UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE CUENCA

CARRERA DE MECATRÓNICA

DISEÑO DE UNA ÓRTESIS ACTIVA DE RODILLA DESTINADA A LA REHABILITACIÓN DE LA EXTREMIDAD INFERIOR

Trabajo de titulación previo a la obtención
del título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: ALBERTO JOSUÉ PÉREZ JARA
LUIS ALFREDO SALINAS BRICEÑO

TUTOR: ING. MÓNICA ALEXANDRA ROMERO SACOTO, MsC.

Cuenca - Ecuador

2025

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Alberto Josué Pérez Jara con documento de identificación N° 0105927065 y Luis Alfredo Salinas Briceño con documento de identificación N° 0750192486; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Cuenca, 29 de julio del 2025

Atentamente,

Alberto Josué Pérez Jara
0105927065

Luis Alfredo Salinas Briceño
0750192486

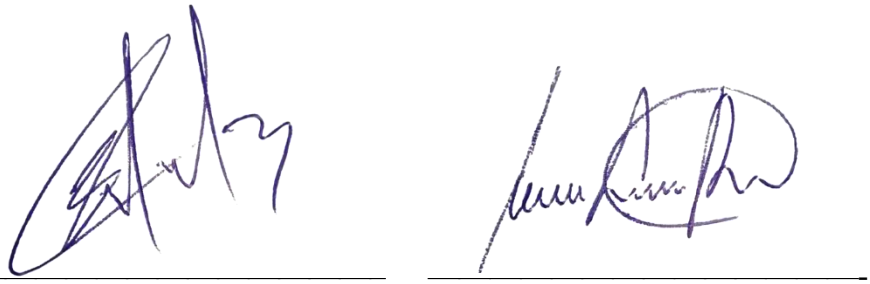
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

Nosotros, Alberto Josué Pérez Jara con documento de identificación N° 0105927065 y Luis Alfredo Salinas Briceño con documento de identificación N° 0750192486, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores de la Propuesta Tecnológica: "Diseño de una órtesis activa de rodilla destinada a la rehabilitación de la extremidad inferior", el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 29 de julio del 2025

Atentamente,



Alberto Josué Pérez Jara	Luis Alfredo Salinas Briceño
0105927065	0750192486

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Mónica Alexandra Romero Sacoto con documento de identificación N° 0302209911, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO DE UNA ÓRTESIS ACTIVA DE RODILLA DESTINADA A LA REHABILITACIÓN DE LA EXTREMIDAD INFERIOR, realizado por Alberto Josué Pérez Jara con documento de identificación N° 0105927065 y Luis Alfredo Salinas Briceño con documento de identificación N° 0750192486, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Propuesta Tecnológica que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 29 de julio del 2025

Atentamente,

Ing. Mónica Alexandra Romero Sacoto, MsC.
0302209911

Dedicatoria

Alberto Josué Pérez Jara

Este trabajo está profundamente ligado a las personas que han sido el motor de mi vida y de este camino universitario. A lo largo de estos años, hubo quienes no solo me acompañaron, sino que caminaron conmigo, cargando en silencio mis miedos, mis frustraciones y también mis sueños.

Pienso primero en mis padres, Pedro Pérez y Luzmila Jara, cuyo amor y sacrificio han sido incondicionales. Ellos me sostuvieron desde el primer día con una entrega que no conoce límites, invirtiendo no solo su esfuerzo económico, sino todo su corazón en cada paso que he dado. Esta tesis, más allá del papel, es una extensión de todo lo que han hecho por mí.

Recuerdo con gratitud y cariño la presencia constante de mis hermanos, David y Belén. Aunque nuestras vidas sigan rumbos distintos, su apoyo silencioso ha sido una fuente de fortaleza en los días complejos. A sus familias, y a mis sobrinos, quienes con su alegría inocente me regalaban motivos para continuar, les agradezco por ser esa pequeña chispa de luz en el cansancio.

En estos años, también aprendí que el amor verdadero se construye en la paciencia y en la compañía diaria. A Bárbara Villazhañay, mi pareja durante toda esta travesía, le dedico esta meta alcanzada. Ha estado ahí cuando la motivación flaqueaba, cuando el tiempo parecía no alcanzar, cuando yo mismo dudaba. Sin su ternura, su firmeza y su comprensión, este logro no tendría el mismo significado.

Y cómo olvidar a las amistades que han perdurado a través del tiempo: Alex, Nicole, Anthony... nombres que no son solo parte del pasado, sino pilares que han estado ahí desde los años de colegio. A ellos, y a los compañeros que se volvieron hermanos durante la universidad, les agradezco por hacer de este camino uno más humano, más llevadero, más auténtico.

Luis Alfredo Salinas Briceño

Dedico este trabajo de tesis, ante todo, a mi madre Magali, a mis padres Alfredo y Alberto, a mis hermanos Sebastian y Emilio, quienes con amor, esfuerzo y dedicación me han enseñado el valor del trabajo honesto, la perseverancia y la humildad. Personas a las siempre he admirado y he visto como ejemplo a seguir y a los cuales con orgullo puedo decir, que este logro conseguido el día de hoy no es solo mío, sino también de ellos.

A mis amigos, quienes supieron estar a mi lado cuando más lo necesité. Gracias por sus palabras de aliento, por escuchar sin juzgar, y por brindarme apoyo genuino cuando el camino se tornó difícil. En cada conversación, en cada gesto, me recordaron que no estaba solo, y que cada esfuerzo, por pequeño que parezca, suma en el camino hacia una meta.

Y finalmente dedico este trabajo a mí mismo, por no rendirme cuando las cosas se complicaron, por mantenerme firme en mis objetivos, y por confiar, incluso en los días más inciertos, que, con disciplina, constancia y pasión, los sueños pueden alcanzarse. Este logro es también una prueba de lo lejos que se puede llegar cuando uno cree en sí mismo.

Agradecimientos

Alberto Josué Pérez Jara

El cierre de esta etapa no representa solo la culminación de una carrera profesional, sino también el reconocimiento del valor de las personas y circunstancias que hicieron posible este recorrido. A lo largo de estos años, muchas manos, voces y corazones han dejado huella en mí, y sería injusto no darles el espacio que merecen.

En primer lugar, agradezco a Dios, por sostenerme incluso cuando la fuerza me abandonaba. Su presencia fue mi refugio silencioso en medio de las incertidumbres.

El agradecimiento también va para la Universidad Politécnica Salesiana, por abrirme las puertas a una formación integral, y a cada uno de los docentes que, con vocación y exigencia, me guiaron hacia una versión más preparada de mí mismo. Aquellos tutores y asesores que confiaron en este proyecto también tienen parte en su realización.

Extiendo de manera especial mi mas sincero agradecimiento a la Ing. Mónica Romero Sacoto, tutora de este proyecto, por su valioso acompañamiento, orientación técnica y constante disposición durante el desarrollo de este trabajo. Su compromiso, paciencia y exigencia académica fueron claves para que este proyecto se consolidara con rigor y claridad. Haber contado con su guía fue una experiencia enriquecedora y formativa.

No podría haber avanzado sin el respaldo inquebrantable de mi familia. Mis padres, Pedro y Luzmila, no solo asumieron el compromiso económico de esta carrera, sino que se convirtieron en testimonio de perseverancia y entrega. Junto a ellos, mis hermanos David y Belén, sus familias y mis sobrinos, han sido un soporte constante, aún en los momentos más silenciosos.

A Bárbara Villazhañay, mi compañera en todos los sentidos, le agradezco por haber compartido conmigo no solo los logros, sino también los tropiezos. Su compañía a lo largo de toda la carrera no fue solo emocional; fue también una forma de resistencia y amor que me permitió seguir, incluso cuando parecía más fácil renunciar.

También quiero reconocer a mis amigos de siempre, Alex, Nicole y Anthony, cuya amistad genuina me ha acompañado desde la adolescencia, demostrando que los lazos verdaderos se sostienen a pesar del tiempo y las distancias. Y a todos los compañeros de universidad que compartieron proyectos, noches de desvelo, y también alegrías, gracias por ser parte de esta historia.

Cada logro es una suma de voluntades. Esta tesis no se escribe solo con letras, sino con memorias, sacrificios y afectos. A todos los que estuvieron presentes de una u otra forma, sinceramente gracias, por haber hecho posible este capítulo de mi vida.

Luis Alfredo Salinas Briceño

En primer lugar, agradezco a Dios, por haberme dado la salud, la fortaleza y la claridad necesarias para llevar a cabo este trabajo, por ser un pilar al cual he podido acudir en los momentos más complicados no solo de este trabajo, sino de toda mi vida.

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a mi directora de tesis, la Ingeniera Mónica Romero, por guiarnos lo largo de este proceso, su compromiso y paciencia fueron claves para el desarrollo el trabajo de titulación, así como a todos los docentes que alguna vez fueron parte de mi formación académica.

A mis amigos, gracias por estar presentes en este camino, no solo como compañeros de estudio, sino también como apoyo emocional en los momentos más exigentes. , por los momentos fuera de la universidad, por ofrecer su apoyo cuando más se necesitó. Agradezco especialmente a quienes, con gestos sencillos, supieron darme ánimo en los días de cansancio y celebrar conmigo cada pequeño logro.

Y por supuesto, a mi familia, a mi madre, a mis padres y a mis hermanos, gracias por su amor incondicional, por sus palabras de ánimo en los momentos difíciles y por creer en mí cuando las fuerzas escaseaban, perdón por el tiempo que me llevo terminar la carrera, pero me llena de profunda felicidad decir que, es por ustedes, que por fin se pudo alcanzare esta meta. Mi gratitud es inmensa con todos ustedes. ¡Gracias totales!

.

