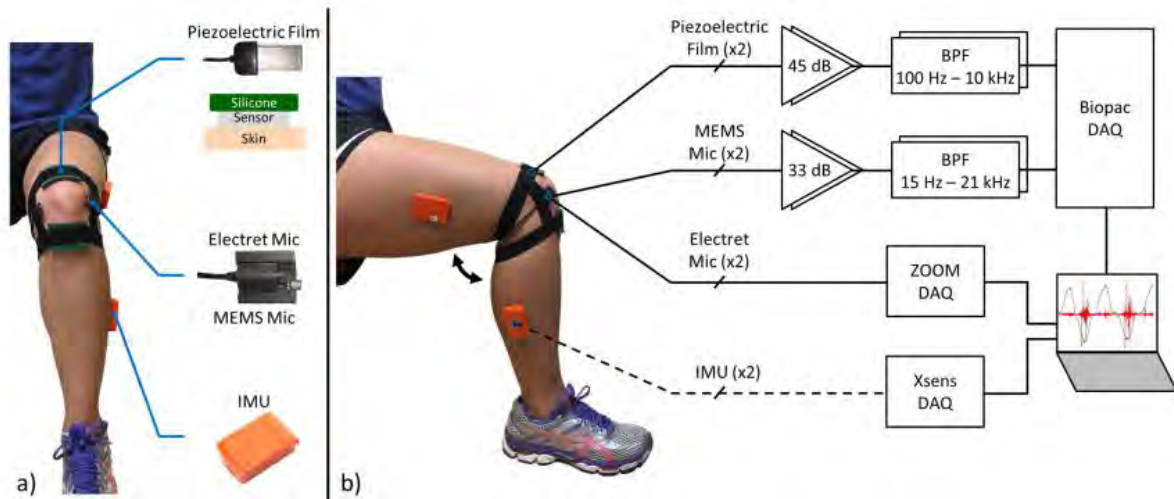


Figura 26. Colocación de IMUs, a) Ubicación de sensores y b) Diagrama de adquisición de señal [67].

3.3.4. Técnicas de procesamiento de señal.

El estudio y la comparación de EMG requiere la aplicación de técnicas de normalización con el fin de analizar los registros con menor variabilidad. Una técnica común de normalización de EMG es el método MVC. Sin embargo, esta técnica presenta limitaciones en ciertos contextos. Por ejemplo, no resulta adecuada cuando los individuos bajo análisis no pueden alcanzar fácilmente una contracción máxima, debido a condiciones como fatiga muscular o diversas patologías musculoesqueléticas. Además, su implementación resulta complicada en actividades dinámicas, ya que la normalización por MVC exige obtener la amplitud de la señal rectificada durante contracciones musculares isométricas, en las que la longitud del músculo permanece constante. En contraste, en actividades como el ciclo de marcha, predominan las contracciones musculares isotónicas, lo que dificulta la aplicación efectiva de la normalización por MVC. Para la normalización de señales EMG durante actividades dinámicas, pueden emplearse los métodos de media dinámica (*Mean Dynamic Method*, MDM) o de pico dinámico (*Peak*

Dynamic Method, PDM) aplicados a la señal rectificada. La normalización de la señal empleando el MDM (3.1) consiste en expresar cada dato de la señal como el cociente entre cada valor rectificado y el valor medio de la señal EMG rectificada durante un ciclo completo de marcha. De manera similar, el PDM (3.2) implica dividir cada valor de la señal EMG rectificada por el valor pico de la misma señal en el ciclo de marcha [12].

$$X_{norm} = \frac{X_i - X_{base}}{X_{media} - X_{base}} \quad (3.1)$$

$$X_{norm} = \frac{X_i - X_{base}}{X_{pico} - X_{base}} \quad (3.2)$$

donde:

X_{norm} es cada dato de la señal mioeléctrica normalizada

X_i es cada dato de la señal mioeléctrica rectificada

X_{media} es el valor medio de la señal mioeléctrica rectificada durante un ciclo de marcha

X_{base} es el valor medio de la señal mioeléctrica rectificada en reposo

X_{pico} es el valor pico de la señal mioeléctrica rectificada durante un ciclo de marcha

3.3.5. Control electrónico.

Las técnicas mencionadas en este trabajo para la extracción y el procesamiento de señales EMG permiten medir la actividad eléctrica generada por neuronas individuales, grupos neuronales o músculos específicos. La información extraída de las señales EMG se selecciona cuidadosamente con el objetivo de minimizar el error en el control del dispositivo, y posteriormente se procesa a través del sistema de control. En la Figura 27 se presenta un ejemplo de electrodo empleado en la adquisición de señales EMG.

Este sistema de control incluye una etapa de adquisición de señal directamente asociada con la contracción de los músculos responsables del movimiento en la articulación de la rodilla. Dicho proceso se lleva a cabo mediante la colocación de electrodos circulares en las regiones musculares descritas en la sección 3.3.2.



Figura 27. Electrodo circular [68].

En esta etapa de amplificación y filtrado de las señales EMG, se utilizará electrónica analógica mediante el diseño y construcción de un circuito de amplificación utilizando amplificadores operacionales. Se incorporará una red de capacitores destinada a acondicionar y depurar la señal. Posteriormente, esta señal será procesada por una placa de microcontrolador de código abierto, como Arduino.

Arduino es una plataforma de hardware de fácil implementación (Figura 28), que dispone de entradas y salidas analógicas y digitales, y opera en un entorno de desarrollo basado en el lenguaje Processing (derivado de Java). Dicho lenguaje presenta una estructura sencilla compuesta por dos bloques principales: *setup* y *loop*. En la función *setup* (), se ejecuta la configuración inicial del programa, mientras que en la función *loop* () se desarrollan de forma cíclica las instrucciones definidas.



Figura 28. Placa de Arduino y cable de conexión.

En el diagrama de la Figura 29 se presentan de manera esquemática las principales etapas del procesamiento de la señal mioeléctrica, que abarcan desde la adquisición mediante electrodos hasta la activación y manipulación de los actuadores del sistema.

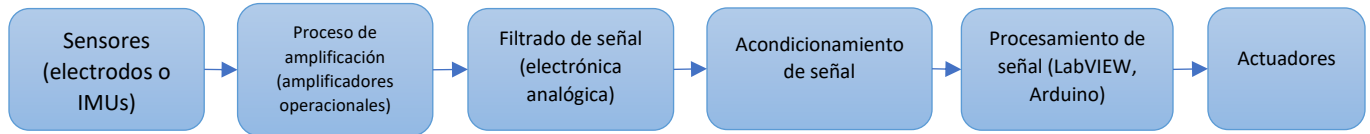


Figura 29. Etapa de control

Con base en la información recopilada y lo expuesto en esta sección, se propone la utilización de módulos IMU para la implementación del sistema de control de la órtesis de rodilla. En particular, se plantea el uso del módulo “Bluetooth AHRS IMU sensor WT901BLECL”, seleccionado por sus características operativas y su versatilidad en aplicaciones biomecánicas. Este dispositivo incorpora tecnología Bluetooth 5.0 multisensor que detecta la aceleración, la velocidad angular, el ángulo y el campo magnético. La configuración del dispositivo permite al usuario interpretar los datos obtenidos a través de algoritmos inteligentes y del filtrado de Kalman, como se muestra en la Figura 30 [69]



Figura 30. IMU sensor WT901BLECL

3.4. Variables de diseño de una órtesis de rodilla.

Uno de los principales objetivos en el diseño y construcción de dispositivos biomecánicos ortopédicos, como las órtesis de rodilla, es mejorar y acelerar los procesos de recuperación y rehabilitación de la extremidad inferior lesionada, así como

restituir la movilidad de las personas que padecen estas limitaciones. Para lograrlo, resulta indispensable considerar, durante la etapa de diseño y desarrollo, las variables cinemáticas de las extremidades inferiores como posiciones, velocidades, aceleraciones y movimientos angulares [70]. También es fundamental garantizar el confort del usuario y la adaptabilidad del dispositivo a sus necesidades específicas, con el propósito de facilitar una locomoción que se asemeje, en la mayor medida posible, al patrón de marcha natural de una persona sana.

En la sección 2.2, se describieron distintas propuestas de diseño y construcción de órtesis de rodilla, exoesqueletos y mecanismos, en las que se consideran diversas variables tanto de la articulación como de los actuadores encargados de generar el movimiento. Entre los parámetros más relevantes se encuentran los rangos de movimiento de la articulación, la velocidad, la fuerza, el torque y la potencia [71], [72].

Por otra parte, las propuestas de diseño de órtesis motorizadas integran sensores inerciales o mioeléctricos con el fin de registrar parámetros como el torque, los ángulos de movimiento, la velocidad, la fuerza y la potencia. Esta información permite ejecutar trayectorias predefinidas durante el ciclo de la marcha y operar a diferentes velocidades [22], [24]. Se reportan propuestas que incluyen el desarrollo e implementación de mecanismos en 3D, así como el empleo de diversos actuadores rotativos y lineales para la construcción de órtesis robóticas. Estos sistemas son capaces de regular la rigidez de la articulación, suministrar potencia y generar pares de torsión que contribuyen a reducir el consumo energético [32], [39], [73].

3.4.1. Biomecánica y parámetros antropométricos de la rodilla.

La acción de caminar es una actividad altamente compleja que involucra muchas partes del cuerpo, especialmente las extremidades inferiores. Dentro de ellas, la rodilla desempeña un papel fundamental, pues desde la perspectiva biomecánica es responsable de transmitir cargas, conservar momentos y generar pares de fuerza. Los movimientos de la rodilla se producen en tres planos: sagital, frontal y transversal. El movimiento de flexión-extensión ocurre en el plano sagital; cuando la rodilla alcanza una

flexión de 90°, se produce un momento de rotación, mientras que en la extensión completa la articulación se bloquea, evitando la rotación interna y externa. Por su parte, la aducción y la abducción se manifiestan en el plano frontal y su rango de movimiento aumenta conforme la flexión se aproxima a su máximo grado, ver Figura 31 [19].



Figura 31. Movimientos de la rodilla [19].

Dentro del desarrollo del ciclo de marcha, es necesario considerar las variables cinemáticas (posiciones, velocidades y aceleraciones) requeridas para describir un paso de marcha completo. En particular, se requieren seis medidas lineales para cuantificar el movimiento del centro de masa del muslo: posiciones, velocidades y aceleraciones tanto en la dirección horizontal como en la vertical. Además, es fundamental incluir los valores cinéticos, como las fuerzas musculares individuales, los momentos generados en las articulaciones por dichos músculos y los patrones de potencia mecánica (tasa de generación o absorción por los músculos, o tasa de transferencia entre segmentos) [74]. También resulta esencial revisar los parámetros antropométricos, tales como el peso, la altura y las proporciones corporales. Para desarrollar un diseño de órtesis de rodilla es necesario centrarse en las medidas de la extremidad inferior de una persona promedio. Se deben obtener parámetros como la circunferencia y longitud del muslo y la pierna, así como el diámetro de la rodilla. Estos parámetros sirven como referencia para diseñar los puntos de apoyo y sujeción de los elementos que estarán incluidos en la órtesis, como los actuadores, mecanismos y sensores, ver Figura 32. En la Tabla 4 se muestra un resumen de los parámetros antropométricos del cuerpo humano [75].

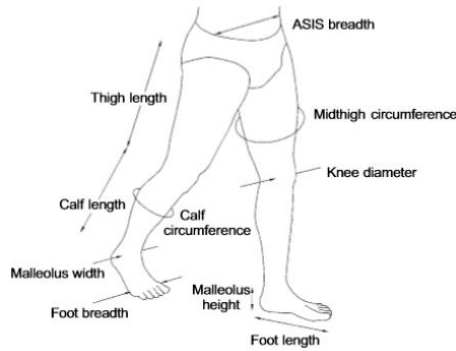


Figura 32. Medición de datos antropométricos [75].

Tabla 4. Parámetros antropométricos.

Parámetros antropométricos	Participantes normales	
	37 hombres	31 mujeres
Edad	22	21
Peso	60.7	52.3
Estatura	1.69	1.57
Índice de Masa Corporal	21.2	21.3
Amplitud ASIS (m)	0.28	0.29
Diámetro de la parte superior del muslo (m)	0.18	0.15
Circunferencia del muslo (m)	0.47	0.46
Longitud del muslo (m)	0.39	0.39
Diámetro de la rodilla (m)	0.11	0.10
Circunferencia de la pantorrilla (m)	0.36	0.35
Longitud de la pantorrilla (m)	0.41	0.37
Ancho del maléolo (m)	0.08	0.08
Ancho de pie (m)	0.11	0.10
Altura del maléolo (m)	0.08	0.07
Longitud del pie (m)	0.25	0.24

3.4.2. Análisis cinemático de mecanismos.

En el diseño de mecanismos, el análisis cinemático resulta esencial para establecer los movimientos adecuados de los dispositivos. Este análisis consiste en emplear técnicas que permiten sintetizar mecanismos de eslabonamiento con el fin de obtener posiciones de salida específicas. Para ello, es necesario identificar claramente el sistema mecánico y definir las cadenas cinemáticas que producirán los movimientos deseados.

El análisis cinemático de posición, velocidad y aceleración se realiza mediante el método del lazo vectorial y la fórmula de Euler. En este método, los eslabones del mecanismo se representan mediante vectores cuya longitud corresponde a los eslabones reales [76].

Estos vectores pueden expresarse en cualquiera de las siguientes formas de notación de números complejos:

Forma polar

$$re^{i\theta} \quad (3.3)$$

Forma cartesiana

$$r \cos \theta + ir \sin \theta \quad (3.4)$$

La identidad de Euler se expresa de la siguiente forma:

$$e^{\pm i\theta} = \cos \theta \pm i \sin \theta \quad (3.5)$$

El método del lazo vectorial consiste en formar un circuito cerrado, de modo que la suma de los vectores a lo largo del lazo sea igual a cero:

$$r_1 + r_4 = r_2 + r_3 \quad (3.6)$$

Este método se resuelve aplicando la identidad de Euler. Al modelo matemático resultante se le realiza una separación de términos reales e imaginarios para su análisis. Aplicando Euler

$$r_1 e^{i\theta_1} + r_4 e^{i\theta_4} = r_2 e^{i\theta_2} + r_3 e^{i\theta_3} \quad (3.7)$$

$$r_1 \cos \theta_1 + ir_1 \sin \theta_1 + r_4 \cos \theta_4 + ir_4 \sin \theta_4 = r_2 \cos \theta_2 + ir_2 \sin \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 + ir_3 \sin \theta_3 \quad (3.8)$$

Términos reales

$$r_1 \cos \theta_1 + r_4 \cos \theta_4 = r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 \quad (3.9)$$

Términos imaginarios

$$r_1 \sin \theta_1 + r_4 \sin \theta_4 = r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 \quad (3.10)$$

Al realizar la separación de términos, se obtiene un sistema de ecuaciones que puede resolverse de manera sencilla mediante técnicas algebraicas. Como resultado, se obtiene una ecuación matemática que permite calcular la longitud y el ángulo del eslabón analizado. Al aplicar la primera y segunda derivada, se determinan la velocidad y la aceleración, respectivamente.

Capítulo 4

Metodología

4.1. Diseño de la órtesis.

4.1.1. Parámetros de diseño.

Como se ha mencionado en la sección 3.4, es importante considerar las variables cinemáticas de las extremidades inferiores (posiciones, velocidades y aceleraciones angulares) en el diseño. Además, resulta fundamental atender al confort y a la adaptabilidad de estos dispositivos para las personas que los requieran.

En trabajos recientes, se han desarrollado propuestas de diseño de órtesis motorizadas que incorporan sensores inerciales o mioeléctricos para registrar parámetros como el torque, los ángulos de movimiento, la velocidad, la fuerza y la potencia [46], [47]. Estos dispositivos han sido configurados para ejecutar trayectorias predefinidas durante el ciclo de marcha y operar en distintos regímenes de velocidad, con el fin de reproducir de manera más fiel la locomoción natural de las personas sanas. A partir de la consideración de los parámetros cinemáticos, se plantea la necesidad de diseñar y construir órtesis robóticas capaces de regular la rigidez de la articulación, suministrar potencia y generar un par que contribuya a disminuir el consumo de energía tanto en los sistemas mecánicos como en los propios usuarios. Los rangos máximos del movimiento alcanzados por la articulación de la rodilla se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5. Rangos de movimiento de la rodilla.

Movimiento	Rango
Extensión	5° a 10° (hiperextensión)
Flexión	Flexión activa 120° a 140° Flexión pasiva 160°
Rotación interna	30°
Rotación Externa	40°

Las velocidades angulares de las articulaciones son relevantes en biomecánica, ya que representan la velocidad de los movimientos anatómicos. A partir del cálculo de los ángulos relativos entre los distintos segmentos corporales, es posible determinar las velocidades angulares que representan la tasa de flexión, extensión u otras rotaciones anatómicas.

La investigación en el campo de la biomecánica suele estimar los ángulos articulares de manera indirecta, a partir de coordenadas lineales obtenidas experimentalmente mediante el análisis de imágenes, o bien de manera directa mediante electrogoniómetros conectados a sujetos en movimiento [77]. En la Tabla 6 se presentan las velocidades angulares máximas típicas de diferentes articulaciones durante una variedad de movimientos humanos.

Tabla 6. Velocidades angulares típicas en el movimiento humano.

Movimiento	Velocidad	
	°/s	rad/s
Extensión de rodilla: Sentarse y ponerse de pie	150	2.6
Extensión del maletero: salto vertical	170	3.0
Flexión del codo: curl de brazos	200	3.5
Extensión de rodilla: salto vertical	800	14.0
Extensión de tobillo: salto vertical	860	15.0
Flexión de muñeca: lanzamiento de beisbol	1000	17.5
Pronación radio/cubital: saque de tenis	1400	24.4
Extensión de rodilla: patada de fútbol	2000	34.9
Flexión de hombro: cancha de softbol	5000	87.3
Hombro interno rotación: lanzamiento	7400	129.1

Los torques articulares medidos mediante dinamómetros isocinéticos y los pares máximos obtenidos a través de análisis de dinámica inversa en movimientos deportivos pueden superar a los registrados en pruebas isocinéticas. Esto se debe a la mayor

fiabilidad y control de estas últimas, así como a la influencia de la interacción entre segmentos corporales en movimientos dinámicos, el ciclo de estiramiento-acortamiento y las acciones musculares excéntricas.

La mayoría de las normas isocinéticas se normalizan con respecto al peso corporal y se clasifican según el sexo y la edad [77]. En la Tabla 7 se presentan los pares isométricos máximos típicos de diversos grupos musculares en hombres.

Tabla 7. Pares isométricos típicos medidos por dinamómetros isocinéticos.

Articulación	Torque máximo	
	Nm	lb-ft
Extensión del tronco	2580	190
Flexión del tronco	177	130
Extensión de rodilla	204	150
Flexión de rodilla	109	80
Extensión de cadera	150	204
Flexión plantar de tobillo	74	102
Flexión de codo	20	44.6
Flexión de muñeca	8	11
Extensión de muñeca	4	5

4.1.2. Valores antropométricos promedio

Para el diseño de la órtesis para rodilla, se consideraron los valores del índice de masa corporal correspondientes al muslo y a la pantorrilla, con el fin de incorporarlos a la masa total del prototipo y al cálculo del centro de masa de los elementos. Dicho índice se obtuvo a partir de los valores presentados en la Tabla 8, la cual describe la relación entre el índice de masa y la masa corporal total del individuo, así como la localización del centro de gravedad. Por su parte, la Tabla 9 muestra la longitud de la extremidad segmentada por regiones anatómicas [78].

Tabla 8: Parámetros inerciales determinados por Dempster y Clauser [78].

Segmento	Masa	CG	Punto proximal	Punto distal
Cabeza y cuello	7.3%	46.40%	Vertex (Vértice del cráneo)	gonion medio
Tronco	50.7%	38.03%	huevo supraesternal	cadera media
Brazo	2.6%	51.30%	acromion	radial
Antebrazo	1.6%	38.96%	radial	art. muñeca
Mano	0.7%	82.00%	art. muñeca	estiloides 3ºdedo
Muslo	10.3%	37.19%	art. cadera	tibial
Pantorrilla	4.3%	37.05%	tibial	art. tobillo
Pie	1.5%	44.90%	talón	dedo 1º

Tabla 9: Estimación de la longitud de segmentos corporales.

Segmento	% E
Mano	10.8%
Tórax	28.8%
Brazo	18.6%
Antebrazo	14.6%
Pelvis	4.5%
Muslo	20.0%
Pantorrilla y pie	28.5%

Para obtener los valores de masa de los segmentos corporales (Ecuación 4.1) y del centro de gravedad del muslo y la pantorrilla (Ecuación 4.2), se tomó como referencia una persona promedio con un peso de 75 kg y una estatura de 165 cm. En las Tablas 8 y 9 se presentan dichos valores.

$$m = \frac{\%masa \times masa\ coporal\ perosna}{100} \quad (4.1)$$

$$Long\ de\ segmento = \frac{long\ de\ segmento \times \% de\ segmento}{100} \quad (4.2)$$

Muslo:

$$masa = \frac{75 \times 10.3}{100} = 7.73\ kg$$

$$F = 7.73\ kg \times 9.81m/s^2 = 75.83\ N$$

$$Long\ de\ segmento = \frac{165 \times 20}{100} = 33\ cm$$

$$CG = \frac{33 \times 37.19}{100} = 12.273 \text{ cm, medido de la articulación de la cadera.}$$

Pantorrilla:

$$\text{masa} = \frac{75 \times 4.3}{100} = 3.23 \text{ kg}$$

$$F = 3.23 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2 = 31.69 \text{ N}$$

$$\text{Long de segmento} = \frac{165 \times 28.5}{100} = 47.01 \text{ cm}$$

$$CG = \frac{47.01 \times 37.05}{100} = 17.423 \text{ cm, medido de la articulación del tibial.}$$

El consumo energético es una variable que debe considerarse en el diseño de órtesis y exoesqueletos de rodilla energéticamente autónomos, con el fin de facilitar la caminata. Una medida fundamental para demostrar la eficacia de un exoesqueleto o una órtesis activa para pierna, que mejora su rendimiento, es el gasto metabólico asociado a caminar o correr. Este gasto se puede determinar al medir las tasas de consumo de oxígeno y la producción de dióxido de carbono de un sujeto durante la realización de una tarea física o a través de la frecuencia cardiaca y la calorimetría.

El gasto metabólico ha sido considerado tradicionalmente un parámetro secundario en el diseño y desarrollo de sistemas ortopédicos, como las órtesis de rodilla. Esto se debe a que la eficiencia de estos dispositivos se evalúa mediante resultados como el diseño de sistemas mecánicos, la aplicación y desarrollo de actuadores (articulaciones) y la capacidad para obtener los grados de movimiento de las extremidades, dejando en segundo plano el gasto metabólico. No obstante, conforme los diseños, el hardware y los sistemas de control evolucionen, los dispositivos basados en robótica podrán ofrecer un beneficio energético tangible para el usuario durante la locomoción. Sin embargo, son pocas las investigaciones que han demostrado una reducción estadísticamente significativa del gasto metabólico durante la marcha. Por esta razón, disminuir dicho gasto constituye uno de los principales retos futuros en el campo de la optimización con el objetivo de desarrollar órtesis activas de miembros inferiores con mayor autonomía.

4.1.3. Prototipo de órtesis.

Como se mencionó en la sección 4.1.1, un aspecto importante a considerar son las variables cinemáticas de las extremidades inferiores para el diseño y elaboración de dispositivos ortopédicos, así como el confort, la ergonomía y la adaptabilidad para las personas que los utilicen. De acuerdo con la literatura revisada sobre el diseño y la creación de dispositivos ortopédicos, como las ortesis robóticas para rodilla, se ha observado que el uso de actuadores elásticos en el diseño de sistemas mecánicos para las articulaciones de rodilla produce resultados eficientes en la generación de movimientos, en el ahorro de energía y en la reducción del costo metabólico. Al reducir el número de actuadores eléctricos, mecánicos, hidráulicos y electromecánicos integrados al sistema robótico, los diseños de órtesis se convierten en dispositivos más compactos y ligeros. Por esta razón, se propuso el siguiente diseño de órtesis.

El diseño en CAD de la órtesis se desarrolló en SolidWorks. La propuesta comprende una estructura ajustable para el muslo y la pantorrilla, ubicada tanto en la parte interior como en la exterior de la extremidad. Esta estructura se fija a una base con la forma del muslo en la parte superior y, en la parte inferior, a otra base con la forma de la pantorrilla. Ambas bases fueron diseñadas para ajustarse a las condiciones físicas de los usuarios, con el objetivo de obtener una órtesis adaptable al largo y ancho de la extremidad inferior. La articulación incluye una unión tipo esfera que permite un movimiento libre de la rodilla. Adicionalmente, se incorpora un actuador rotativo encargado de generar el movimiento de flexión y extensión, el cual se coloca en la parte superior del muslo. Para la transmisión del movimiento se plantea un sistema compuesto por dos poleas de doble canal: una polea fija al actuador rotativo y una segunda ubicada en la articulación de la rodilla. A este sistema se acopla un cable de acero tipo Bowden, encargado de transmitir el movimiento del muslo a la pantorrilla. Las especificaciones detalladas se presentan en el Apéndice A. Los cables se distribuyen a lo largo del contorno de la estructura ajustable, sujetos mediante puntos de fijación con abrazaderas. De esta manera, se evita la aparición de singularidades derivadas del atoramiento del sistema de actuación y se eliminan potenciales problemas de seguridad para los usuarios, obteniendo un sistema de actuación compacto y eficiente, como se muestra en la Figura 33.

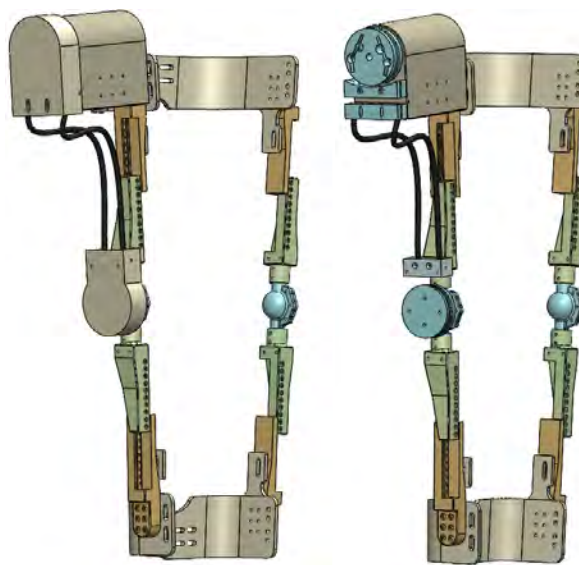


Figura 33. Órtesis de rodilla.

4.1.4. Elementos estructurales de la órtesis

a) Bases para muslo y pantorrilla.

Las bases fueron diseñadas con una estructura sólida y ajustable tanto para el muslo como para la pantorrilla, en la cual se aloja la extremidad inferior y se asegura mediante bandas de velcro. En los extremos laterales de cada estructura se incorporaron orejas de izaje, con el propósito de proporcionar un punto adicional de apoyo en la sujeción y garantizar la estabilidad de la extremidad alojada en las bases.

Las orejas de izaje se ubicaron en el lado exterior de la órtesis, cada una con dos perforaciones destinadas a fijar una banda de velcro. Además, la base fue diseñada con una ranura de 20 mm de ancho por 6 mm de alto, que permite el paso de la banda de velcro y mejora la estabilidad en la sujeción. Adicionalmente, se colocó otra oreja en el extremo interior (lado de la entrepierna), la cual cuenta únicamente con una ranura para la banda de velcro. Esta configuración se implementó con el fin de facilitar el uso y la correcta fijación mediante las bandas de velcro, ver Figura 34.

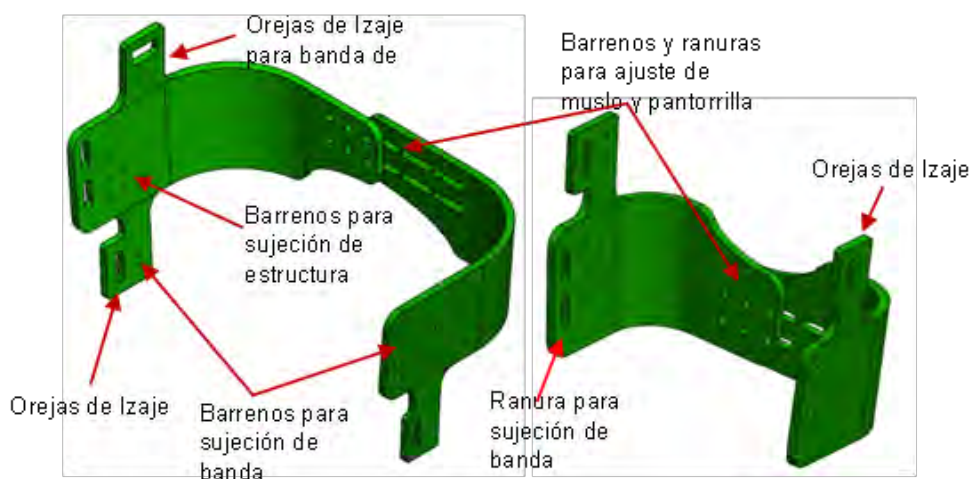


Figura 34. Base de muslo y pantorrilla.

El diseño se implementó en ambas bases: la del muslo y la de la pantorrilla. En la base de la pantorrilla, las orejas de izaje se colocaron en la parte superior de la estructura rígida, mientras que en la base del muslo se ubicaron en la parte inferior de dicha estructura. Adicionalmente, en la parte superior de la base del muslo, en el lado exterior (correspondiente al brazo), se incorporó una oreja de izaje destinada a fijar una banda de velcro conectada a un cinturón en la cintura del usuario. Esta configuración proporciona estabilidad a la órtesis y evita su desplazamiento vertical hacia abajo, asegurando que la unión esférica coincida con la altura de la articulación de la rodilla.

La integración de la banda en la cintura no solo aporta estabilidad y soporte al diseño del prototipo, sino que también permite alojar un banco de baterías encargado de alimentar el sistema de actuación de la articulación de la órtesis. En esta banda se instalará el sistema de control de los actuadores. Esta disposición se consideró con el fin de evitar el incremento de peso en la extremidad portadora del dispositivo, reduciendo así el riesgo de desbalance o la aparición de posibles singularidades durante la rehabilitación, el seguimiento del ciclo de marcha o al ejecutar actividades como sentarse o ponerse de pie, ver Figura 35.



Figura 35. Bases con bandas de velcro.

b) Estructura ajustable

La estructura ajustable paralela al muslo está compuesta por dos segmentos que se ajustan según la longitud de la extremidad de la persona que lo necesite. Esta estructura incluye seis perforaciones de sujeción, destinadas a fijarla a la base del muslo, así como diez perforaciones de ajuste distribuidas a lo largo de toda la estructura paralela. El diseño de esta estructura contempla la incorporación de un riel en la parte inferior del primer segmento y, en el segundo segmento, una cavidad en forma de corredera. Ambos elementos cuentan con diez perforaciones equidistantes, que permiten fijarlos entre sí a la distancia requerida, de acuerdo con el largo del muslo o la pantorrilla. El extremo superior de la estructura presenta una superficie plana, en la cual se ubican seis perforaciones para su fijación a la base del muslo, descrita en el inciso a) de esta sección. En la parte inferior, se diseñó un alojamiento en forma cilíndrica con dos perforaciones adicionales destinadas a integrar la articulación, ver Figura 36. Para la sección correspondiente a la pantorrilla, se plantea un diseño análogo al de la estructura ajustable del muslo, tanto en dimensiones como en el número de perforaciones de sujeción y ajuste.

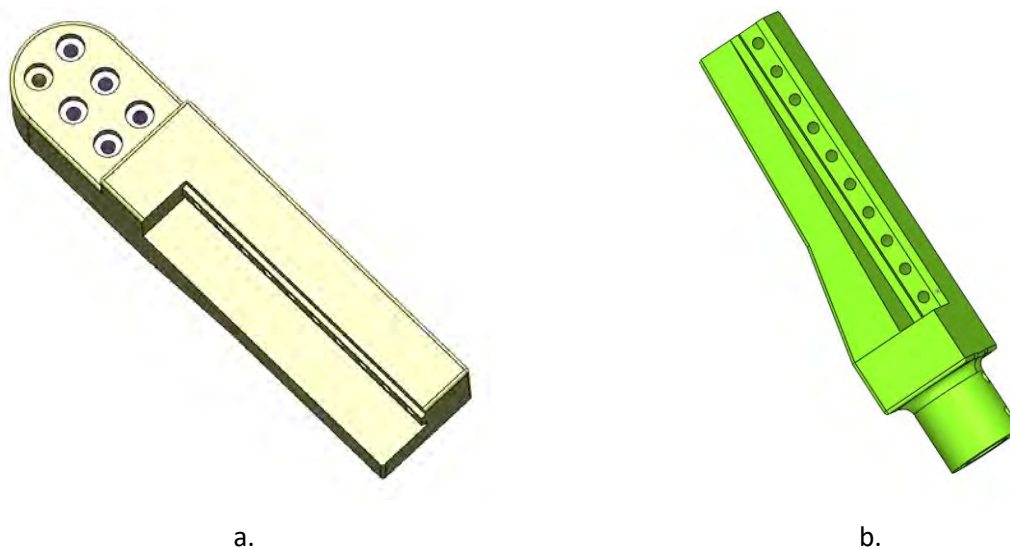


Figura 36. Estructura ajustable muslo: a. superior, b. inferior.

La estructura paralela a la pantorrilla está compuesta por dos secciones. En la parte superior se ubica una base cilíndrica, diseñada para alojar el componente de la articulación de la rodilla; mientras que en la parte inferior se dispone una superficie plana con seis perforaciones destinadas a la sujeción con la base de la pantorrilla. A lo largo de la pieza se distribuyen diez perforaciones adicionales que permiten ajustar la longitud de la estructura, ver Figura 37.

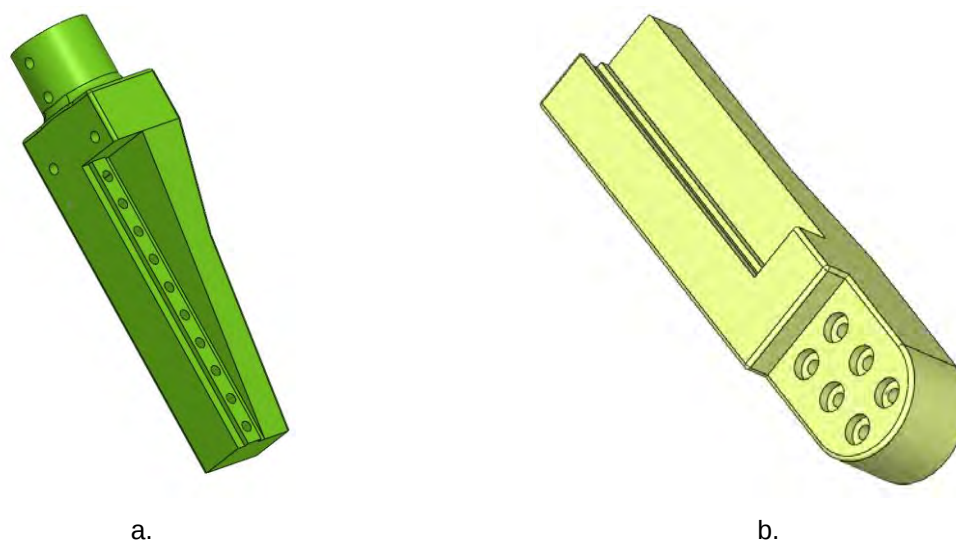


Figura 37. Estructura ajustable pantorrilla: a. superior y b. inferior.

c) Unión tipo esfera (articulación)

La articulación tipo esfera está constituida por tres partes. Dos de ellos constituyen la parte superior, con forma de esfera hueca, que genera una cavidad interna. En la superficie exterior de esta esfera se integró la segunda polea de doble canal, destinada a adecuar el sistema de actuación. Dicha polea incorpora un conjunto de barrenos y perforaciones dispuestos de manera opuesta para alojar los cables Bowden, además de una tapa que asegura la correcta fijación y evita desajustes de los cables. La tercera pieza corresponde a una esfera sólida con base cilíndrica, ver Figura 38. Este diseño se empleó en la parte exterior de la órtesis, mientras que para la parte interior se utilizó una esfera hueca sin polea.

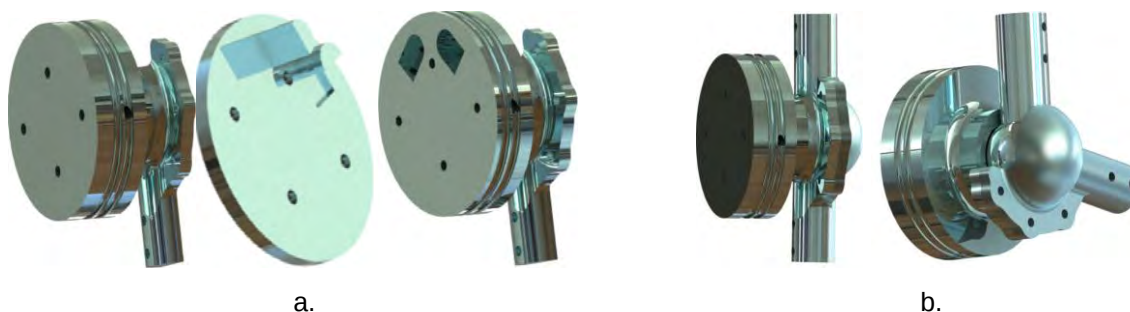


Figura 38. Diseño de la unión tipo esfera con polea: a. polea en unión tipo esfera y b. unión tipo esfera completa.

En el diseño de la polea de doble canal se estableció que la sujeción de los cables Bowden se ubicara en posiciones diametralmente opuestas, tomando como referencia un ángulo de 0° para un cable y de 180° para el otro. De este modo, los cables se fijan en canales opuestos tanto en la polea superior, ubicada en el actuador de la base del muslo, como en la polea de la articulación esférica.

Las poleas de doble canal se diseñaron con un diámetro de 60 mm y un espesor de 17 mm. Cada canal está distribuido de forma equidistante a lo largo del espesor, con una profundidad de 7 mm y un ancho de 5.5 mm en la periferia, mientras que en el fondo del canal el ancho se reduce a 4 mm, ver Figura 39.

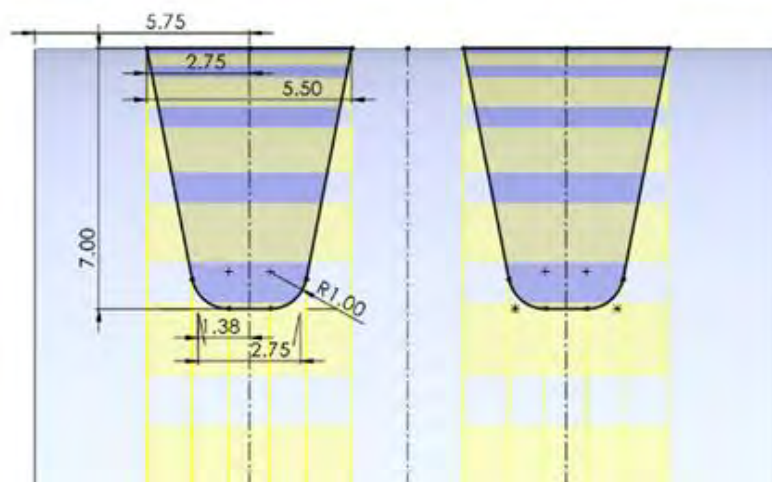


Figura 39. Canales de las poleas.

La polea fijada al eje del motor de corriente continua fue diseñada con cavidades y perforaciones específicas para alojar y asegurar los cables Bowden, ver Figura 40.

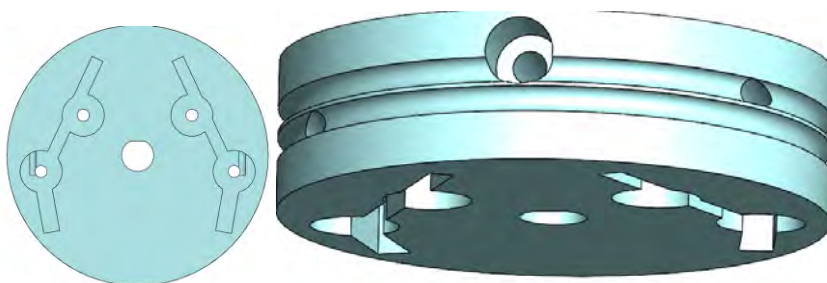


Figura 40. Diseño de polea.

4.1.5. Sistema de ajuste del cable Bowden.

En la literatura revisada, se identificaron dispositivos que emplean sistemas de actuación mediante cables Bowden, los cuales requieren un mecanismo de ajuste para mantener la tensión adecuada en dichos cables. Esto evita holguras que podrían provocar movimientos inadecuados debido al recorrido de los cables en las poleas alojadas dentro del sistema de actuación.

Se diseñaron dos bases que se integran en la base del motor. Una de ellas es fija, unida directamente a la base del motor, y cuenta con cuatro perforaciones dispuestas

horizontalmente para alojar resortes de compresión. La segunda base es flotante, con un grado de libertad perpendicular a la base fija, e incorpora dos tornillos que permiten regular la separación entre ambas bases en función del ajuste requerido por los cables. Esta base también posee cuatro perforaciones destinadas a los resortes de compresión, ver Figura 41.

El sistema de ajuste diseñado para los cables Bowden facilita la compresión de los resortes y la colocación de los cables en las poleas. En primer lugar, se comprimen los cuatro resortes a través de las bases para fijar los cables. Posteriormente, la tensión se regula mediante los tornillos de la base flotante: al girarlos, los resortes se descomprimen gradualmente, generando la tensión necesaria en los cables para eliminar holguras y asegurar un funcionamiento estable.

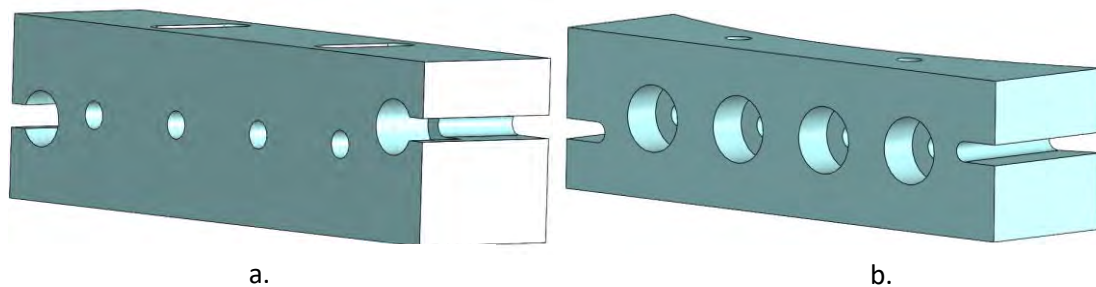


Figura 41. Bases de ajuste: a. base flotante de ajuste y b. base fija de ajuste

4.1.6. Base de fijación.

La base fue diseñada considerando puntos de sujeción que permiten ubicarla en la misma posición que las perforaciones de la base del muslo, donde se aloja y fija la estructura rígida ajustable paralela al muslo. Además, se incorporaron perforaciones adicionales que posibilitan su colocación en diferentes posiciones, dependiendo de la autonomía o de la aplicación de la órtesis. Es importante señalar que en esta base se ubicará el motor de CC, encargado de suministrar el torque necesario para realizar los movimientos de flexión y extensión de la pantorrilla, teniendo en cuenta las dimensiones del radio de la polea que se acoplará al eje del motor, ver Figura 42.

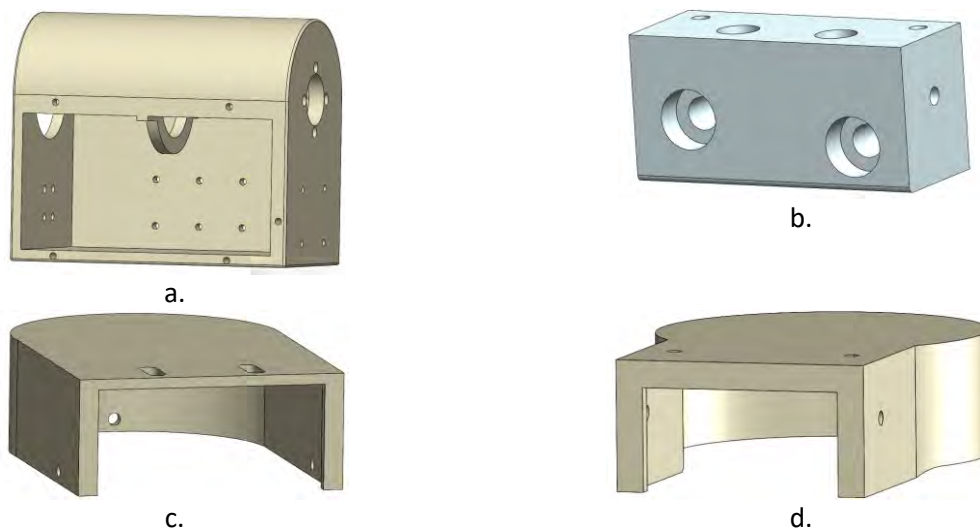


Figura 42. Diseño de las bases y tapas: a. base de motor y polea, b. base de estructura ajustable, c. tapa para polea de motor y sistema de ajuste y d. tapa de unión tipo esfera/polea

En la Figura 43 se presenta el despiece del sistema de ajuste de los cables Bowden, la polea fijada al motor de CC y la tapa del sistema de ajuste de los cables, cuyo propósito es garantizar la seguridad de las personas que utilicen el dispositivo ortopédico (ver Apéndice A).

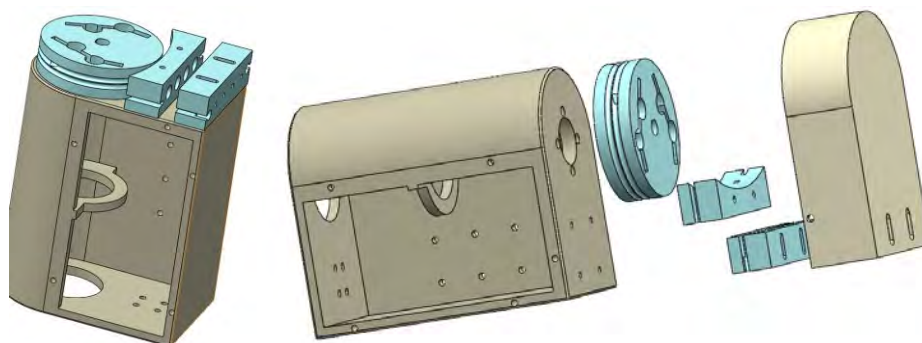


Figura 43. Despiece de base y ajuste de cables Bowden.

4.2. Cinemática del dispositivo.

En el diseño de dispositivos biomecátrónicos, como las órtesis, resulta fundamental el análisis y la elaboración de mecanismos, los cuales deben cumplir con especificaciones precisas, tales como ejecutar movimientos definidos y alcanzar posiciones determinadas,

a fin de garantizar el adecuado desempeño de su función. Este objetivo se logra principalmente mediante el análisis de las cadenas cinemáticas que integran el mecanismo, lo que permite asegurar la correcta ejecución de los movimientos y el alcance de las posiciones establecidas.

Para el análisis cinemático se consideró trabajar con el mecanismo de manivela-biela-corredera, ver Figura 44 [79]

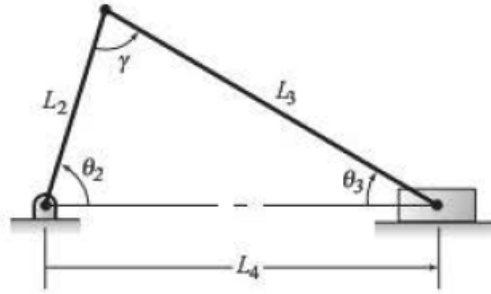


Figura 44. Mecanismo manivela-biela-corredera [79].

Como se mencionó en la sección 3.4.2, aplicando el método de lazo vectorial y considerando las longitudes (L_2 y L_3) y el ángulo de la manivela (θ_2). Se determinará la posición de la corredera (L_4), ecuación 4.3 y los ángulos interiores (θ_3 y γ) de las uniones, ecuación 4.4 y 4.5.

$$L_4 = \sqrt{L_2^2 + L_3^2 - 2(L_2)(L_3)(\cos\gamma)} \quad (4.3)$$

$$\theta_3 = \sin^{-1} \left[\frac{L_2(\sin\theta_2)}{L_3} \right] \quad (4.4)$$

$$\gamma = 180 - (\theta_2 + \theta_3) \quad (4.5)$$

Se conocen físicamente las dimensiones de los elementos que constituyen el circuito vectorial de la cadena; es decir, la longitud del muslo y de la pantorrilla. Considerando que la órtesis se aplicará en procesos de rehabilitación, el dispositivo se adapta como un mecanismo de manivela-biela-corredera, con el propósito de determinar la posición exacta de la pantorrilla durante el movimiento de flexión y extensión, ver Figura 45.

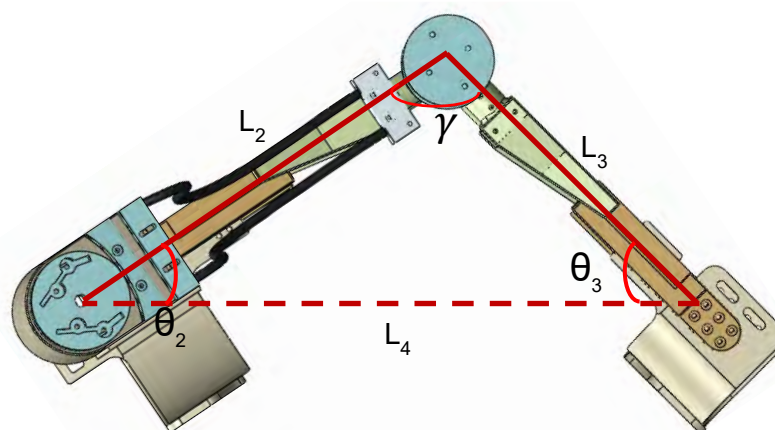


Figura 45. Esquema de cadena cinemática de la órtesis.

Con el fin de verificar el modelo de manivela-biela-corredera y representar gráficamente el comportamiento del modelo matemático, se desarrolló un código en Matlab (Apéndice B). En la Figura 46, se muestra la variación del desplazamiento angular de la pantorrilla en un rango de 0° a 90° .

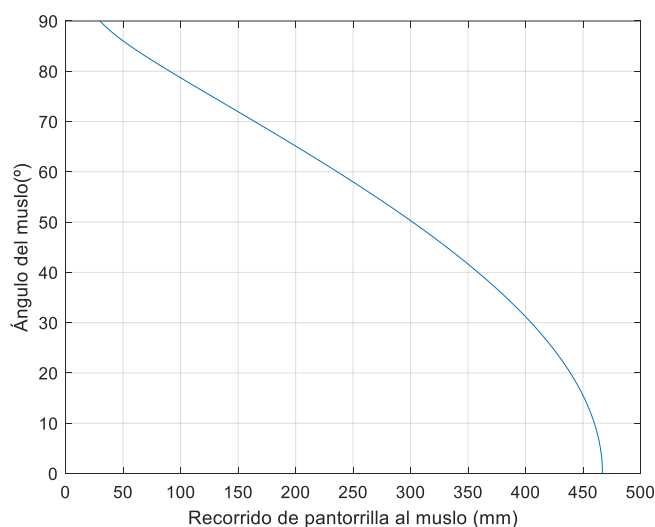


Figura 46. Desplazamiento de cadena cinemática de la órtesis.

4.3. Validación en CAE del dispositivo.

Para el diseño y la construcción de dispositivos biomecatrónicos, es fundamental validar previamente el diseño mediante simulaciones. El uso de software de ingeniería asistida

por computadora (CAE, por sus siglas en inglés) constituye una herramienta eficiente y esencial para el análisis cinemático de los dispositivos propuestos en diversas aplicaciones. Este recurso permite obtener una visión clara del comportamiento de los movimientos, velocidades y aceleraciones a los que pueden estar sometidos los distintos prototipos. El CAE proporciona un medio de simulación que facilita la visualización de los desplazamientos y trayectorias deseadas en prototipos biomecátricos, como las órtesis robóticas. De esta manera, es posible comprender las condiciones y restricciones bajo las cuales debe operar el prototipo para ejecutar dichas trayectorias, así como determinar el número de repeticiones necesarias. El uso de CAE permite comparar con precisión el comportamiento del perfil de posición angular, velocidad y aceleración del prototipo, tanto en la simulación como en los análisis analíticos y experimentales.

4.3.1. Órtesis en Adams

Se realizó la adaptación del ensamblaje del prototipo de la órtesis, elaborado en SolidWorks, para llevar a cabo la simulación en el CAE de MSC Adams. Se consideraron las propiedades físicas del aluminio para los elementos que conforman el diseño, tales como las estructuras ajustables en paralelo, las bases de la polea y del motor, la unión esférica y las abrazaderas.

Los datos del modelo se ingresaron en el software de Adams, seleccionando cada pieza del ensamble y utilizando la opción *"Modify Body"*. En el apartado *"Define Mass By"*, se seleccionó la opción *"Geometry and Material Type"*, y en el campo *"Material Type"* se especificó el aluminio como material de referencia. Este procedimiento se repitió para cada pieza del dispositivo, con el objetivo de obtener las propiedades de densidad, módulo de Young, coeficiente de Poisson, masa y momentos de inercia, ver Figura 47.

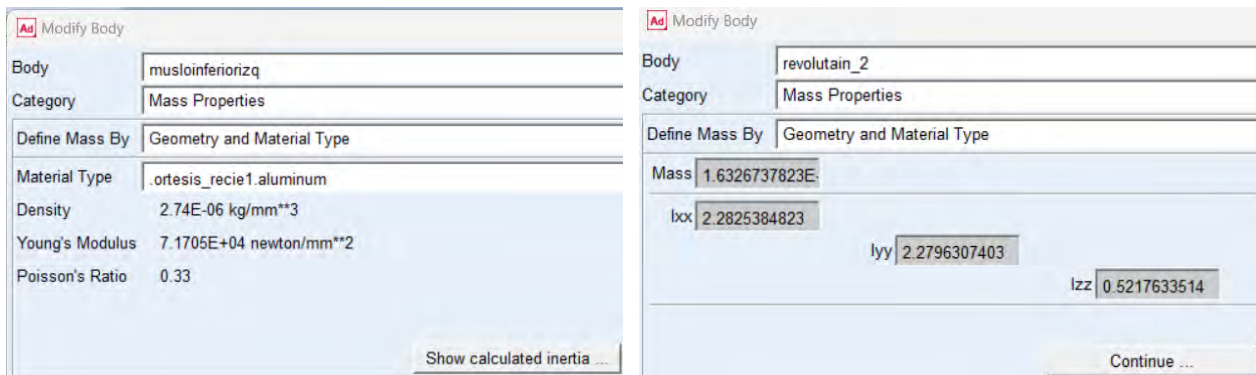


Figura 47. Introducción de propiedades físicas.

En el proceso de simulación se aplicaron restricciones de movimiento a las piezas destinadas a permanecer fijas, así como a aquellas que debían seguir una trayectoria o ejecutar un desplazamiento específico. De igual manera, se definieron las uniones que permiten el movimiento libre del sistema. Para establecer estas condiciones en el entorno CAE de simulación, se emplearon conectores de unión fija entre los contactos de cada elemento. De esta forma, el modelo quedó provisto de restricciones y condiciones de movimiento que limitan las partes móviles, permitiendo simular con precisión los ejercicios que posteriormente serán replicados por el prototipo, ver Figura 48.

Las restricciones se aplicaron mediante la opción “Connectors” en el apartado de “Joints” del software. Se utilizaron los siguientes conectores: la unión fija para los elementos sin movimiento de la órtesis propuesta; la pieza denominada base para muslo se vinculó a la condición de “Ground” del programa, con el fin de impedir su desplazamiento, mientras que el resto de las piezas se fijaron entre sí con respecto a dicha base, garantizando la inmovilidad relativa. Únicamente en la unión entre las estructuras ajustables (paralelas al muslo y a la pantorrilla) se implementaron uniones esféricas, tanto en el lado exterior como en el interior de la extremidad del diseño, con el propósito de permitir el movimiento requerido.

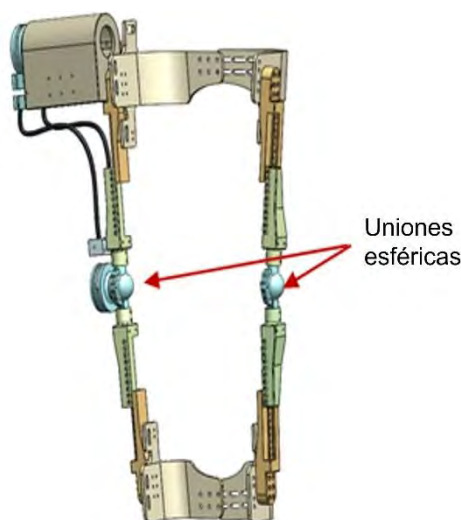


Figura 48. Ubicación de conectores fijos y móviles.

Un aspecto fundamental en la simulación es la asignación de las fuerzas que generan el movimiento, así como la definición de variables para controlar el seguimiento de las trayectorias. La inclusión de estas variables permite establecer rangos precisos de posición, así como parámetros de velocidad y aceleración, con el fin de replicar fielmente los movimientos en los dispositivos físicos.

En el dispositivo de órtesis de rodilla se definieron las variables θ , $\dot{\theta}$, PB, DPB, PB2 y DPB2, utilizadas en la aplicación de la fuerza que genera el movimiento durante el proceso de simulación. La creación de estas variables se llevó a cabo mediante la opción “*Elements*”, en el apartado “*System Elements*”. Se seleccionó “*Create State Variable*”, se asignó un nombre y se establecieron las propiedades físicas de posición, velocidad y/o aceleración mediante expresiones algebraicas y ecuaciones diferenciales. Posteriormente, dichas variables fueron ubicadas en el prototipo en los puntos de interés para el análisis de movimiento, utilizando marcas de referencia (*Marker_No.*) presentes en el ensamble, ver Figura 49.

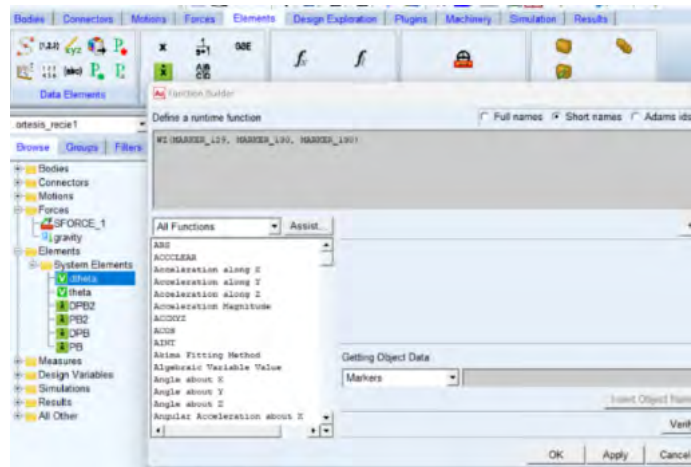


Figura 49. Definición de variables de estado.

Una vez definidas las variables, se procedió a la aplicación de la fuerza responsable de generar el movimiento en el modelo CAD. Esta fuerza se asignó en uno de los conectores de unión esférica. Para ello, en el software se seleccionó la opción “*Forces*”, posteriormente “*Create Torque Applied Forces*” (ver Figura 50), y se selecciona las referencias donde se ubicará la fuerza. En este caso, las referencias se ubican en las marcas de *marker_129*, localizada en la pieza inferior de la unión esférica, y *marker_130*, correspondiente al “ground” de la plataforma de Adams.

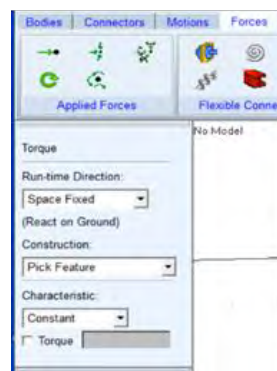


Figura 50. Ubicación de la fuerza en la órtesis.

Para la aplicación de la fuerza en el entorno CAD de Adams, se implementó una condición *If* que permite al sistema ejecutar un ciclo completo de movimiento, es decir, que la órtesis realice la flexión y extensión de la extremidad en un tiempo aproximado de 7 segundos.

En esta condición se integraron las variables algebraicas y diferenciales previamente definidas en la opción “*System Elements*”. La fórmula utilizada se ajustó con los valores de K_p , K_d , junto con las derivadas y diferenciales de las variables de control, con el fin de que el movimiento de flexión y extensión obtenido en la simulación se representara mediante una curva suave. Dicha curva refleja la transición progresiva de los movimientos, particularmente en los instantes previos a alcanzar las posiciones finales e iniciales de cada estado (ver Apéndice B.2).

4.3.2. Seguimiento de trayectoria (flexión/extensión)

Durante el proceso de simulación se busca que el dispositivo replique trayectorias definidas para los movimientos de flexión y extensión. Para ello, se emplea el seguimiento de trayectorias basado en un modelo matemático, específicamente el polinomio de Bézier (4.6), con los siguientes parámetros: $\gamma_1 = 252, \gamma_2 = 1050, \gamma_3 = 1800, \gamma_4 = 1575, \gamma_5 = 700, \gamma_6 = 126$ [80], [81]. La aplicación de esta función polinomial permite definir trayectorias caracterizadas por curvas suaves y movimientos precisos, lo que facilita la ejecución del desplazamiento de manera controlada y realista.

$$\begin{aligned} \sigma(t, t_i, t_f) &= \gamma_1 - \gamma_2 \mu_p + \gamma_3 \mu_p^2 - \gamma_4 \mu_p^3 + \gamma_5 \mu_p^4 - \gamma_6 \mu_p^5 \\ \mu_p &= \frac{t - t_i}{t_f - t_i} \\ z_6^*(t) &= z_{6i} + (z_{6f} - z_{6i}) \sigma(t, t_i, t_f) \mu_p^5 \end{aligned} \quad (4.6)$$

Este modelo se evaluó en función de la posición y el tiempo (ver Apéndice B.3), considerando como referencia los requisitos establecidos en la trayectoria definida, así como los resultados obtenidos en la simulación realizada en Adams, mediante la aplicación de la ecuación (4.6).

Se obtuvo un desplazamiento de $5\pi/8$ equivalente a 112.5° , en un tiempo de 3 segundos, como se muestra en la Figura 51. Este resultado corresponde al movimiento de flexión. Para representar el movimiento de extensión, es necesario evaluar el polinomio desde la posición inicial de 112.5° hasta la posición final de 0° , en el intervalo de 3 a 6 segundos. De esta forma, se completa el seguimiento de la trayectoria de flexión-extensión, retornando al punto inicial.

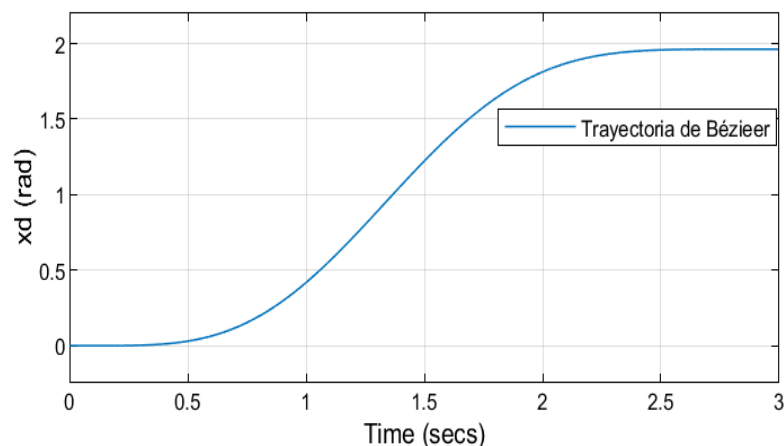


Figura 51. Trayectoria definida en función del polinomio de Bézier.

Definidos los parámetros de entrada y las condiciones iniciales en la función polinomial de Bézier, se llevó a cabo una co-simulación entre Matlab/Simulink y MSC Adams con el propósito de determinar el seguimiento de trayectorias del modelo CAD de la órtesis de rodilla. El polinomio de Bézier se implementó en la plataforma de Simulink mediante operaciones algebraicas básicas. Es importante señalar que dicho polinomio se aplica exclusivamente al movimiento de flexión; para representar el movimiento de extensión se requiere introducir un modelo análogo, ver Figura 52.

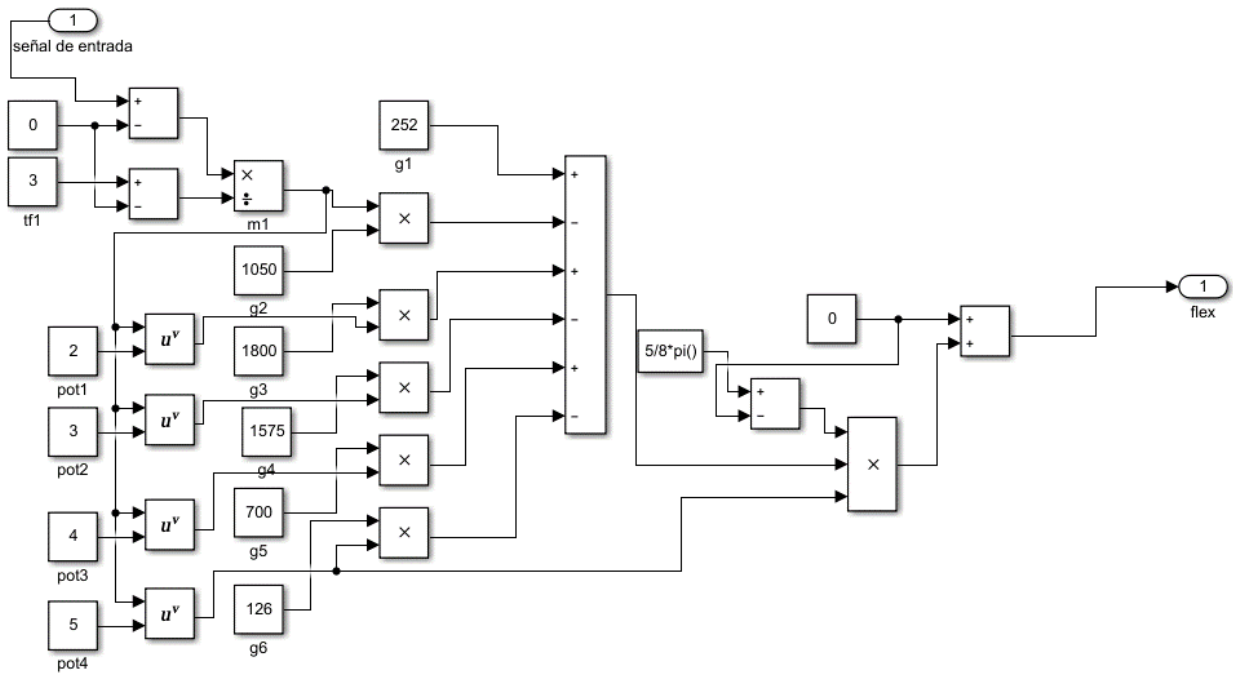


Figura 52. Polinomio de Bézier en Matlab/Simulink.

Establecidos los modelos de la función polinomial tanto para la flexión como para la extensión, fue necesario implementar una condición de *if_else* con el fin de definir la trayectoria completa del movimiento. De esta forma, la parte inferior de la órtesis ejecuta una flexión máxima de 112.5° y posteriormente retorna a su posición inicial. La condición de *if_else* se aplicó en función del parámetro de tiempo: el movimiento de flexión se desarrolló en el intervalo de 0 a 3 segundos, seguido por el movimiento de extensión en el intervalo de 3 a 6 segundos, para finalmente mantenerse en la posición de cero grados, ver Figura 53.

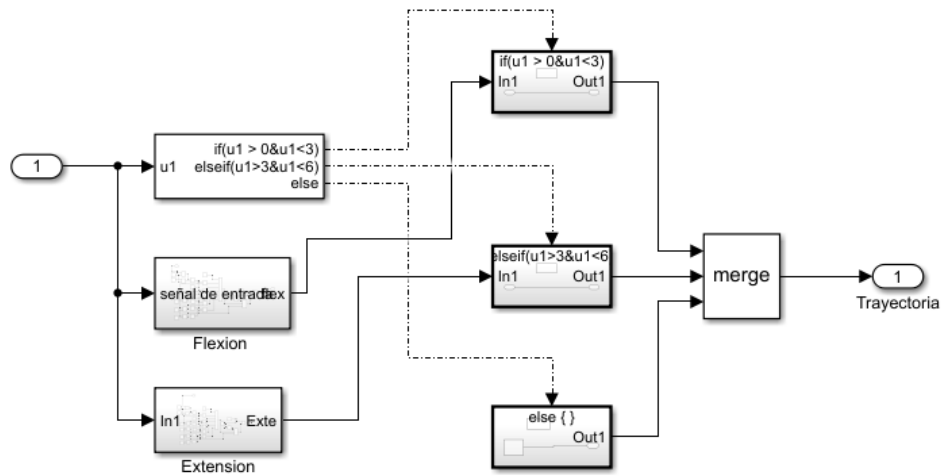


Figura 53. Condición If-else en Matlab/Simulink para trayectoria completa.

En la Figura 54 se presenta la gráfica de la trayectoria definida por el polinomio de Bézier, en la cual se observa un ciclo completo de flexión-extensión. La curva muestra transiciones suaves al inicio y al final de cada movimiento, alcanzando un desplazamiento máximo de 112.5° en un tiempo de 3 segundos, y retornando a la posición inicial en 6 segundos. Cabe señalar que los tiempos de evaluación del polinomio, empleados para la flexión y extensión, se establecieron únicamente con fines de verificación del movimiento de la órtesis. Esto confirma que el seguimiento de trayectorias puede ajustarse a diferentes intervalos temporales según las necesidades específicas de la aplicación.

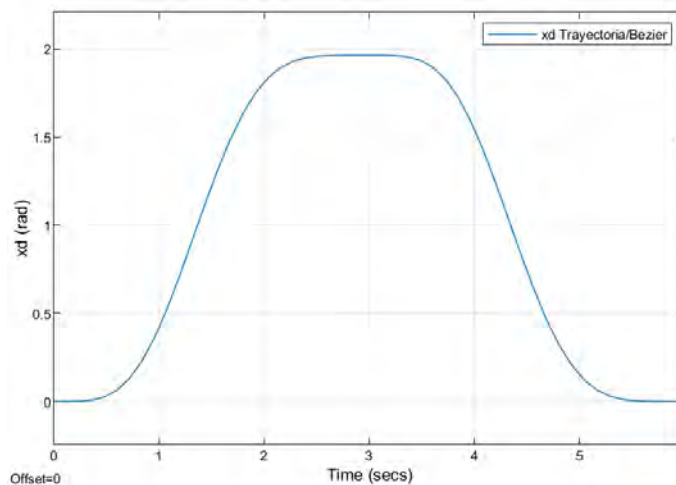


Figura 54. Respuesta en Matlab/Simulink para trayectoria completa.

4.3.3. Seguimiento de trayectorias con Simulink/Adams

Para llevar a cabo la co-simulación, es necesario establecer un enlace entre las plataformas Adams y Simulink. Este vínculo se configura generando las variables de entrada y salida del diseño de la órtesis en la plataforma de Adams, tal como se indicó en la sección 4.3.1. Las variables de entrada corresponden a las fuerzas que inducen el movimiento requerido para la simulación, mientras que las variables de salida representan los valores calculados por el software en términos de desplazamiento, velocidad y aceleración del sistema, ver Figura 55.

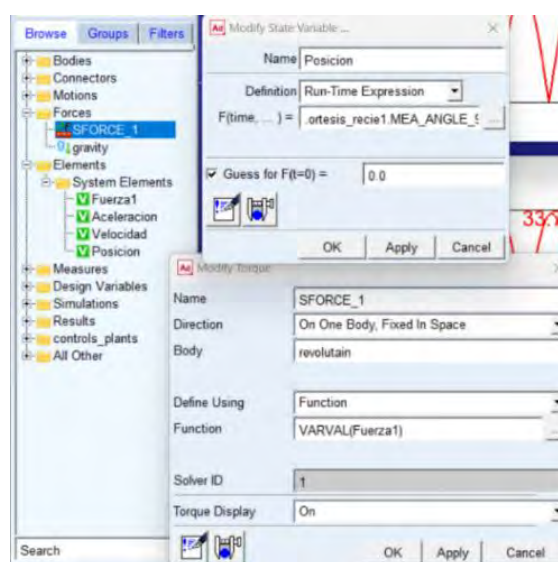


Figura 55. Asignación de variables de entrada y salida en Adams.

Como siguiente paso, se genera un archivo de exportación en el que se almacena la planta de control del diseño. Para llevar a cabo este proceso, en la pestaña “*Plugins*” de Adams, se selecciona la opción de “*Controls*” y luego se elige el campo de “*Plant Export*”. Esta acción despliega una ventana en la que se asigna un nombre al archivo, se definen las variables de entrada y salida, y finalmente se selecciona el software de destino al cual se exportará la planta de control, ver Figura 56.

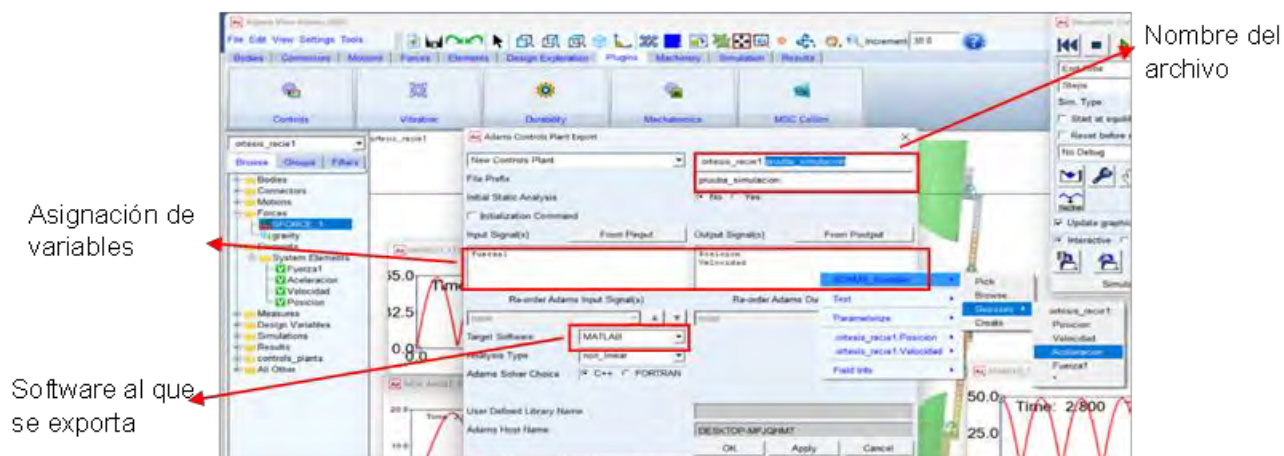


Figura 56. Exportar planta de órtesis.

Para importar los parámetros de Adams en Simulink de Matlab, se procede a cargar en Matlab la planta de control previamente generada en Adams. En este paso, se introduce en la ventana de comandos de Matlab el nombre del archivo con el que fue guardada dicha planta de control. Una vez cargados los archivos correspondientes, se emplea el comando “*adams_sys*” para importar los controles al entorno de Simulink, permitiendo así la integración entre ambas plataformas, ver Figura 57.

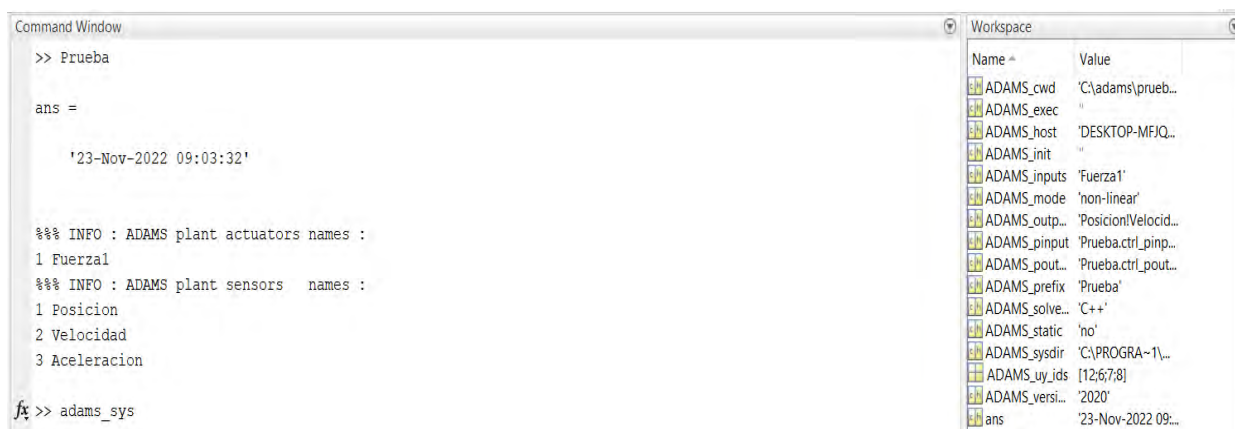


Figura 57. Ventana de comandos de Matlab.

Al exportar los controles a Simulink, se genera un archivo llamado “*adams_sys*”, que contiene los controles creados en Adams. A partir de este archivo, se copian los bloques correspondientes a “*adams_sub*” así como las salidas de posición, velocidad y

aceleración. Posteriormente, estos elementos se integran en el archivo donde previamente se definió la variable de entrada para el seguimiento de trayectorias mediante el polinomio de Bézier en Simulink. Cabe señalar que este polinomio se aplica únicamente a un movimiento a la vez, ya sea de flexión o de extensión, según se requiera, ver Figura 58.