Este documento fue realizado enteramente en LaTeX

Índice

Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación **I**

Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana **II**

Certificado de dirección del trabajo de titulación **III**

Dedicatoria **IV**

Agradecimientos **VI**

Resumen **XV**

Abstract **XVI**

1. Introducción **1**

2. Problema **2**

2.1. Descripción del problema 2

2.2. Antecedentes 2

2.3. Importancia y alcances 3

2.4. Delimitación 4

2.4.1. Espacial o geográfica 4

2.4.2. Temporal 5

2.4.3. Sectorial o institucional 5

3. Objetivos **6**

3.1. Objetivo general 6

3.2. Objetivos Específicos 6

4. Marco Teórico **6**

4.1. Biomecánica de la rodilla 6

4.2. Órtesis 8

4.3. **Diseño Asistido por Computadora** 9

5. Marco metodológico **10**
5.1. Análisis de la biomecánica de la rodilla para la rehabilitación 10
5.1.1. Cálculo del momento de inercia y torque en flexión-extensión de rodilla 12
5.1.2. Determinación del momento de inercia 13
5.2. Diseño del sistema mecánico de la ortesis 15
5.2.1. Selección del sistema actuador para flexión-extensión 15
5.2.2. Selección del Material 28
5.2.3. Fuente de alimentación para el sistemal 30
5.3. Diseño del sistema de control de la ortesis 33
5.3.1. Función de transferencia de la ortesis y la pierna 33
5.3.2. Función de transferencia del motor DC 38
5.3.3. Función de transferencia de la planta 40
5.3.4. Diseño del control PID 42
5.3.5. Analisis señales EMG 49
5.4. Entrenamiento Red Neuronal 55

6. Resultados **56**
6.1. Analizar y determinar los rangos de movimientos, conjunto a las fuerzas ejercidas para la rehabilitación 56
6.2. Diseño de sistema mecánico con materiales adecuados, que garanticen la comodidad y durabilidad del dispositivo 57
6.2.1. Mecanismo Completo de Órtesis de rodilla destinada a la rehabilitación 58
6.3. Validacion del sistema de control 60
6.3.1. Diseño de sistema de control capaz de ajustar la asistencia proporcionada por el dispositivo en función del progreso del paciente 61

7. Cronograma **72**

8. Presupuesto **74**
8.1. Talento humano 74
8.2. Recursos materiales 74

9. Conclusiones **75**

10. Recomendaciones **76**

Referencias **80**

ANEXOS **81**

Lista de Tablas

1. Dimensiones antropométricas 12
2. Relación tornillo-corona 17
3. Dimensiones del tornillo sin fin 20
4. Dimensiones de la rueda corona 21
5. Propiedades del aluminio 6061-T6 29
6. Propiedades de masa y geometría 35
7. Arquitectura de la red neuronal 56
8. Análisis estadístico del error de seguimiento 72
9. Cronograma de actividades. 73
10. Recurso de talento humano 74
11. Recurso de talento humano 74

Lista de Figuras

1. Estructura osteomuscular de la mano. 5
2. Estructura osteomuscular de la mano. 7
3. Biomecanica de miembro inferior. 8
4. Órtesis dinámica de flexión y extención de rodilla. 9
5. Sistemas CAD. 10
6. Plano Anatómico Sagital. 11
7. Motor DC PB37-555 56RPM 15
8. Tornillo sin fin. 22
9. Corona. 23
10. Eje de Transmisión. 24
11. Brazo de salida para acople a eje de Transmisión. 25
12. Anillo Seeger. 26
13. Soporte del Muslo. 27
14. Soporte de la pantorrilla. 28
15. Rodilleras de Neopreno con Rotula Abierta. 30
16. Módulo L298N del motor DC. 31
17. ESP32-WROOM-32. 32
18. Batería de litio 12v 6000mah 33
19. Respuesta al escalón del sistema ortésico. 38
20. Respuesta al escalón del motor DC. 40
21. Respuesta al escalón de la planta de segundo orden. 42
22. Respuesta al escalón de la planta de segundo orden. realimentada 43
23. Diagrama de bloques del control PID 48
24. Señal de salida del sistema controlado. 49
25. Señal EMG tomada del Rectus Femoris. 50
26. Señal EMG tomada del Bíceps Femoris. 51
27. Señal EMG tomada del Vastus Medialis. 52
28. Señal EMG tomada del Semitendinosus. 53
29. Angulo de la rodilla. 54
30. Arquitectura Red Neuronal. 55
31. Modelado Completo. 58
32. Vista interna del mecanismo. 59
33. Analisis de Esfuerzos. 60

34. Rango de movimiento de la rodilla durante el ciclo de marcha 61
35. Rango de movimiento de la rodilla obtenido en Matlab. 63
36. Diagrama de bloques del control del rango de movimineto de la rodilla . . . 64
37. Comparación de la gráfica del rango de movimiento de la rodilla obtenido en Matlab y en el sistema control. 64
38. Error frente angulo de 20 grados 66
39. Error frente angulo de 40 grados 67
40. Error frente angulo de 90 grados 68
41. Error frente angulo de 110 grados 69
42. Script de Matlab utilizado para simular el ciclo de marcha. 82
43. Datos esperados de la red neuronal 83
44. Datos obtenidos de la red neuronal 84

Resumen

El presente trabajo tiene como objetivo diseñar una órtesis activa de rodilla destinada a la rehabilitación de la extremidad inferior. Se comenzará en la etapa de investigación de la biomecánica de la rodilla, donde se delimitará el plano sagital como el plano de trabajo para observar el movimiento dinámico de esta articulación, así como los límites de flexión, extensión y tiempo recomendadnos para el proceso de rehabilitación, las dimensiones antropométricas serán tomadas de un estudio realizado por la Universidad de Guadalajara, correspondientes a población masculina latinoamericana con un promedio de 70kg (Rosalio Avila Chaurand, 2007). También se modelará la pierna como un cilindro rígido, calculando así el momento de inercia y torque necesario.

Para el diseño mecánico se hará uso del motor DC PB37-555 56RPM junto con un sistema actuador tipo tornillo sin fin-corona, garantizando un torque de 41 Nm. El diseño y modelado de los soportes, barras actuadoras fue realizado teniendo como base las medidas antropométricas del estudio mencionado anteriormente.

La estructura fue fabricada en aluminio 6061-T6 y recubierta internamente con neopreno para mayor comodidad y evitar reacciones en la piel del usuario. El sistema se alimenta con una batería de litio y se controla mediante un microcontrolador ESP32 que gestiona señales EMG obtenidas gracias al sensor OYMotion de Gravity. Se desarrolló un modelo matemático del sistema, obteniendo una planta de segundo orden a la que se le diseñó un controlador PID ajustado por lugar geométrico de las raíces para garantizar un sobredisparo del 0 % y un tiempo de asentamiento aproximado a 3 segundos. Los resultados demostraron que la órtesis es capaz de replicar patrones naturales de movimiento y ajustar la asistencia según el progreso del paciente, validándose con datos reales de marcha humana además de comprobar que la red neuronal utilizada para comandar el movimiento del motor puede seguir los ángulos de entrada.

Palabras clave: Órtesis de rodilla, Rehabilitación, Control PID, electromiografía, diseño biomecánico.

Abstract

This work aims to design an active knee orthosis intended for the rehabilitation of the lower limb. The process begins with research into knee biomechanics, where the sagittal plane is defined as the working plane to observe the dynamic movement of the joint, as well as the limits of flexion, extension, and recommended timing for the rehabilitation process.
Anthropometric dimensions are based on a study conducted by the University of Guadalajara, corresponding to Latin American male subjects with an average weight of 70kg (Rosalio Avila Chaurand, 2007). The leg is modeled as a rigid cylinder to calculate the required moment of inertia and torque.
For the mechanical design, the PB37-555 56RPM DC motor is used along with a worm gear actuator system, ensuring a torque output of 41Nm. The design and modeling of the supports and actuator arms were based on the anthropometric data from the aforementioned study. The structure is made of 6061-T6 aluminum and internally lined with neoprene to enhance comfort and prevent skin irritation. The system is powered by a lithium battery and controlled by an ESP32 microcontroller that processes EMG signals obtained using the OYMotion Gravity sensor. A mathematical model of the system was developed, yielding a second-order plant controlled with a PID tuned using root locus to ensure a 0% overshoot and a settling time of approximately 3 seconds. The results showed that the orthosis can replicate natural movement patterns and adjust assistance based on patient progress, validated with real gait data, and confirmed that the neural network used to command motor motion can follow the input angles.

Keywords: Refractory Brick, Angular Cutting, Cutting Discs, Conveyor Belt, Ventilation.

1. Introducción

La rodilla, una de las articulaciones más relevantes e importantes del cuerpo humano, desempeña un papel fundamental en actividades cotidianas como caminar, correr, sentarse, entre otras actividades. Sin embargo, su complejidad anatómica la hace mas propensa a lesiones, especialmente en los ligamentos, lo que impacta significativamente la movilidad de las personas afectadas. Actualmente, la rehabilitación de estas lesiones depende en gran medida de la intervención manual de fisioterapeutas, un enfoque que, aunque efectivo, por las limitaciones de recursos o acceso a estos especialistas puede resultar en una rehabilitación prolongada o incompleta.

En este contexto, el presente trabajo de titulación propone el diseño de una órtesis activa de rodilla destinada a la rehabilitación de la extremidad inferior que pueda adaptarse a las necesidades y el avance del paciente en la terapia. Con esto, se pretende optimizar el proceso de recuperación, aprovechando los avances tecnológicos para hacerlo más eficiente. .

La relevancia de este proyecto radica en su capacidad para introducir una solución tecnológica innovadora en un ámbito donde predominan los métodos tradicionales. Su implementación podría beneficiar a un amplio número de personas, especialmente en regiones con acceso limitado a tecnologías avanzadas de rehabilitación. Desarrollado en la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca, este trabajo integra conocimientos de biomecánica, diseño mecánico y control, empleando herramientas de diseño asistido por computadora para el modelado y la simulación del dispositivo.

A lo largo de este documento se presentarán los fundamentos teóricos necesarios, como la anatomía, biomecánica de la rodilla y estrategias de control para comprender el funcionamiento de la órtesis, la metodología empleada, el cronograma de actividades planificado y los recursos requeridos para su desarrollo, con el objetivo de sentar las bases para una solución viable y efectiva en el campo de la rehabilitación.

2. Problema

2.1. Descripción del problema

La articulación de la rodilla juega un papel fundamental en la movilidad de una persona, requiriendo una estabilidad articular en el aparato capsulo ligamentario optima. Las lesiones en los ligamentos que envuelven a la rodilla suelen ser frecuentes, dejar a la persona incapacitada por un largo periodo de tiempo, sin mencionar el tiempo requerido para una correcta rehabilitación.

En el ámbito de la rehabilitación de la movilidad en los miembros inferiores, uno de los principales desafíos es la limitada integración de tecnologías que asistan el movimiento de la articulación de manera eficiente. Actualmente, en fisioterapia, la rehabilitación se basa en métodos convencionales que dependen del esfuerzo manual del terapeuta para guiar y asistir los movimientos de flexión y extensión de la rodilla. Este enfoque, si bien es efectivo, puede resultar en procesos prolongados que afectan la motivación del paciente, llevándolo en muchos casos a abandonar la terapia antes de alcanzar una recuperación óptima.

Además que también puede resultar en variaciones en la intensidad y efectividad del tratamiento, dependiendo de la experiencia y disponibilidad del profesional. Como consecuencia, los pacientes pueden experimentar avances desiguales en su recuperación, lo que dificulta la obtención de resultados óptimos en el menor tiempo posible, llevandolos a una rehabilitación incompleta o ineficaz, aumentando el riesgo de secuelas permanentes y reduciendo la capacidad funcional del paciente en sus actividades diarias.

2.2. Antecedentes

Las lesiones de ligamentos de rodilla son una de las afecciones que se presentan comunmente en la poblacion activa, anualmente está estimado que, por cada mil habitantes, entre 4 y 10 sufren estas lesiones, siendo en los hombres la causa más frecuente la actividad deportiva y en mujeres las caídas, entrando también dentro de la ecuación los accidentes automovilísticos para ambos casos. Las lesiones de los ligamentos cruzados anterior (LCA) y ligamentos cruzados posterior (LCP) son las más comunes. (Villarreala y Vega, 2022).

Un estudio realizado en la ciudad de Hidalgo con una muestra de 500 personas demuestra que el 48 % corresponden a roturas aisladas del LCA, el 29 % representan las roturas aisladas

del ligamento colateral medial (LCM) y el 13-18 % son pacientes con una lesión combinada del LCA y del LCM. Muchos especialistas concuerdan que el tratamiento conservador (no quirúrgico) puede aplicarse para esguinces de grado I y II (desgarre parcial) y esguinces tipo III (desgarre completo) (Villarreala y Vega, 2022).

El tratamiento conservador consiste en realizar ejercicios de manera controlada, que ayuden a fortalecer los músculos del cuádriceps y recuperar la movilidad completa de la rodilla. Para realizar esta actividad se debe seguir un protocolo orientado en el proceso de curación del tejido conectivo, las primeras 2 o 3 semanas se inmoviliza la rodilla del paciente en un ángulo de 40 a 45° en flexión y posterior a esta recuperación es que se permite una movilización gradual de la rodilla, apoyada por un aparato ortopédico (Villarreala y Vega, 2022).

En estos ultimos años se ha notado un interes en desarrollar sistemas de control y monitoreo que nos permitan no solo controlar el rango de movimiento para la flexion y extension de la rodilla, sino tambien para un monitoreo en tiempo real de datos como la fuerza y velocidad que emplea el paciente para realizar dicho movimiento y de esta manera facilitar la adaptación progresiva de las terapias, optimizando los resultados. (Guerrero y Bayas, 2024)

Ejemplo de esto se tiene el uso de los electrogoniometros, los cuales además de medir ángulos pueden calcular velocidades angulares, aceleraciones y momentos de fuerza, permitiendo asi una evaluación más completa de la función articular en conjunto con tecnologias que nos permitan obtener un análisis de la actividad muscular de la articulación, como lo pueden ser los sistemas de captura de movimiento y electromiografía (EMG).

2.3. Importancia y alcances

Este proyecto es de gran importancia porque aborda uno de los principales desafíos en la rehabilitación de movilidad de las piernas: la falta de tecnologías avanzadas que hagan el proceso más interactivo, personalizado y motivador para los pacientes. Los métodos tradicionales suelen ser rígidos y no ofrecen retroalimentación efectiva, lo que dificulta el compromiso del paciente y aumenta el riesgo de abandono del tratamiento. Además, la falta de adaptación a las necesidades individuales afecta tanto los resultados físicos como emocionales, limitando la eficacia de la rehabilitación.

La órtesis activa de rodilla se propone busca solucionar estas limitaciones. Su importancia

radica en que permitirá una rehabilitación efectiva y accesible, al estar equipada con sensores, los especialistas podrán monitorear el progreso del paciente en tiempo real y ajustará la asistencia según sus necesidades, mejorando la experiencia de rehabilitación y optimizando los tiempos de recuperación.

En cuanto a los alcances, este proyecto no solo beneficiará a pacientes con movilidad reducida por lesiones o cirugías, sino que también tiene el potencial de transformar los servicios de rehabilitación en regiones con acceso limitado a tecnologías avanzadas. La órtesis podrá usarse tanto en entornos clínicos como domiciliarios, ampliando su impacto y facilitando la continuidad del tratamiento.

A corto plazo, el proyecto incluye el diseño mecánico y la implementación del sistema de control, a largo plazo, se espera sentar las bases para la fabricación de un prototipo que pueda servir en el desarrollo de dispositivos médicos accesibles y fortaleciendo la investigación en biomecánica aplicada. Esto no solo mejorará los procesos de rehabilitación, sino que también impulsará el sector de tecnología médica en Ecuador.

2.4. Delimitación

El problema de estudio se delimitará en las siguientes dimensiones:

2.4.1. Espacial o geográfica

El diseño e investigacion se llevara a cabo en la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca .

Figura 1

Estructura osteomuscular de la rodilla.

Nota: En la imagen se observa la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca, donde se llevará a cabo el trabajo de titulación.

2.4.2. Temporal

El diseño y estudio se llevará a cabo dentro de un período de 240 horas.

2.4.3. Sectorial o institucional

El proyecto está enfocado en el área de la salud, más especificamente en el área de rehabilitación.

3. Objetivos

3.1. Objetivo general

- Diseñar una órtesis activa de rodilla destinada a la rehabilitación de la extremidad inferior.

3.2. Objetivos Específicos

- Analizar los requerimientos biomecánicos de la rodilla para determinar los rangos de movimiento adecuados y las fuerzas necesarias en la rehabilitación.
- Diseñar el sistema mecánico de la órtesis, considerando materiales ligeros y resistentes que garanticen comodidad y durabilidad.
- Diseñar un sistema de control para ajustar la asistencia del dispositivo en función del progreso del paciente, promoviendo una rehabilitación personalizada y segura.

4. Marco Teórico

4.1. Biomecánica de la rodilla

La rodilla es una articulación clave en el cuerpo humano, una de las más complejas e importantes en la biomecánica. Su función principal es soportar el peso del cuerpo y brindar la movilidad necesaria para acciones cotidianas como caminar o correr . Su estructura osteomuscular está compuesta por huesos, ligamentos, tendones y músculos que trabajan de manera coordinada para garantizar su funcionalidad. (Hall, 2019).

La estructura de la rodilla se compone de tres huesos fundamentales la tibia la rótula y el fémur. Siendo este último el más largo y fuerte de los huesos del cuerpo, articulándose con la tibia a través de los cóndilos femorales. Por su parte, la rótula es un hueso sesamoideo que protege la articulación y mejora la eficiencia del músculo cuádriceps.

Los ligamentos, como el cruzado anterior (LCA) y el cruzado posterior (LCP), son esenciales para la estabilidad de la rodilla, mientras que los colaterales (medial y lateral) evitan el desplazamiento lateral. Además, los meniscos actúan como amortiguadores y distribuyen las cargas que soporta la articulación. Los músculos más importantes en la función de la rodilla incluyen el cuádriceps femoral, que permite la extensión, y los isquiotibiales, responsables de la flexión. Como se muestra en la Figura 2.

Figura 2

Estructura osteomuscular de la rodilla.

Nota: Se puede observar los musculos, tendones y huesos que componen la rodilla (Acosta, 2023).

La rodilla es una articulación tipo bisagra que permite principalmente dos movimientos: flexión y extensión. La flexión de rodilla ocurre cuando se reduce el ángulo entre el fémur y la tibia, como al doblar la pierna para sentarse. Este movimiento está controlado por los músculos isquiotibiales y el gastrocnemio.

Por otro lado, la extensión ocurre cuando el ángulo entre el fémur y la tibia aumenta, volviendo la pierna a su posición recta. Este movimiento es impulsado por el cuádriceps femoral, con la rótula actuando como punto de apoyo para mejorar la eficiencia del mecanismo extensor.

Estos movimientos son esenciales para la locomoción humana y la realización de diversas actividades funcionales. Su correcto funcionamiento es crucial en procesos de rehabilitación, especialmente en pacientes con afecciones como la osteoartritis, donde la movilidad puede estar restringida. (Hall, 2019).

Figura 3

Biomecanica de miembro inferior.

Nota: En esta imagen se observa el patrón de movimiento de flexión y extensión de la articulación de la rodilla. (Voegeli, 2015).

4.2. Órtesis

Las órtesis son dispositivos diseñados para brindar apoyo o refuerzo a un miembro que ha perdido su capacidad funcional total o parcial. Estos productos se colocan de manera externa sobre las áreas afectadas del cuerpo, buscando adaptarlos a las características estructurales o funcionales de la región comprometida (Agún, 2024), como se muestra en la Figura 4. Las órtesis se clasifican según su forma de acción y funcionalidad. Según su acción, pueden ser pasivas o no articuladas, diseñadas para inmovilizar y prevenir deformidades, o dinámicas o articuladas, que permiten movimiento para ejercitar músculos o articulaciones, como se muestra en la Figura 3. Según su funcionalidad, se dividen en estabilizadoras, que mantienen posiciones estáticas; funcionales, que facilitan movimiento en miembros paralizados; correctoras, enfocadas en prevenir o corregir deformidades, especialmente en niños; y protectoras, que alinean miembros lesionados. Y adicionalmente tambien se pueden clasificar segun la zona corporal, ortecis de cadera, de ano, de rodilla, entre otros (Agún, 2024).

Figura 4

Órtesis dinámica de flexión y extención de rodilla.

Nota: Se puede observar una órtesis dinamica para la rehabilitacion del movimineto de flexión y extención de rodilla. (Orliman, 2023).

4.3. Diseño Asistido por Computadora

El Diseño Asistido por Computadora (CAD), es una herramienta fundamental en la ingeniería moderna, permitiendo la creación, simulación y optimización de modelos tridimensionales antes de su fabricación. En el ámbito de la biomecánica y el diseño de dispositivos de rehabilitación, el uso de software CAD facilita el desarrollo de órtesis personalizadas, adaptadas a las necesidades específicas de cada paciente.

Los sistemas CAD permiten modelar con precisión los componentes de una órtesis activa de rodilla, evaluando aspectos como la ergonomía, resistencia estructural y funcionalidad del dispositivo. Además, a través de simulaciones, es posible predecir el comportamiento del mecanismo en diferentes escenarios, asegurando su efectividad antes de la fase de prototipado físico. Entre los software más utilizados en el diseño de órtesis y prótesis destacan SolidWorks, AutoCAD e Inventor, como podemos ver en la Figura 5, los cuales ofrecen herramientas avanzadas para el análisis estructural y la optimización del diseño.

El uso de CAD no solo agiliza el proceso de desarrollo, sino que también permite reducir costos y minimizar errores de fabricación, contribuyendo a la creación de dispositivos médicos innovadores y eficientes en el ámbito de la rehabilitación.

Figura 5

Sistemas CAD.

Nota: En esta imagen se puede visualizar la diversidad de programas CAD.(Arizaga, 2024).

5. Marco metodológico

5.1. Análisis de la biomecánica de la rodilla para la rehabilitación

La rodilla juega un papel fundamental en la movilidad de una persona, además de la complejidad y sensibilidad que puede tener dicha articulación, principalmente en los tendones. Por estos motivos en el proceso de rehabilitación es de suma importancia tener en cuenta valores como la velocidad angular, rango de movimiento y fuerza.

Un estudio realizado en la Universidad de Hanseo (Seosan, Corea del Sur) sobre la relación entre las respuestas cardiopulmonares y los momentos isocinéticos para encontrar la velocidad angular óptima con respecto a la resistencia muscular, demostró que un rango razonable de velocidades angulares corresponde a valores entre 60°/s y 180°/s, aproximadamente entre 1 y 3 rad/s, considerando que el movimiento controlado puede realizarse en apromixadamente 1 segundo, la acelarcion angular necesaria es de 1 a 3 rad/s^2 (Lee, Eun, Kim, Park, y Jee, 2017b) .