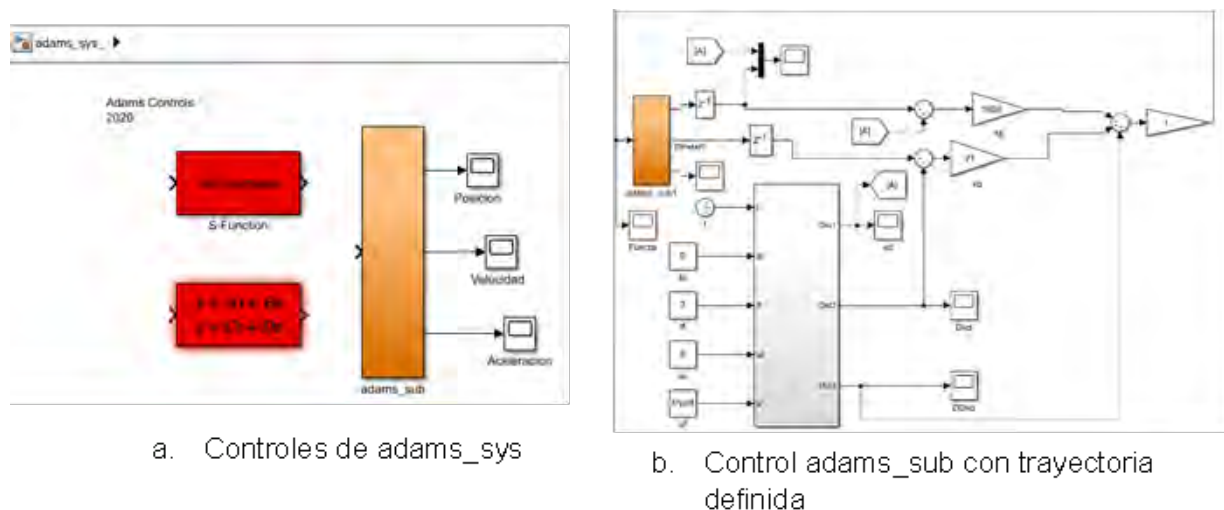


Figura 58. Controles en Simulink.

En el bloque de control “adams_sub”, al hacer doble clic se despliega una ventana con diversos controladores. Dentro de esta, se selecciona MSC Software y, nuevamente, se accede a sus propiedades mediante doble clic. En el apartado de parámetros, se modifica la opción “Animation Mode”, seleccionando la modalidad “Interactive”, ver Figura 59. Una vez realizado este ajuste, se procede a ejecutar la co-simulación.

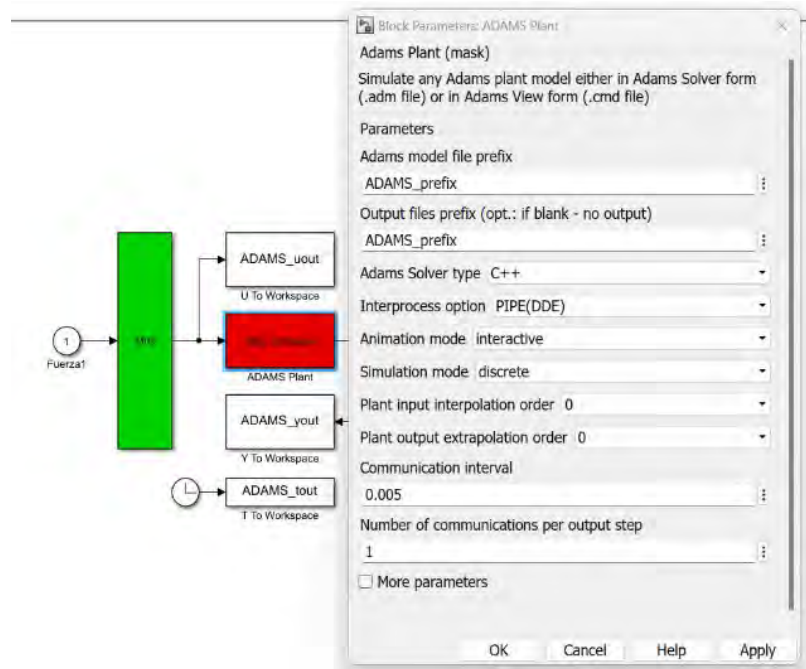


Figura 59. Parámetros de la planta de Adams en Simulink.

Para lograr el seguimiento continuo de la trayectoria en el movimiento de flexión-extensión, se realizó una adecuación al sistema de control mostrado en la Figura 60.b. Con esta modificación, la órtesis es capaz de ejecutar de forma precisa el desplazamiento asociado a dichos movimientos, siguiendo la trayectoria deseada. Para ello, se integró una condición *if-else*, junto con condiciones adicionales de operación que permiten definir el comportamiento durante cada intervalo de tiempo. Se incorporó un controlador PID, cuya función es minimizar el error en el seguimiento de la trayectoria, garantizando que los movimientos se desarrollen de manera suave, continua y estable, reduciendo errores y mejorando la precisión de la simulación, ver Figura 60.

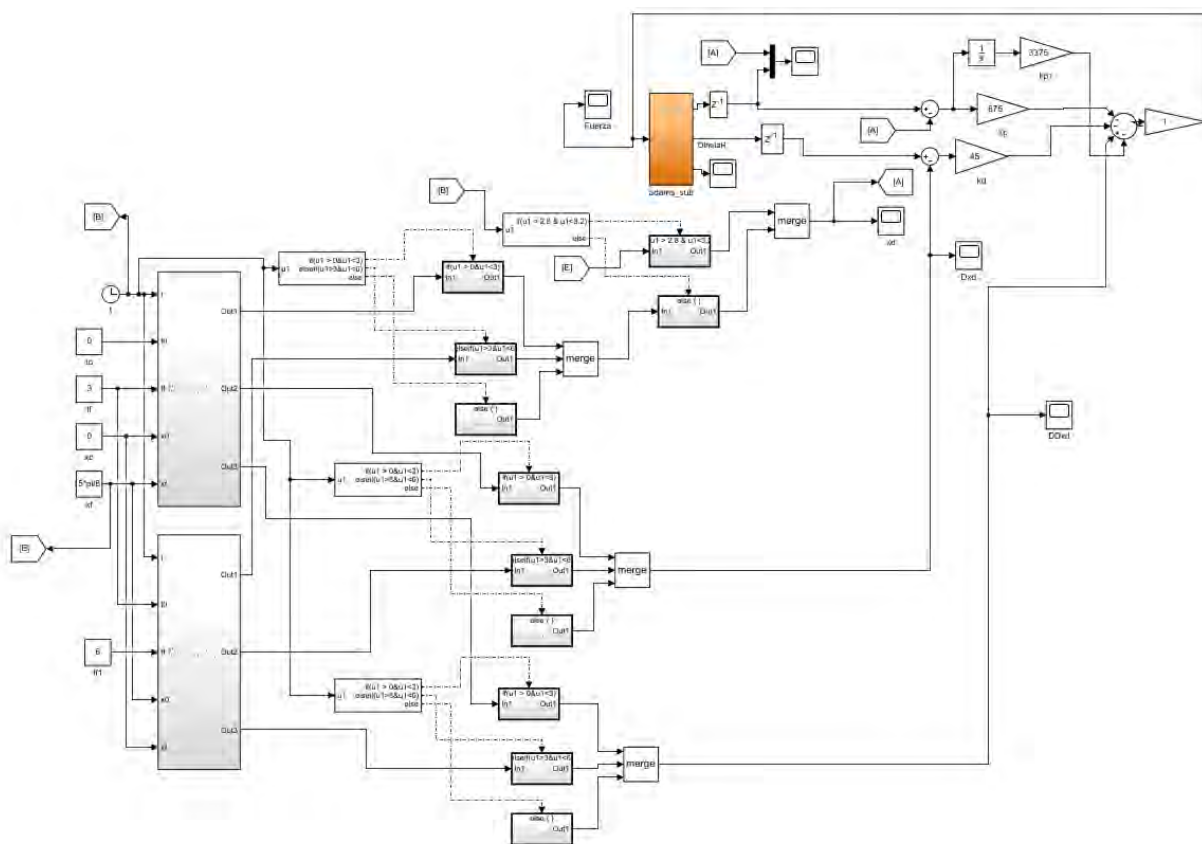


Figura 60. Control en Matlab/Simulink para trayectoria completa de co-simulación.

4.4. Análisis estático del diseño de la órtesis

Con los resultados obtenidos en la simulación, se comprobó que el diseño de la órtesis es capaz de ejecutar los movimientos de flexión y extensión de manera eficiente. No obstante, un aspecto crucial para determinar la viabilidad del dispositivo en su fabricación es evaluar la rigidez y estabilidad mecánica de sus componentes, lo cual se logra mediante pruebas de resistencia de materiales.

Se realizó un análisis estático en el software SolidWorks, considerando como referencia la información reportada en la literatura, la cual establece que la fuerza externa que actúa sobre la articulación de la rodilla corresponde aproximadamente entre el 70% y el 85% del peso corporal total durante la locomoción humana y los movimientos naturales de la extremidad inferior [82].

4.4.1. Elementos de análisis

Para iniciar con el análisis, se consideró como parámetro fundamental la fuerza de aplicación sobre los elementos sometidos a tensión, particularmente aquellos vinculados de manera directa con la articulación de la rodilla. Este parámetro se estableció en el 70% del peso corporal total. Tomando como referencia una persona promedio de 75 kg, cuyo peso corresponde a 735.75 N, el 70% de este valor equivale a 515.02 N.

El análisis estático se realizó en las bases del muslo y la pantorrilla, en los elementos laterales de la estructura ajustable superior e inferior, así como en la unión esférica de la articulación. En total, se analizaron 14 componentes que conforman el modelo virtual de la órtesis para rodilla.

Con el fin de comparar la resistencia mecánica según el material, se estudiaron dos escenarios: uno utilizando aluminio 6061 y otro con PLA. En la Tabla 10 se presentan las propiedades físicas relacionadas con el peso de la órtesis y los límites elásticos de ambos materiales considerados para la posible construcción del dispositivo.

Tabla 10. Propiedades de los materiales de la órtesis para rodilla.

Material	Límite elástico	Límite de fluencia	Peso total de la órtesis (gr)
Aluminio 6061	55 MPa	145 MPa	1427.14
PLA	55 MPa	57.8 MPa	655.46

Para el análisis estático, se aplicó un mallado con elementos tetraédricos con una densidad de 2.7 mm en la mayoría de las piezas. Este estándar de mallado se empleó de manera uniforme para el análisis de las 14 piezas que conforman el prototipo virtual de la órtesis, ver Figura 61.

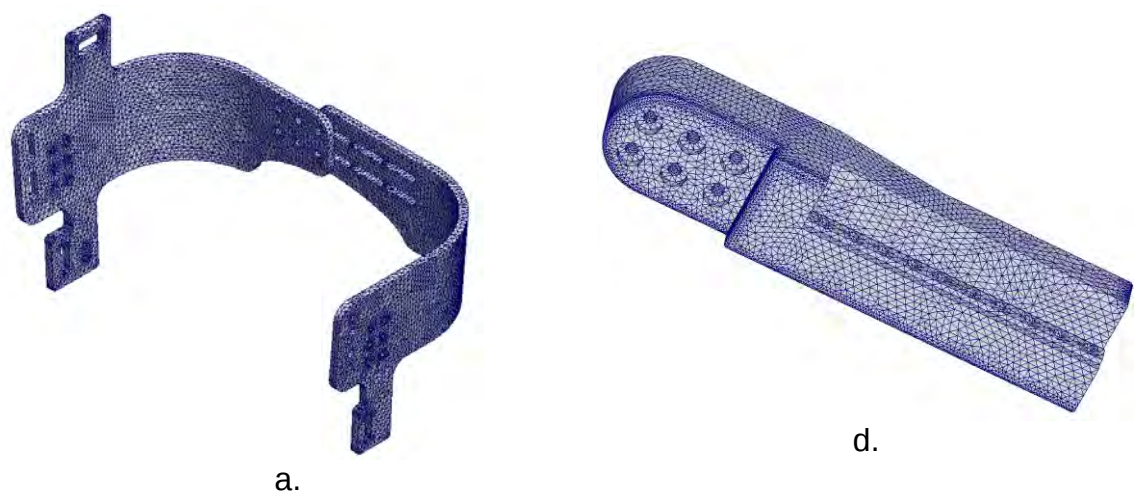


Figura 61. Mallado: a. Base del muslo, b. Estructura paralela al muslo parte superior.

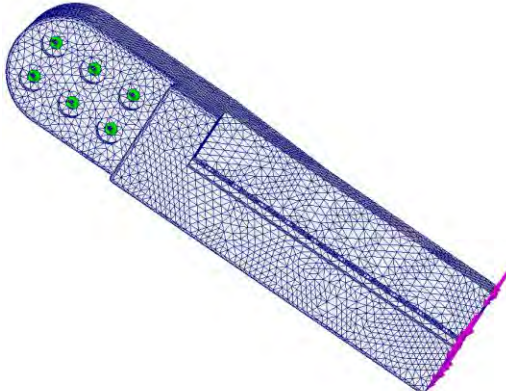
Las restricciones de sujeción de las piezas se definieron con base en su posición y función dentro del prototipo, así como en las fuerzas de tensión a las que están sometidas. En el caso de la base ajustable en forma de muslo, las sujeciones y las cargas se establecieron considerando la dirección de la fuerza ejercida por la extremidad sobre las bandas de velcro y la manera en que estas se relacionan con los puntos de anclaje en la base. En la Tabla 11 se detallan la ubicación de los puntos de restricción y las fuerzas aplicadas en la base ajustable del muslo.

Tabla 11. Detalles de las cargas y sujeciones de la base del muslo

Base del muslo		
Extremo interior	Se aplicaron las sujeciones considerando que la extremidad será un punto fijo	
Extremo exterior	Libre	
Cargas	Se aplican 257.51 N en el lado izquierdo y 257.51 al lado derecho	
Tamaño de elemento	2.7 mm	

En la estructura superior paralela del muslo, las sujeciones y las cargas se definieron tomando en cuenta la dirección de la fuerza transmitida por la extremidad hacia la base del muslo. De esta manera, se representó de forma adecuada la interacción entre la extremidad y el dispositivo en condiciones de operación. En la Tabla 12 se presentan los detalles sobre la ubicación de los puntos de restricción, así como la magnitud y orientación de la fuerza aplicada a la estructura.

Tabla 12. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura superior paralela muslo

Estructura superior paralela muslo		
Extremo inferior	Libre	
Extremo superior	Sujeción fija en las perforaciones de unión con la base del muslo	
Cargas	Se aplican 515.02 N en el inferior perpendicular la estructura	
Tamaño de elemento	2.7 mm	

En la estructura inferior paralela del muslo, los puntos de sujeción y las cargas se definieron considerando la dirección de la fuerza ejercida por la extremidad sobre la base del muslo, transmitida a través de la unión de las piezas. En la Tabla 13 se presentan los detalles de la ubicación de los puntos de restricción, así como la magnitud de la fuerza aplicada a esta estructura.

En la unión esférica de la parte superior de la articulación, las sujeciones y cargas se definieron considerando la dirección de la fuerza ejercida por la extremidad, transmitida a través de la conexión entre las piezas. En la Tabla 14 se presentan los detalles de la ubicación de los puntos de restricción y la magnitud de la fuerza aplicada en esta estructura. De manera complementaria, en la Tabla 15 se muestran las condiciones del análisis realizado para la unión esférica de la parte inferior de la articulación. Para ambas

piezas se consideró el uso de acero inoxidable, con el fin de minimizar el desgaste por fricción y garantizar una mayor durabilidad del sistema.

Tabla 13. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura inferior paralela muslo.

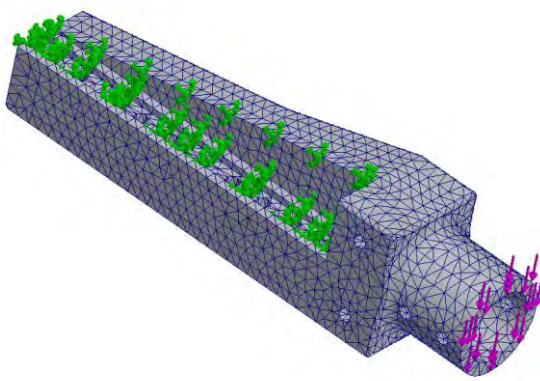
Estructura inferior paralela muslo		
Extremo inferior	Libre	
Extremo superior	Sujeción fija en las perforaciones, en las caras del riel y la cara de contacto con la estructura superior del muslo	
Cargas	Se aplican 515.02 N en el inferior perpendicular la estructura	
Tamaño de elemento	2.7 mm	

Tabla 14. Detalles de las cargas y sujeciones de la unión tipo esfera (parte superior)

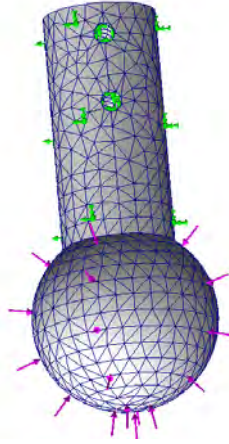
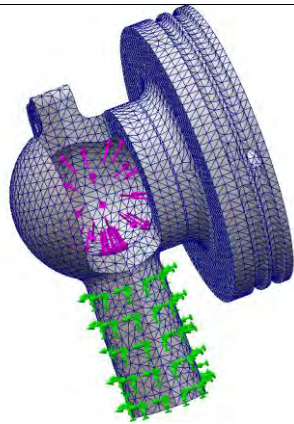
Unión tipo esfera (parte superior)		
Extremo inferior	Libre	
Extremo superior	Sujeción fija en las perforaciones y la cara de contacto con la estructura inferior paralela	
Cargas	Se aplican 515.02 N en la periferia de la esfera	
Tamaño de elemento	2.7 mm	

Tabla 15. Detalles de las cargas y sujeciones de la unión tipo esfera (parte inferior)

Unión tipo esfera (parte inferior)		
Extremo inferior	Sujeción fija en las perforaciones y la cara de contacto con la estructura superior paralela a la pantorrilla	
Extremo superior	Libre	
Cargas	Se aplican 515.02 N al interior de la cavidad sobre su periferia	
Tamaño de elemento	Se realizó un control de malla de 1.89 mm	

En el análisis de las piezas correspondientes a la parte inferior de la extremidad (pantorrilla), que incluyen la estructura ajustable paralela superior e inferior, así como la base ajustable con forma de pantorrilla, se emplearon las mismas condiciones de restricción y carga descritas previamente en las Tablas 11 a 13. Los resultados específicos se presentan en las Tablas 16 y 17, donde se detallan los puntos de sujeción y las cargas aplicadas en las estructuras paralelas de la pantorrilla. Finalmente, en la Tabla 18 se muestran las condiciones de restricción y carga aplicadas a la base tipo pantorrilla.

Tabla 16. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura superior paralela pantorrilla

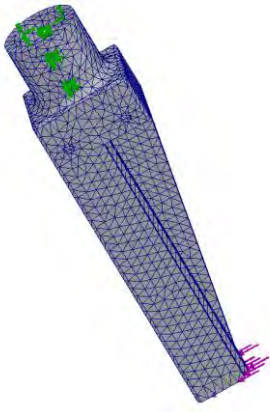
Estructura superior paralela pantorrilla		
Extremo inferior	Libre	
Extremo superior	Sujeción fija en las perforaciones, en las caras de contacto con la inferior de la unión tipo esfera	
Cargas	Se aplican 515.02 N en el inferior perpendicular la estructura	
Tamaño de elemento	2.7 mm	

Tabla 17. Detalles de las cargas y sujeciones de la estructura inferior paralela pantorrilla

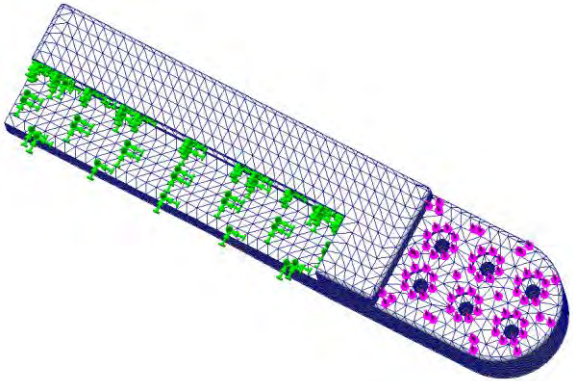
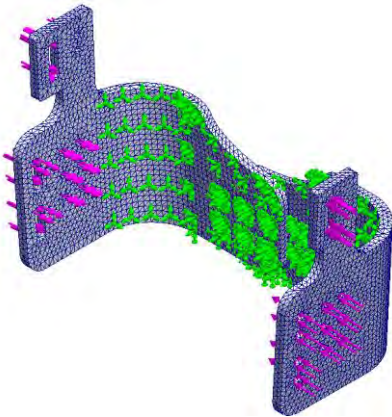
Estructura inferior paralela pantorrilla		
Extremo inferior	Libre	
Extremo superior	Sujeción fija en las perforaciones, el riel y la cara de contacto con la estructura superior de la pantorrilla	
Cargas	Se aplican 515.02 N en el inferior perpendicular la estructura	
Tamaño de elemento	2.7 mm	

Tabla 18. Detalles de las cargas y sujeciones de la base de la pantorrilla

Base de la pantorrilla		
Extremo interior	Se aplicaron las sujeciones considerando que la extremidad será un punto fijo	
Extremo exterior	Libre	
Cargas	Se aplican 257.51 N en el lado izquierdo y 257.51 al lado derecho	
Tamaño de elemento	2.7 mm	

De igual manera, para el análisis estático de las piezas correspondientes al lado interior de la órtesis, se aplicaron las mismas condiciones de restricción y carga previamente descritas en las Tablas 11 a 18.

4.5. Selección de actuador

4.5.1. Revisión de actuadores

En el diseño de dispositivos ortopédicos, resulta fundamental considerar la biomecánica de la articulación de la rodilla, garantizando tanto el confort del usuario como la ausencia de singularidades en la replicación del movimiento. La articulación de la rodilla exige altas capacidades de torsión y presenta una resistencia controlable durante los movimientos de flexión y extensión.

Las velocidades angulares articulares constituyen un parámetro biomecánico de gran relevancia, ya que reflejan la rapidez con la que se desarrollan los movimientos anatómicos. A través del cálculo de los ángulos relativos entre segmentos corporales, es posible determinar dichas velocidades angulares, que representan de forma directa la velocidad de flexión/extensión, así como otras rotaciones asociadas a la articulación.

En la práctica, la investigación biomecánica determina los ángulos articulares de manera indirecta, a partir de las coordenadas lineales obtenidas de los segmentos anatómicos, tal como se expone en la sección 3.4. En la Tabla 19 se presentan las velocidades angulares máximas típicas de diversas articulaciones para una variedad de movimientos humanos.

Tabla 19. Velocidades angulares típicas en el movimiento humano.

Movimiento	Velocidad	
	°/s	rad/s
Extensión de rodilla: Sentarse y ponerse de pie	150	2.6
Extensión del maletero: salto vertical	170	3.0
Flexión del codo: curl de brazos	200	3.5
Extensión de rodilla: salto vertical	800	14.0
Extensión de tobillo: salto vertical	860	15.0
Flexión de muñeca: lanzamiento de beisbol	1000	17.5
Pronación radio/cubital: saque de tenis	1400	24.4
Extensión de rodilla: patada de fútbol	2000	34.9
Flexión de hombro: cancha de softbol	5000	87.3
Hombro interno rotación: lanzamiento	7400	129.1

Para complementar el análisis biomecánico de la articulación de la rodilla y otros movimientos de la extremidad inferior, es necesario considerar los pares isométricos máximos generados por los grupos musculares involucrados. Estos valores permiten

dimensionar la capacidad de fuerza que los músculos pueden ejercer de manera estática, lo cual constituye un parámetro esencial en el diseño de dispositivos ortésicos al momento de definir los rangos de carga, resistencia y control que debe soportar el sistema. En la Tabla 20 se presentan los pares isométricos máximos típicos de diversos grupos musculares en hombres, valores que sirven como referencia para el modelado y la validación del desempeño mecánico y de control de la órtesis.

Tabla 20. Pares de articulación isométricos típicos medidos por dinamómetros isocinéticos.

Articulación	Torque máximo	
	Nm	lb-ft
Extensión del tronco	2580	190
Flexión del tronco	177	130
Extensión de rodilla	204	150
Flexión de rodilla	109	80
Extensión de cadera	150	204
Flexión plantar de tobillo	74	102
Flexión de codo	20	44.6
Flexión de muñeca	8	11
Extensión de muñeca	4	5

El par de torsión máximo que puede generar la rodilla ocurre durante la extensión, aproximadamente a un ángulo de 90° . En este punto, la fuerza máxima que una rodilla promedio es capaz de producir en el tobillo es de 344.63 N. Considerando que la distancia promedio entre la rodilla y el tobillo es de 0.35 m, se obtiene un par de torsión máximo aproximado de 120.62 Nm. Además, la velocidad media de la pierna humana al caminar es de 1.77 m/s, lo que corresponde a una velocidad angular (ω) de 5.07 rad/s en la articulación de la rodilla, un parámetro clave para la selección y dimensionamiento del actuador.

En la literatura especializada se han reportado diversos diseños de actuadores que buscan replicar o asistir el movimiento de la rodilla. Por ejemplo, Nikitczuk *et al.*, en 2005 [83] presentó un actuador basado en fluidos electro-reológicos (ERF), capaz de proporcionar un par de 30.64 Nm, lo que representa aproximadamente el 25 % del par, que puede generar una rodilla sana. De manera complementaria, Veneman *et al.*, en

2006 [84] describe un sistema diseñado con actuadores elásticos en serie, donde la transmisión de potencia del motor a la articulación se realiza mediante cables Bowden, alcanzando un par máximo de 30 Nm en el exoesqueleto conocido como LOPES. En el año 2007, se reportó un exoesqueleto en el que se compensaba un par máximo de 50 Nm para la rodilla mediante la combinación de varios actuadores, entre ellos los servomotores Kollmorgen/Danaher AKM22C, con una velocidad máxima de 8000 rpm, una potencia nominal de 567 W, un par continuo de 0.87 Nm y un par máximo de 2.73 Nm, un actuador con motor de corriente continua acoplado a un reductor de engranajes XD-42GA775-24V-25W, que ofrece una velocidad de 50 rpm, una relación de transmisión de 100:1 y un par máximo de 0.917 Nm. Otros trabajos han explorado también el uso de actuadores elásticos en serie (SAE). En el 2017, Dos Santos [86] documenta un sistema con un par máximo continuo de 5 Nm, mientras que, en el 2023 Al-Dahiree [87] reporta un diseño similar con un par mucho mayor, alcanzando los 45.7 Nm. Algunos diseños de órtesis como el SERKA corresponden a modificaciones de órtesis de rodilla disponibles en el mercado, como el modelo Axiom Sport Hi-Impact de Bledsoe Brace Systems (Grand Prairie, TX), capaces de soportar pares de hasta 40 Nm aplicados por un actuador [88]. Por otro lado, en el 2010 Chen y Liao [89] señalan que el torque requerido por la rodilla durante el ciclo de la marcha es menor a 20 Nm, y se propone el uso de un actuador magnetoreológico (MR) como alternativa viable. En el 2015, Oliver *et al.* [90] presenta un análisis comparativo entre dos órtesis, una accionada mediante husillos de bolas y otra mediante un sistema de doble diferencial. Dicho estudio evidencia que el par de la rodilla puede variar entre 30 y 70 Nm dependiendo del rango de movimiento, lo que subraya la importancia de dimensionar adecuadamente el actuador en función de la aplicación específica.

4.5.2. Cálculo del actuador

Con base a lo revisado en la literatura y lo expuesto en el en la sección 3.4 de este trabajo sobre los parámetros antropométricos del cuerpo humano, es posible determinar el par de torsión para los movimientos de flexión y extensión. Como se muestra en la Tabla 12,

el par máximo requerido para la extensión de la rodilla es de 204 Nm, mientras que para la flexión es de 109 Nm. A partir de estos valores, puede seleccionarse un actuador o motor con características adecuadas, que ofrezca una velocidad mínima de 2.6 rad/s y permita el control a distintas velocidades y niveles de par, con el fin de ejecutar actividades como la marcha, el sentado y el levantado.

En 2022, Shi *et al.* [85] propusieron un esquema de control para un exoesqueleto con sistema de actuación mediante cables Bowden, ver Figura 62. El sistema consiste en un tren de poleas con configuración de cables Bowden para flexión y extensión, utilizando un motor de corriente continua que transmite el movimiento desde una polea reductora hasta la polea de la articulación de la rodilla. El motor considerado presenta un par máximo de 0.917 Nm y una relación de reducción de 100:1. Se planteó un modelo matemático dinámico para describir el movimiento del exoesqueleto y un conjunto de ecuaciones para calcular el par de la polea reductora y de la polea de la rodilla.

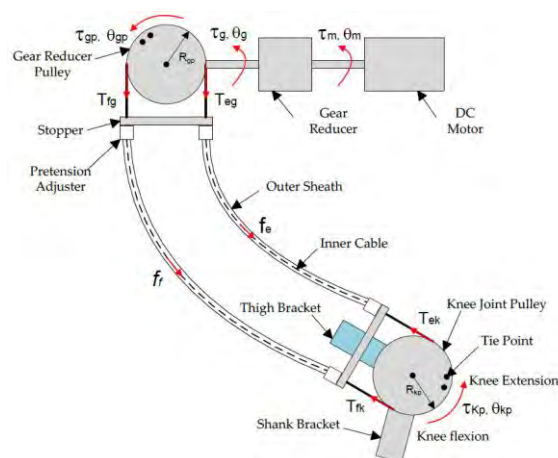


Figura 62. El sistema de transmisión por cable Bowden para el exoesqueleto de rodilla blanda [85].

Con base en las ecuaciones propuestas por Shi *et al.* en el 2022 [85], es posible determinar el par de torsión del sistema de actuación mediante cables Bowden. Dicho sistema permite calcular la transmisión del movimiento y el esfuerzo mecánico requerido en la articulación de la rodilla, considerando tanto la flexión como la extensión. Si se toman como referencia los valores reportados en la Tabla 12, se observa que el par máximo necesario para la extensión de la rodilla es de 204 Nm, mientras que para la flexión es

de 109 Nm. Estos parámetros constituyen un punto de partida esencial para seleccionar y dimensionar los elementos de actuación, asegurando que el sistema sea capaz de replicar los movimientos funcionales de la rodilla con la fuerza y la precisión necesarias.

$$\tau = \frac{F}{R} \rightarrow F = \frac{\tau}{R} \quad (4.7)$$

Considerando los valores de torsión mencionados y un radio de polea de 0.07 m, se calcularon las fuerzas correspondientes a la flexión y a la extensión del sistema mediante la ecuación 4.7. Estos cálculos permiten estimar la magnitud de la fuerza transmitida a través del mecanismo de actuación, lo que constituye un paso fundamental para garantizar la adecuada selección de los componentes y la eficiencia del sistema.

Fuerza de extensión

$$F = \frac{\tau}{R} = \frac{204\text{Nm}}{0.07\text{m}} = 2914.29\text{N}$$

Fuerza de flexión

$$F = \frac{\tau}{R} = \frac{109\text{Nm}}{0.07\text{m}} = 1557.14\text{N}$$

Utilizando los resultados obtenidos y aplicando la ecuación propuesta por Shi *et al.* en 2022 [85] (Ecuación 7 en el manuscrito de referencia), se procedió a calcular el par de torsión de la polea encargada de accionar el movimiento del sistema de actuación. Esta polea corresponde a la polea superior, la cual se encuentra directamente acoplada al motor del dispositivo diseñado en este trabajo. El cálculo del par de torsión se realizó mediante la ecuación 4.8 (correspondiente a la Ecuación 7 de [85]), obteniéndose como resultado un valor de 95 Nm. Este valor es representativo de las condiciones de operación del sistema y constituye un criterio fundamental para la selección del actuador, ya que define la capacidad mecánica necesaria para reproducir los movimientos de flexión y extensión de la rodilla en condiciones seguras y funcionales.

$$\tau_{gp}(t) = (T_{eg}(t) - T_{fg}(t))R_{gp} \quad (4.8)$$

Donde:

$T_{eg}(t)$ es la tensión de extensión, la $T_{fg}(t)$ es la tensión de flexión y R_{gp} es el radio de la polea.

$$\tau_{gp}(t) = (2914.29\text{N} - 1557.14\text{N})0.07 \text{ m}$$

$$\tau_{gp}(t) = (1357.15\text{N})0.07 \text{ m}$$

$$\tau_{gp}(t) = 95 \text{ Nm}$$

Con base en el par de torsión calculado y en la literatura revisada, se propone la utilización de un motor de corriente continua con un par máximo de 95 Nm. Dicho motor, mediante programación, permite regular la velocidad tanto durante el ciclo de marcha como en los movimientos de levantarse o sentarse. Esta capacidad de control facilita la adaptación de las velocidades a los distintos requerimientos, lo que posibilita replicar de manera precisa los movimientos según la actividad realizada.

4.6. Tarjetas de control

Estudios recientes han desarrollado nuevos equipos de medición, procesamiento de información y control, los cuales encuentran aplicaciones relevantes en el ámbito de la biomecánica, particularmente en el registro del movimiento y de las fuerzas de inercia asociadas al movimiento humano. En el presente trabajo se analizaron los dispositivos de control y adquisición de datos, haciendo énfasis en el uso de módulos inerciales para la medición, el registro del desplazamiento y el seguimiento de trayectorias. Se revisaron los módulos de interfaz, como la tarjeta Arduino Uno, el módulo de control de motores de corriente continua mediante puente H, los módulos de comunicación Bluetooth y la programación de dichos componentes utilizando lenguaje C y Matlab/Simulink.

4.6.1. Sensores Inerciales IMUs

En la actualidad, el uso de sistemas de captación y procesamiento de datos en dispositivos biomecátrónicos es cada vez más común, gracias a la versatilidad y autonomía que proporcionan mediante sensores mioeléctricos y módulos inerciales. Este avance se orienta particularmente al análisis e interpretación de tecnologías basadas en IMUs.

Dicha tecnología constituye una alternativa relevante para la adquisición y manipulación de señales vinculadas con parámetros cinemáticos de la articulación de la rodilla, el muslo y la pantorrilla, tanto en relación con el ciclo de marcha como en actividades funcionales, por ejemplo, sentarse y ponerse de pie. Se fundamenta en la integración de sensores y en el diseño compacto de las IMU, lo cual facilita su aplicación en estudios biomecánicos y en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación.

Cada vez es más frecuente la incorporación de estas unidades en el diseño de órtesis y prótesis inteligentes para extremidades humanas. Las IMU presentan dimensiones y masas reducidas, lo que minimiza su interferencia con el movimiento y disminuye la oscilación del sensor al evaluar la cinemática de movimientos rápidos. Además, la frecuencia de muestreo se ajusta para ser al menos el doble de la frecuencia más alta de la señal de interés, garantizando precisión en los resultados.

Las IMU pueden incluir sensores inerciales como giroscopios, acelerómetros, sensores de fuerza y galgas extensiométricas, capaces de generar pequeñas señales eléctricas que posteriormente son procesadas para controlar los movimientos de los dispositivos [66], [67].

Estas unidades permiten detectar cambios de dirección y ángulos durante el movimiento, lo que hace posible calcular la posición, la velocidad y la aceleración de la extremidad en diferentes fases del ciclo de marcha. Para su colocación, se recomienda una fijación directa sobre la piel y lo más rígida posible, a fin de evitar alteraciones en las mediciones. En consecuencia, no se aconseja fijar los sensores en la ropa, en bolsillos flexibles ni sobre tejido blando (grasa o músculo), y debe evitarse su instalación en proximidad a

articulaciones donde puedan interferir con el movimiento. Como se expuesto en la sección 3.3.5, en este trabajo se optó por el módulo “Bluetooth AHRS IMU sensor WT901BLECL” debido a sus características de operación.

Una forma de lectura e interpretación de este sensor se realiza mediante la aplicación Wit Motion, desarrollada por los proveedores. Dicha aplicación emplea el puerto serial con una velocidad de transmisión de 115200 baudios y permite visualizar en tiempo real diversas gráficas correspondientes a posición, velocidad, aceleración y campo magnético. Asimismo, posibilita el registro de la información para que el usuario pueda manipularla y analizarla posteriormente, ver Figura 63.

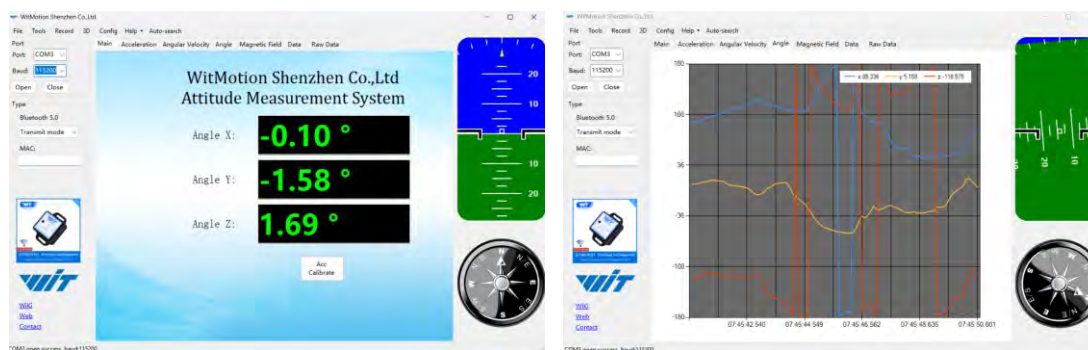


Figura 63. Aplicación Wit Motion

También es posible realizar la programación mediante Arduino, Matlab o Simulink, lo que permite manipular y analizar los datos en tiempo real. A través de la programación el editor de Matlab (ver Apéndice B4), el usuario puede procesar la información de manera sencilla y directa, además de visualizarla en tiempo real, como se muestra en la Figura 64.

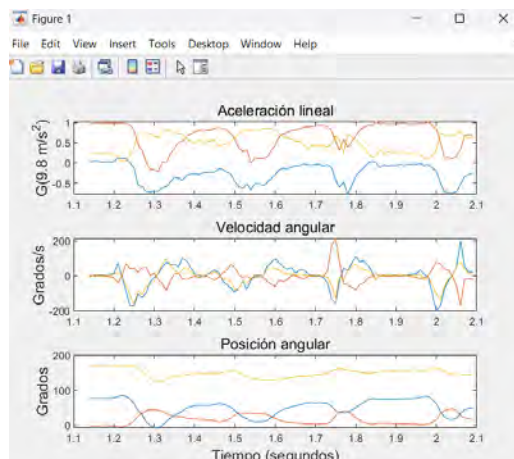


Figura 64. Pruebas del sensor WT901BLECL en MATLAB

4.6.2. Placas de control

Se implementó una programación utilizando una tarjeta Arduino Uno junto con el módulo de control de polarización de voltaje L298N, ver Figura 65, el cual funciona como un puente H para el control de motores. Se desarrolló un código que permite activar el motor de corriente continua durante un intervalo de tiempo definido, posibilitando que el dispositivo ejecute los movimientos de flexión y extensión. La programación en Arduino ofrece la ventaja de ajustar de manera flexible tanto la velocidad como el tiempo de operación del actuador, adaptándose a los requerimientos específicos del sistema.