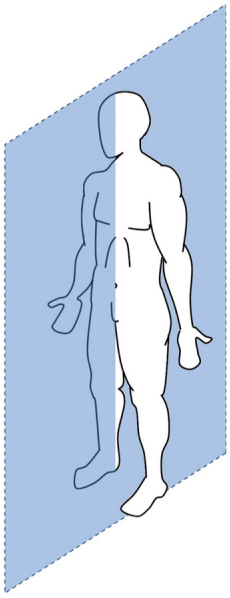
Otro aspecto relevante considerado en este estudio son las características antropométricas

de la población objetivo. En este caso, se tomó como referencia un grupo compuesto por hombres, en posición sentada, con edades comprendidas entre los 18 y 65 años y una masa corporal aproximada de 70 kg. Las dimensiones utilizadas en el desarrollo del trabajo, las cuales se pueden ver en la Tabla 1, corresponden a registros de medidas antropométricas de población latinoamericana, recopiladas por la Universidad de Guadalajara (Rosalio Avila Chaurand, 2007).

Finalmente es de importancia mencionar que el estudio del análisis del movimiento de la rodilla se desarrolla únicamente en el plano sagital, el cual se observa en la Figura 6, esto debido a que es aquí donde se producen los movimientos de flexión y extensión y se puede observar el desplazamiento angular del segmento pie pierna, indispensable para el análisis biomecánico del patrón de movimiento.

Figura 6

Plano Anatómico Sagital.



Nota: En esta imagen se observa el Plano Anatómico Sagital sobre el cual se llevará a cabo el estudio (OdontoUP, 2025).

Tabla 1

Dimensiones antropométricas consideradas en el estudio.

Dimensiones antropométricas	
Sexo	Masculino
Edad	18 a 65 años
Posición	Sentado
Circunferencia de la pantorrilla	0.037 m
Distancia desde la rodilla hasta la planta del pie	0.51 m

Nota: En la Tabla se pueden observar las medidas que fueron obtenidas a partir de registros antropométricos realizados por la Universidad de Guadalajara, correspondientes a población masculina latinoamericana (Rosalio Avila Chaurand, 2007).

5.1.1. Cálculo del momento de inercia y torque en flexión-extensión de rodilla

Modelado de la pierna

Para hacer el análisis biomecánico del movimiento de extensión y flexión de la extremidad inferior, se modelará la pierna como un cilindro macizo, rígido y homogéneo, de esta manera se podrá representar de manera precisa el comportamiento dinámico del segmento. Se tendrá en cuenta las siguientes medidas antropométricas:

- **Masa de la pierna:** m.
- **Longitud de la pierna:** L.
- **Radio de la pantorrilla:** R.

Cálculo de la masa de la pierna.

Teniendo en cuenta que el promedio del peso de las muestras utilizadas en el libro de mediadas antropométricas es de 70 kg aproximadamente, y que según Lee, Eun, Kim, Park, y Jee (2017a), el porcentaje de peso de los segmentos de la pantorrilla y del pie corresponde al 4.59 % y el 1.68 % respectivamente.

$$m_{\text{pantorrilla}} = 0.0459 \times m_{\text{total}} \tag{1}$$

$$m_{\text{pantorrilla}} = 0.0459 \times 70 = 3.213 \text{ kg} \tag{2}$$

$$m_{\text{pie}} = 0.0168 \times m_{\text{total}} \tag{3}$$

$$m_{\text{pie}} = 0.0168 \times 70 = 1.176 \text{ kg} \tag{4}$$

Para obtener la masa total de la pierna inculida la pantorrila y pies sumamos los dos valores anteriores

$$m = m_{\text{pantorrilla}} + m_{\text{pie}} \tag{5}$$

$$m = 3.213 \text{ kg} + 1.176 \text{ kg} \tag{6}$$

$$m = 4.389 \text{ kg} \tag{7}$$

Cálculo del radio de la pantorrilla.
Sabiendo que la fórmula que describe la circunferencia es $C = 2\pi r$, despejamos la expresión para encontrar el radio de la pantorrilla, de manera que quede:

$$r = \frac{C}{2\pi} \tag{8}$$

Reemplazamos por el valor de la circunferencia que ya conocemos, teniendo como resultado:

$$r = 0.0589 \text{ m} \tag{9}$$

5.1.2. Determinación del momento de inercia

Dado a que el eje de rotación se encuentra en la articulación de la rodilla, que está en uno de los extremos del cilindro y no en su centro de masa (CM), el proceso a llevar acabo consiste en calcular primero el centro de masa del cilindro y luego trasladamos este valor al eje de la rodilla haciendo uso del teorema de ejes paralelos (Beer y Johnston, 2013).

Cálculo del centro de masa del cilíndro La fórmula para calcular el momento de inercia de un cilindro macizo respecto a su centro de masa y a un eje perpendicular a su longitud es:

$$I_{\text{CM}} = \frac{1}{12} m L^2 + \frac{1}{4} m R^2 \tag{10}$$

Aplicación del teorema de los ejes paralelos.
El teorema de los ejes paralelos establece una ecuación de inercia teniendo en cuenta una distancia (d) con respecto al centro de masa del objeto.

$$I = I_{\text{CM}} + m d^2 \tag{11}$$

Donde se conoce que d es el valor de la longitud de la pierna entre 2 para encontrar su centro de masa.

$$d = \frac{L}{2} \tag{12}$$

Sustituyendo las ecuaciones (10) y (12) en la ecuación (11) obtenemos:

$$I = \left(\frac{1}{12}mL^2 + \frac{1}{4}mR^2\right) + m\left(\frac{L}{2}\right)^2 \tag{13}$$

$$I = \frac{1}{3}mL^2 + \frac{1}{4}mR^2 \tag{14}$$

$$I = 0.231\ \mathrm{kg}\cdot\mathrm{m}^2 \tag{15}$$

Cálculo del torque necesario.

Para hacer cálculo del torque total se debe tener en cuenta dos variables, la primera es el torque estático, el cual es la fuerza necesaria para equilibrar el peso de la pierna:

$$\tau_{\text{estático}} = mgd\sin(\theta) \tag{16}$$

Donde g es la fuerza de gravedad equivalente a $g = 9.81\,\mathrm{m/s^2}$. Considerando un ángulo de 90°, es decir que la pierna forme un ángulo recto respecto a la gravedad, obtendremos el punto crítico en el que se requiere un mayor torque debido al peso. Con estas consideraciones y sustituyendo la ecuación (12) en (16) obtenemos:

$$\tau_{\text{estático}} = mg\frac{L}{2} \tag{17}$$

La segunda variable corresponde al torque dinamico, encargado del movimiento (aceleración o desaceleración) de la pierna, su ecuación esta descrita de la siguiente manera:

$$\tau_{\text{dinámico}} = I\alpha \tag{18}$$

Donde α es la velocidad angular medida en $\mathrm{rad/s^2}$ y como se mencionó anteriormente, las velocidades angulares óptimas son de 1 a 3 $\mathrm{rad/s^2}$ (Lee y cols., 2017b), se optó por utilizar el valor más pequeño debido el proceso para la rehabilitación no precisa de velocidades altas. Obteniendo finalmente la ecuación del torque total, la cual es la suma de los dos torques mencionados.

$$\tau_{\text{total}} = \tau_{\text{estático}} + \tau_{\text{dinámico}} \tag{19}$$

$$\tau_{\text{total}} = \left(\frac{1}{3}mL^2 + \frac{1}{4}mR^2\right)\alpha + mg\frac{L}{2} \tag{20}$$

$$\tau_{\text{total}} = 15.061 \text{ N} \cdot \text{m} \tag{21}$$

5.2. Diseño del sistema mecánico de la ortesis

5.2.1. Selección del sistema actuador para flexión-extensión

Para poder realizar los movimientos de flexión y extensión se propone el uso del motor PB37-555 DC12V 56RPM, el cual se muestra en la Figura 7, debido a su tamaño compacto, bajo peso y a que se puede alimentar con una amplia variedad de baterías de 12V disponibles en el mercado. Este motor nos proporciona un torque de salida de 4.1 Nm.

Figura 7

Motor DC PB37-555 56RPM.

Nota: En esta imagen se observa el motor DC PB37-555 56RPM.

En los cálculos realizados previamente se observa que se requiere de un torque de mínimo 15.061 Nm para poder mover todo el sistema de ortesis y la pierna, por este motivo se propone el uso del mecanismo del mecanismo tornillo sin fin y corona. Este es un sistema de transmisión mecánica utilizado para obtener altas reducciones de velocidad con un aumento del par o torque, ocupando un espacio compacto (Hsiao, Lee, y Liu, 2015). Este sistema está compuesto por un tornillo helicoidal en conjunto a una rueda dentada o también conocida como corona, de esta manera puede convertir el movimiento rotatorio del tornillo en movimiento rotatorio perpendicular en la corona, proporcionando un movimiento fluido, adecuado para replicar los patrones naturales de la flexión y extensión de la rodilla (Yan, Cempini, Oddo, y Vitiello, 2015).

Debido a su geometría, este sistema no es reversible, lo que permite mantenerlo en posiciones fijas sin un requerimiento constante de energía por parte del motor (Budynas y Nisbett, 2011), sirviendo a su vez como sistema de seguridad ante interrupciones en la alimentación o perturbaciones externas (Norton, 2010).

Las fórmulas utilizadas para dimensionar el tornillo y la corona, así como la relación de transmisión y el torque de salida fueron obtenidas del articulo “Program for calculation of worm gearing system” (Pavlenko y Bicejová, 2019).

Para empezar el diseño, se debe imponer el número de dientes y de entradas que va a tener tanto la corona como el tornillo, esto teniendo en cuenta la relación de transmisión:

$$i = \frac{N}{n} \tag{22}$$

Donde **N** es el número de dientes de la corona y **n** es el número de entradas del tornillo. Como el motor solo nos proporciona un torque de 4.1Nm y el torque mínimo requerido es de 15.061Nm, esto significa que la relación de transmisión tiene que ser de 3.673. El número de entradas del tornillo impuesta es una, esto permite mantener el mecanismo fijo ante perturbaciones externas, evitando el retroceso (Budynas y Nisbett, 2011). Lo cual significa que el número de dientes de la corona tiene que ser de 4 para cumplir con la relación, no obstante, este parámetro no es óptimo para la fabricación, según Vuckovic y Rac (2020) , se requieren al menos 20–21 dientes evitar defectos de fabricación, dando como resultado una relación de transmisión de 20, reemplazando este valor en la ecuación del torque de salida:

$$T_{\text{out}} = \frac{T_{\text{in}} \cdot i}{\eta} \tag{23}$$

Donde η es la eficiencia de mecanismo y según Honkalas, Deshmukh, Pardeshi, y Pawar

(2021), la eficiencia típica es de 0.5. Reemplazando todos estos valores en la ecuación anterior obtenemos un torque de salida de 41Nm, los parámetros obtenidos para el mecanismo se puede ver en la Tabla 2.

Tabla 2

Parámetros operativos del sistema tornillo sin fin–corona.

Relación tornillo-corona	
Dientes corona (N)	20
Entradas del tornillo (n)	1
Eficiencia	0.5
Torque de salida calculado	41 Nm
Módulo (M)	2 mm

Nota: Los valores mostrados en la Tabla 2 corresponden a la configuración utilizada para generar el par necesario en la órtesis.

Las fórmulas para diseñar el tornillo sin fin son las siguientes:

$$\text{Paso} = \pi \cdot m \tag{24}$$

$$h = 2.167 \cdot m \tag{25}$$

$$dp = m \cdot z \tag{26}$$

$$de = dp + 2 \cdot m \tag{27}$$

$$d = dp - 2 \cdot m \tag{28}$$

$$\gamma = \arctan\left(\frac{\text{Paso}}{\pi \cdot dp}\right) \tag{29}$$

$$e = \frac{\text{Paso}}{2} \tag{30}$$

$$c = \frac{\text{Paso}}{2} \tag{31}$$

$$L = 2 \cdot m \tag{32}$$

$$l = h - L \tag{33}$$

$$T = 0.07 \cdot \text{Paso} \tag{34}$$

$$\beta = 14.5^{\circ} \tag{35}$$

$$LR = \text{número de filetes} \cdot \text{Paso} \tag{36}$$

$$F = \frac{\text{Paso}}{2} \tag{37}$$

$$r = 0.05 \cdot \text{Paso} \tag{38}$$

Donde

- **de**: Diámetro exterior del tornillo $[mm]$.
- **dp**: Diámetro primitivo del tornillo $[mm]$.
- **d**: Diámetro interior del tornillo (diámetro de raíz) $[mm]$.
- **Paso**: Distancia entre dos filetes consecutivos en el tornillo $[mm]$.
- **h**: Altura total del diente del tornillo $[mm]$.
- **e**: Espesor del filete o ancho de la cresta del tornillo $[mm]$.
- **c**: Espacio entre filetes del tornillo $[mm]$.
- **L**: Altura de la cabeza del filete $[mm]$.
- **l**: Altura del pie del diente $[mm]$.
- **T**: Ancho del fondo del filete $[mm]$.

- **F**: Longitud del extremo sin roscar del tornillo $[mm]$.
- **LR**: Longitud total de la parte roscada del tornillo $[mm]$.
- **r**: Radio de la cabeza del tornillo (redondeo de la raíz del filete) $[mm]$.
- γ: Ángulo del filete del tornillo (ángulo de hélice) $[°]$.
- β: Ángulo de presión o ángulo de generación del filete $[°]$.

Las fórmulas para diseñar la corona son las siguientes:

$$DP = m \cdot Z \tag{39}$$

$$DE = DP + 2 \cdot m \tag{40}$$

$$P = \pi \cdot m \tag{41}$$

$$H = 2.167 \cdot m \tag{42}$$

$$D1 = DP + 2 \cdot m \cdot \cos(14.5°) \tag{43}$$

$$A = 0.5236 \cdot m \cdot Z \tag{44}$$

$$R = 6\,\text{mm} \quad \text{(valor asignado)} \tag{45}$$

$$RC = 0.039 \cdot DP \tag{46}$$

$$E = \frac{dp_{\text{tornillo}} + DP}{2} \tag{47}$$

Donde

- **DP**: Diámetro primitivo de la rueda $[mm]$.
- **DE**: Diámetro exterior de la rueda $[mm]$.

- **P**: Paso circular de los dientes $[mm]$.
- **H**: Altura total del diente de la rueda $[mm]$.
- **D1**: Diámetro mayor medido sobre las aristas de los dientes
- **A**: Ancho de la rueda:
- **R**: Concavidad periférica de la rueda, adaptada al perfil del tornillo $[mm]$.
- **RC**: Radio de la cabeza del diente de la rueda $[mm]$.
- **E**: Distancia entre centros del tornillo y la rueda $[mm]$.

Los resultados y dimensiones obtenidos se muestran a continuación en la Tabla 3 y 4.

Tabla 3

Parámetros geométricos del tornillo sin fin considerado en el sistema de actuación.

Dimensiones del tornillo sin fin	
Paso	6.28 mm
Altura del diente (h)	4.334 mm
Diámetro primitivo (dp)	16 mm
Diámetro exterior (de)	20 mm
Diámetro interior (d)	11.332 mm
Ángulo del filete	7.13°
Espesor del filete (e)	3.14 mm
Espacio entre filetes (c)	3.14 mm
Altura de la cabeza del filete (L)	2 mm
Altura del pie del diente (l)	2.334 mm
Ángulo β	14.5°
Ancho del fondo del filete (T)	0.3046 mm
Longitud de la parte roscada (LR)	30.772 mm
Extremo sin roscar (F)	3.14 mm
Radio de la cabeza (r)	0.314 mm

Nota: La Tabla se resume las dimensiones necesarias para garantizar una adecuada transmisión de par y rigidez en el sistema.

Tabla 4

Parámetros dimensionales relevantes de la rueda corona acoplada al tornillo sin fin.

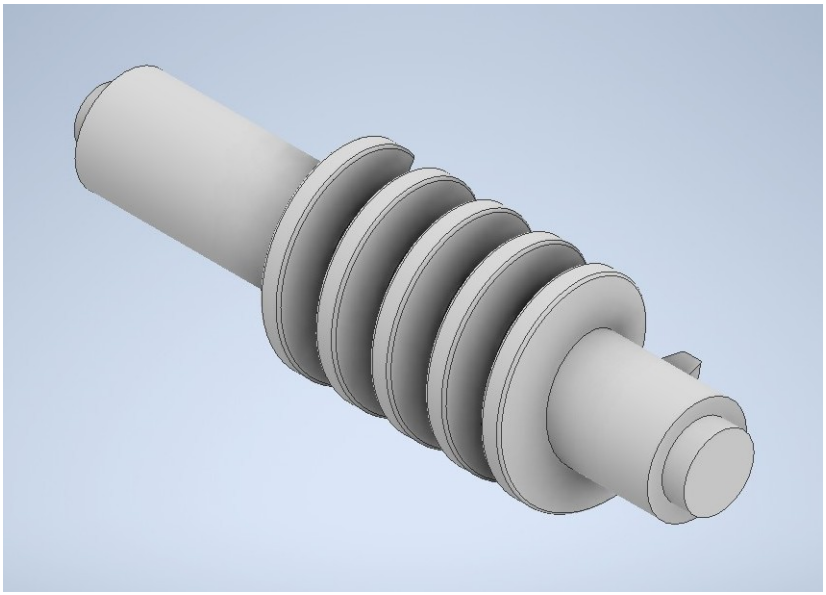
Cálculos de dimensión de rueda	
Diámetro primitivo (DP)	40 mm
Diámetro exterior (DE)	44 mm
Paso (P)	6.28 mm
Altura del diente (H)	4.334 mm
Diámetro sobre aristas D1 (simple/doble)	46.9987 mm
Ancho de rueda simple/doble (A)	20.9464 mm
Concavidad periférica (R)	6 mm
Radio de la cabeza (RC)	1.57 mm
Distancia entre centros (E)	28 mm

Nota: Las dimensiones de la rueda corona listadas en la Tabla 4 fueron determinadas en función del engrane con el tornillo sin fin y su integración estructural en la órtesis.

En la Figura 8 y 9 se muestra el diseño 3D del tornillo sin fin y la corona modelados a través del software Inventor.

Figura 8

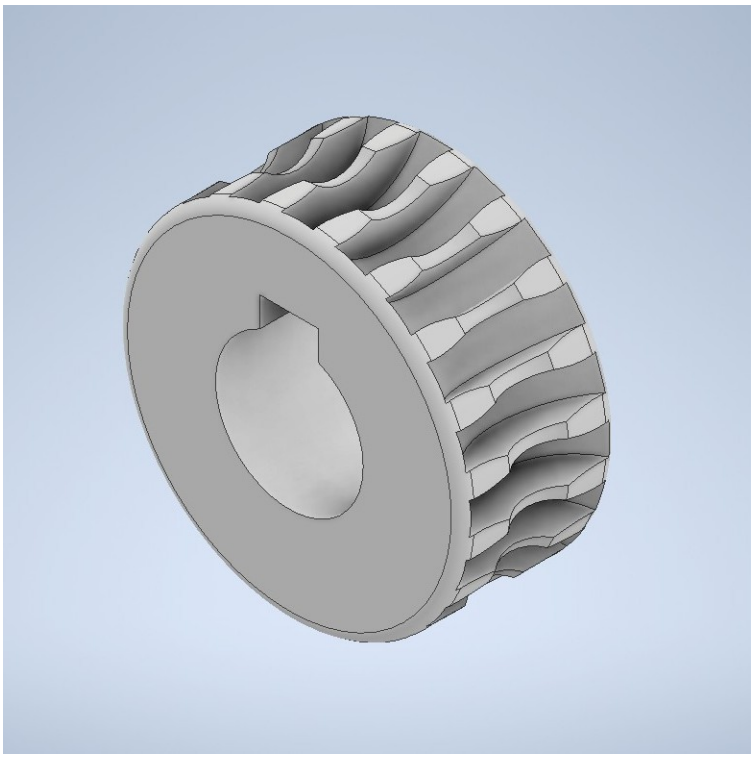
Tornillo sin fin.



Nota: En esta imagen se observa el diseño del tornillo sin fin empleado en el software de Inventor.

Figura 9

Corona.

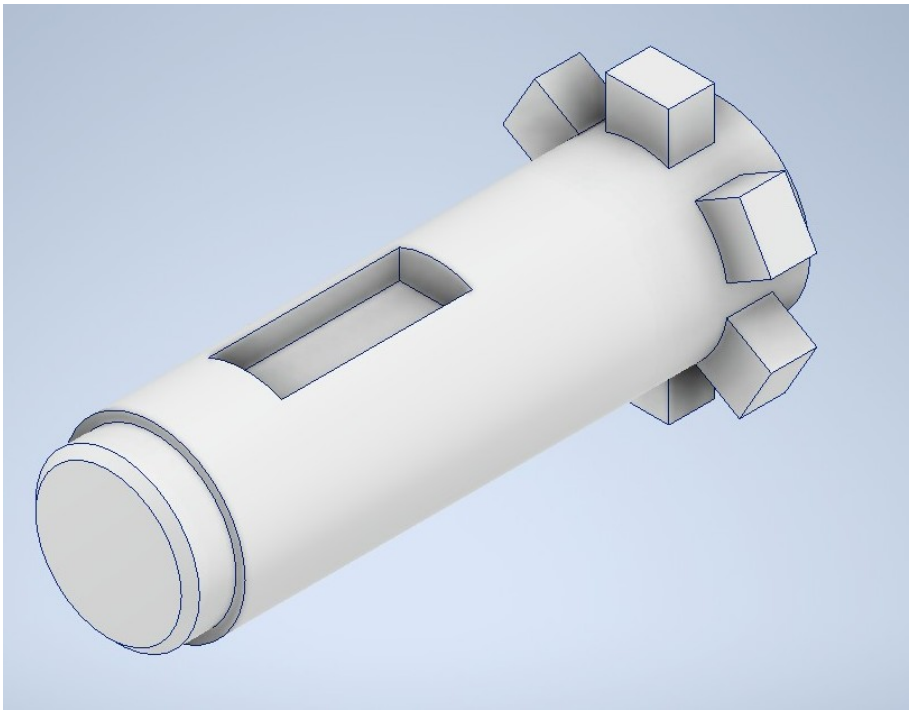


Nota: En esta imagen se observa el diseño de la corona realizada en el software de Inventor.