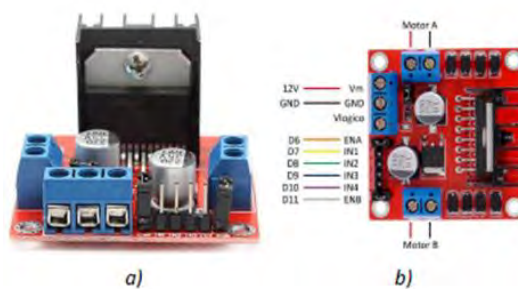


Figura 65. a) Tarjeta controladora L298N seleccionada para controlar actuadores. B) Esquema de conexión de la tarjeta controladora L298N

Para ajustar la posición y la velocidad del actuador, se programó la tarjeta Arduino para habilitar los pines de PWM (modulación por ancho de pulso), utilizando variables de 8 bits

que permiten trabajar en un rango de 0 a 255 pasos. En este rango, el valor de 255 corresponde a un pulso completo (100%) en la alimentación de voltaje de las terminales PWM de la tarjeta, mientras que valores menores representan porcentajes proporcionales del pulso en función del número asignado. La modulación por ancho de pulso constituye una técnica mediante la cual se modifica el ciclo de trabajo de una señal periódica para regular la energía suministrada.

En el caso de un motor de corriente continua, el PWM consiste en recortar el voltaje de alimentación mediante una onda cuadrada. La energía entregada al motor disminuye de forma proporcional a la relación entre la parte alta (255) y la parte baja (0) del ciclo de la onda. De esta manera, se logró controlar con precisión la velocidad del motor. En términos prácticos, se asigna un valor dentro de este rango a las terminales PWM (en el código Arduino, las variables ENA y ENB), el cual determina el voltaje efectivo aplicado a los actuadores. En la Figura 66 se presenta la conexión entre la tarjeta Arduino y la placa de control L298N.

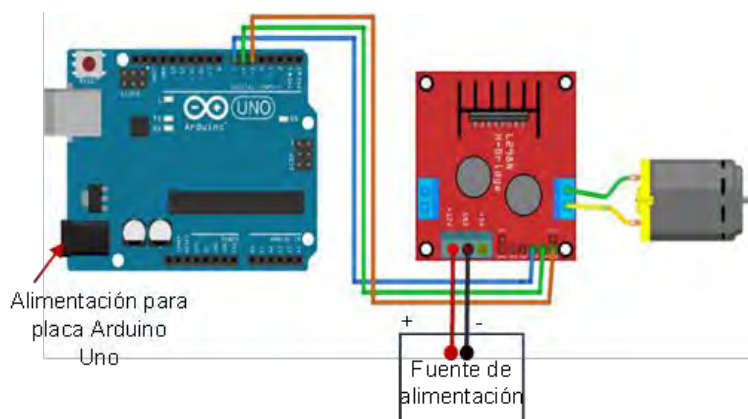


Figura 66. Configuración de conexión de actuador

4.6.3. Motor de CC

Con base en lo expuesto en la sección 4.4, donde se describe el cálculo de la capacidad y el torque necesario para movilizar una extremidad inferior, se determinó que se requiere un torque de 95 Nm. En la literatura revisada se observa que los distintos dispositivos propuestos emplean actuadores con valores de torque variables. Para este trabajo se seleccionó un motor de corriente continua de 24 V y 120 rpm, acoplado a una caja

reductora de engranes con relación 1:100 y un encoder de 1000 pulsos por vuelta, ver Figura 67.

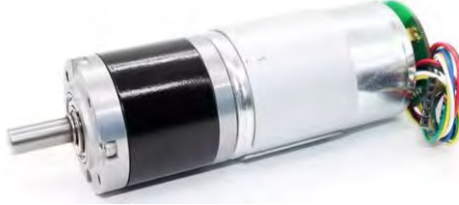


Figura 67. Motor de CC

4.7. Estrategias de control de la órtesis para rodilla

El control automático constituye un elemento fundamental en los procesos industriales y médicos, ya que permite optimizar el desempeño de los sistemas dinámicos, facilita la ejecución de operaciones repetitivas y contribuye al incremento de la productividad. En este sentido, los sistemas de control deben considerarse desde la etapa de diseño y durante la manipulación de mecanismos y/o prototipos de sistemas biomecátricos, dado que el control regula la interacción entre los distintos elementos mediante variables con rangos previamente establecidos, de acuerdo con los requerimientos funcionales para mantener el movimiento o una posición precisa durante la ejecución de los procesos. En la literatura se reporta una amplia variedad de técnicas de control aplicadas a sistemas biomecátricos, entre ellas: PD, PID, control de impedancia, control robusto y control mediante lógica difusa. Esta última constituye un enfoque empleado principalmente en sistemas de difícil modelado, es decir, en aquellos para los cuales no se dispone de un modelo matemático formal. El control difuso se caracteriza por su amplio rango de operación y elevada adaptabilidad, lo que lo convierte en una alternativa adecuada para sistemas no lineales. Además, permite incorporar conocimiento basado en la experiencia humana en el diseño de controladores capaces de ejecutar tareas de manera eficiente. El objetivo de aplicar estas técnicas es lograr movimientos estables y precisos, que no interfieran con la cinemática natural de las extremidades. Con base en lo revisado, en este trabajo se presenta la implementación y adecuación de un sistema de control difuso PID en el dispositivo de órtesis para rodilla.

4.7.1. Modelo dinámico

En la simulación de dispositivos biomecatrónicos, resulta esencial considerar tanto la cinemática como la cinética de los sistemas en desarrollo. Esto permite ejercer un control adecuado y eficiente sobre los movimientos requeridos, ya sea en tareas de rehabilitación o en el seguimiento preciso de trayectorias. Mediante la construcción de modelos matemáticos, ya sean simplificados o robustos, es posible caracterizar los movimientos del sistema, así como anticipar y compensar las posibles perturbaciones externas que pudieran afectar su desempeño.

Con el objetivo de registrar y manipular la posición angular de la pantorrilla durante el movimiento de flexión-extensión de la órtesis de rodilla, se recurre al desarrollo de un modelo matemático que describe la dinámica de dicho movimiento. Este modelo se obtiene a partir del análisis de un péndulo simple y se fundamenta en las ecuaciones de movimiento de Euler-Lagrange, lo que permite representar de manera aproximada el comportamiento dinámico de la extremidad y establecer las bases para el diseño del sistema de control, ver Figura 68.

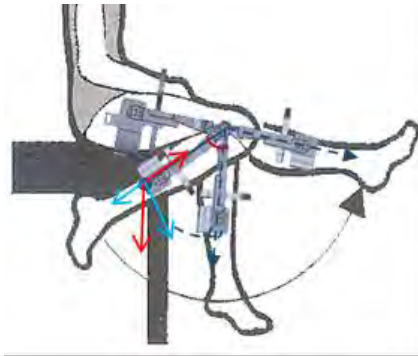


Figura 68. Esquema de la órtesis.

El formulismo de Euler – Lagrange está dado por:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \quad (4.9)$$

El Lagrangiano se define como la diferencia entre la energía cinética total y la energía potencial total del sistema. Matemáticamente, se expresa como:

$$L = T - V \quad (4.10)$$

$$L = \frac{ml^2\dot{\theta}^2}{2} + mgl \cos \theta \quad (4.11)$$

Aplicando la ecuación (4.11) de Euler-Lagrange al Lagrangiano definido previamente, se obtiene el modelo matemático que describe la dinámica del sistema del péndulo simple. El resultado se expresa como:

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{ml^2} (\tau - b\dot{\theta} - mgl \sin \theta) \quad (4.12)$$

El modelo linealizado puede obtenerse considerando que las variaciones alrededor del punto de equilibrio son pequeñas, es decir, que el ángulo θ es cercano a cero. Bajo esta condición, se aplica la aproximación trigonométrica ($\sin \theta \approx \theta$).

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{ml^2} (\tau - b\dot{\theta} - mgl\theta) \quad (4.13)$$

Trayectoria deseada

Un aspecto importante en el diseño y fabricación de dispositivos biomecatrónicos es la incorporación de un sistema de control con seguimiento de trayectorias. Este tipo de control resulta fundamental cuando se busca reproducir movimientos naturales y repetitivos de manera estable, especialmente en procesos de rehabilitación, donde la precisión y la suavidad del movimiento son determinantes para la recuperación del paciente. Para la definición de la trayectoria a seguir, se consideró el desarrollo de un polinomio, el cual permite generar un movimiento suave y continuo a lo largo de todo el recorrido. De esta forma, se garantiza que tanto la aceleración como la deceleración se realicen de manera gradual, evitando movimientos bruscos que puedan comprometer la seguridad o la comodidad del usuario.

En la Figura 69 se muestra la trayectoria propuesta similar al ciclo de caminata, en la cual se observa cómo el polinomio describe un perfil armónico de movimiento, adecuado para el control del dispositivo durante las fases de flexión y extensión de la rodilla. El ciclo de caminata completo tiene una frecuencia típica aproximadamente de 1.1 Hz (un paso por segundo). Se consideró este seguimiento de trayectoria como estrategia para validar que el dispositivo ortopédico logre realizar el recorrido completo de flexión y extensión a

diferentes ángulos y diferentes velocidades, por esta razón en la Figura 69 se muestra un ciclo completo de 10 segundos.

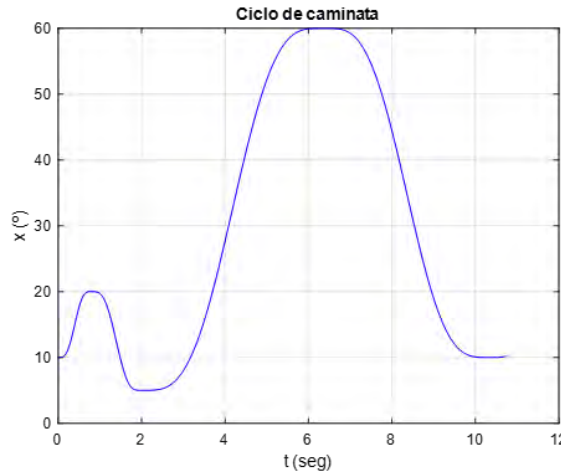
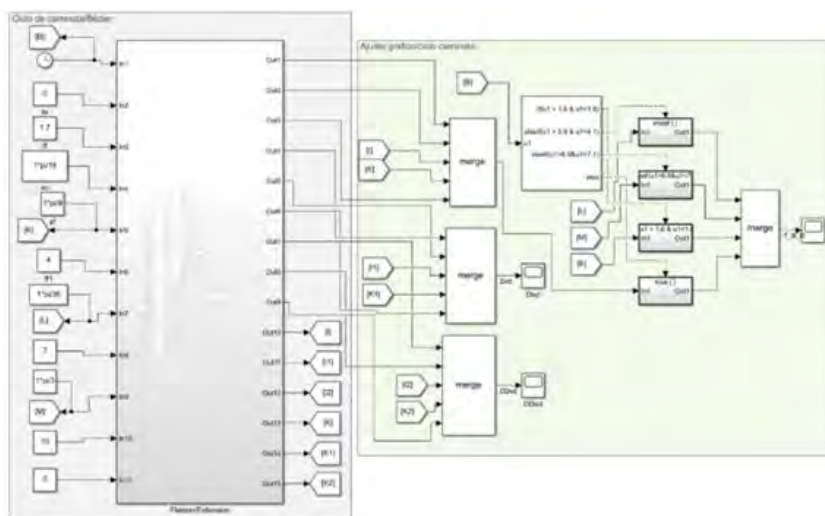


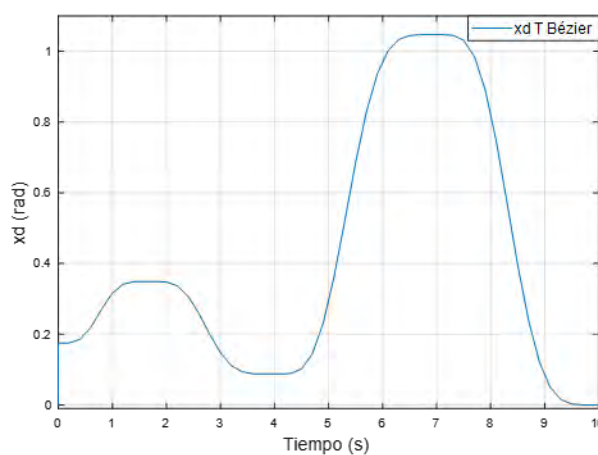
Figura 69. Ciclo de caminata con polinomio 4, 5, 6, 7.

El seguimiento de la trayectoria del prototipo se describe mediante el polinomio de Bézier, definido en la ecuación (4.6) y Apéndice B.3, con parámetros específicos: $\gamma_1 = 252$, $\gamma_2 = 1050$, $\gamma_3 = 1800$, $\gamma_4 = 1575$, $\gamma_5 = 700$, $\gamma_6 = 126$, cómo se detalla en la sección 4.2.2. La aplicación de esta función polinomial permite generar trayectorias continuas y estables, con curvas suaves y precisas, adecuadas para realizar desplazamientos controlados.

El uso de trayectorias de referencia basadas en polinomios de Bézier constituye un método sencillo y eficaz para validar la fiabilidad de los dispositivos biomecatrónicos en la ejecución de movimientos deseados de manera física. En el caso particular de este dispositivo, se propone que el patrón de referencia sea el ciclo de caminata normal. En Simulink se implementó la adecuación del polinomio de Bézier, ver Figura 70a, con el objetivo de validar que el dispositivo de la órtesis reproduce el 100 % del ciclo similar al de marcha en un tiempo aproximado de 10 segundos, como se muestra en la Figura 70b.



a. Esquema del ciclo de caminata/Bézier



b. Trayectoria deseada

Figura 70. Trayectoria deseada Polinomio Bézier.

4.7.2. Código de control de motor a lazo abierto

Se desarrolló un código preliminar en Matlab con el objetivo de verificar que el movimiento de la unión tipo esfera con la polea no presentara singularidades. Dicho código implementa el movimiento de flexión y extensión del actuador, permitiendo la interacción con el usuario a través de la ventana de comandos. En esta interfaz, el usuario selecciona

el tipo de movimiento a ejecutar (flexión o extensión) y dispone de la opción de repetir la acción o finalizar el programa. La lógica de la programación se basa en el tiempo de operación del motor de corriente continua, configurándose como un esquema de control en lazo abierto, donde es el propio usuario quien determina el tiempo de funcionamiento del motor para alcanzar la posición deseada. Para ello, el código hace uso de condiciones *if* para la toma de decisiones y de ciclos *for* para gestionar la repetición de los movimientos (ver Apéndice B5).

Con la programación desarrollada se realizaron pruebas iniciales utilizando el dispositivo fabricado en PLA. Los resultados mostraron un desempeño satisfactorio, ya que el sistema ejecutó los movimientos de flexión y extensión sin presentar singularidades. El diseño de la unión tipo esférica, en conjunto con la integración de la polea, permitió un movimiento libre y continuo, logrando un rango de flexión superior a 120° en la órtesis.

4.7.3. Control del motor de corriente continua

El programa descrito en la sección 4.7.2 corresponde a una manipulación en lazo abierto, lo que implica determinar la posición de la pantorrilla a partir de la estimación del tiempo de operación del actuador. Este enfoque vuelve al sistema susceptible a errores e inestabilidades. Para mitigar dichas limitaciones, se propone la integración de sensores inerciales, los cuales permiten obtener una medición precisa de la posición de la pantorrilla y regular la velocidad de movimiento de la extremidad. La incorporación del encoder del motor de corriente continua posibilita el conteo de pulsos generados por cada vuelta del eje. A partir de este conteo y de la información proveniente de los sensores inerciales, es posible calcular con mayor exactitud la posición de la extremidad. En la Figura 71 se presenta el esquema en Simulink utilizado para contabilizar los pulsos del encoder, el cual se implementa mediante la conexión de las señales del mismo a los pines 2 y 3 del microcontrolador Arduino Uno.

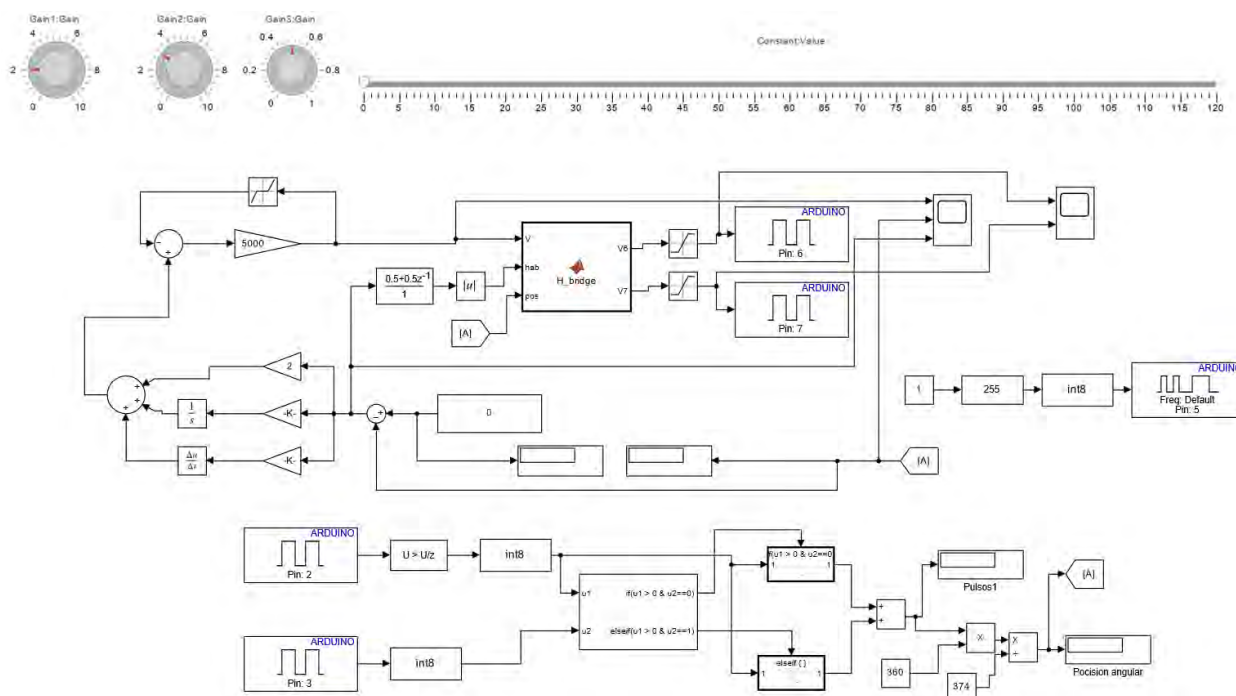


Figura 72. Esquema en Simulink control de giro.

Es importante señalar que esta programación tuvo un carácter preliminar y permitió validar la funcionalidad de la órtesis de manera rápida y sencilla, demostrando la capacidad del dispositivo para ejecutar el movimiento de flexión y extensión. A través de estas pruebas se confirmó la manipulación adecuada del actuador, alcanzando el rango máximo tanto en la flexión como en la extensión.

4.7.4. Control Difuso PID

Con base en la investigación descrita en 2018, por Ochoa *et al.* [91], en 2013, Nuchkrua *et al.* [92] y en 2024, Zhao *et al.* [93], se propuso la implementación y adaptación de un control difuso PID para regular la acción del actuador en la órtesis. La programación de ganancia se llevó a cabo mediante reglas difusas de autoajuste y razonamiento basadas

en el modelado del sistema, con el objetivo de determinar los parámetros de ganancia del controlador PID. Estas ganancias fueron obtenidas a través del método de sintonización de Ziegler-Nichols, el cual se fundamenta en la respuesta de paso transitorio del sistema bajo condiciones de funcionamiento, siguiendo un procedimiento de prueba y error. De esta manera, se determinaron los valores de las ganancias del controlador [94].

Para el diseño de un controlador difuso es necesario seleccionar los parámetros adecuados, entre los que destacan la elección de la función de membresía y la formulación de la base de reglas difusas [95], [96]. En este sentido, cuando la respuesta de control se aproxima al punto de análisis, la función de pertenencia correspondiente a la variable lingüística debe presentar un rango más estrecho. De hecho, el número de valores lingüísticos y el factor de contracción constituyen los parámetros esenciales para establecer las funciones de pertenencia de cada variable lingüística [97].

4.7.5. Reglas de control difuso PID

Las reglas difusas, el mecanismo de inferencia max–min y el proceso de defuzzificación se establecieron con base en el modelo de Mamdani, con el objetivo de ajustar las ganancias PID de K_p , K_i , y, K_d . Como se describe en 2018, por Ochoa *et al.* [91], en 2013, Nuchkrua *et al.* [92] y en 2024, Zhao *et al.* [93], el control PID se implementa a partir de las operaciones proporcionales, integrales y derivativas, según se expresa en la ecuación (4.14).

Para la adecuación del control difuso en la órtesis de rodilla, se definieron las funciones de membresía correspondientes, las cuales fueron implementadas en el entorno Matlab/Simulink mediante el comando “fuzzyLogicDesigner” en la ventana de comandos. La correcta construcción de estas funciones de pertenencia constituye un aspecto fundamental para garantizar el desempeño adecuado del controlador difuso. En la Figura 73 se presentan las reglas utilizadas para la implementación del control difuso.

$$v(t) = K_p e + k_k \int e dt + k_d \frac{de}{dt} \quad (4.14)$$

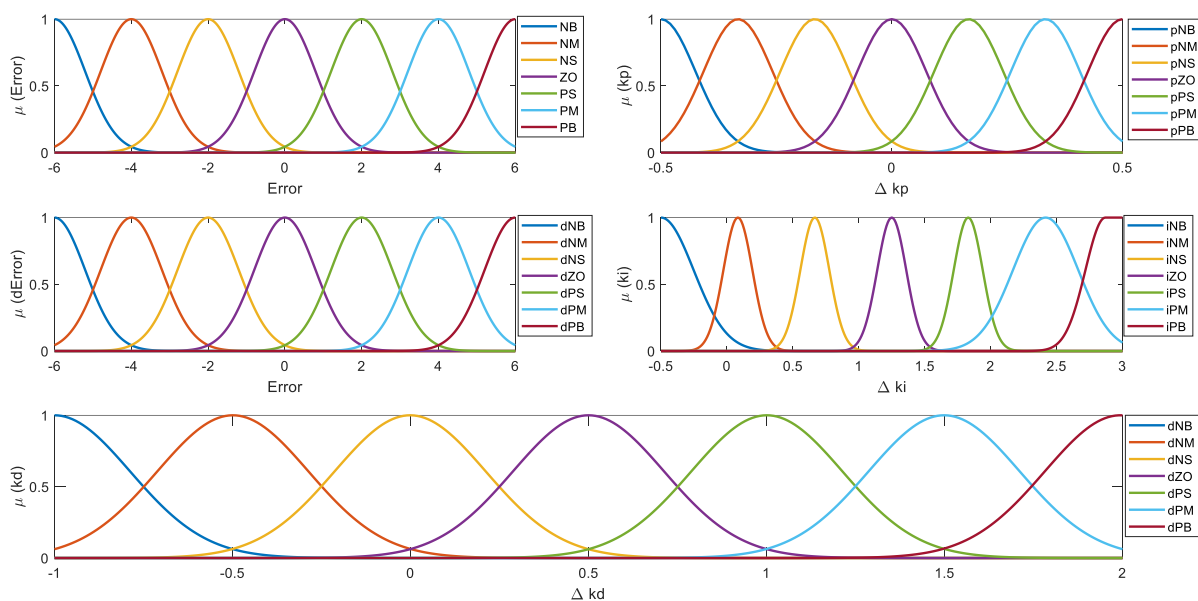


Figura 73. Funciones de membresía.

En [92], [93] se consideró implementar el mecanismo de inferencia max-min; para ΔK_p , la regla es i : if e es A_e^i y $\dot{e}$ es $A_{\dot{e}}^i$ entonces ΔK_p es B_p^i ; $i = 1, \dots, 49$; para ΔK_i , la regla es i : if e es A_e^j y $\dot{e}$ es $A_{\dot{e}}^j$ entonces ΔK_i es B_i^j ; $j = 1, \dots, 49$; para ΔK_D , la regla es i : if e es A_e^k y $\dot{e}$ es $A_{\dot{e}}^k$ entonces ΔK_D es B_D^k ; $k = 1, \dots, 49$; las reglas difusas de los módulos de autoajuste se muestran en las Tablas 21-23.

 Tabla 21. Reglas difusas para ΔK_p

$e \backslash \dot{e}$	NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
NB	PB	PB	PM	PM	PS	ZO	ZO
NM	PB	PB	PM	PS	PS	ZO	NS
NS	PM	PM	PM	PS	ZO	NS	NS
ZO	PM	PM	PS	ZO	NS	NM	NM
PS	PS	PS	ZO	NS	NS	NM	NM
PM	PS	ZO	NS	NM	NM	NM	NB
PB	ZO	ZO	NM	NM	NM	NB	NB

Tabla 22. Reglas difusas para ΔK_I

$e \backslash \dot{e}$	NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
NB	NB	NB	NM	NM	NS	ZO	ZO
NM	NB	NB	NM	NS	NS	ZO	ZO
NS	NB	NM	NS	NS	ZO	PZ	PS
ZO	NM	NM	NS	ZO	PS	PM	PM
PS	NM	NS	ZO	PS	PS	PM	PB
PM	ZO	ZO	PS	PS	PM	PB	PB
PB	ZO	ZO	PS	PM	PM	PB	PB

Tabla 23. Reglas difusas para ΔK_D

$e \backslash \dot{e}$	NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
NB	PS	NS	NB	NB	NB	NM	PS
NM	PS	NS	NB	NM	NM	NS	ZO
NS	ZO	NS	NM	NM	NS	NS	ZO
ZO	ZO	NS	NS	NS	NS	NS	ZO
PS	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO
PM	PB	NS	PS	PS	PS	PS	PB
PB	PB	PM	PM	PM	PS	PS	PB

4.7.6. Modelo en Simulink del control difuso

Para la construcción del modelo de simulación del sistema con controlador PID difuso en MATLAB/Simulink, se incorporaron los parámetros obtenidos mediante el algoritmo de enjambre de partículas, utilizado para optimizar y determinar los factores de difuminación. El modelo de simulación se conformó principalmente por un controlador PID difuso, una señal de perturbación, el sistema a controlar y el punto de consigna de referencia, integrando la función de transferencia en lazo cerrado junto con los parámetros PID [91], [93]. La Figura 74 ilustra la estructura general del sistema implementado.

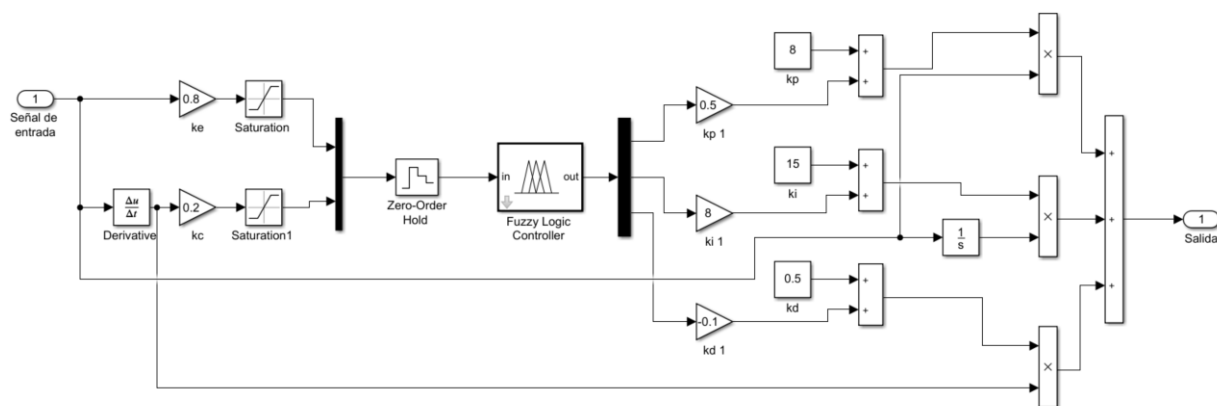


Figura 74. Diagrama de Simulink del control difuso PID.

Tomando como referencia las condiciones, características y el diagrama del control difuso PID propuesto en 2024, Zhao *et al.* [93], se llevó a cabo una adecuación de dicho algoritmo para su implementación en la órtesis de rodilla desarrollada en este trabajo. En este caso, se consideró la trayectoria resultante a partir del polinomio de Bézier descrito en la sección 4.7.1. En la Figura 75 se presenta el diagrama de bloques que integra la trayectoria deseada, el control difuso y la planta de control del sistema, correspondiente al prototipo virtual modelado en Adams, empleado para la co-simulación entre Adams y Matlab/Simulink.

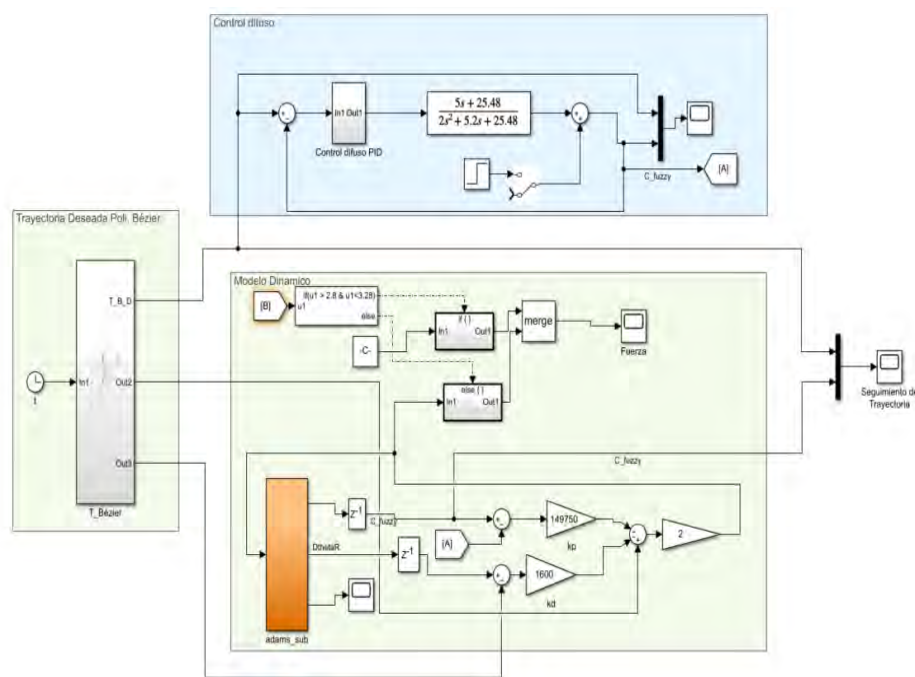


Figura 75. Diagrama de Simulink del control/planta de Adams.

Para la co-simulación se realizaron diversas pruebas, considerando distintos tiempos para completar el ciclo de marcha al 100 %. Esto permitió analizar el desempeño de la órtesis a diferentes velocidades, ya que a mayor tiempo de simulación la velocidad de ejecución del movimiento flexión-extensión disminuye, mientras que, a menor tiempo la velocidad aumenta.

La co-simulación entre Adams y Matlab/Simulink se efectuó sobre el dispositivo biomecatrónico virtual de la órtesis de rodilla, tomando como referencia los parámetros establecidos en 2018, por Ochoa *et al.* [91] y en 2024, Zhao *et al.* [93]. Con el propósito de realizar una comparación con técnicas de control convencionales, se implementó además un control PID clásico de Matlab/Simulink, el cual emplea por defecto los valores $K_p=1$, $K_i=1$ y $K_d=0$. Se llevaron a cabo simulaciones para tiempos de 10 y 42 segundos en el desarrollo del ciclo de marcha. Se evaluó un segundo escenario en el que al controlador PID clásico se le asignaron valores ajustados de $K_p=8.5$, $K_i=23$ y $K_d=0.5$ [91], [93]. Finalmente, estos resultados fueron contrastados con los obtenidos mediante el control PID difuso.

Capítulo 5

Resultados.

5.1. Simulación de validación de la órtesis

5.1.1 Adams

Con la aplicación de la fuerza acondicionada y la función if en la simulación de la órtesis, se obtuvo un desplazamiento máximo de 119.259° en la parte inferior del dispositivo. Este valor corresponde a la posición final predeterminada, la cual se estableció con el propósito de evitar el contacto de la base de la pantorrilla con la base del muslo. En la Figura 76 se aprecia que, al alcanzar dicho desplazamiento de 119.259° , la velocidad del dispositivo es de $0^\circ/\text{s}$, lo que ocurre en un tiempo aproximado de 3 segundos. Se observa que, en la mitad del recorrido, cercano a los 54.426° , el sistema alcanza su velocidad máxima de $54.36^\circ/\text{s}$, con un tiempo aproximado de 1.456 segundos.

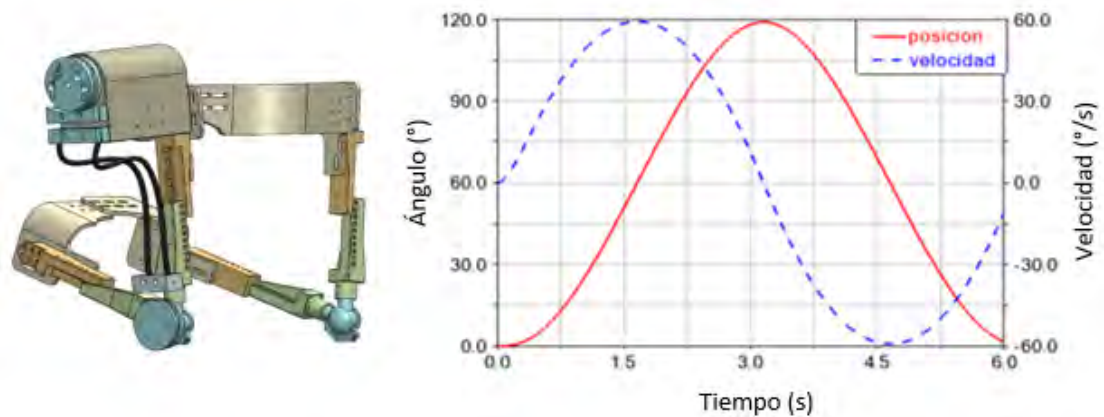


Figura 76. Resultados de la simulación de la órtesis.

5.1.2 Co-simulación Adams/Simulink

Al realizar la co-simulación, se observó un desempeño eficiente del dispositivo en el seguimiento de la trayectoria deseada, definida a partir del polinomio de Bézier. En la Figura 77 se presenta la comparación entre la trayectoria de referencia (x_d), mostrada en color azul, y la trayectoria obtenida mediante la simulación de la órtesis, en color naranja. Estas trayectorias corresponden al movimiento de flexión, desarrollado en un tiempo propuesto de 3 segundos, alcanzando la posición objetivo de $5\pi/8$ rad (112.5°).

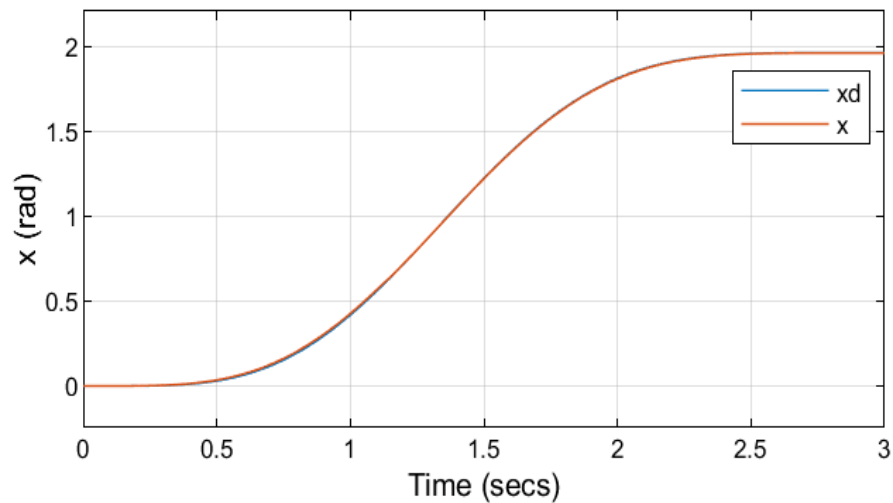


Figura 77. Seguimiento de la trayectoria deseada (x_d) para Flexión.

En la Figura 78 se muestra la gráfica correspondiente al seguimiento de la trayectoria deseada durante el movimiento de extensión, la cual presenta un comportamiento similar al obtenido previamente en el movimiento de flexión. En este caso, la trayectoria se ejecutó en un tiempo propuesto de 3 segundos, iniciando el desplazamiento en $5\pi/8$ rad (112.5°) y finalizando en la posición de 0° .

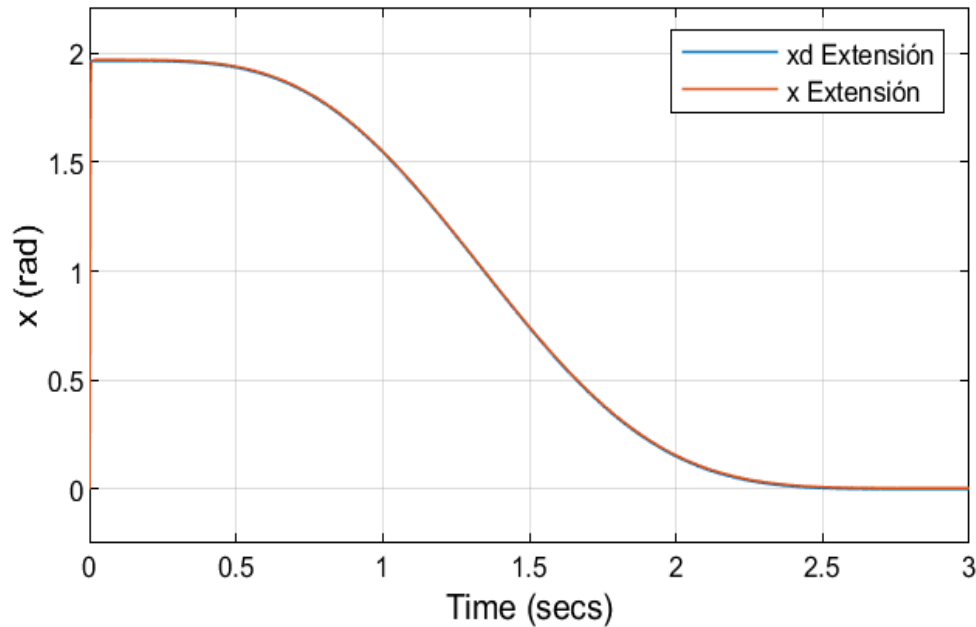


Figura 78. Seguimiento de la trayectoria deseada (xd) para Extensión.

En la Figura 79 se presenta la gráfica del seguimiento de la trayectoria para el movimiento completo de flexión-extensión. En la gráfica, la curva de color azul corresponde a la trayectoria deseada, mientras que la de color naranja representa la trayectoria obtenida por la órtesis durante la co-simulación. El movimiento se desarrolló en un tiempo propuesto de 6 segundos, alcanzando la posición máxima de $5\pi/8$ rad en los primeros 3 segundos, para posteriormente retornar a la posición inicial.