Para poder transmitir el movimiento que genera el mecanismo a la ortesis se requiere de un eje, el cual se muestra en la Figura 10 en el cual se observa un agujero donde va a ir colocada la chaveta y en uno de sus extremos un acoplamiento mecánico tipo garra para para transmisión de torque, mientras que en el otro extremo se realizó un reborde, que servirá como tope para alojar un rodamiento y evitar su desplazamiento.

Figura 10

Eje de Transmisión.

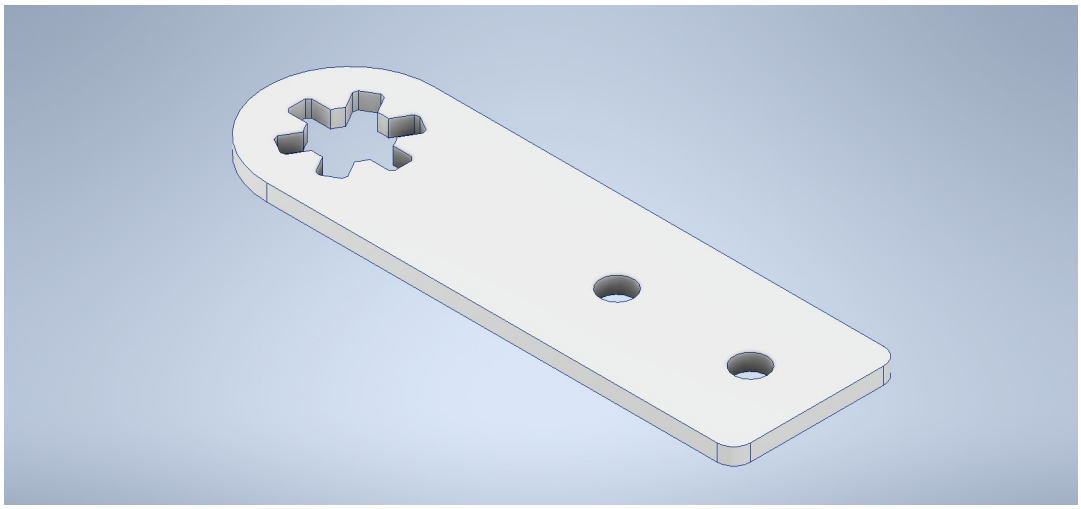


Nota: En esta imagen se observa el diseño del eje encargado de transmitir el movimiento desde la corona hacia la ortesis.

En la Figura 11 vemos la barra que va acoplada al eje y al soporte de la pantorrilla que va a servir como brazo de palanca para transmitir el movimiento hacia la ortesis.

Figura 11

Brazo de salida para acople a eje de Transmisión.

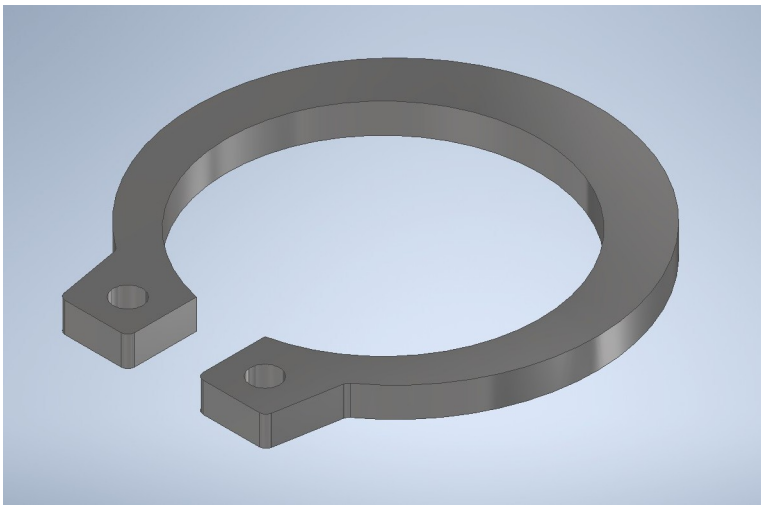


Nota: En esta imagen se observa el diseño del brazo de salida encargado de transmitir el movimiento del eje.

Para garantizar que no haya desplazamiento longitudinales de la barra de acople respecto al eje vamos a hacer uso de un elemento de retención conocido como circlip o anillo Seeger, el cual se muestra en la Figura 12.

Figura 12

Anillo Seeger.

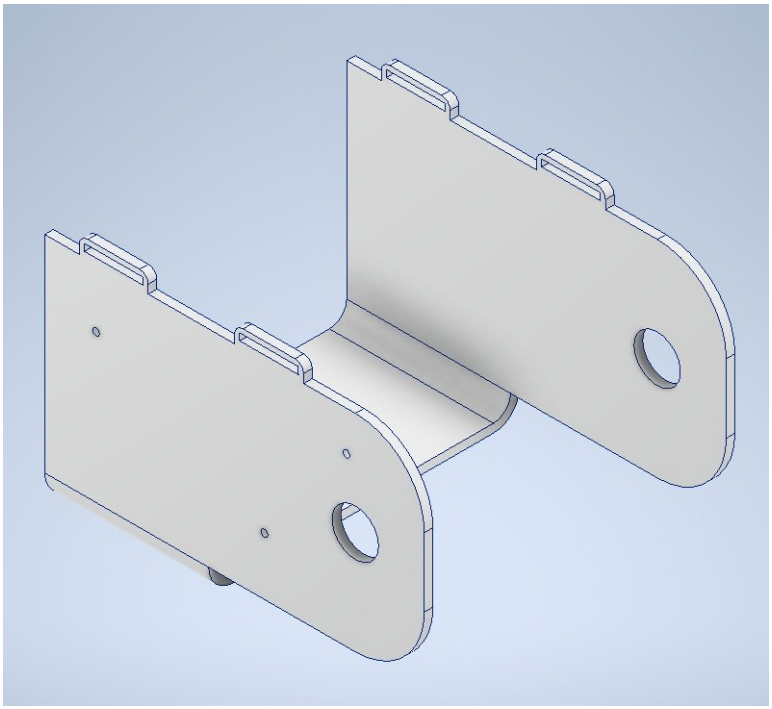


Nota: En esta imagen se observa el diseño del anillo Seeger.

Para poder sostener y unir todo este mecanismo a la parte estructural de la ortesis se diseñó el soporte del muslo presentado en la Figura 13 y para la parte donde se va a realizar todo el movimiento se modeló un soporte para la pantorrilla, el cual se ve en la Figura 14 , estos diseños fueron modelados teniendo en cuenta las dimensiones antropométricas del estudio mencionado previamente.

Figura 13

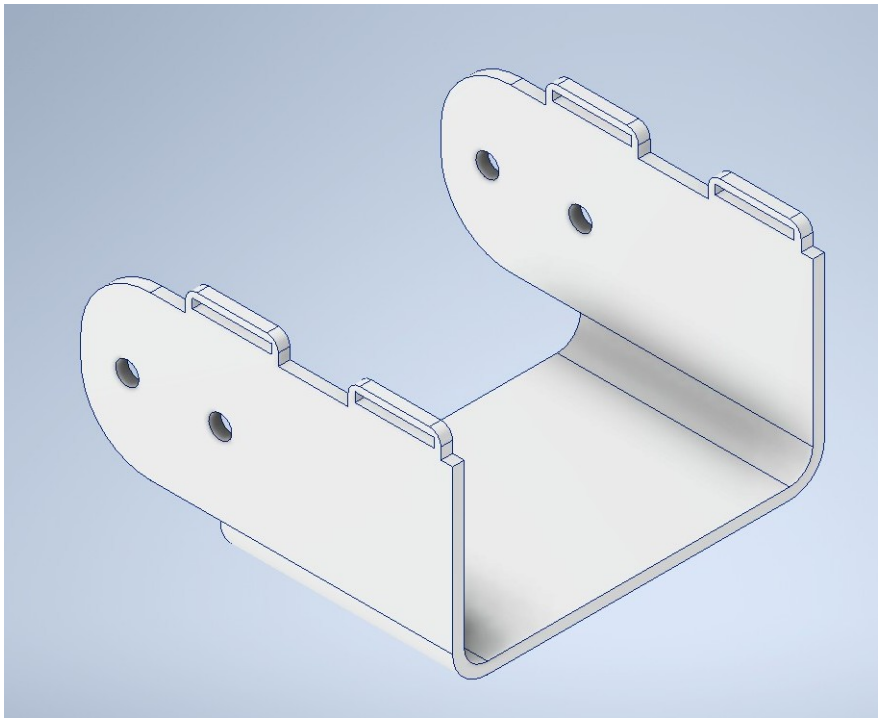
Soporte del Muslo.



Nota: En esta imagen se observa el diseño del soporte para el muslo de la ortesis.

Figura 14

Soporte de la pantorrilla.



Nota: En esta imagen se observa el diseño del soporte para la pantorrilla de la ortesis.

5.2.2. Selección del Material

Para la estructura principal de la órtesis activa de rodilla, se seleccionó el aluminio 6061-T6 debido a sus destacadas propiedades mecánicas, como su alta relación resistencia-peso, buena resistencia a la corrosión, excelente maquinabilidad y su ligereza en comparación a otros materiales, lo que le ha hecho ganar popularidad en trabajos relacionados con aplicaciones biomecánicas y ortopédicas.

Existe una variedad de estudios y desarrollos como los de "Diseño de una articulación de rodilla para un exoesqueleto utilizando un Haronic Drive" (Gonzalez, 2016) y "Desarrollo y construcción de una ortesis de rodilla asistida para amputación transfemoral" (Pintado y Vinitimilla, 2020) donde se destaca el uso de esta aleación por las propiedades presentadas anteriormente, las cuales se pueden ver en la Tabla 5 presentada a continuación.

Tabla 5

Propiedades mecánicas relevantes del aluminio 6061-T6 para el diseño de una órtesis de rodilla.

Propiedades del aluminio 6061-T6	
Densidad	2.70 g/cm^3
Resistencia a la tracción	310 MPa
Límite elástico	275 MPa
Módulo de elasticidad (Young)	69 GPa
Dureza Brinell	95 HB
Resistencia a la fatiga	96 MPa
Elongación a la rotura	17%

Nota: Las propiedades mostradas en la Tabla 5 fueron obtenidas de la base de datos MatWeb (MatWeb, 2025) y consideradas para el diseño de la órtesis activa de rodilla.

Para evitar que existan laceraciones por rozamientos o algún tipo de reacción al momento de colocar el muslo y la pantorrilla, se optó por forrar la parte interna de los dos soportes con neopreno, este material brinda comodidad además de reducir el riesgo de lesiones por fricción, como laceraciones o irritaciones cutáneas, este material es ampliamente usado en dispositivos ortopédicos como se ve en la Figura 15 (Crespo Chalá, 2021).