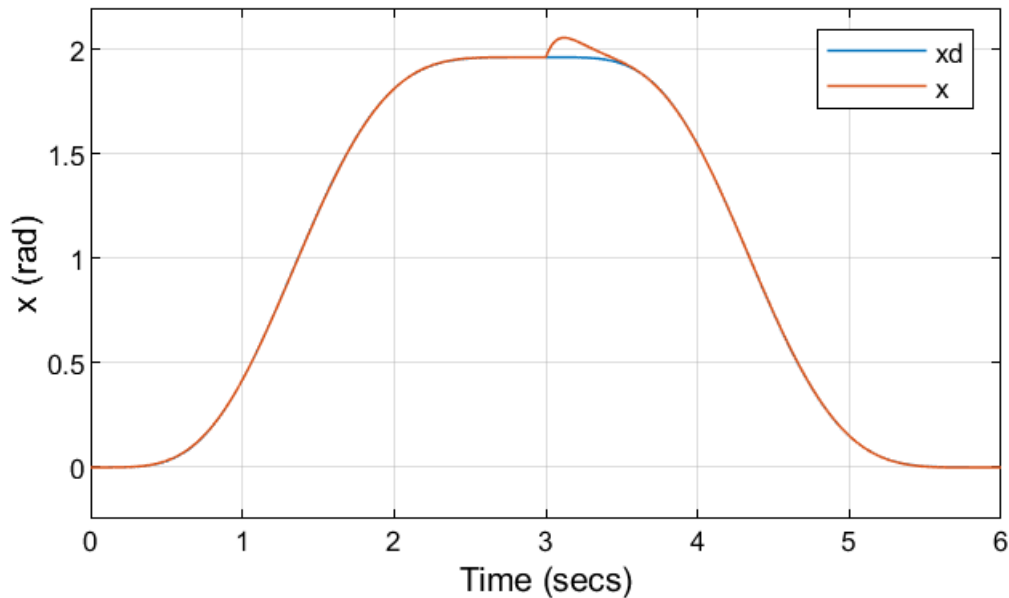


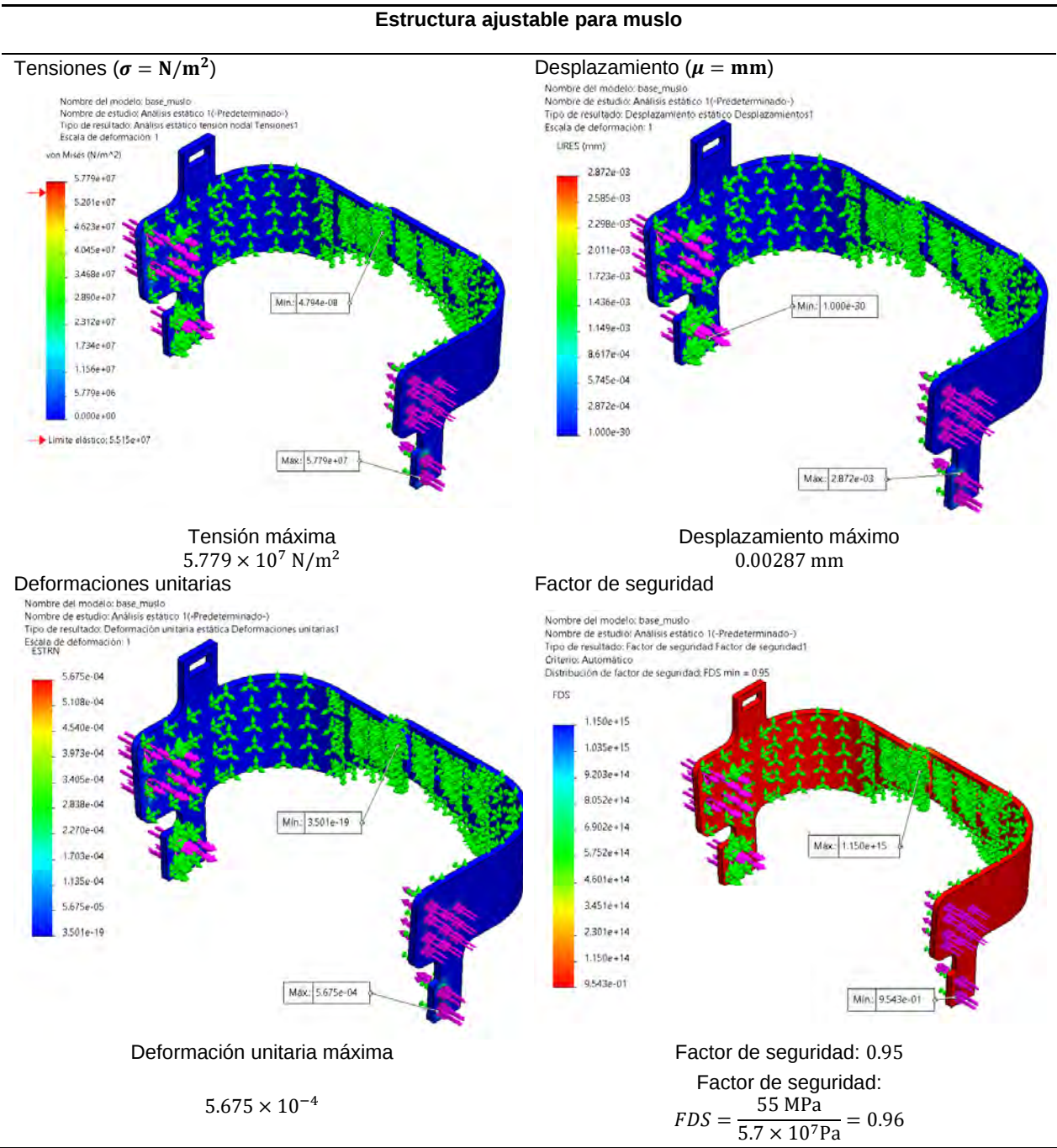
Figura 79. Seguimiento de la trayectoria completa Flexión/Extensión.

En el proceso de simulación realizado en Adams para el movimiento de flexión-extensión, donde se aplica el momento de torsión sobre las uniones esféricas, así como en la co-simulación Simulink/Adams para el seguimiento de la trayectoria propuesta mediante la aplicación del polinomio de Bézier y un sistema de control PID, tal como se describe en la sección 4.3, se observa que el dispositivo de la órtesis logra replicar con precisión los movimientos planteados. El seguimiento de la trayectoria se desarrolla de manera suave y continua en los puntos extremos de cada recorrido, lo que evidencia que no se presentan perturbaciones ni impactos repentinos en los instantes iniciales o finales de cada trayecto.

5.2 Análisis estático de las estructuras

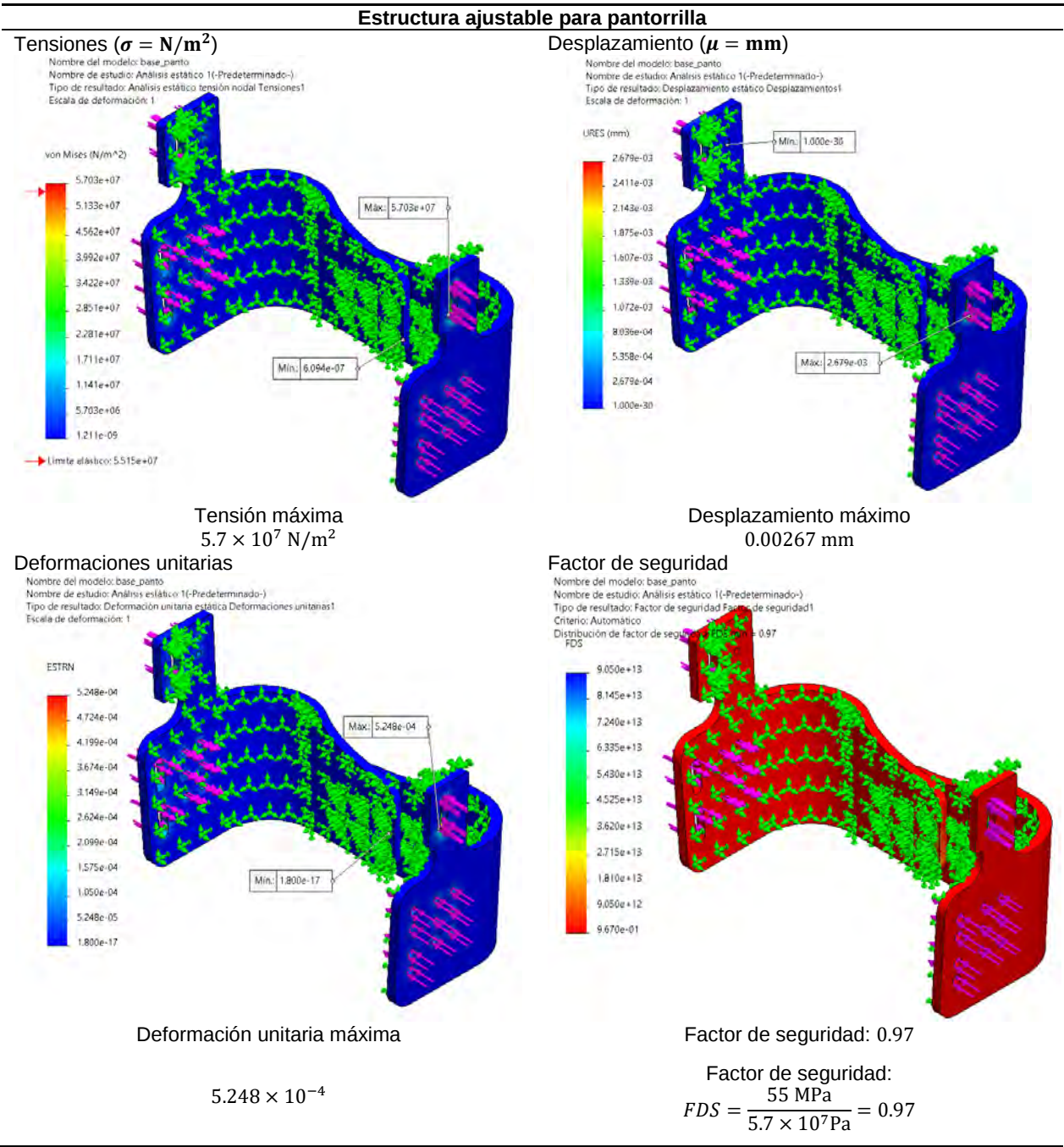
El análisis estático, descrito en la sección 4.4, se aplicó a todas las piezas que conforman el prototipo de la órtesis para rodilla. En particular, los resultados obtenidos para la base ajustable del muslo muestran una tensión de $1.071 \times 10^{-5} \text{ N/m}^2$ y un desplazamiento máximo de 1.299 mm, tal como se presenta en la Tabla 24.

Tabla 24. Resultados de la estructura ajustable para muslo.



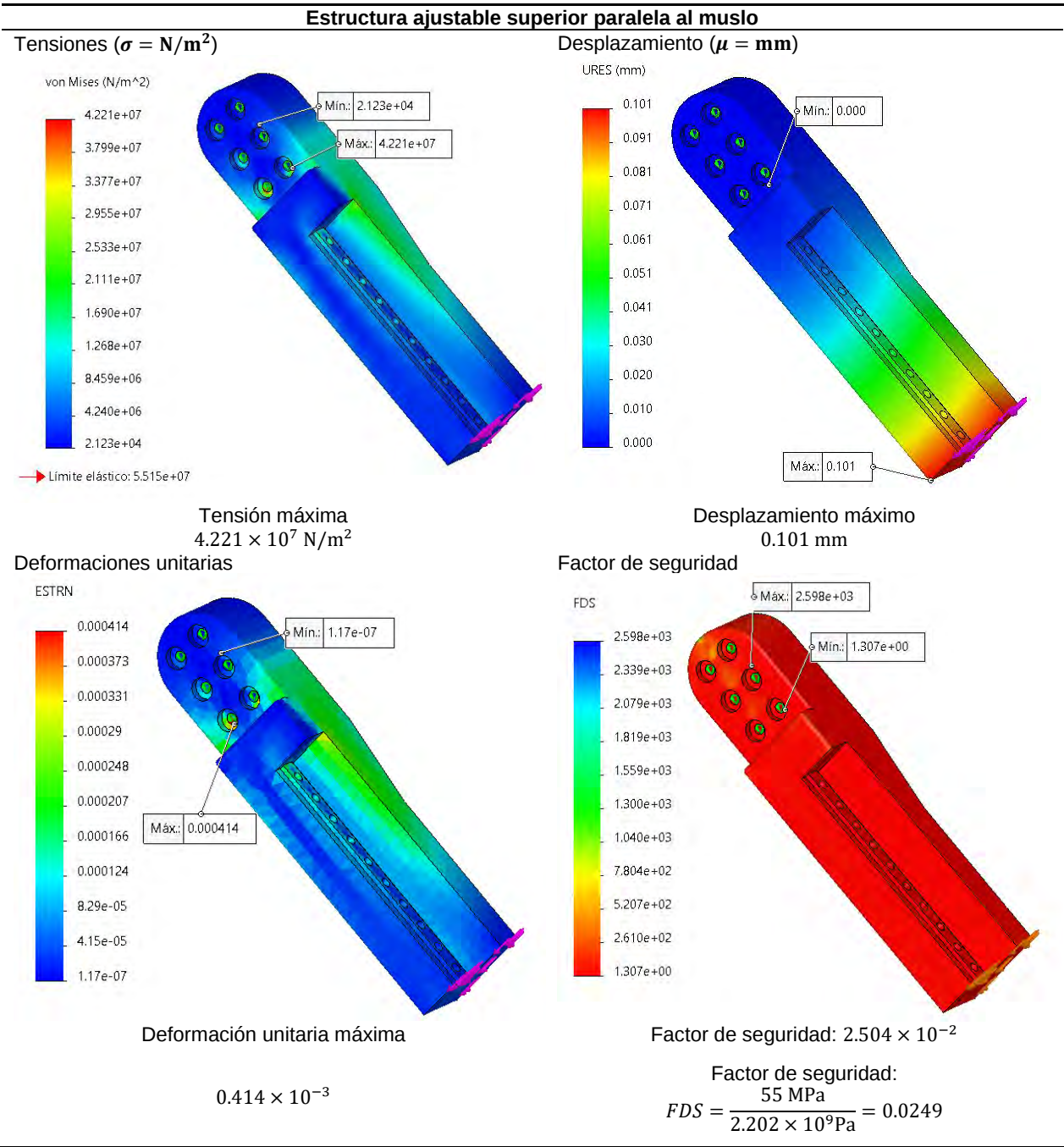
En la Tabla 25 se presentan los resultados obtenidos para la estructura ajustable de la pantorrilla. Dichos resultados corresponden al análisis estático realizado sobre la pieza, considerando el aluminio como material de fabricación.

Tabla 25. Resultados de la estructura ajustable para pantorrilla.



Los resultados del análisis de la estructura ajustable superior paralela al muslo muestran que la tensión máxima generada por la carga aplicada es inferior al límite elástico del aluminio, garantizando así la integridad estructural de la pieza. Se obtuvo un desplazamiento máximo de 0.101 mm, tal como se presenta en la Tabla 26.

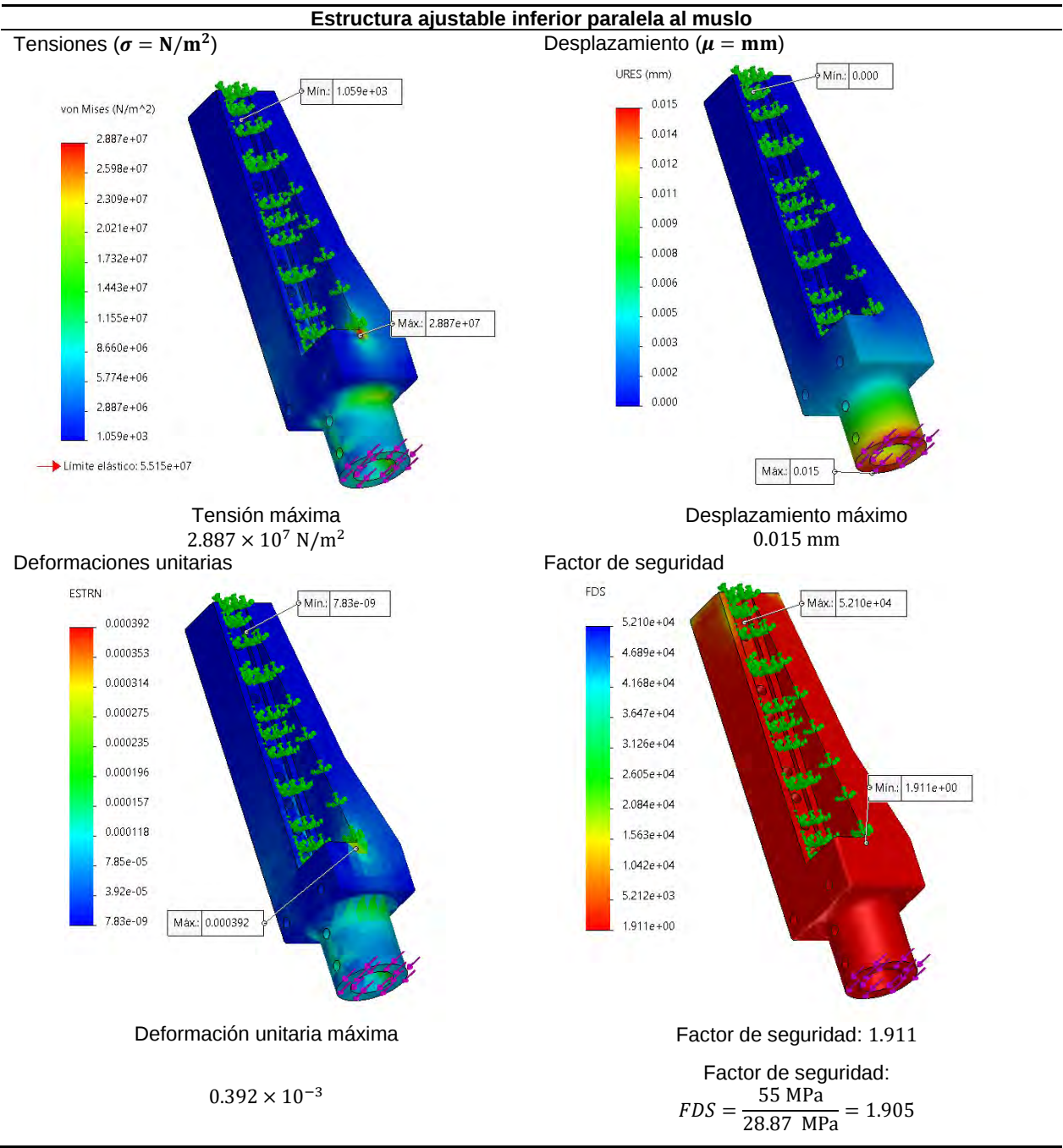
Tabla 26. Resultados de la estructura ajustable superior paralela al muslo.



En el análisis estático de la estructura ajustable inferior paralela al muslo, se obtuvo una tensión máxima de von Mises de $2.88 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, valor que se encuentra por debajo del límite elástico del aluminio considerado como material de fabricación. El desplazamiento

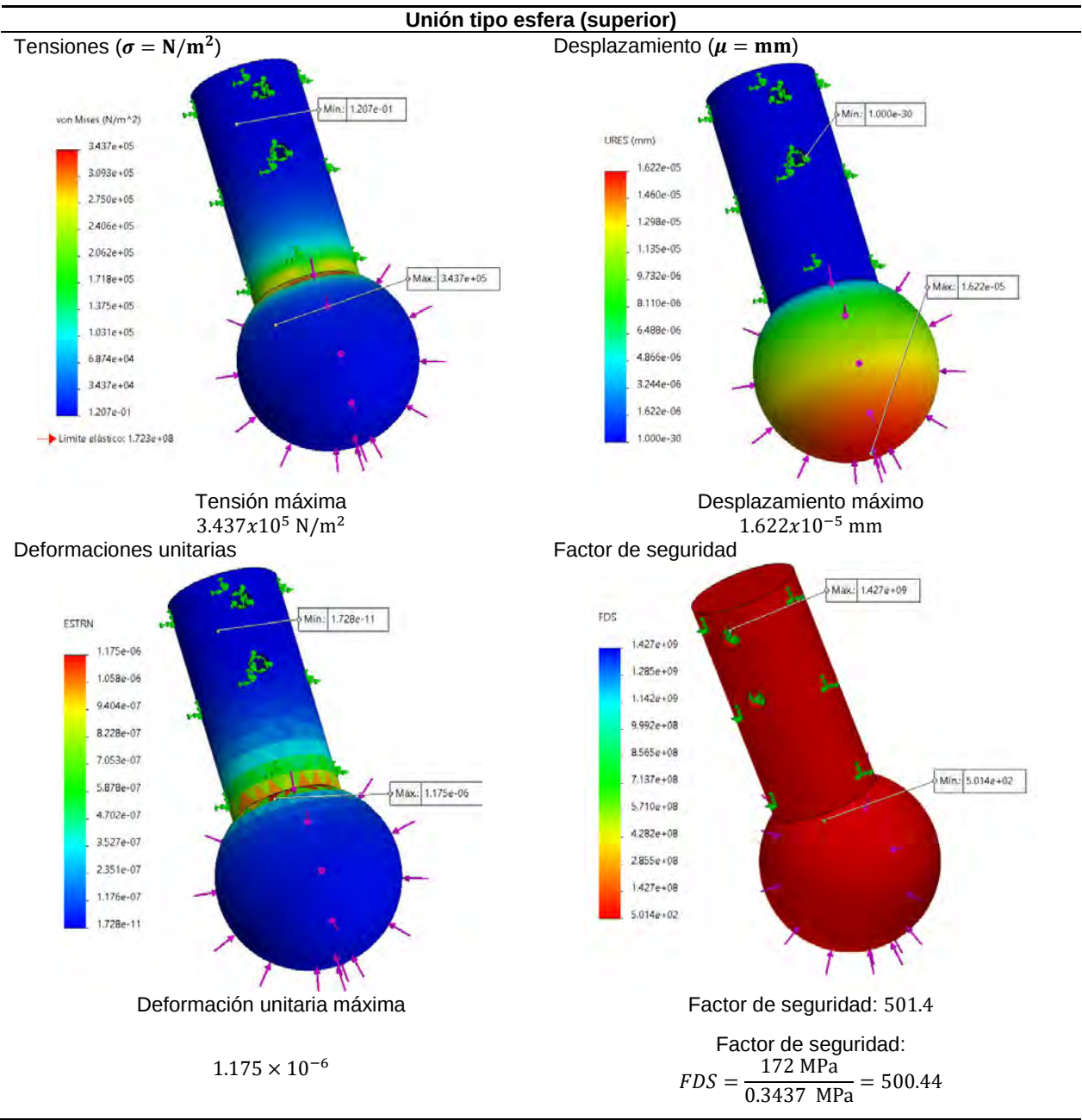
máximo registrado fue de 0.015 mm, lo que indica una adecuada rigidez estructural de la pieza. Los resultados de este análisis se presentan en la Tabla 27.

Tabla 27. Resultados de la estructura ajustable inferior paralela al muslo.



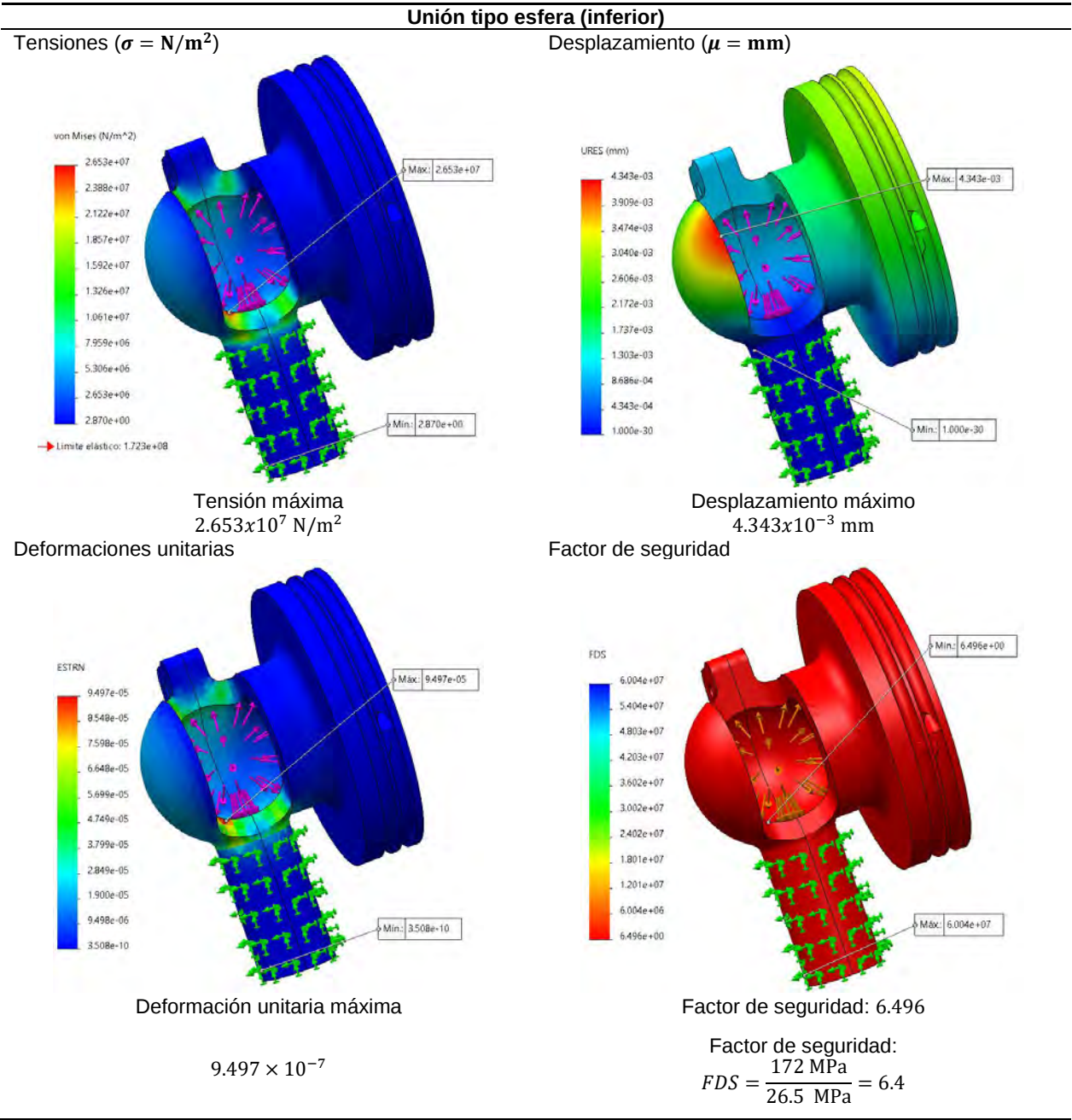
En el análisis estático de la unión tipo esfera superior, se obtuvo una tensión máxima bajo la carga aplicada que resulta menor al límite elástico del acero inoxidable, material considerado para su fabricación. De igual manera, el desplazamiento máximo registrado fue de 1.622×10^{-5} mm, lo cual refleja una alta rigidez de la pieza frente a los esfuerzos aplicados. Los resultados de este análisis se presentan en la Tabla 28.

Tabla 28. Resultados de la unión tipo esfera.



En el análisis estático de la unión tipo esfera inferior, se obtuvo una tensión máxima de $2.653 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ y un desplazamiento máximo de $4.343 \times 10^{-3} \text{ mm}$. Estos valores se encuentran por debajo del límite elástico del acero inoxidable, garantizando que la pieza mantenga su integridad estructural bajo la carga aplicada. Los resultados se presentan en la Tabla 29.

Tabla 29. Resultados de la unión tipo esfera.



Los resultados del análisis estático de las piezas paralelas a la pantorrilla, tanto superior como inferior, se presentan en las Tablas 30 y 31, respectivamente. En ambos casos, los valores obtenidos para la tensión de von Mises se encuentran por debajo del límite elástico del aluminio, mientras que los desplazamientos máximos registrados son pequeños, lo que confirma la adecuada resistencia y estabilidad estructural de estas piezas bajo la carga aplicada.

Tabla 30. Resultados de la estructura superior paralela a la pantorrilla.

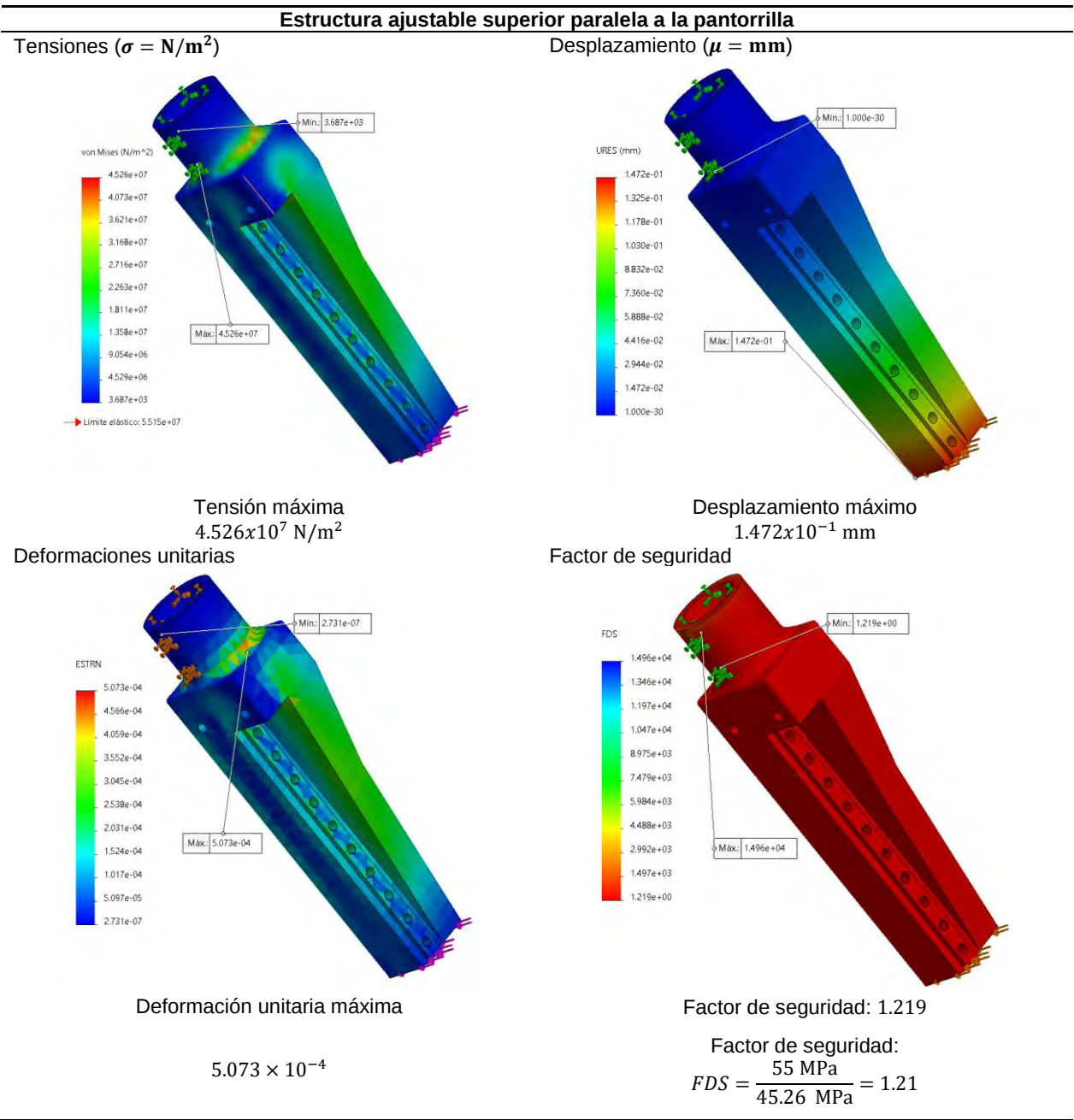
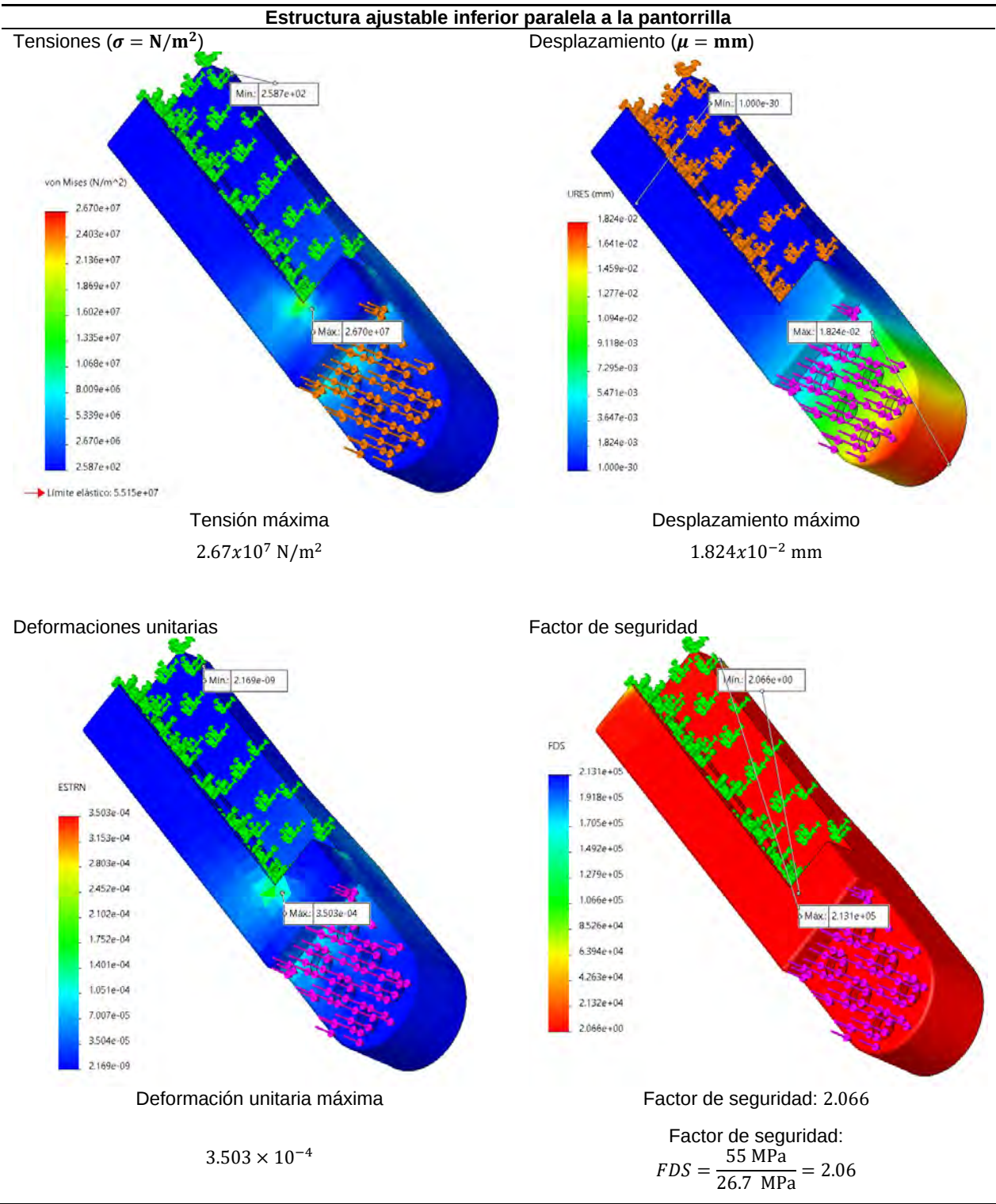


Tabla 31. Resultados de la estructura inferior paralela a la pantorrilla



En la Tabla 32 se presentan los resultados globales obtenidos para el esfuerzo máximo y mínimo, el desplazamiento, las deformaciones unitarias y el factor de seguridad de todos los elementos que conforman el diseño del dispositivo de la órtesis virtual. Estos resultados se calcularon considerando los materiales propuestos para su fabricación: aluminio 6061, acero inoxidable y PLA.

Tabla 32. Resultados del análisis estático del diseño del prototipo virtual.

Piezas	Material	Tensiones ($\sigma = N/m^2$)		Desplazamiento ($\mu = mm$)		Deformaciones unitarias (ϵ)		Factor de seguridad	
		Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Base muslo	Aluminio 6061	5.77×10^7	4.794×10^{-8}	0.00287	1.000×10^{-30}	5.675×10^{-4}	3.501×10^{-19}	1.15×10^{13}	9.54×10^{-1}
Base pantorrilla	Aluminio 6061	5.703×10^7	6.094×10^{-7}	0.002679	1.000×10^{-30}	5.248×10^{-4}	1.8×10^{-17}	9.05×10^{13}	9.67×10^{-1}
Estructura ajustable muslo superior	Aluminio 6061	4.221×10^7	$2.123 \times 10^{+4}$	0.101	0	0.414×10^{-3}	1.17×10^{-7}	2598	1.307
	PLA	4.187×10^7	2.657×10^4	2.001	0	8.12×10^{-3}	3.42×10^{-6}	2070	1.313
Estructura ajustable muslo inferior	Aluminio 6061	2.88×10^7	1.059×10^3	0.015	0	0.392×10^{-3}	7.83×10^{-9}	52100	1.911
	PLA	2.898×10^7	1.163×10^3	0.302	0	7.97×10^{-3}	1.62×10^{-7}	47290	1.898
Unión tipo esfera superior	Acero inoxidable	3.437×10^5	1.207×10^{-1}	1.622×10^{-5}	0	1.175×10^{-6}	1.728×10^{-11}	1.427×10^9	501.4
Unión tipo esfera inferior	Acero inoxidable	2.653×10^7	2.87	4.343×10^{-3}	0	9.497×10^{-5}	3.508×10^{-10}	6.004×10^7	6.496
Estructura ajustable pantorrilla superior	Aluminio 6061	4.526×10^7	3.687×10^3	0.1472	1×10^{-30}	5.072×10^{-4}	2.731×10^{-7}	14960	1.219
	PLA	4.482×10^7	3.998×10^3	2.902	1×10^{-30}	1.02×10^{-2}	6.049×10^{-6}	13760	1.227
Estructura ajustable pantorrilla inferior	Aluminio 6061	2.67×10^7	2.587×10^2	1.824×10^{-2}	0	3.503×10^{-4}	2.129×10^{-9}	2.131×10^5	2.066
	PLA	3.454×10^7	2.9×10^3	0.431	0	9.88×10^{-3}	8.7×10^{-7}	18930	1.593

Con los resultados mostrados en la Tabla 32 se confirma que el diseño de la órtesis constituye una estructura rígida y estable para la articulación de la rodilla, capaz de soportar aproximadamente el 70% del peso total de una persona promedio de 75 kg durante la fase de apoyo en el ciclo de caminata. Los valores de tensión obtenidos se encuentran por debajo del límite elástico del aluminio, del acero inoxidable y del PLA; mientras que los desplazamientos máximos resultan menores a 1 mm en todos los casos, y el factor de seguridad se encuentra en un rango menor a 2. En aquellas piezas donde el factor de seguridad resultó inferior a 1, se recomienda incrementar el espesor: inicialmente, las bases del muslo y la pantorrilla se diseñaron con un espesor de 5 mm, pero para mejorar la seguridad estructural se recomienda aumentar a 7 mm. Con estos resultados preliminares se establece la viabilidad constructiva del prototipo, utilizando aluminio para las estructuras ajustables del muslo y la pantorrilla, acero inoxidable en las articulaciones tipo esfera para reducir el desgaste por fricción, y Nylamid en las bases del muslo y pantorrilla con el fin de disminuir el peso total de la órtesis.