Figura 15

Rodilleras de Neopreno con Rotula Abierta.

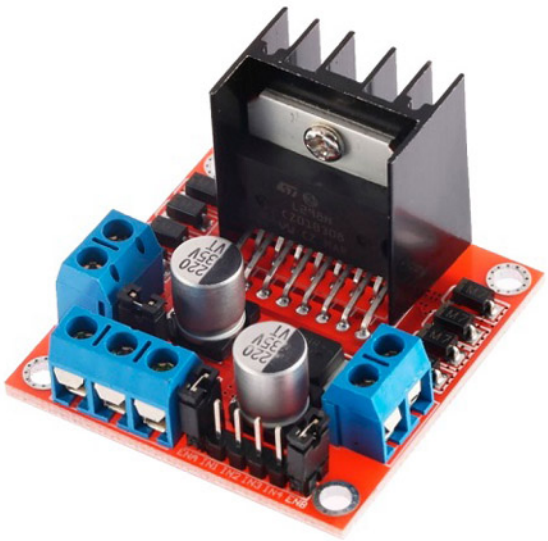
Nota: En esta imagen se observa una rodillera de neopreno con rotula abierta (Orliman, 2025).

5.2.3. Fuente de alimentación para el sistemal

Antes de empezar con el diseño del sistema de control es fundamental tener claro los elementos a utilizar a lo largo del proceso. Como se menciona anteriormente, el motor a utilizar es el motor DC JGB37-555, el cual trabaja con un voltaje de 12V y consume de 2.3 A, este se utilizará en conjunto con el driver L298N, el cual se muestra en la Figura 16 , el cual se puede alimentar con un rango desde los 5V hasta los 47V.

Figura 16

Módulo L298N del motor DC.



Nota: En esta imagen se observa el Módulo L298N del motor DC (Novatronic, 2025).

Se implementará un microcontrolador ESP32 que se ve en la Figura 17 ,para controlar y alimentar el Sensor EMG analógico de OYMotion, encargado de darnos el ángulo en el que se va a encontrar la ortesis, este microcontrolador trabaja con una tensión de 3.6V y una corriente de 500mA.

Figura 17

ESP32-WROOM-32.

Nota: En esta imagen se observa el Microcontrolador ESP32-WROOM-32 (Delta, 2025).

Al trabajar con 12V y 2.3A, el motor consume 27.6W, mientras que el esp32 trabaja con 3.6V y 500mA, dando como resultado una potencia de 1.8W. De esta manera podemos sacar el consumo total del sistema que será de 12V, 2.8A y 29.4W. Dadas estas características se eligió una Batería de litio 12v 6000mah 18650 que se muestra en la Figura 18 , la cual cumple con el voltaje y corriente necesarias, nos da una potencia de 72Wh, lo cual se puede traducir en 2.44 horas de uso continuo de todo el mecanismo.

Figura 18

Batería de litio 12v 6000mah .

Nota: En esta imagen se observa la Batería de litio 12v 6000mah utilizada como fuente (Amazon, 2025).

5.3. Diseño del sistema de control de la ortesis

La planta que vamos a analizar para hacer el control del movimiento de flexión y extensión de rodilla consta de dos partes fundamentales: el motor, que es el componente activo y quien inicia el movimiento, y el mecanismo de la ortesis y pierna que es el elemento pasivo o el que recibe el movimiento.

5.3.1. Función de transferencia de la ortesis y la pierna

Para obtener el sistema de ortesis y pierna haremos uso del modelo de péndulo simple, esto debido a que el conjunto actúa únicamente sobre un grado de libertad que rota en el plano sagital alrededor de la rodilla, según estudios biomecánicos, alrededor del 90 % de la energía mecánica de la pantorrilla puede describirse con este modelo (Winter, 2009).

Modelado dinámico del sistema del péndulo simple

La dinámica rotacional del sistema ortésico se basa en la segunda ley de Newton para sistemas rotacionales, que establece que la suma de torques aplicados a un cuerpo rígido es igual al producto de su momento de inercia y su aceleración angular:

$$\sum \tau = J \cdot \ddot{\theta} \tag{48}$$

Torque total aplicado al sistema de la ortesis

En el caso de la ortesis con pierna acoplada, se consideran tres torques principales:

- **Torque inercial:**

$$\tau_{\text{inercial}} = J_{\text{total}} \cdot \ddot{\theta}(t) \tag{49}$$

- **Torque por fricción viscosa:**

$$\tau_{\text{fricción}} = b \cdot \dot{\theta}(t) \tag{50}$$

- **Torque gravitacional:**

$$\tau_{\text{gravedad}} = m_{\text{total}} \cdot g \cdot L_{\text{total}} \cdot \theta(t) \tag{51}$$

Ecuación diferencial del sistema de la ortesis

Sumando los torques anteriores, se obtiene la ecuación dinámica del sistema:

$$J_{\text{total}}\ddot{\theta}(t) + b\dot{\theta}(t) + m_{\text{total}} \cdot g \cdot L_{\text{total}}\theta(t) = \tau(t) \tag{52}$$

Cálculo de los centros de masa y momentos de inercia

Para obtener el momento de inercia total J_{total} y la distancia al centro de masa global L_{total} se consideran tres componentes principales del conjunto pierna y órtesis: pantorrilla, soporte ortésico y eje de la corona. Los valores de masa y geometría provienen del modelo CAD (*Autodesk Inventor*) y de las medidas antropométripas de la Universidad de Guadalajara (Rosalio Avila Chaurand, 2007) las cuales se enumeran en la Tabla 6.

Tabla 6

Propiedades de masa y geometría de cada componente considerado para el cálculo del momento de inercia y centro de masa global.

Propiedades de masa y geometría				
Pantorrilla (cilindro)	$m_{\text{pant}} = 1.97$ kg,	$d_{\text{pant}} = 0.295$ m,	$L = 0.59$ m,	$r = 0.0588$ m
Soporte (barra)	$m_{\text{sop}} = 0.516$ kg,	$d_{\text{sop}} = 0.075$ m,	$L = 0.15$ m	
Eje (masa puntual)	$m_{\text{eje}} = 0.058$ kg,	$d_{\text{eje}} = 0.040$ m		

Nota: Los valores presentados en la Tabla fueron calculados a partir del modelo CAD en Inventor y considerados para el análisis dinámico de la órtesis activa de rodilla.

Momento de inercia de la pantorrilla

Obtenida con cálculos anteriores

$$J_{\text{pant}} = 0.231 \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \tag{53}$$

Momento de inercia del soporte

El soporte se modela como una barra delgada. El momento de inercia en su centro de masa es:

$$J_{\text{sop}} = \frac{1}{12} m_{\text{sop}} \cdot L_{\text{sop}}^2 \tag{54}$$

$$J_{\text{sop}} = \frac{1}{12} (0.516)(0.15)^2 \tag{55}$$

$$J_{\text{sop}} = 9.68 \times 10^{-4} \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \tag{56}$$

Trasladado al eje de la rodilla mediante el teorema de ejes paralelos:

$$J_{\text{tot}} = J_{\text{sop}} + m_{\text{sop}} \cdot d_{\text{sop}}^2 \tag{57}$$

$$J_{\text{tot}} = 9.68 \times 10^{-4} + (0.516)(0.075)^2 \tag{58}$$

$$J_{\text{tot}} = 3.87 \times 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^2 \tag{59}$$

Momento de inercia del eje

El eje se modela como una masa puntual:

$$J_{\text{eje}} = m_{\text{eje}} \cdot d_{\text{eje}}^2 \tag{60}$$

$$J_{\text{eje}} = (0.058)(0.040)^2 \tag{61}$$

$$J_{\text{eje}} = 9.3 \times 10^{-5}\,\text{kg} \cdot \text{m}^2 \tag{62}$$

Momento de inercia total

El momento de inercia total del sistema se obtiene como la suma de los momentos de inercia trasladados de cada componente:

$$J_{\text{total}} = J_{\text{pant}} + J_{\text{tot}} + J_{\text{eje}} \tag{63}$$

Sustituyendo los valores:

$$J_{\text{total}} = 0.231 + 0.00387 + 9.3 \times 10^{-5} \tag{64}$$

$$J_{\text{total}} = 0.234629\,\text{kg} \cdot \text{m}^2 \tag{65}$$

Centro de masa global

El centro de masa total del sistema con respecto al eje de la articulación se calcula como:

$$L_{\text{total}} = \frac{m_{\text{pant}} \cdot d_{\text{pant}} + m_{\text{sop}} \cdot d_{\text{sop}} + m_{\text{eje}} \cdot d_{\text{eje}}}{m_{\text{pant}} + m_{\text{sop}} + m_{\text{eje}}} \tag{66}$$

Sustituyendo los valores:

$$L_{\text{total}} = \frac{(1.97)(0.295) + (0.516)(0.075) + (0.058)(0.040)}{1.97 + 0.516 + 0.058} \tag{67}$$

$$L_{\text{total}} = 0.3068\,\text{m} \tag{68}$$

Parámetros físicos

Se emplearon los siguientes parámetros físicos para el sistema ortésico, calculados a partir del

modelo CAD y medidas antropológicas:

- Masa total del sistema: $m_{\text{total}} = 5.577$ kg
- Distancia desde el eje de la articulación al centro de masa: $L_{\text{total}} = 0.3068$ m
- Momento de inercia total respecto al eje de rotación: $J_{\text{total}} = 0.234629\ \text{kg} \cdot \text{m}^2$
- Coeficiente de fricción viscosa estimado: $b = 0.5\ \text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$
- Aceleración gravitacional estándar: $g = 9.81\ \text{m/s}^2$

Ecuación diferencial numérica

Sustituyendo los valores anteriores:

$$m_{\text{total}} \cdot g \cdot L_{\text{total}} = 5.577 \times 9.81 \times 0.3068 \approx 16.79\ \text{N} \cdot \text{m},$$

$$0.234629\,\ddot{\theta}(t) + 0.5\,\dot{\theta}(t) + 16.79\,\theta(t) = \tau(t). \tag{69}$$