5.3. Resultados de control de giro

Con la implementación del control de giro del actuador, descrito en la sección 4.7.3 y acoplado a la impresión en 3D del dispositivo utilizando material PLA, se logró reproducir el movimiento de flexión y extensión del dispositivo ortopédico de la órtesis para rodilla. Durante este movimiento se aprecia el desplazamiento de la pantorrilla hacia el muslo dentro de la órtesis, alcanzando un rango de movimiento de 120°, ver Figura 80. El sistema de control permite además regular la velocidad en función de la saturación aplicada a la señal PWM del controlador L298N, lo que garantiza un ajuste flexible del desempeño del actuador en la simulación del movimiento articular.



Figura 80. Prototipo físico fabricado en PLA.

Los resultados obtenidos en esta prueba demuestran que el dispositivo físico es capaz de ejecutar el movimiento de flexión y extensión de manera controlada. En la Figura 81 se muestran los resultados de la aplicación del control del actuador. En la primera gráfica se observa la señal de alimentación de entrada al puente H, generada mediante un código en Matlab a través de la condición If. La segunda gráfica presenta la lectura del codificador (encoder), utilizada como retroalimentación para detener la alimentación del actuador en la posición establecida. En esta prueba se manipuló la posición del actuador en 120° , 60° y 20° . La tercera gráfica representa el control de la posición deseada para realizar el movimiento de flexión/extensión, implementado mediante una señal cuadrada que produce un pulso de alimentación cada vez que se efectúa un cambio de posición. Para la posición de 120° se observa un pico máximo de 120, para el cambio a 60° un mínimo de -60, y para los 20° un valle de -20.

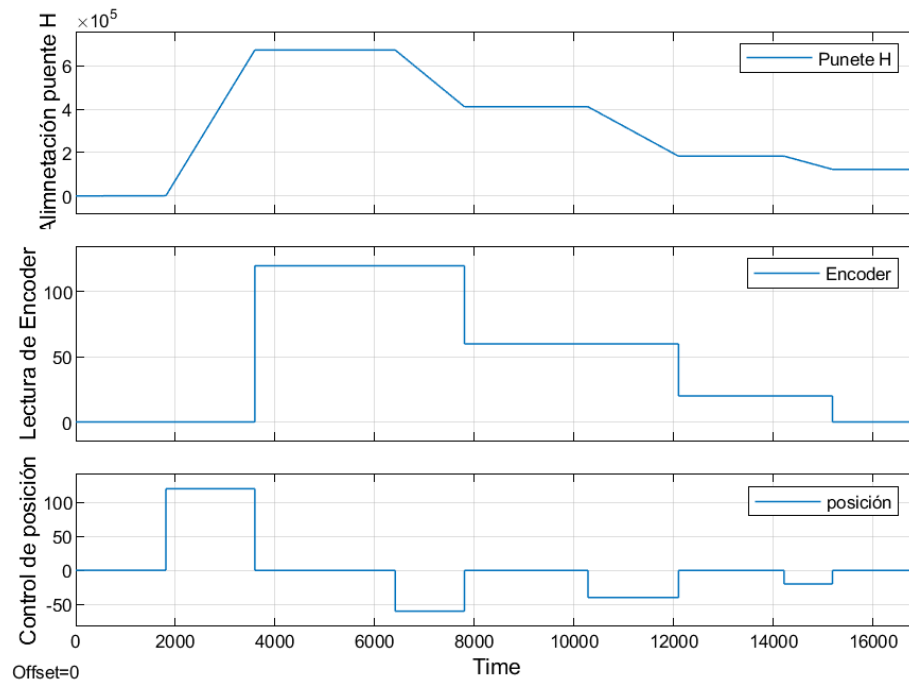


Figura 81. Control del actuador.

En la Figura 82 se presentan los picos de saturación de los pines encargados de controlar el giro del actuador. El pin 6 del Arduino regula el movimiento en sentido horario, lo que produce el desplazamiento de la pantorrilla hacia el muslo con un rango de 120° . El giro en sentido antihorario es controlado por el pin 7, que retorna la pantorrilla a la posición inicial de 0° .

Los resultados de este control evidencian que los pines se activan de forma alternada, saturándose hasta que el actuador alcanza la posición deseada y detiene su movimiento. En la primera gráfica se observan dos crestas: la primera corresponde a la posición de 60° y la segunda a la de 20° . En la segunda gráfica se muestra una única cresta, que representa un movimiento directo hacia la posición de 120° . Estos resultados confirman que el control de giro del actuador se logra de manera sencilla, ya que la regulación de los tiempos de alimentación de los pines del Arduino asegura que el encoder registre la lectura correspondiente a la posición programada.

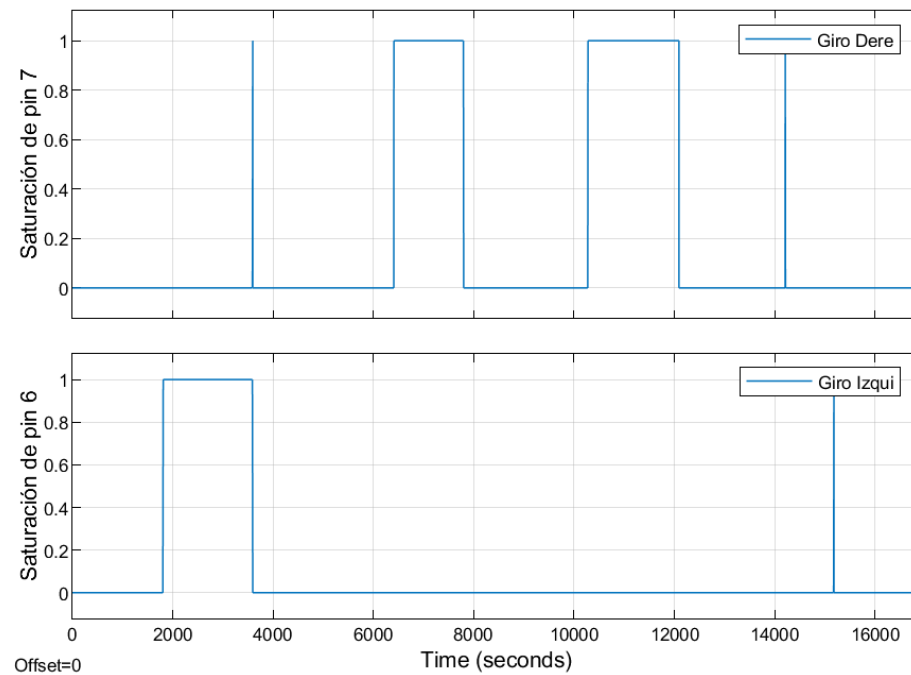


Figura 82. Control de giro del motor.

5.4. Comparativo de la órtesis

Con los resultados obtenidos tanto en el diseño propuesto de la órtesis robótica de rodilla Como se observa en el seguimiento de trayectorias expuesto en este trabajo, la órtesis propuesta presenta ventajas significativas en comparación con las analizadas en la literatura, especialmente en aspectos clave de diseño como el peso, los materiales, el volumen, las restricciones de movimiento, la estabilidad de las articulaciones, la facilidad de acceso y la adaptabilidad.

En la órtesis robótica desarrollada se destacan características relevantes en el aspecto mecánico, al haberse diseñado como una estructura rígida, compacta, ligera, estable y ajustable. Incluye una articulación tipo esfera que permite el movimiento de flexión-extensión y posibilita considerar la órtesis para la ejecución de movimientos de aducción-abducción y rotación interna-externa en combinación con las articulaciones de cadera y tobillo.

En cuanto al control, se implementa un controlador difuso PID que ofrece mejores resultados que un controlador PID clásico en términos de precisión del movimiento de flexión y extensión.

Además, cuenta con un sistema de actuación adaptable, el cual puede ajustarse en la posición o ubicación que mejor convenga a los procesos de rehabilitación o al uso diario por parte del usuario.

La Tabla 33 presenta un comparativo con las órtesis descritas en la literatura, destacando aquellos dispositivos con diseños similares al aquí propuesto. Se señalan las ventajas y modificaciones introducidas en la órtesis robótica de rodilla desarrollada, lo que refuerza su relevancia como alternativa innovadora en el campo de la rehabilitación.

Tabla 33. Comparativo de órtesis.

Órtesis	Criterio						
	Sistema de actuación	Articulación	Sensores	Control	Peso	Volumen	adaptabilidad
Moon <i>et al.</i> (2019)	Eléctrico	Plana tipo bisagra, cables Bowden	IMU's	Robusto	-	Compacto	No ajustable
Chinimilli <i>et al.</i> (2019)	Eléctrico	Plana tipo bisagra, sistema de engranes	IMU's y EMG's	Difuso	1.57 kg	Invasivo	No ajustable
Fesharaki <i>et al.</i> (2020)	Eléctrico	Plana tipo bisagra, sistema de engranes	De fuerza	Robusto	-	Invasivo	No ajustable
Kim <i>et al.</i> (2020)	Eléctrico	Plana tipo bisagra	EMG's	PD	-	Invasivo	No ajustable
Lee <i>et al.</i> (2020)	Eléctrico	Plana tipo bisagra	De fuerza	PD	3.8 kg	Invasivo	No ajustable
Propuesta	Eléctrico	Unión tipo esfera, cables Bowden	IMU's	Difuso PID	2.1 kg	Compacto	Ajustable

5.5. Resultados simulación del control difuso

La co-simulación se realizó en dos escenarios: uno con una duración de 10 segundos y otro con 42 segundos, correspondientes al recorrido completo, como se mencionó en la sección 4.7.2, se consideran estos dos escenarios con el propósito de validar el seguimiento de trayectorias del dispositivo ortopédico. Los resultados muestran que el prototipo de la órtesis es capaz de realizar el seguimiento de trayectorias. En el caso del control difuso PID con un tiempo de simulación de 10 segundos, el dispositivo logra una trayectoria similar a la deseada. Sin embargo, al aproximarse a los puntos máximos y mínimos del trayecto (cambios de giro del actuador), se observó un desfase menor a 1° durante la flexión de 20° , lo que representa aproximadamente el 17% del ciclo. Posteriormente, al alcanzar el 45% del ciclo, la trayectoria se ajusta y coincide con la trayectoria de referencia definida mediante el polinomio de Bézier. Durante la fase de extensión, en el 65% del ciclo se registra un desfase de 2° , y al finalizar el movimiento se observa un desfase mayor a 2° .

Durante el cambio de movimiento se presentan singularidades en el desplazamiento del dispositivo, originadas por la respuesta transitoria del sistema ante el cambio de polaridad del actuador. No obstante, dichas singularidades se atenúan rápidamente con la aplicación del control difuso PID, ver Figura 83a.

Por otro lado, en la Figura 83b se observa el comportamiento del dispositivo durante el seguimiento de la trayectoria deseada en una simulación de 42 segundos. En este caso, el prototipo logra reproducir el recorrido definido, presentando únicamente una diferencia aproximada de 1° en el cambio de flexión a extensión, correspondiente al intervalo entre el 60% y el 70% del ciclo de marcha. A diferencia del escenario anterior, en esta simulación no se evidencia el efecto transitorio del sistema durante el cambio de movimiento.

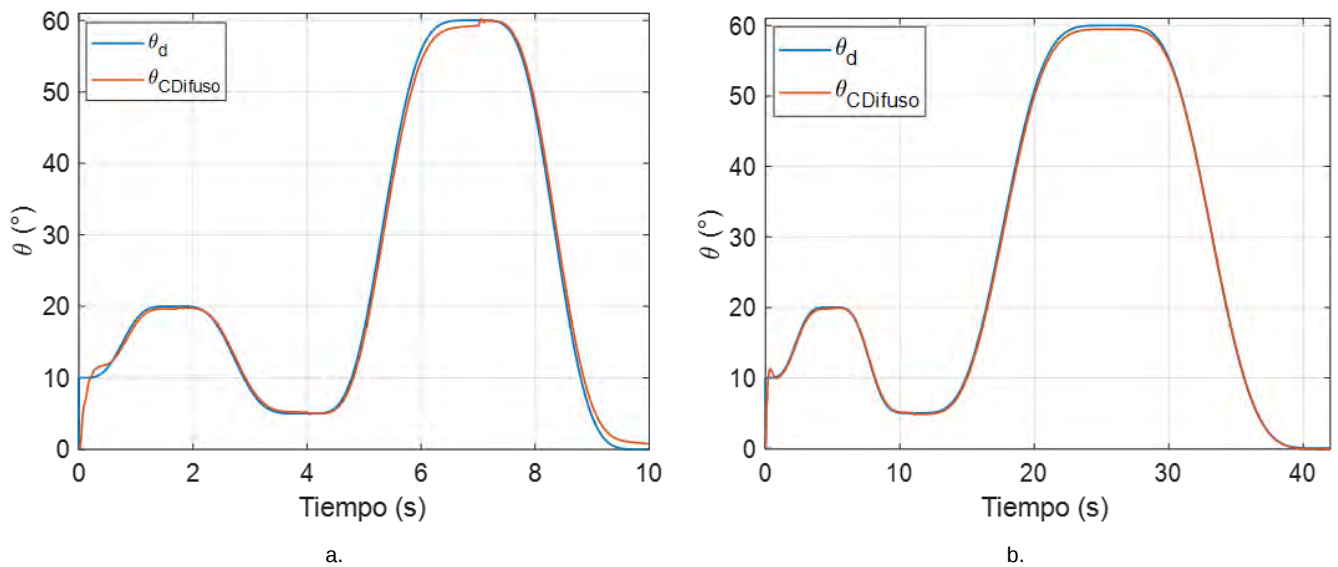


Figura 83. Simulación/control difuso PID: a. simulación en $t=10$ s y b. simulación en $t=42$ s.

En la Figura 84 se presenta un comparativo de los tres controles aplicados en la co-simulación del prototipo virtual de la órtesis. Se observa que el control PID clásico presenta un desfase considerable en el seguimiento de la trayectoria deseada. Por su parte, el control PID ajustado con los mismos valores de K_p , K_i y K_d utilizados en el control difuso PID muestra un desfase temporal durante el recorrido de ambos movimientos, siendo más notorio en la flexión de 60° del ciclo. No obstante, su desempeño resulta similar al obtenido con el control difuso, registrando únicamente un desfase de 1° menor respecto a los ángulos requeridos en la extensión del ciclo de caminata.

La trayectoria obtenida con el control difuso PID evidencia un comportamiento más estable y próximo a la trayectoria deseada, manteniéndose dentro del rango requerido tanto en la flexión como en la extensión del ciclo. Sin embargo, en todos los controles analizados se identifican singularidades en el cambio de movimiento (ya sea de flexión a extensión o viceversa) lo que refleja la presencia de una respuesta inestable del sistema ante las variaciones de dirección. En la Figura 84a se aprecia que este paso transitorio en la respuesta de seguimiento alcanza su estado estable en un tiempo menor durante la simulación de 42 segundos, en comparación con la de 10 segundos. No obstante, se observa también una menor robustez ante perturbaciones en el caso del control difuso PID.

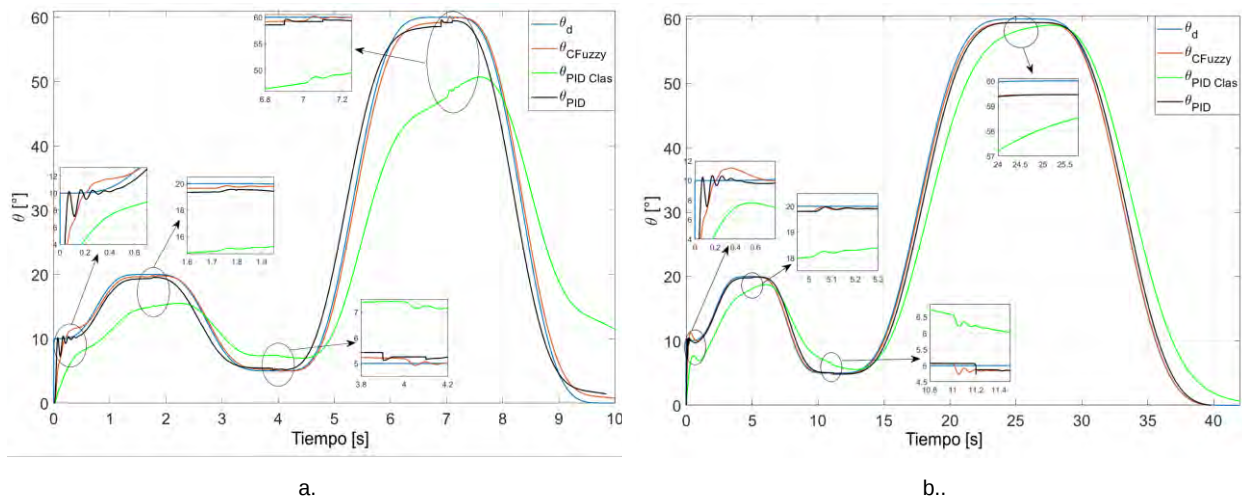


Figura 84. Comparativo de Simulación/control difuso PID vs control PID: a. simulación en $t=10$ s y b. simulación en $t=42$ s.

Los resultados obtenidos muestran el comportamiento virtual de la órtesis con la implementación de un control PID clásico, evaluado con diferentes valores de K_p , K_i y K_d . Se observa que la trayectoria seguida por el dispositivo es similar a la deseada, aunque se presentan perturbaciones en los cambios de movimiento y tiempos de estabilización relativamente cortos. En todos los casos analizados, el prototipo de la órtesis logró realizar el seguimiento de la trayectoria propuesta dentro de los distintos intervalos de simulación, lo que confirma la capacidad del sistema de control para reproducir el patrón de movimiento requerido.

La implementación de un control difuso PID evidencia un desempeño superior en comparación con el control PID convencional. Las perturbaciones presentan amplitudes más bajas y el tiempo de estabilización es menor, lo que permite un seguimiento más preciso de la trayectoria. La combinación de ambas estrategias de control hace posible el desarrollo de un controlador robusto, capaz de mantener una marcha estable y ajustada a la trayectoria deseada. Con base en este análisis, se concluye que el uso de un control difuso PID ofrece mejores resultados que los obtenidos con un control PID clásico, especialmente en lo referente a la estabilidad y precisión del movimiento durante los cambios de flexión y extensión.

Capítulo 6

Conclusiones

La revisión de la literatura muestra una amplia variedad de propuestas en el diseño y construcción de órtesis para rodilla, dirigidas a diferentes segmentos de la población que las requieren. Estas propuestas incluyen dispositivos para niños, jóvenes y adultos, con enfoques que van desde la rehabilitación hasta el apoyo en actividades de la vida diaria o deportivas.

La aplicación de estas órtesis abarca desde la recuperación funcional en pacientes con alteraciones de la marcha hasta el aumento de potencia y rendimiento en usuarios sanos. En este contexto, las órtesis robóticas de rodilla o exoesqueletos se configuran como sistemas electromecánicos acoplados de manera paralela a las extremidades, orientados principalmente al incremento de la fuerza, la velocidad y el desempeño del usuario. Sus principales aplicaciones se encuentran en el ámbito militar e industrial, particularmente en los exoesqueletos, mientras que en el área médica las órtesis robóticas de rodilla se destinan principalmente a la rehabilitación de las extremidades inferiores.

A lo largo del tiempo, se han desarrollado diversos dispositivos ortopédicos para la extremidad inferior, diseñando articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, con variaciones en formas, tamaños, peso y volumen, que pueden ser pasivas o activas, y que muestran una creciente complejidad tanto en la estructura de los materiales empleados como en la integración de actuadores y sistemas de control. La diversidad de diseños responde al área de aplicación y al grupo poblacional que los necesita; en la mayoría de los casos,

estas órtesis se emplean en procesos de rehabilitación, adaptándose a las necesidades individuales de cada usuario.

En este trabajo se propuso el diseño de un dispositivo ortopédico aplicable tanto a la rehabilitación de personas con complicaciones patológicas que afecten la marcha, como a aquellas que hayan sido sometidas a una intervención quirúrgica en la extremidad inferior. Para su desarrollo se consideraron diversas variables relacionadas con la fabricación y usabilidad del dispositivo, tales como: peso, materiales, volumen, restricciones de movimiento, estabilidad articular, facilidad de acceso, adaptabilidad, eficiencia energética y viabilidad tanto biomecánica como comercial. Se contemplaron parámetros cinemáticos (posición, velocidad y aceleraciones angulares). En cuanto al rango de movimiento, se estableció una posición mínima de 5° en extensión y una máxima de 120° en flexión, con una velocidad máxima de 14 rad/s y un torque de hasta 204 Nm.

La órtesis propuesta está orientada a un perfil de usuario promedio con edades entre 18 y 85 años, dentro de un rango antropométrico específico. Se consideraron las siguientes medidas: estatura entre 170 y 185 cm, peso menor a 100 kg, longitud del fémur (42-48 cm), diámetro de la parte superior del muslo (15-18 cm), circunferencia del muslo en la parte media (46-48 cm), distancia rodilla-tobillo (34-41 cm) y circunferencia de la pantorrilla (32-36 cm). El diseño del dispositivo puede adaptarse a las necesidades del usuario dentro de estos rangos establecidos [75], [98].

El uso de tecnología avanzada representa una opción viable en la captación y procesamiento de señales biomecánicas, tanto cinemáticas como cinéticas, relacionadas con las articulaciones de la rodilla, el muslo y la pantorrilla. Este enfoque se fundamenta en la integración de sensores y en la implementación de unidades de medición inercial (IMU) en diseños compactos, lo que facilita su aplicación en estudios biomecánicos y en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación de nueva generación.

Con base en lo revisado y analizado en este trabajo, en relación con el uso de sistemas de control, adquisición de datos, manejo de información y desarrollo de dispositivos ortopédicos, se consideró la implementación de módulos IMU para el control del dispositivo de órtesis de rodilla. En particular, se seleccionó el módulo Bluetooth AHRS IMU Sensor WT901BLECL debido a sus características de operación, al ser un sensor

multisensor con tecnología Bluetooth 5.0, capaz de detectar aceleración, velocidad angular, ángulo y campo magnético. Para el control del actuador se emplearon placas Arduino Uno y un driver L298N, conectados a un motor de corriente continua de 24 V. Esta configuración cumple con los requisitos de viabilidad económica, además de ofrecer facilidad de implementación y manipulación gracias a las características operativas de sus componentes.

En el análisis cinemático y dinámico del prototipo, se realizaron pruebas en los modelos CAD para validar la cinemática de la órtesis. A partir de estas pruebas se obtuvieron resultados tanto en las simulaciones realizadas en Adams como en la co-simulación Simulink/Adams, orientadas a reproducir el movimiento de flexión-extensión y el seguimiento de una trayectoria definida mediante un polinomio de Bézier. Los resultados muestran que el dispositivo virtual de la órtesis es capaz de replicar el seguimiento de trayectorias de manera precisa y fluida. Las gráficas indican que el movimiento generado por el sistema no presenta singularidades ni cambios bruscos. Los resultados de simulación obtenidos a partir del modelo matemático descrito en la sección 4.7 corroboran las simulaciones del prototipo virtual, validando la efectividad del sistema de control y la funcionalidad del diseño propuesto para la órtesis de rodilla.

Este trabajo demuestra que, mediante análisis de simulaciones y co-simulaciones, es posible obtener una comprensión precisa del funcionamiento del diseño de la órtesis robótica para rodilla, ajustado a las necesidades específicas de cada paciente. Dicho enfoque facilita la realización de modificaciones y análisis cinemáticos sin necesidad de construir físicamente el prototipo, además de permitir la evaluación de distintos materiales para su fabricación. En conjunto, los resultados presentados confirman que la propuesta de diseño constituye una opción viable para su futura construcción e implementación como dispositivo ortopédico en procesos de rehabilitación.

Con los resultados presentados en la Tabla 32 se demuestra que el diseño de la órtesis constituye una estructura rígida y estable para la articulación de la rodilla. Esta es capaz de soportar hasta el 70 % del peso total de una persona promedio de 75 kg durante la fase de apoyo en el ciclo de marcha. Los desplazamientos registrados fueron inferiores a 1 mm en el caso del aluminio, y los valores mínimos del factor de seguridad resultaron mayores a uno. Estos indicadores confirman que el dispositivo puede ser fabricado e

implementado en procesos de rehabilitación, sin descartar su aplicación durante el ciclo completo de caminata.

En conclusión, el análisis de la co-simulación permitió comprender con mayor precisión el funcionamiento del diseño propuesto para la órtesis robótica de rodilla, adaptado a las necesidades individuales de cada paciente. Asimismo, evidenció la factibilidad de implementar un control interactivo, como el controlador difuso PID evaluado en las simulaciones. La integración de este tipo de control no solo facilita la incorporación de la órtesis robótica en procesos de rehabilitación, sino que también abre la posibilidad de extender su uso a actividades de la vida diaria.

Se prevé que, en futuros desarrollos, los dispositivos biomecatrónicos evolucionen hacia sistemas más autónomos y adaptativos, capaces de reproducir movimientos similares a los del cuerpo humano de forma natural. Los resultados alcanzados en este estudio muestran que la propuesta de diseño de la órtesis, junto con el algoritmo de control difuso PID, constituye una opción viable para su construcción e implementación futura como dispositivo ortopédico aplicado a la rehabilitación.

En la Tabla 34, se muestra un cuadro comparativo de los objetivos particulares de este trabajo con respecto a los resultados que se obtuvieron al final de la investigación se observa el cumplimiento de todos los objetivos propuestos.

Tabla 34. Objetivos vs Conclusiones.

Objetivos particulares	Conclusiones
Obtener la información de las variables a considerar para el planteamiento del diseño del prototipo.	Se determinaron las variables para el diseño del prototipo de órtesis, como son: medidas antropométricas, ángulos de movimiento de la rodilla, pares requeridos.
Diseñar el prototipo adaptable, funcional y dinámico de la órtesis para rodilla.	Se obtuvo el diseño de la órtesis adaptable las medidas antropométricas para la población mexicana. Con base en los resultados de simulación y pruebas con el prototipo, puede proporcionar apoyo en los movimientos de la articulación de la rodilla
Revisar y seleccionar los sensores que permitan un control activo y funcional de la órtesis.	Se analizaron técnicas de procesamiento de adquisición se datos con diferentes dispositivos como sensores mioeléctricos e inerciales, destacando la utilización del sensor inercial WT901BLECL y BWT901CL.
Investigar y considerar las propiedades físicas de materiales para la construcción del prototipo.	Basados en el análisis estático de las piezas del dispositivo se determinaron los tipos de material que se recomienda para su fabricación y cumplir con el objetivo de una órtesis compacta, ligera y adaptable. El Nylamid para la fabricación de las bases de muslo y pantorrilla, aluminio para las estructuras paralelas al muslo y la pantorrilla y acero inoxidable para las articulaciones.
Realizar el análisis cinemático y dinámico sobre los elementos y articulaciones del prototipo.	Se realizaron el análisis cinemático mediante el método del lazo vectorial y la fórmula de Euler para determinar la posición, la velocidad y la aceleración del prototipo. Para el análisis dinámico se determinó aplicando formulismo de Euler – Lagrange a un sistema del péndulo simple que describe el movimiento de Flexión-Extensión del dispositivo ortopédico.
Evaluar el diseño del prototipo con base a las consideraciones de las propiedades de los materiales y del diseño en un ambiente virtual.	Se obtuvo el análisis estático de las piezas que forman el dispositivo, los resultados obtenidos para el esfuerzo máximo y mínimo, el desplazamiento, las deformaciones unitarias y el factor de seguridad muestran que la órtesis es una estructura rígida y estable para la articulación de la rodilla, capaz de soportar aproximadamente el 70% del peso total de una persona promedio. Se realizó la simulación del seguimiento de trayectorias realizando un recorrido similar al del ciclo de caminata a diferentes tiempos aplicando el polinomio de Bézier y un control difuso PID.

6.1. Ventajas de la órtesis robótica para rodilla

La órtesis propuesta en este trabajo presenta ventajas significativas en comparación con las expuestas en el capítulo 2, al considerar aspectos clave de diseño como el peso, los materiales, el volumen, las restricciones de movimiento, la estabilidad de las articulaciones, la facilidad de acceso y la adaptabilidad.

El diseño de la órtesis robótica para rodilla permite su ajuste a las condiciones físicas de cada persona, tanto en longitud como en la circunferencia de la extremidad. Además, el sistema de actuación ha sido concebido para adaptarse a distintas ubicaciones, lo que mejora el rendimiento y evita un aumento innecesario de peso en la extremidad.

La articulación desarrollada ofrece un esquema con tres grados de libertad, lo cual abre la posibilidad de que este dispositivo evolucione e integre otras articulaciones. De este modo, la órtesis puede constituir la base para el desarrollo de un sistema más completo, como una órtesis de mayor alcance o incluso un exoesqueleto.

Entre otras ventajas destacan su versatilidad y facilidad de colocación en la extremidad del usuario, derivadas de un diseño compacto y ligero. Aun con estas características, la estructura garantiza la rigidez y estabilidad necesarias en la articulación durante los movimientos de flexión y extensión, fundamentales en los procesos de rehabilitación.

6.2. Trabajo futuro

Los avances en el diseño y desarrollo de órtesis han sido notables en las últimas décadas; sin embargo, aún persisten importantes desafíos para lograr que estos dispositivos sean no solo funcionales desde el punto de vista biomecánico, sino también accesibles y viables desde el ámbito comercial.

El uso de órtesis constituye una herramienta valiosa en los procesos de rehabilitación, pues contribuye a mejorar y acelerar la recuperación de personas con dificultades para caminar. No obstante, la replicación de la locomoción humana continúa siendo un reto, especialmente en lo referente a la obtención de movimientos naturales y fluidos en las extremidades inferiores.

Por ello, resulta esencial continuar con el perfeccionamiento del diseño y desarrollo de la órtesis robótica de rodilla aquí presentada, con el propósito de optimizar su desempeño y aumentar su eficiencia en la implementación de rutinas de rehabilitación. En este sentido, se proponen las siguientes líneas de trabajo futuras:

1. Implementar sistemas de control avanzados que favorezcan un mejor desempeño del dispositivo en aplicaciones clínicas y de rehabilitación.
2. Incorporar sensores bioeléctricos, tales como EMG, que permitan una sincronización efectiva entre los movimientos voluntarios del usuario y la acción de la órtesis.
3. Realizar pruebas experimentales con usuarios que requieran el uso de órtesis, a fin de validar el desempeño real del prototipo, tanto en términos de eficiencia como de confort y adaptabilidad.

Referencias

- [1] B. R. E. Uresti, M. L. A. Ramírez, B. L. B. Sáenz, C. E. Gámez, and G. R. A. López, “Órtesis multifuncional adaptable para movilidad de extremidad inferior,” *VII Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud*, 2016.
- [2] C. J. Peña, “Plan seguro. [Infografía] Lesiones de rodilla más comunes en México,” <https://blog.planseguro.com.mx/lesiones-de-rodilla-mas-comunes-en-mexico>.
- [3] B. Sarduño, “Medicina Deportiva,” <http://www.com.org.mx/medicina-deportiva/lesiones-de-rodilla>.
- [4] Articular Clínica de rodilla y pie, “Como saber si tienes una lesión de rodilla,” <https://www.rodillaypie.com/como-saber-si-tengo-una-lesion-en-la-rodilla>.
- [5] S. Hui, Chong Jiang, Yuliang Mao, and X. Wang, “Design and control of a wearable active knee orthosis for walking assistance,” in *2016 IEEE 14th International Workshop on Advanced Motion Control (AMC)*, IEEE, Apr. 2016, pp. 51–56. doi: 10.1109/AMC.2016.7496327.
- [6] M. B. Popovic, “Powered Orthotics: Enabling Brace Technologies for Upper and Lower Limbs,” in *Biomechatronics*, Elsevier, 2019, pp. 279–303. doi: 10.1016/B978-0-12-812939-5.00010-0.
- [7] N. F. Vargas, “Indicaciones de las ortesis en atención primaria,” *FMC*, vol. 24, no. 8, pp. 465–478, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.fmc.2017.02.010.
- [8] A. Muñoz, O. Pelliccioni, and Müller-Karger C, “Diseño y construcción de un prototipo de bitutor largo de tipo kafo termoconformado,” *9º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, 2009.
- [9] K. C. Kevin, J. Milagros, Y. Sheng-Che, and M. L. Michelle, *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*, 4th Edition. 2019.
- [10] B. C. M. Lara, A. Blanco-Ortega, A. Abúndez Pliego, J. Colín Ocampo, and M. A. Oliver-Salazar, “Real-time myoelectric control for a lower-limb assistive exoskeleton,” *Advanced Robotics*, vol. 31, no. 6, pp. 291–302, Mar. 2017, doi: 10.1080/01691864.2016.1264884.

- [11] M. S. R. Ruiz, “Análisis de las Señales Mioeléctricas de Músculos en Rehabilitación de Tobillo mediante Teoría Wavelet,” Tesis Máster, TecNM campus CENIDET, Cuernavaca, Morelos, 2018.
- [12] B. C. M. Lara, “Análisis biomecánico de la marcha humana para el control activo de prótesis transfemorales,” Tesis doctoral, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Tecnm, Cuernavaca, Morelos, 2019.
- [13] E. Sánchez, “Articulación de la rodilla,” <https://mejorconsalud.as.com/articulacion-la-rodilla>.
- [14] N. de M. de E. MedlinePlus, “Serie sobre artroplastia de rodilla, Anatomía normal,” https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_presentations/100088_1.htm.
- [15] C. R. Sanjuan, H. P. J. Jiménez, Gil Monzó E. R., Sánchez Rodríguez R. J., and Fenollosa Gómez J, “Biomechanics of the knee,” *Patología del Aparato Locomotor*, vol. 3, no. 3, pp. 198–200, 2005.
- [16] B. C. D. Torrente, “Análisis FEM de la resistencia y estabilidad de prótesis de rodilla,” Tesis de Máestría, Escuela Técnica Superior de Ingeniería ICAI, Madrid, 2016.
- [17] R. A. Gómez, “RODILLA Y TOBILLO,” <https://slideplayer.es/slide/12407249/>.
- [18] I. A. Amaia, “Análisis dinámico de las fuerzas de contacto órtesis pierna mediante un modelo biomecánico tridimensional,” Tesis de Máster, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, 2014.
- [19] S. M. A. Romero, “Diseño y construcción de una órtesis de rodilla, destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior,” Tesis de Ingeniería, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, 2012.
- [20] E. E. Russell, K. A. Schmidtbauer, and J. M. Wilken, “Experimental comparisons of passive and powered ankle-foot orthoses in individuals with limb reconstruction,” *J Neuroeng Rehabil*, vol. 15, no. 1, p. 111, Dec. 2018, doi: 10.1186/s12984-018-0455-y.
- [21] D. P. Ferris, J. M. Czerniecki, and B. Hannaford, “An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Pneumatic Muscles,” *J Appl Biomech*, vol. 21, no. 2, pp. 189–197, May 2005, doi: 10.1123/jab.21.2.189.

- [22] P. Felix, J. Figueiredo, C. P. Santos, and J. C. Moreno, "Powered knee orthosis for human gait rehabilitation: First advances," in *2017 IEEE 5th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, IEEE, 2017, pp. 1–4. doi: 10.1109/ENBENG.2017.7889427.
- [23] E. Garcia, D. Sanz-Merodio, M. Cestari, M. Perez, and J. Sancho, "An Active Knee Orthosis for the Physical Therapy of Neurological Disorders," 2016, pp. 327–337. doi: 10.1007/978-3-319-27149-1_26.
- [24] M. J. S. Lora, A. F. Hidalgo Romero, and E. Rocon de Lima, "Diseño de una órtesis activa de rodilla para la evaluación de algoritmos de asistencia robótica en sujetos hemiparéticos," in *Actas de las XXXIX Jornadas de Automática, Badajoz, 5-7 de septiembre de 2018*, Universidade da Coruña. Servizo de Publicacións, Mar. 2020, pp. 57–63. doi: 10.17979/spudc.9788497497565.0057.
- [25] A. M. Dollar and H. Herr, "Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running," in *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, IEEE, Sep. 2008, pp. 747–754. doi: 10.1109/IROS.2008.4651202.
- [26] N. Karavas, A. Ajoudani, N. Tsagarakis, and D. Caldwell, "Human-inspired balancing assistance: Application to a knee exoskeleton," in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, IEEE, Dec. 2013, pp. 292–297. doi: 10.1109/ROBIO.2013.6739474.
- [27] G. Elliott, A. Marecki, and H. Herr, "Design of a Clutch–Spring Knee Exoskeleton for Running," *J Med Device*, vol. 8, no. 3, Sep. 2014, doi: 10.1115/1.4027841.
- [28] C. Cantu, J. Tamez-Duque, S. Shimoda, and R. Soto, "Design of a control system for a knee rehabilitation orthosis using a recovery status," in *2017 International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob)*, IEEE, Nov. 2017, pp. 1–2. doi: 10.1109/WEROB.2017.8383849.
- [29] E. Rogers, P. Polygerinos, S. Allen, F. A. Panizzolo, C. J. Walsh, and D. P. Holland, "A Quasi-Passive Knee Exoskeleton to Assist During Descent," 2017, pp. 63–67. doi: 10.1007/978-3-319-46532-6_11.
- [30] H. Zhu, C. Nesler, N. Divekar, M. T. Ahmad, and R. D. Gregg, "Design and Validation of a Partial-Assist Knee Orthosis with Compact, Backdrivable Actuation,"

- in *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, Jun. 2019, pp. 917–924. doi: 10.1109/ICORR.2019.8779479.
- [31] S. A. Fesharaki *et al.*, “The Effects of Knee Orthosis with Two Degrees of Freedom Joint Design on Gait and Sit-to-Stand Task in Patients with Medial Knee Osteoarthritis,” *Sultan Qaboos University Medical Journal [SQUMJ]*, vol. 20, no. 4, pp. e324–331, Dec. 2020, doi: 10.18295/squmj.2020.20.04.008.
 - [32] H. J. Kim, J. Noh, and W. Yang, “Knee-Assistive Robotic Exoskeleton (KARE-1) Using a Conditionally Singular Mechanism for Industrial Field Applications,” *Applied Sciences*, vol. 10, no. 15, p. 5141, Jul. 2020, doi: 10.3390/app10155141.
 - [33] C. M. L. Stills, “Knee Joint Materials and Components,” *Clinical prosthetics and orthotics*, vol. 11, no. 2, pp. 91–94, 1987.
 - [34] Becker Orthopedic, “Knee Joints,” <https://www.beckerorthopedic.com/Product/KneeJoints>.
 - [35] D. Cai, P. Bidaud, H. Vincent, and G. Florian, “Design of self-adjusting orthoses for rehabilitation,” *Proceedings of the 14th LASTED International conference robotics and applications (RA 2009)*, Nov. 2009.
 - [36] A. Jafari, N. G. Tsagarakis, B. Vanderborght, and D. G. Caldwell, “A novel actuator with adjustable stiffness (AwAS),” in *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, IEEE, Oct. 2010, pp. 4201–4206. doi: 10.1109/IROS.2010.5648902.
 - [37] H. Ashrafiuon, K. Grosh, K. J. Burke, and K. Bommer, “An Intelligent Exoskeleton for Lower Limb Rehabilitation,” in *Volume 2: 34th Annual Mechanisms and Robotics Conference, Parts A and B*, ASMEDC, Jan. 2010, pp. 3–9. doi: 10.1115/DETC2010-28022.
 - [38] V. A. D. Cai, P. Bidaud, V. Hayward, F. Gosselin, and E. Desailly, “Self-adjusting, isostatic exoskeleton for the human knee joint,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, Aug. 2011, pp. 612–618. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090136.
 - [39] L. Lin, K. Matthias, Steffen Leonhardt, and Berno J.E. Misgeld, “Design and Modeling of a Mechanical Rotational Impedance Actuator,” *RWTH Aachen University*, Mar. 2015.

- [40] S. Chen *et al.*, “Adaptive Robust Cascade Force Control of 1-DOF Hydraulic Exoskeleton for Human Performance Augmentation,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, no. 2, pp. 589–600, Apr. 2017, doi: 10.1109/TMECH.2016.2614987.
- [41] M. J. Claros, R. Soto, J. L. Gordillo, J. L. Pons, and J. L. Contreras-Vidal, “Robotic Assistance of Human Motion Using Active-Backdrivability on a Geared Electromagnetic Motor,” *Int J Adv Robot Syst*, vol. 13, no. 2, p. 40, Mar. 2016, doi: 10.5772/62331.
- [42] B. Penzlin, M. E. Fincan, Y. Li, L. Ji, S. Leonhardt, and C. Ngo, “Design and Analysis of a Clutched Parallel Elastic Actuator,” *Actuators*, vol. 8, no. 3, p. 67, Sep. 2019, doi: 10.3390/act8030067.
- [43] M. IR and N. Azuan AO, “Stance-Control-Orthoses with Electromechanical Actuation Mechanism: Usefulness, Design Analysis and Directions to Overcome Challenges,” *J Neurol Neurosci*, vol. 06, no. 04, 2015, doi: 10.21767/2171-6625.100049.
- [44] P. A. Villa, R. D. Delisle, J. Souza Lima, A. Frizera-Neto, and T. Bastos, “Knee Impedance Modulation to Control an Active Orthosis Using Insole Sensors,” *Sensors*, vol. 17, no. 12, p. 2751, Nov. 2017, doi: 10.3390/s17122751.
- [45] J. S. Sulzer, K. E. Gordon, T. G. Hornby, M. A. Peshkin, and J. L. Patton, “Adaptation to knee flexion torque during gait,” in *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, IEEE, Jun. 2009, pp. 713–718. doi: 10.1109/ICORR.2009.5209499.
- [46] Morantes Q. G. K. and Fernández L. G., “Órtesis Inteligentes Lumbar Inferior. Una Revisión,” *Multiciencias*, vol. 16, no. 1, pp. 95–104, Mar. 2016.
- [47] R. Li, X. L. Hu, and K. Y. Tong, “Combined Electromyography(EMG)-driven system with functional electrical stimulation (FES) for poststroke rehabilitation,” in *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, IEEE, Oct. 2008, pp. 642–646. doi: 10.1109/BIOROB.2008.4762821.
- [48] F. M. R. M. Ferreira *et al.*, “Robotic Orthosis for Upper Limb Rehabilitation,” in *The 1st International Electronic Conference on Actuator Technology: Materials, Devices*

and Applications, Basel Switzerland: MDPI, Nov. 2020, p. 10. doi: 10.3390/IeCAT2020-08519.

- [49] K. Kong, J. Bae, and M. Tomizuka, "A Compact Rotary Series Elastic Actuator for Human Assistive Systems," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 17, no. 2, pp. 288–297, Apr. 2012, doi: 10.1109/TMECH.2010.2100046.
- [50] S. S. Groothuis, G. Rusticelli, A. Zucchelli, S. Stramigioli, and R. Carloni, "The Variable Stiffness Actuator vsaUT-II: Mechanical Design, Modeling, and Identification," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 2, pp. 589–597, Apr. 2014, doi: 10.1109/TMECH.2013.2251894.
- [51] S. Thapa, H. Zheng, G. F. Kogler, and X. Shen, "A Robotic Knee Orthosis for Sit-to-Stand Assistance," in *Advances in Control Design Methods, Nonlinear and Optimal Control, Robotics, and Wind Energy Systems; Aerospace Applications; Assistive and Rehabilitation Robotics*, American Society of Mechanical Engineers, Oct. 2016. doi: 10.1115/DSCC2016-9891.
- [52] Y. Long et al., "Development and analysis of an electrically actuated lower extremity assistive exoskeleton," *J Bionic Eng*, vol. 14, no. 2, pp. 272–283, Jun. 2017, doi: 10.1016/S1672-6529(16)60397-9.
- [53] M. K. Shepherd and E. J. Rouse, "Design and Validation of a Torque-Controllable Knee Exoskeleton for Sit-to-Stand Assistance," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, no. 4, pp. 1695–1704, Aug. 2017, doi: 10.1109/TMECH.2017.2704521.
- [54] M. Cestari, D. Sanz-Merodio, and E. Garcia, "A New and Versatile Adjustable Rigidity Actuator with Add-on Locking Mechanism (ARES-XL)," *Actuators*, vol. 7, no. 1, p. 1, Jan. 2018, doi: 10.3390/act7010001.
- [55] P. T. Chinimilli, Z. Qiao, S. M. Rezayat Sorkhabadi, V. Jhawar, I. H. Fong, and W. Zhang, "Automatic virtual impedance adaptation of a knee exoskeleton for personalized walking assistance," *Rob Auton Syst*, vol. 114, pp. 66–76, Apr. 2019, doi: 10.1016/j.robot.2019.01.013.
- [56] D.-H. Moon, D. Kim, and Y.-D. Hong, "Development of a Single Leg Knee Exoskeleton and Sensing Knee Center of Rotation Change for Intention Detection," *Sensors*, vol. 19, no. 18, p. 3960, Sep. 2019, doi: 10.3390/s19183960.

- [57] D. Lee, E. C. Kwak, B. J. McLain, I. Kang, and A. J. Young, "Effects of Assistance During Early Stance Phase Using a Robotic Knee Orthosis on Energetics, Muscle Activity, and Joint Mechanics During Incline and Decline Walking," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, no. 4, pp. 914–923, Apr. 2020, doi: 10.1109/TNSRE.2020.2972323.
- [58] B. C. M. Lara, A. Blanco-Ortega, C. H. Guzmán-Valdivia, and K. D. Bustamante Valles, "Literature review and current trends on transfemoral powered prosthetics," *Advanced Robotics*, vol. 32, no. 2, pp. 51–62, Jan. 2018, doi: 10.1080/01691864.2017.1402704.
- [59] R. F. Weir, P. R. Troyk, G. A. DeMichele, D. A. Kerns, J. F. Schorsch, and H. Maas, "Implantable Myoelectric Sensors (IMESs) for Intramuscular Electromyogram Recording," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 56, no. 1, pp. 159–171, Jan. 2009, doi: 10.1109/TBME.2008.2005942.
- [60] Z. Tang, K. Zhang, S. Sun, Z. Gao, L. Zhang, and Z. Yang, "An Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Using Proportional Myoelectric Control," *Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 6677–6694, Apr. 2014, doi: 10.3390/s140406677.
- [61] V. Jain, "Design and control of active knee rehabilitation orthotic device (AKROD)," Northeastern University, 2009. doi: 10.17760/d20000031.
- [62] E. J. Park *et al.*, "A Hinge-Free, Non-Restrictive, Lightweight Tethered Exosuit for Knee Extension Assistance During Walking," *IEEE Trans Med Robot Bionics*, vol. 2, no. 2, pp. 165–175, May 2020, doi: 10.1109/TMRB.2020.2989321.
- [63] K. C. Baquero, "Diseño de un estudio experimental para rehabilitación de rodilla con exoesqueleto activo," Tesis, UNIVERSIDAD DEL ROSARIO, Colombia, 2019.
- [64] Hermens H.J. and Freriks B, "Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles," <http://seniam.org/gluteusmaximus.html>.
- [65] J. C. Moreno, E. R. de Lima, A. F. Ruíz, F. J. Brunetti, and J. L. Pons, "Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: Application on leg orthoses," *Sens Actuators B Chem*, vol. 118, no. 1–2, pp. 333–337, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.snb.2006.04.039.
- [66] G. T. G. Hughes, V. Camomilla, B. Vanwanseele, A. J. Harrison, D. T. P. Fong, and E. J. Bradshaw, "Novel technology in sports biomechanics: some words of caution,"

- Sports Biomech*, vol. 23, no. 4, pp. 393–401, Apr. 2021, doi: 10.1080/14763141.2020.1869453.
- [67] C. N. Teague *et al.*, “Novel Methods for Sensing Acoustical Emissions From the Knee for Wearable Joint Health Assessment,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 63, no. 8, pp. 1581–1590, Aug. 2016, doi: 10.1109/TBME.2016.2543226.
- [68] 3M™ Ciencia para la vida, “3M™ Electrodo,” https://www.3m.com.pe/3M/es_PE/p/d/v000183146/.
- [69] O. A. Blanco *et al.*, “Biomechanics of the Upper Limbs: A Review in the Sports Combat Ambit Highlighting Wearable Sensors,” *Sensors*, vol. 22, no. 13, p. 4905, Jun. 2022, doi: 10.3390/s22134905.
- [70] P. Y. Torres, “Evaluación cuantitativa de una prótesis de miembro inferior unilateral,” Tesis, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogotá, Colombia., 2005.
- [71] L. J. M. Font, Arroyo G., Alonso F.J., and Vinagre B.M., “Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares,” *XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*, 2010.
- [72] A. Esrafilian, M. T. Karimi, and A. Eshraghi, “Design and Evaluation of a New Type of Knee Orthosis to Align the Mediolateral Angle of the Knee Joint with Osteoarthritis,” *Adv Orthop*, vol. 2012, pp. 1–6, 2012, doi: 10.1155/2012/104927.
- [73] T. Lenzi, M. Cempini, L. Hargrove, and T. Kuiken, “Design, development, and testing of a lightweight hybrid robotic knee prosthesis,” *Int J Rob Res*, vol. 37, no. 8, pp. 953–976, Jul. 2018, doi: 10.1177/0278364918785993.
- [74] D. A. Winter, *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*, 2nd ed. 1987.
- [75] F. Ferryanto, I. Herman, S. Mihradi, T. Dirgantara, and A. I. Mahyuddin, “Development of a 3D Gait Measurement Protocol for Amputees Walking on Treadmill,” *MESIN*, vol. 26, no. 1, pp. 29–39, Apr. 2017, doi: 10.5614/MESIN.2017.26.1.4.
- [76] R. L. Norton, *Diseño de Maquinaria*, Cuarta.
- [77] D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*. Boston, MA: Springer US, 2007, pp. 171. doi: 10.1007/978-0-387-49312-1.

- [78] M. J. A. Diego, “Análisis biomecánico estático coplanar,” <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>.
- [79] David H. Myszka, *MÁQUINAS Y MECANISMOS*, Cuarta. 2012.
- [80] O. A. Blanco, B. F. A. Gomez, L. G. V. Valdes, and R. O. D. Arcega, “A Generalized Proportional Integral Controller for an Ankle Rehabilitation Machine Based on an XY Table,” in *2013 International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering*, IEEE, Nov. 2013, pp. 152–157. doi: 10.1109/ICMEAE.2013.24.
- [81] O. A. Blanco, B. R. F. Vázquez, V. G. Vela, M. E. Quintero, and L. G. López, “Control of a virtual prototype of an ankle rehabilitation machine,” *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, no. 67, pp. 183–196, Aug. 2013, doi: 10.17533/udea.redin.16321.
- [82] M. R. Cailliet, *Anatomía Funcional, Biomecánica*, vol. 6. 2006.
- [83] J. Nikitczuk, B. Weinberg, and C. Mavroidis, “RehAbilitative Knee Orthosis Driven by Electro-Rheological Fluid Based Actuators,” in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, IEEE, 2005, pp. 2283–2289. doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570453.
- [84] J. F. Veneman, R. Ekkelenkamp, R. Kruidhof, F. C. T. van der Helm, and H. van der Kooij, “A Series Elastic- and Bowden-Cable-Based Actuation System for Use as Torque Actuator in Exoskeleton-Type Robots,” *Int J Rob Res*, vol. 25, no. 3, pp. 261–281, Mar. 2006, doi: 10.1177/027836490606063829.
- [85] Y. Shi *et al.*, “Learning-Based Repetitive Control of a Bowden-Cable-Actuated Exoskeleton with Frictional Hysteresis,” *Micromachines (Basel)*, vol. 13, no. 10, p. 1674, Oct. 2022, doi: 10.3390/mi13101674.
- [86] W. M. Dos Santos, G. A. P. Caurin, and A. A. G. Siqueira, “Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary Series Elastic Actuator,” *Control Eng Pract*, vol. 58, pp. 307–318, Jan. 2017, doi: 10.1016/j.conengprac.2015.09.008.
- [87] O. S. Al-Dahiree, R. A. R. Ghazilla, M. O. Tokhi, H. J. Yap, and M. Gul, “Design and Characterization of a Low-Cost and Efficient Torsional Spring for ES-RSEA,” *Sensors*, vol. 23, no. 7, p. 3705, Apr. 2023, doi: 10.3390/s23073705.

- [88] J. S. Sulzer, R. A. Roiz, M. A. Peshkin, and J. L. Patton, "A Highly Backdrivable, Lightweight Knee Actuator for Investigating Gait in Stroke," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 3, pp. 539–548, Jun. 2009, doi: 10.1109/TRO.2009.2019788.
- [89] J. Z. Chen and W. H. Liao, "Design, testing and control of a magnetorheological actuator for assistive knee braces," *Smart Mater Struct*, vol. 19, no. 3, p. 035029, Mar. 2010, doi: 10.1088/0964-1726/19/3/035029.
- [90] J. Olivier, A. Ortlieb, M. Bouri, and H. Bleuler, "Mechanisms for actuated assistive hip orthoses," *Rob Auton Syst*, vol. 73, pp. 59–67, Nov. 2015, doi: 10.1016/j.robot.2014.10.002.
- [91] G. V. Ochoa, J. D. Forero, and L. O. Quinones, "Fuzzy adaptive PID controller applied to an electric heater in MATLAB/Simulink," *Contemporary Engineering Sciences*, vol. 11, no. 58, pp. 2849–2856, 2018, doi: 10.12988/ces.2018.86301.
- [92] T. Nuchkrua and T. Leephakpreeda, "Fuzzy Self-Tuning PID Control of Hydrogen-Driven Pneumatic Artificial Muscle Actuator," *J Bionic Eng*, vol. 10, no. 3, pp. 329–340, Sep. 2013, doi: 10.1016/S1672-6529(13)60228-0.
- [93] C. Zhao, Z. Liu, L. Zhu, and Y. Wang, "Design and Research of Series Actuator Structure and Control System Based on Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot," *Actuators*, vol. 13, no. 1, p. 20, Jan. 2024, doi: 10.3390/act13010020.
- [94] Astrom K J and Hagglund T., "New tuning methods for PID controllers," in *Proceedings of the 3rd European Control Conference*, Rome, Italy: Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, 1995, pp. 2456-2462.
- [95] E. H. Mamdani and S. Assilian, "An experiment in linguistic synthesis with a fuzzy logic controller," *Int J Man Mach Stud*, vol. 7, no. 1, pp. 1–13, Jan. 1975, doi: 10.1016/S0020-7373(75)80002-2.
- [96] Mamdani, "Application of Fuzzy Logic to Approximate Reasoning Using Linguistic Synthesis," *IEEE Transactions on Computers*, vol. C-26, no. 12, pp. 1182–1191, Dec. 1977, doi: 10.1109/TC.1977.1674779.
- [97] S. Brock, "Practical approach to fuzzy control of inverter pendulum [for inverter read inverted]," in *IEEE International Conference on Industrial Technology*, IEEE, 2003, pp. 31–35. doi: 10.1109/ICIT.2003.1290227.

- [98] M. N. Salazar, "Diseño de un método para la determinación de las medidas antropométricas para ser usadas en el tallaje de la población peruana," *Ingeniería Industrial*, no. 36, pp. 67–83, 2018, doi: 10.26439/ing.ind2018.n036.2447.

Apéndice

Apéndice A. Dibujos de detalle del ensamble de la órtesis

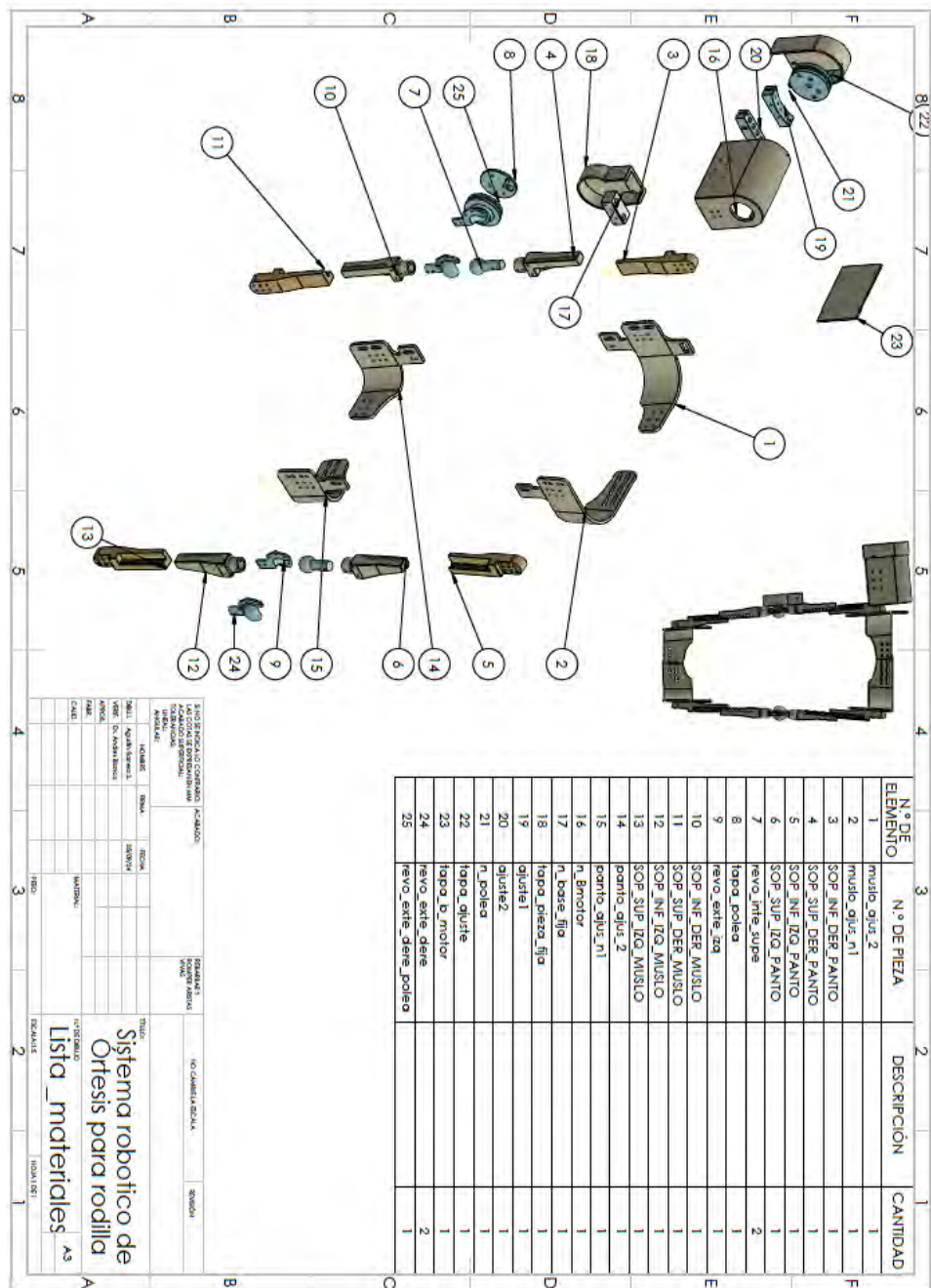


Figura A.1. Partes principales del ensamble de la órtesis.

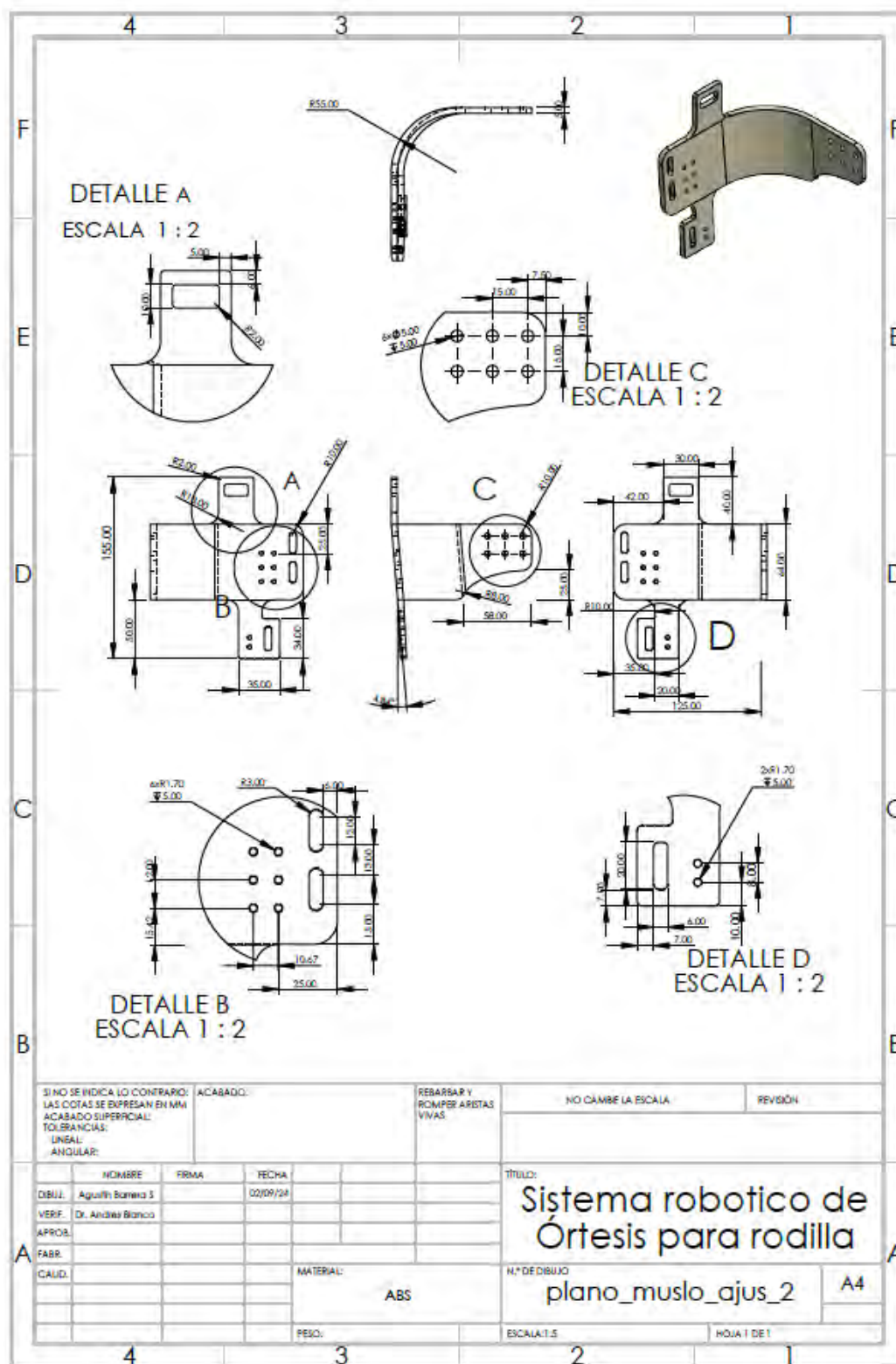


Figura A.2. Dibujo de detalle: Base de Muslo-lado exterior.

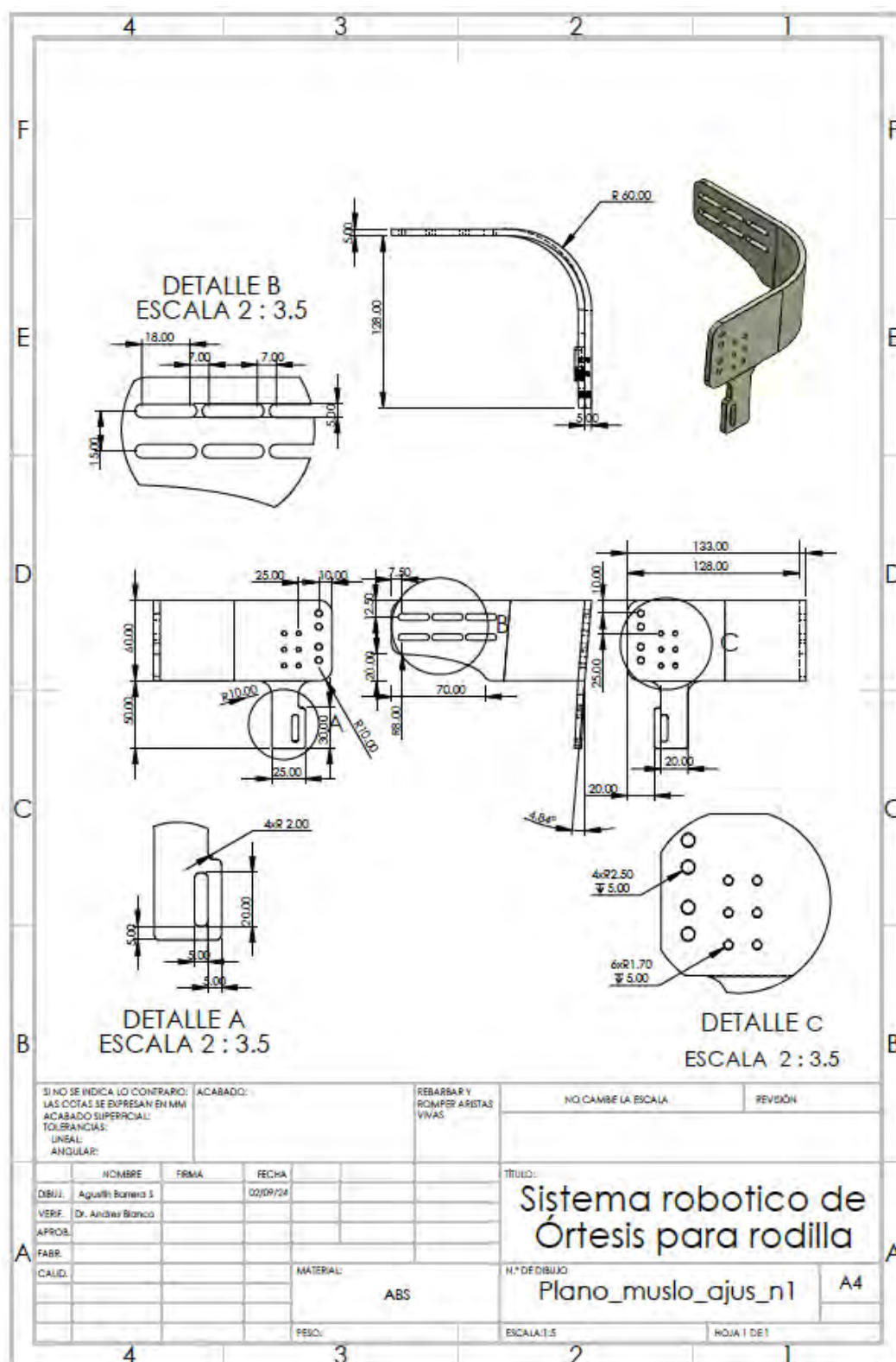


Figura A.3. Dibujo de detalle: Base de Muslo-lado interior.

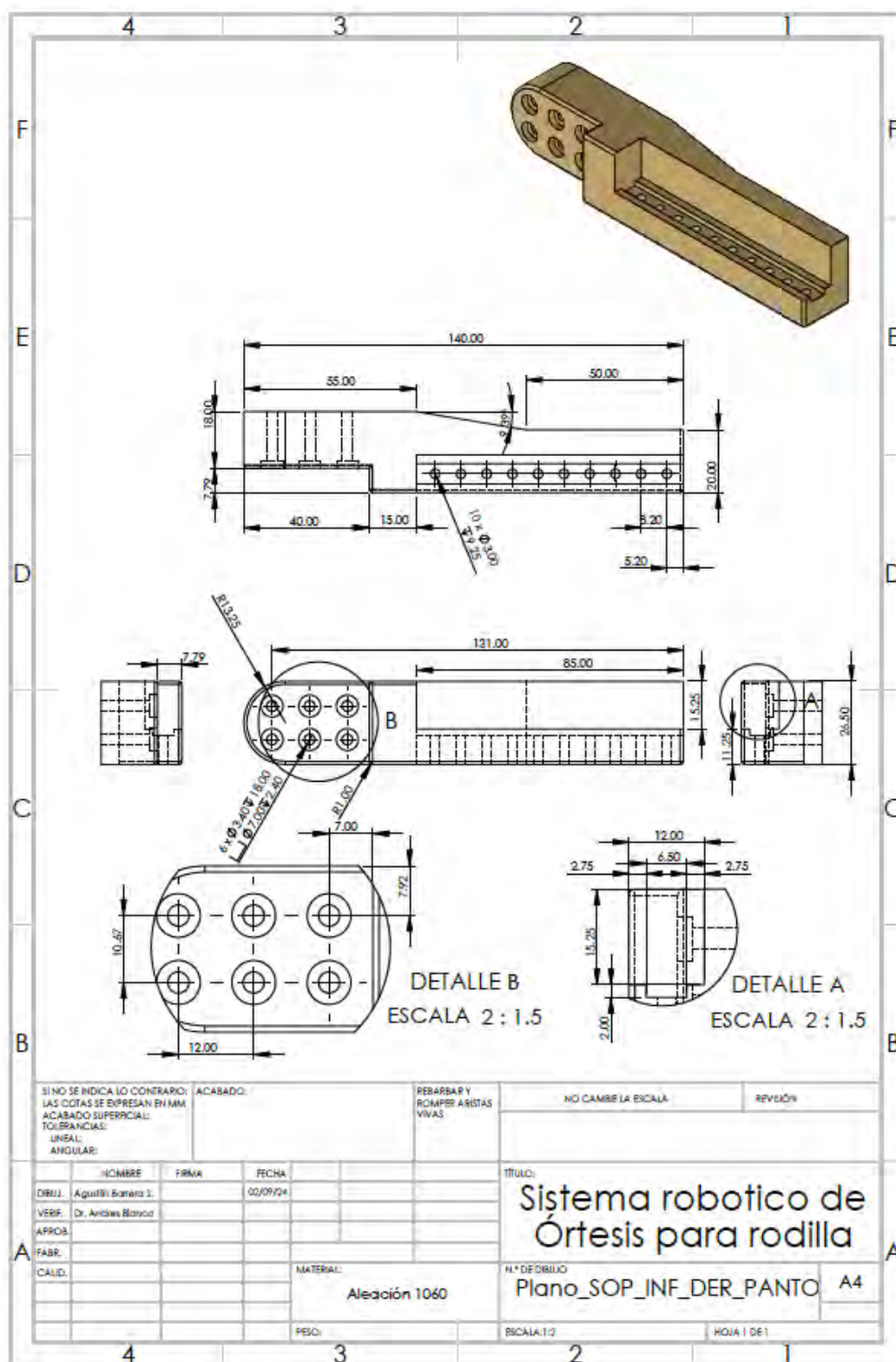


Figura A.4. Dibujo de detalle: Estructura ajustable muslo superior-lado exterior.



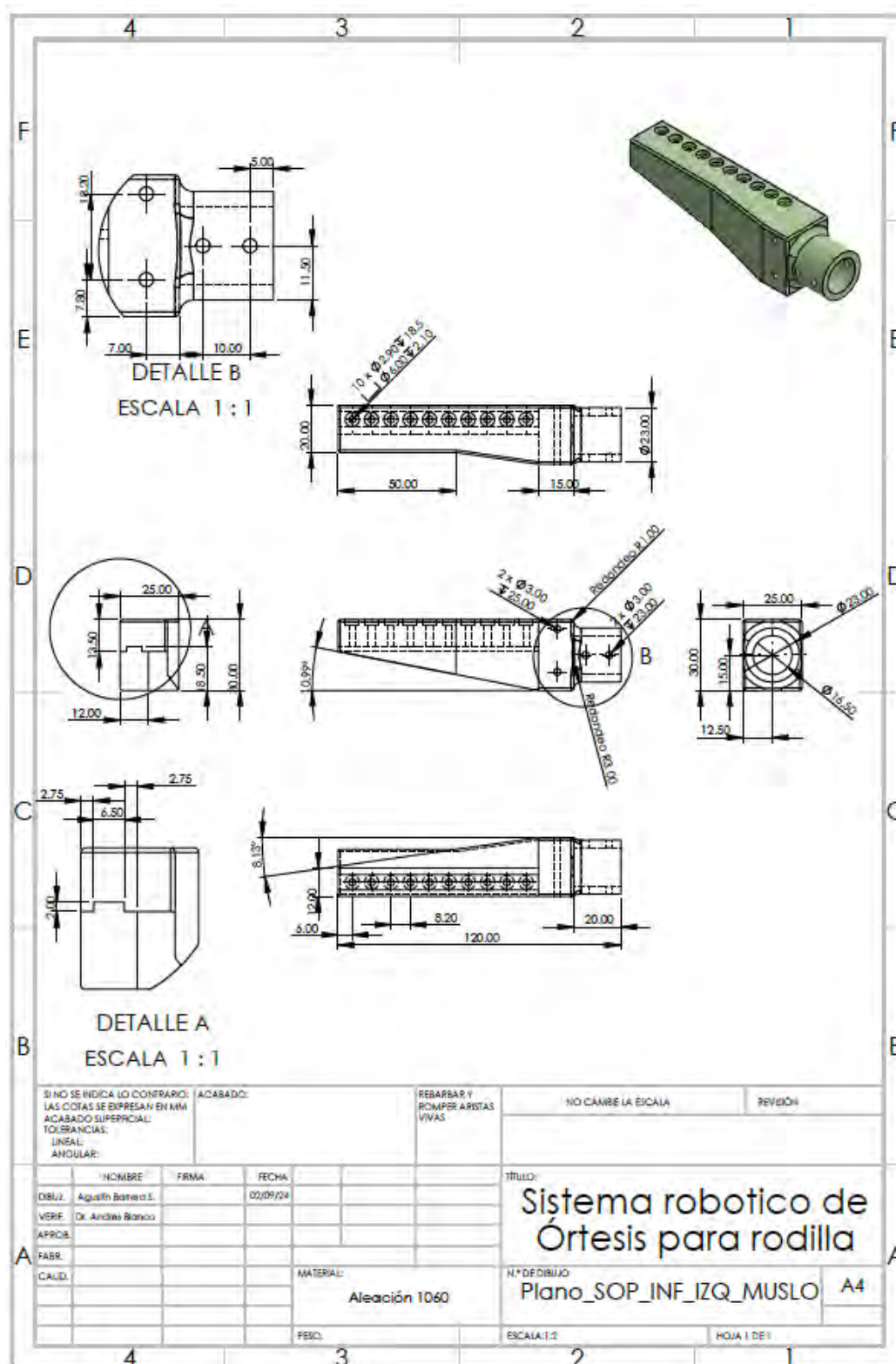


Figura A.6. Dibujo de detalle: Estructura ajustable pantorrilla superior-lado exterior.

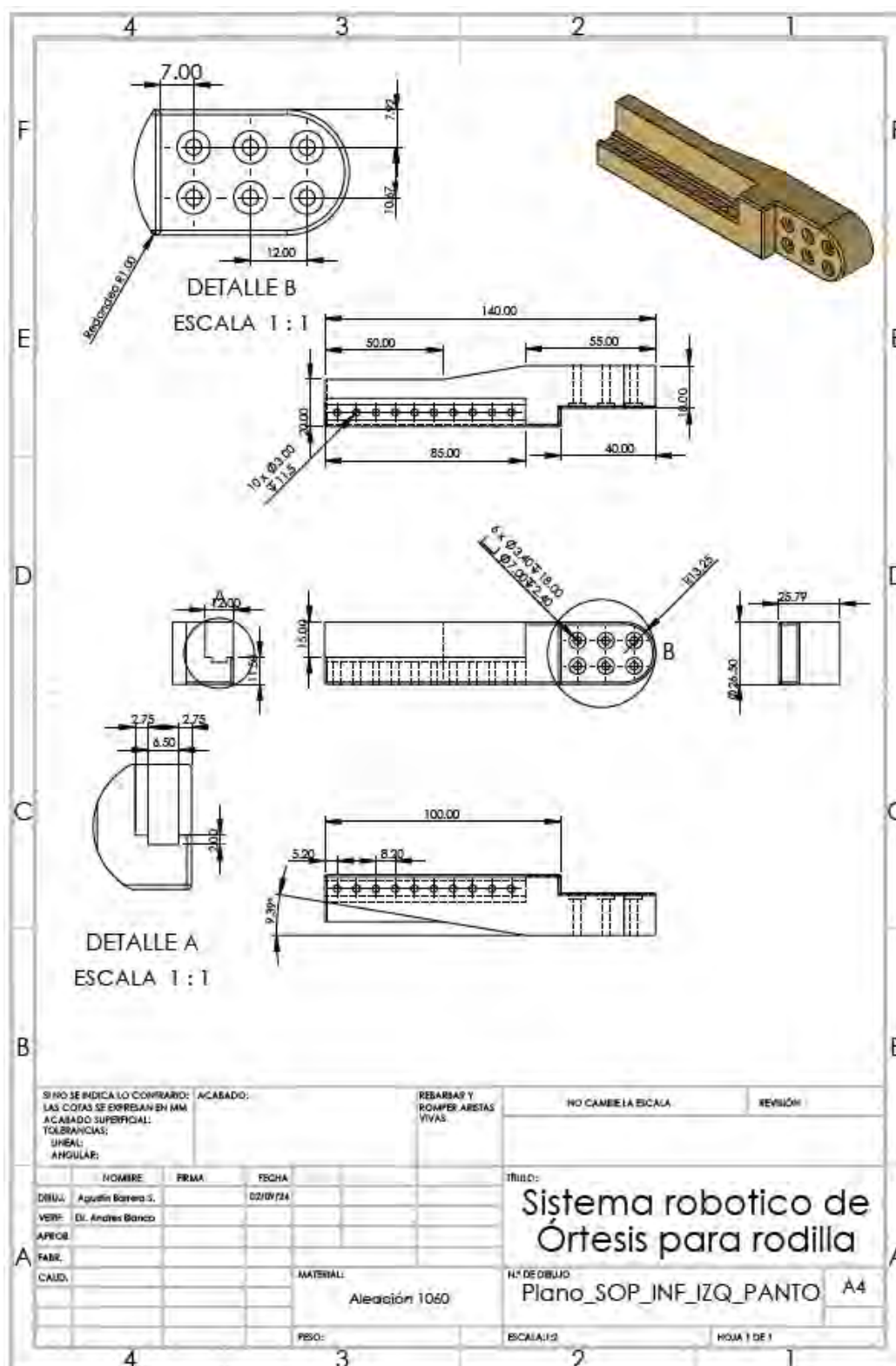


Figura A.7. Dibujo de detalle: Estructura ajustable pantorrilla inferior-lado exterior.

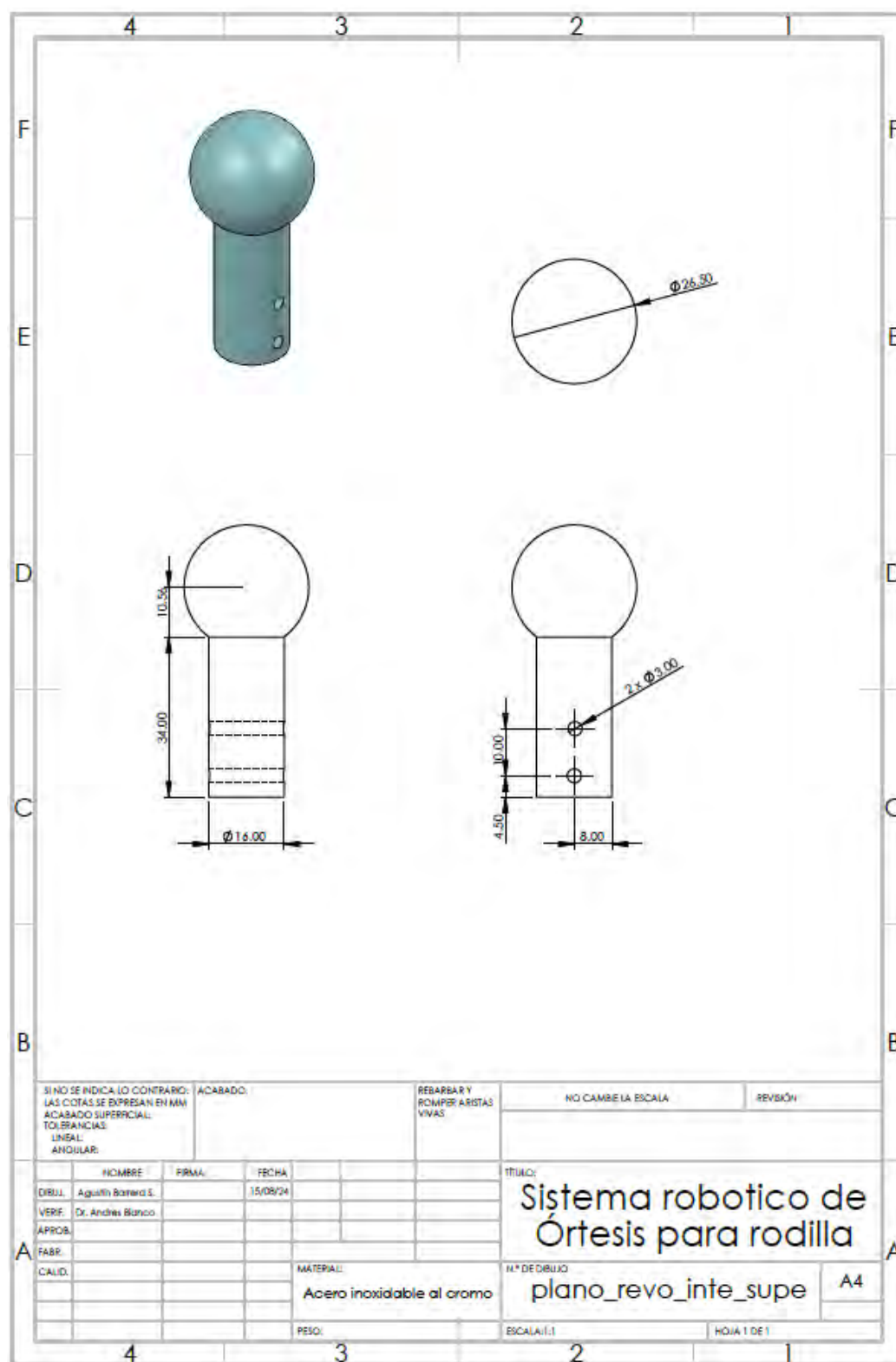


Figura A.8. Dibujo de detalle: revoluta solida-lado exterior.

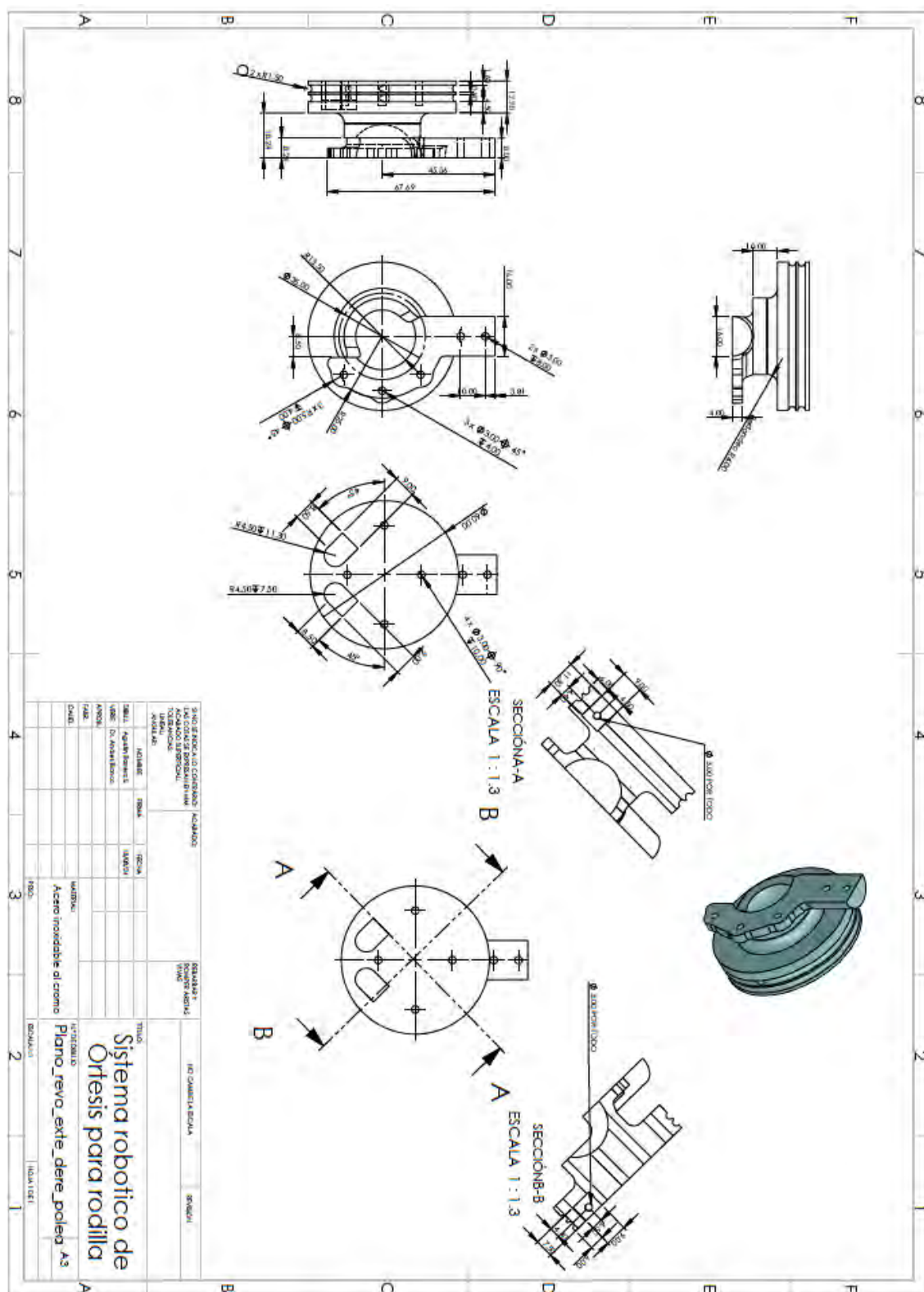


Figura A.9. Dibujo de detalle: revoluta hueca con polea-lado exterior.

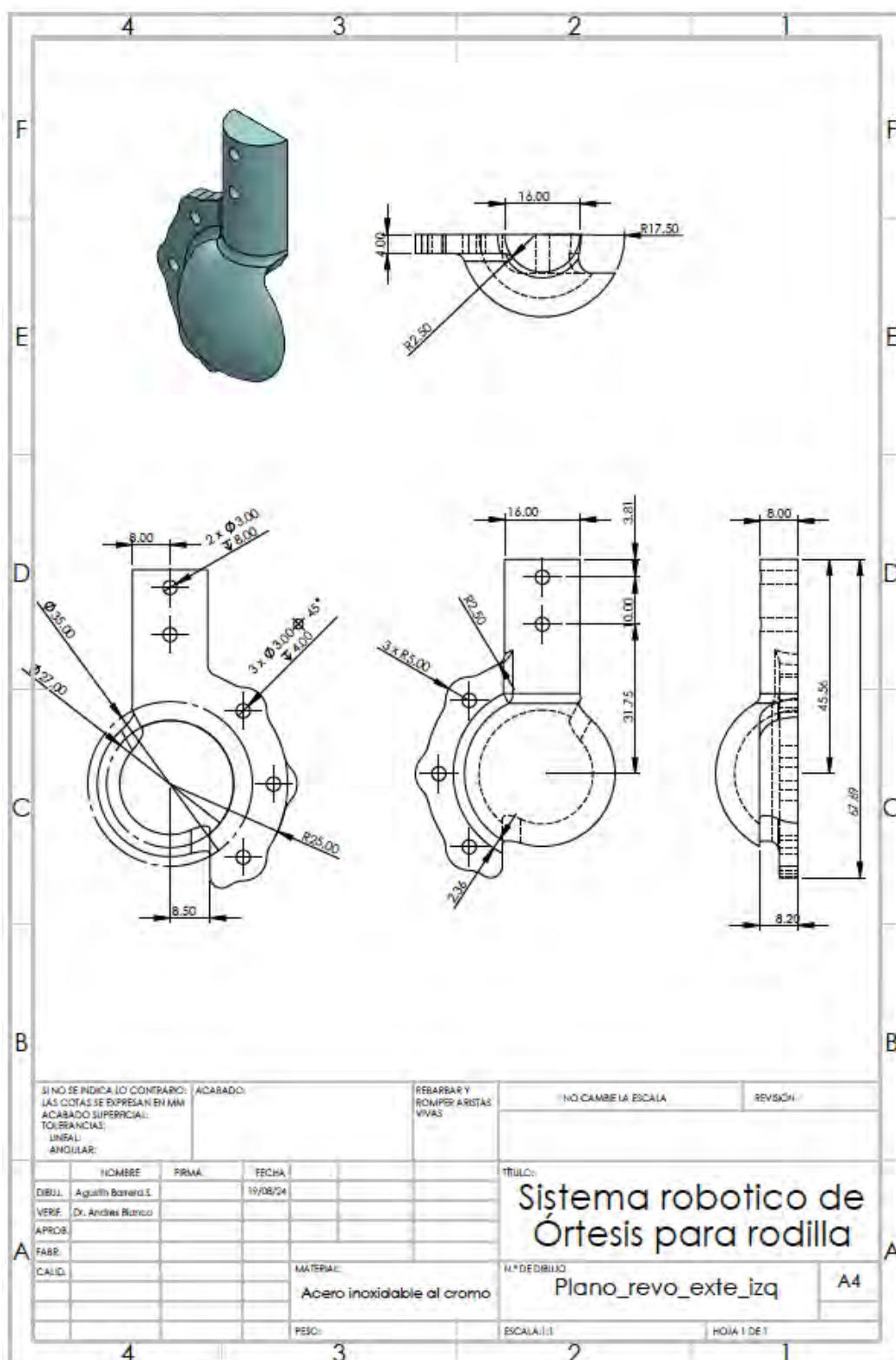


Figura A.10. Dibujo de detalle: revoluta hueca derecha-lado exterior.

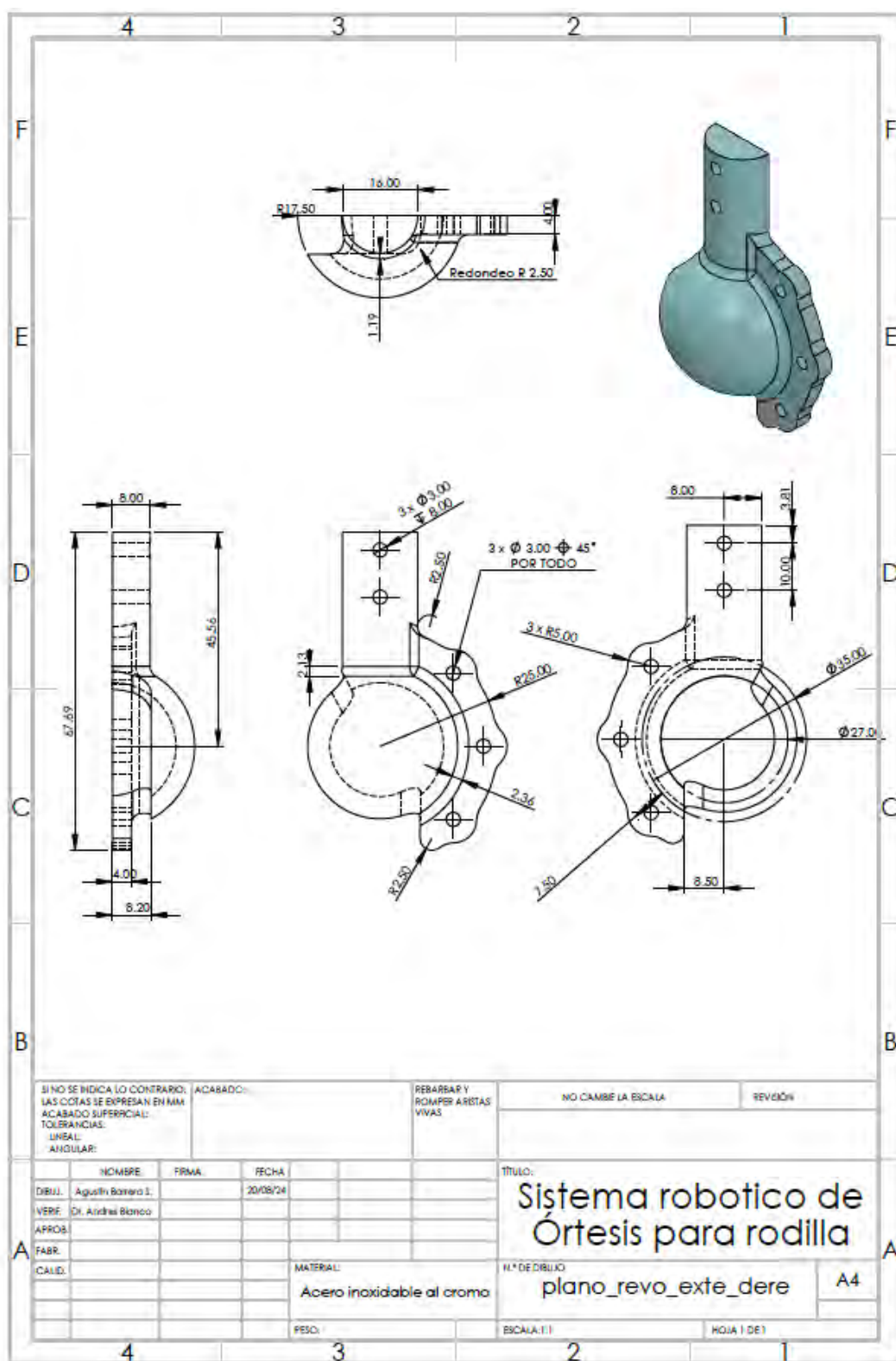


Figura A.11. Dibujo de detalle: revoluta hueca izquierda-lado exterior.

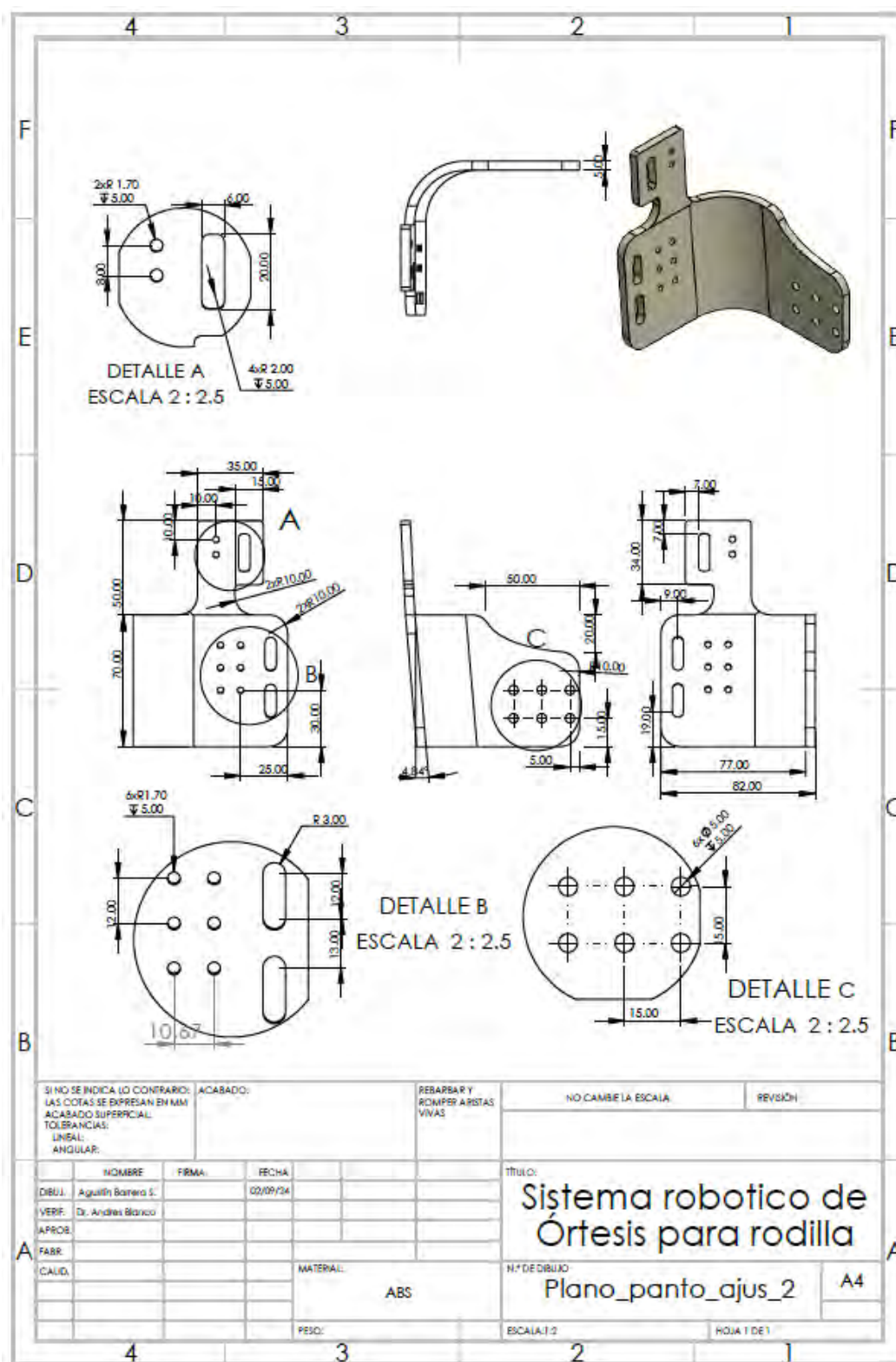


Figura A.12. Dibujo de detalle: base pantorrilla-lado exterior.



Figura A.13. Dibujo de detalle: base pantorrilla-lado interior.

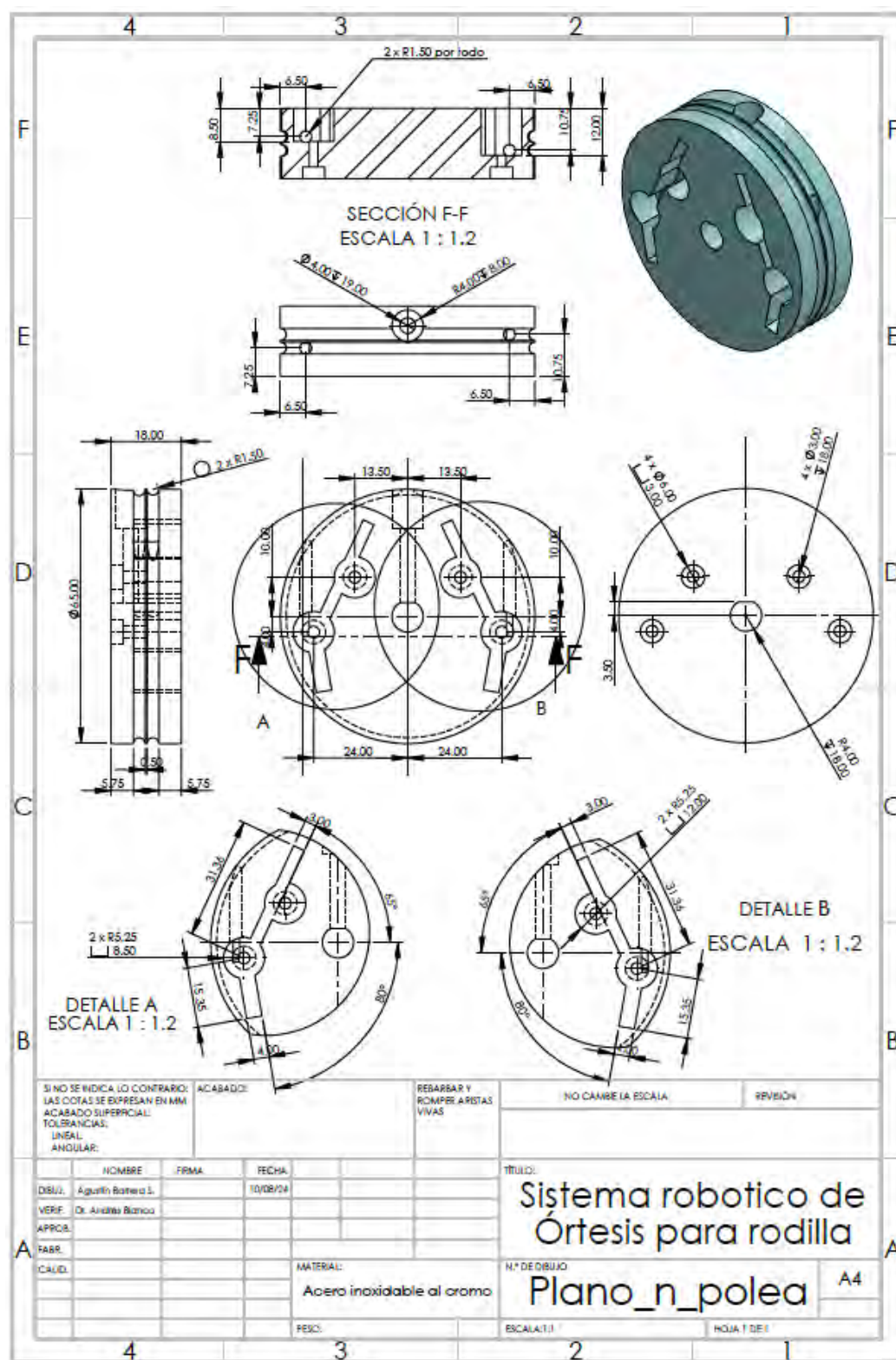


Figura A.14. Dibujo de detalle: polea para motor.



Apéndice B. Códigos de Matlab

B.1 Código para del desplazamiento angular de la pantorrilla

```
clc; clear all; close all;
L2=232.49; L3=234.4;
th2g=0:0.1:90;
th2=(th2g*pi/180);
th3=asin((L2/L3).*sin(th2));
gam=pi-(th2+th3);
L4=sqrt(L2^2+L3^2-(2*L2*L3*cos(gam)));
plot (L4,th2g); grid on;
xlabel('Recorrido de pantorrilla al muslo (mm)');
ylabel ('Ángulo del muslo(°)');
```

B.2 Fórmula utilizada se ajustó con los valores de Kp, Kd, para simulación.

Formulación de los ciclos if en Adams para la aplicación de la fuerza que genera el movimiento de flexión/extensión en la simulación del dispositivo ortopédico.

```
IF(time-3:0.198*(DIF1(.ortesis_recie1.DPB)-25*(VARVAL(.ortesis_recie1.theta)-step(time,0,0,3,5*pi/8))-
7*(VARVAL(.ortesis_recie1.dtheta)-DIF1(.ortesis_recie1.PB))),0,0.198*(DIF1(.ortesis_recie1.DPB2)-
25*(VARVAL(.ortesis_recie1.theta)-step(time,3,5*pi/8,6,0))-7*VARVAL(.ortesis_recie1.dtheta)-
DIF1(.ortesis_recie1.PB2)))
```

B.3 Parámetros de tiempo y posición en polinomio de Bézier.

Consideración del tiempo de ejecución del desplazamiento y la posición de la pantorrilla para realizar el movimiento de flexión y extensión aplicando el polinomio de Bézier, ecuación 4.6.

$t_i = 0, t_f = 3 \text{ seg.}$ $\longrightarrow$ Tiempo inicial y final

$z_{6i} = 0, z_{6f} = \frac{5}{8}\pi = 112.5^\circ$ $\longrightarrow$ Posición inicial y final

$$\therefore \mu_p = \frac{t-0}{3-0} = \frac{t}{3}$$

$$\sigma(t, 0, 3) = 252 - \left(1050 \left(\frac{t}{3}\right)\right) + \left(1800 \left(\frac{t}{3}\right)^2\right) - \left(1575 \left(\frac{t}{3}\right)^3\right) + \left(1575 \left(\frac{t}{3}\right)^4\right) - \left(1575 \left(\frac{t}{3}\right)^5\right)$$

$$z_6^*(t) = z_{6i} + (z_{6f} - z_{6i}) \left(252 - 1050 \left(\frac{t}{3}\right) + 1800 \left(\frac{t}{3}\right)^2 - 1575 \left(\frac{t}{3}\right)^3 + 1575 \left(\frac{t}{3}\right)^4 - 1575 \left(\frac{t}{3}\right)^5\right) \left(\frac{t}{3}\right)^5$$

B.4 Código para el IMU sensor WT901BLECL

A continuación, se presenta un código elaborado en el editor de Matlab, el cual incluye los comandos necesarios para enlazar el sensor con el puerto serial de la computadora, así como las instrucciones para la recepción de los datos.

```
clear all;
close all; clc;
instrreset;
disp('Teclea Ctrl+C para detener el muestreo')
WitMotionSensor=serial('COM4','baudrate',115200); %Genera estructura del puerto COM
fopen(WitMotionSensor) ;%Abrir Puerto COM
a2=arduino('COM5', 'Uno');
f = 20;%Frecuencia de Datos
t=0;
cont = 1;
aa=[0 0 0];
ww=[0 0 0];
AA = [0 0 0];
tt = 0;

a=[0 0 0]';
w=[0 0 0]';
A=[0 0 0]';

% Mag=[255 170 39 58 0];

while(1)

%   fwrite(WitMotionSensor,Mag,'uint16');
Head = fread(WitMotionSensor,1,'uint8');
if (Head~=uint8(85)) %85DEC=55HEX Significa que esta empaquetando los datos
    continue;      % Head No es igual a Casting (0x55)
end

Head = fread(WitMotionSensor,1,'uint8');
switch(Head)
    case 97 %97DEC=61HEX Significa que ya tiene el paquete de datos listo
        a = fread(WitMotionSensor,3,'int16')/32768*16;%Lee 3 paquetes de 2bytes c/u del acelerometro
        w = fread(WitMotionSensor,3,'int16')/32768*2000;%Lee 3 paquetes de 2bytes c/u del giroscópio
        A = fread(WitMotionSensor,3,'int16')/32768*180;%Lee 3 paquetes de 2bytes c/u del angulo
        aa=[aa;a'];
        ww = [ww;w'];
        AA = [AA;A'];
        tt = [tt;t];
```

```

if (cont>(f/5)) %Graficar en baja frecuencia
    grid on;
    subplot(3,1,1);plot(tt,aa); title('Aceleración lineal','FontSize',12,'FontWeight','normal'); ylabel('G(9.8 m/s^2)','FontSize',12);
    subplot(3,1,2);plot(tt,ww); title('Velocidad angular','FontSize',12,'FontWeight','normal'); ylabel('Grados/s','FontSize',12);
    subplot(3,1,3);plot(tt,AA); title('Posición angular','FontSize',12,'FontWeight','normal'); ylabel('Grados','FontSize',12);
    xlabel('Tiempo (segundos)','FontSize',12);
    cont=0;
    drawnow;
    if (size(aa,1)>5*f)%clear history data
        aa = aa(f:5*f,:);
        ww = ww(f:5*f,:);
        AA = AA(f:5*f,:);
        tt = tt(f:5*f,:);
    end
    dato = AA(:,3)

    if dato<0 & dato<120
        writeDigitalPin (a2, "D5", 1);
        writeDigitalPin (a2, "D6", 1);
        writeDigitalPin (a2, "D7", 0);
    else
        writeDigitalPin (a2, "D5", 0);
        writeDigitalPin (a2, "D6", 0);
        writeDigitalPin (a2, "D7", 0);
    end
end
case 113
    display('FAKE');
    % m = fread(WiTMotionSensor,3,'int16')
end
cont=cont+1;
t=t+0.01;

end
End = fread(WiTMotionSensor,3,'uint8');
fclose(WiTMotionSensor);

```

B.5 Código para control del movimiento

A continuación, se muestran los códigos para replicar los movimientos de flexión/extensión con diferentes velocidades.

```

clear all; close all; clc;
a=arduino('COM3','Uno');
% ena=D5;
% in1=D6;
% in2=D7;
flang=0;
while flang==0
    p=input ('introduce 1 angulo derecha, 2 si angulo izquierda: ');
    if p==1
        m=input ('ingresa el PWM: ');
        n=input ('ingresa el tiempo de operacion derecha: ');

        for i=0:n

            writeDigitalPin (a, "D5", m);
            writeDigitalPin (a, "D6", 1);
            writeDigitalPin (a, "D7", 0);
        end
        writePWMPWMVoltage (a, "D5", m);
        writeDigitalPin (a, "D6", 0);
        writeDigitalPin (a, "D7", 0);
    end
    if p==2
        m=input ('ingresa el PWM: ');
        n=input ('ingresa el tiempo de operacion izquierda: ');

        for i=0:n

            writeDigitalPin (a, "D5", m);
            writeDigitalPin (a, "D6", 0);
            writeDigitalPin (a, "D7", 1);
        end
        writeDigitalPin (a, "D5", m);
        writeDigitalPin (a, "D6", 0);
        writeDigitalPin (a, "D7", 0);
    end
    flang=input ('0.-Continuar, 1.-Salir: ')
    fprintf ('\n');
end

```

Apéndice C. Publicaciones

Durante el desarrollo de esta investigación fue posible hacer publicaciones sobre partes de los resultados obtenidos en distintas etapas del programa doctoral. Se enlistan las referencias a publicaciones relacionadas con este trabajo

C.1 Publicaciones realizadas

Se realizó la redacción de un manuscrito con base a la revisión del estado de arte de los dispositivos pasivos y activos de órtesis para rodilla con el título “*State of the Art Review of Active and Passive Knee Orthoses*”, este artículo se sometió a la revista indexada MDPI en el apartado de *Machines*, el cual tuvo una ID asignada de *machines-1885637*, se atendieron y corrigieron los comentarios de los revisores de manera cordial y puntual a sus peticiones de corrección, obteniendo así la publicación del manuscrito en la revista MDPI/Machines en septiembre del 2022, con el siguiente DOI:10.3390/machines10100865 (ver Figura C-1).



Figura C-1. Certificado de publicación del manuscrito.

Se publicó en una revista indexada, este trabajo se basa en la simulación del movimiento de flexión y extensión del dispositivo con el título “Simulación de un prototipo virtual de órtesis robótica para rodilla”. La publicación se realizó en la Revista de Ciencias Tecnológicas (RECIT). Universidad Autónoma de Baja California ISSN 2594-1925 Volumen 7 (4): e374. octubre-diciembre, 2024. <https://doi.org/10.37636/recit.v7n4e374>.

Revista de Ciencias Tecnológicas (RECIT), Universidad Autónoma de Baja California ISSN 2594-1925
Volumen 7 (4): e374. Octubre-Diciembre, 2024. <https://doi.org/10.37636/recit.v7n4e374>



Artículo de investigación

Simulación de un prototipo virtual de órtesis robótica para rodilla



Simulation of a robotic knee orthosis virtual prototype

Agustín Barrera Sánchez¹, Héctor Ramón Azcaray Rivera², Andrés Blanco Ortega¹,
Rafael Campos Amezcua¹, Arturo Abúndez Pliego¹, Jhonatan Isidro Godoy¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica, Tecnológico Nacional de México, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira, C.P. 62490 Cuernavaca, Morelos

²Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Oaxaca, Francisco I. Madero, Instituto Tecnológico de Oaxaca, 68033 Oaxaca de Juárez, Oaxaca, México

Autor de correspondencia: Andrés Blanco Ortega, Departamento de Ingeniería Mecánica, Tecnológico Nacional de México, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Correo: andres.bo@cenidet.tecnm.mx, ORCID: 0000-0002-0088-6863.

Recibido: 12 de Septiembre del 2024 Aceptado: 17 de Diciembre del 2024 Publicado: 26 de Diciembre del 2024

Resumen. - La complejidad en los movimientos de la actividad diaria que realizan las personas, origina que recurrentemente sufran de algún tipo de lesión en las extremidades (superiores/inferiores); siendo lo más común los daños en la articulación de la rodilla, afectando parcial o totalmente la movilidad. Estudios recientes indican que el empleo de dispositivos ortopédicos biomecánicos, como las órtesis, facilita la rehabilitación y acelera la recuperación de dichas lesiones. El principal objetivo del diseño de las órtesis para la rodilla es mejorar la movilidad, estabilidad y rigidez de la extremidad afectada. En este trabajo se presenta el proceso para la simulación de los movimientos de flexión y extensión de un prototipo virtual de una órtesis para rodilla, obteniendo como resultado la simulación y co-simulación entre MSC Adams® y Simulink-Matlab®. Para mostrar el proceso de simulación, se implementa un control tipo PID en el seguimiento de trayectorias del prototipo virtual de la órtesis de rodilla, utilizando un polinomio de Bézier. Los resultados muestran un buen desempeño en el seguimiento de trayectorias, obteniendo una trayectoria deseada de una flexión máxima de $2\pi/3$ rad, con un error aproximado de 0.0124 radianes con respecto a la trayectoria deseada.

Palabras clave: Órtesis para rodilla; MSC Adams; Control de órtesis; Exoesqueleto de órtesis.

Abstract. - The complexity in the movements of the daily activity that people perform, causes them to recurrently suffer from some type of injury in the extremities (upper/lower); being the most common damage in the knee joint, partially or totally affecting mobility. Recent studies indicate that the use of biomechanical orthopedic devices, such as orthoses, facilitates rehabilitation and accelerates recovery from such injuries. The main objective of the design of knee orthoses is to improve mobility, stability and stiffness of the affected limb. This paper presents the process for the simulation of the flexion and extension movements of a virtual prototype of a knee orthosis, obtaining as a result the simulation and co-simulation between MSC Adams® and Simulink-Matlab®. To show the simulation process, a PID type control is implemented to follow the trajectories of the virtual prototype of the knee orthosis, using a Bézier polynomial. The results show a good performance in the trajectory tracking, obtaining a desired trajectory of a maximum bending of $2\pi/3$ rad, with an approximate error of 0.0124 radians with respect to the desired trajectory.

Keywords: Knee orthosis; MSC Adams; Orthosis control; Orthosis exoskeleton.

Figura C-2. Primera página de la publicación del manuscrito.

Se redactó un manuscrito, el cual se trata de la implementación de un sistema de control para la órtesis de rodilla que lleva el título “Simulation and fitting of a PID fuzzy control in a virtual prototype of a knee orthosis”. Este artículo se sometió a la revista indexada MDPI en el apartado de *Computation*, el cual tuvo una ID asignada de *computation-3576145*, se atendieron y corrigieron los comentarios de los revisores de manera cordial y puntual a sus peticiones de corrección, obteniendo así la publicación del manuscrito en la revista MDPI/Computation en mayo del 2025, con el siguiente DOI: 10.3390/computation13050126 (ver Figura C-3).



Figura C-3. Certificado de publicación del manuscrito.

Apéndice D Trabajos de difusión y vinculación

Se realizó la ponencia “Revisión del Estado del Arte de las Órtesis de Rodilla Activas y Pasivas” con base a la investigación del estado de arte donde se describe: la definición y movimientos de la rodilla, los diferentes diseños de órtesis en los años recientes; así como, el control, los mecanismos y actuadores que se utilizan en el diseño de órtesis pasivas y activas. Esta ponencia se presentó en el TECNM campus Instituto Tecnológico de Zacatepec en el marco de las Jornadas Académicas de Innovación, Tecnología, Liderazgo y Sostenibilidad 2022 realizadas en octubre del mismo año, ver Figura D-1.



Figura D-1. Constancia de participación octubre 2022.

Se realizó la ponencia “Aplicación de las Matemáticas en Sistemas Robóticos de Rehabilitación”, como trabajo de difusión y promoción del CENIDET para jóvenes de ingeniería de diferentes universidades. Esta ponencia se presentó en el TECNM campus CENIDET en la modalidad en línea en el ciclo de conferencias: La aplicación de las matemáticas en la ingeniería del 23 al 25 de mayo del 2023, ver Figura D-2.



Figura D-2. Portada de ponencia.

Constancia por la participación como miembro del comité revisor del 1er Congreso Internacional de Tecnología y Ciencia Aplicada, desarrollado en el Tecnológico Nacional de México/Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, TecNM/CENIDET, del 15 al 17 de noviembre de 2023, ver Figura D-3.



Figura D-3. Constancia.

Constancia por la participación como miembro del comité revisor del VII Ibero-American Congress of Smart Cities (ICSC-CITIES 2024), del 12 al 14 de noviembre de 2024, ver Figura D-4.



Figura D-4. Constancia de participación noviembre 2024.

Se obtuvo un reconocimiento por la participación como juez en la presentación de proyector en la XVI Expo Electromecánica 2024, realizada por el Tecnológico Nacional de México campus Zacatepec, Morelos en el mes de noviembre, ver Figura D-5.



Figura D-5. Invitación.

Constancia por la participación en el primer coloquio de electromecánica en el Instituto Tecnológico del Oriente del Estado de Hidalgo con la conferencia "diseño de una Órtesis activa para rodilla", ver Figura D-6



El Instituto Tecnológico Superior del Oriente del Estado de Hidalgo

otorga la presente

Constancia

A **Mtro. Agustín Barrera Sánchez**

Por haber participado en el evento "1er Coloquio de Electromecánica" con la conferencia "Diseño de una Ortesis activa para rodilla"


Mtro. Justo Juan Manuel Martínez Licona
 Director General del ITESA



09 abril, 2025.



Figura D-6. Constancia de participación.