Transformada de Laplace

Aplicando la transformada de Laplace (condiciones iniciales nulas):

$$\left(0.234629\,s^2 + 0.5\,s + 16.79\right)\Theta(s) = \tau(s). \tag{70}$$

$$G_{\text{ortésico}}(s) = \frac{1}{0.234629\,s^2 + 0.5\,s + 16.79}. \tag{71}$$

Función de transferencia con ganancia de torque del motor

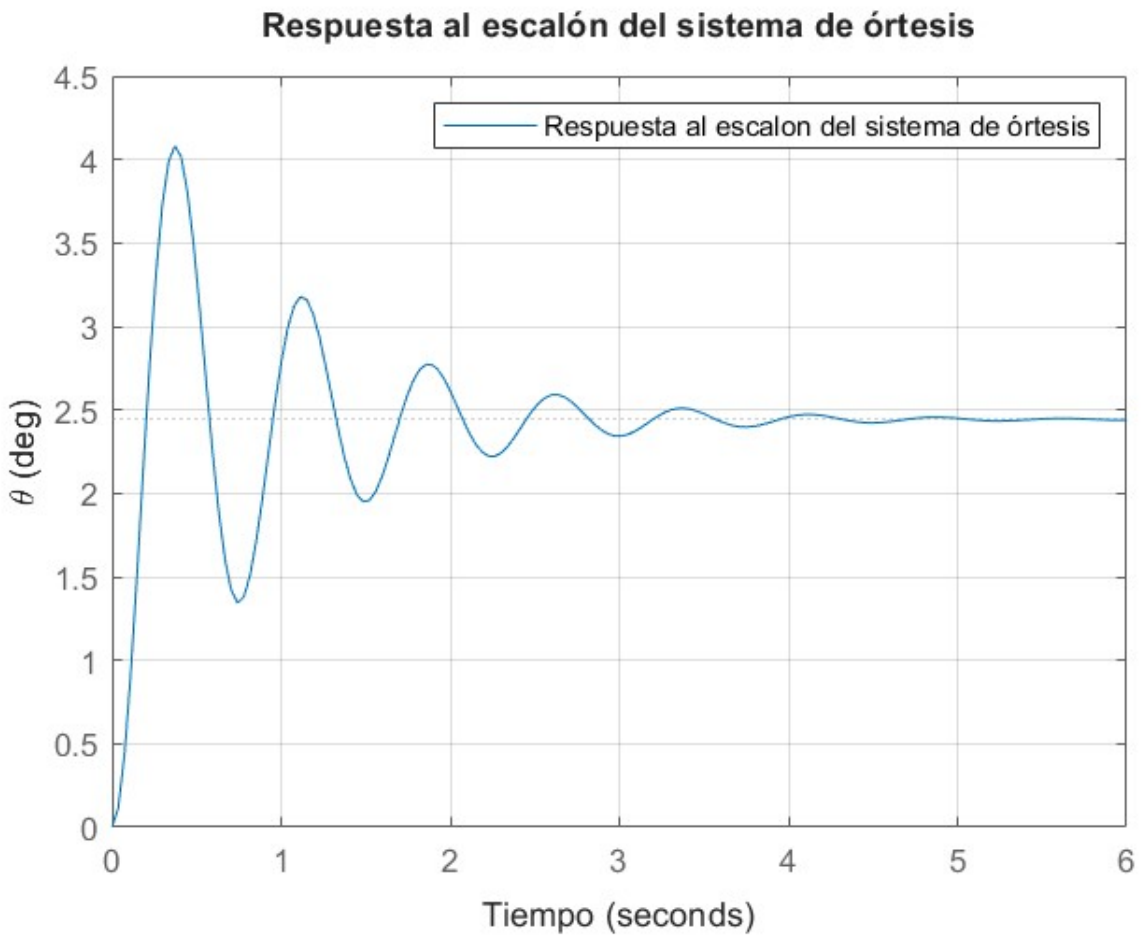
Debido a que el motor reductor suministra un torque nominal de 41 N · m, nuestra función se verá multiplicada por una ganancia constante en la entrada, el numerador se escala en 41, dando como resultado:

$$G_{\text{ortésico}}(s) = \frac{41}{0.234629\,s^2 + 0.5\,s + 16.79}. \tag{72}$$

En la Figura 19 se puede observar la respuesta al escalón unitario de esta función de transferencia en lazo abierto, sin controlar.

Figura 19

Respuesta al escalón del sistema ortésico.



Nota: En esta imagen se observa la respuesta al escalón aplicada sobre el sistema de la ortesis, con la posicón angular como salida del sistema.

5.3.2. Función de transferencia del motor DC

Para el modelado dinámico del motor utilizado en la órtesis, se empleó un script disponible en la plataforma MathWorks, bajo el título DC Motor Transfer Function desarrollado por Taptej Khachh (Khachh, 2006). Este script permite obtener las funciones de transferencia del motor DC, considerando los efectos eléctricos, mecánicos y de fricción.

Como se mencionó anteriormente el motor utilizado es el motor PB37-555 DC12V 56RPM,

el cual cuenta con un reductor integrado de relación 1:56. Las características técnicas fueron extraídas de la hoja de datos del fabricante, disponible públicamente en la página de Probots (Probots, 2025). Sin embargo, debido a que no se proporcionan todos los parámetros dinámicos requeridos para el modelado se recurrió a estimaciones basadas en literatura técnica como libro y manuales de diseño. Para estimar los valores de las constantes del motor K_t y K_e , se utilizó el libro *Electric Motors and Drives: Fundamentals, Types and Applications* (Hughes y Drury, 2013), el cual proporciona rangos típicos y fundamentos teóricos para motores DC, mientras que para obtener lo valores de J_m, B_m, L y R nos basamos en el manual técnico *Brushless Permanent Magnet Motor Design* de Hanselman (Hanselman, 2006), que contiene parámetros representativos para motores eléctricos pequeños, como el modelo PB37-555 DC12V 56RPM.

- Voltaje nominal: $12\,\mathrm{V}$
- Velocidad sin carga: $56\,\mathrm{rpm}$ (con reductor)
- Constante de torque: $K_t = 1.5\,\mathrm{N \cdot m/A}$
- Constante de retro-emf: $K_e = 1.5\,\mathrm{V \cdot s/rad}$
- Resistencia del inducido: $R = 5.2\,\Omega$
- Inductancia del inducido: $L = 0.0015\,\mathrm{H}$
- Inercia del rotor: $J_m = 0.0003\,\mathrm{kg \cdot m^2}$
- Fricción viscosa del rotor: $B_m = 0.0005\,\mathrm{N \cdot m \cdot s/rad}$
- Relación de reducción: $N = 1:56$
- Inercia de carga: $J_L = 7.48 \times 10^{-5}\,\mathrm{kg \cdot m^2}$
- Fricción de carga: $B_L = 1.59 \times 10^{-4}\,\mathrm{N \cdot m \cdot s/rad}$

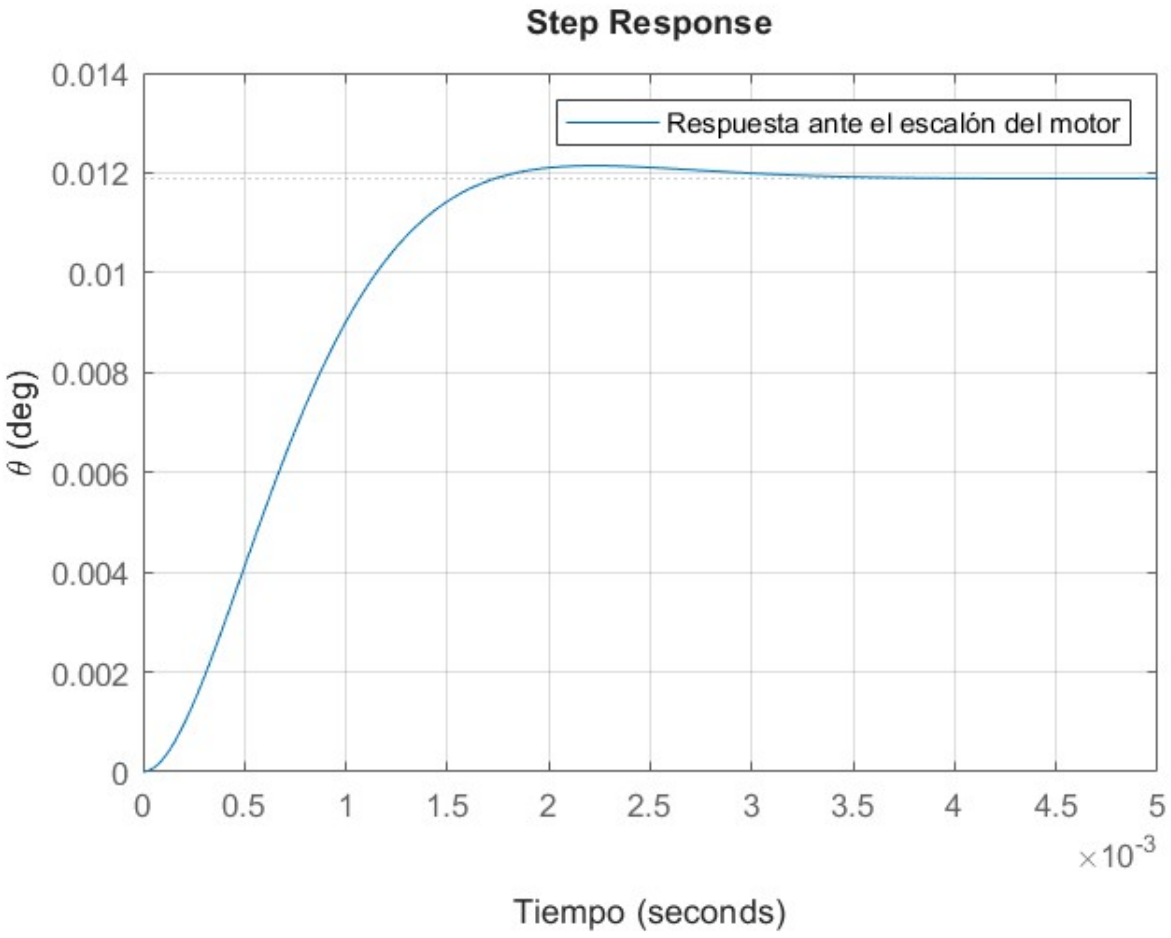
De esta manera se obtuvo la siguiente función de transferencia, con la posición angular como salida del sistema:

$$G_{\text{motor}}(s) = \frac{0.02679}{4.5 \times 10^{-7} s^2 + 0.001561 s + 2.253} \tag{73}$$

En la Figura 20 podemos observar la respuesta al escalón unitario del motor, teniendo como salida la posición angular.

Figura 20

Respuesta al escalón del motor DC.



Nota: En esta imagen se observa la respuesta al escalón aplicada sobre el motor DC, con la posicón angular como salida del sistema.

5.3.3. Función de transferencia de la planta

Para obtener la función total de nuestro sistema de ortesis se debe multiplicar la función del motor con la función del mecanismo de ortesis, obteniendo de esta manera la siguiente función:

$$G(s) = \frac{1.098}{1.056 \times 10^{-7} s^4 + 0.0003664\, s^3 + 0.5293\, s^2 + 1.153\, s + 37.83} \tag{74}$$

Normalizamos la ecuación dividiendo todos sus términos por 1.056×10^{-7}, obteniendo de esta forma:

$$G(s) = \frac{3.054 \times 10^4}{s^4 + 4.263\,s^3 + 147.7\,s^2 + 305.1\,s + 5122} \tag{75}$$

Obtenemos una ecuación de cuarto orden, el siguiente paso a realizar es observar cuales son los polos dominantes del sistema para saber si podemos estimar esta función a una de segundo orden. A través de la herramienta MATLAB, se identificaron los polos dominantes del sistema, dos pares de polos conjugados repetidos, los cuales se muestran continuación:

$$s_{1,2} = -1.0656 \pm 8.3924i \tag{76}$$

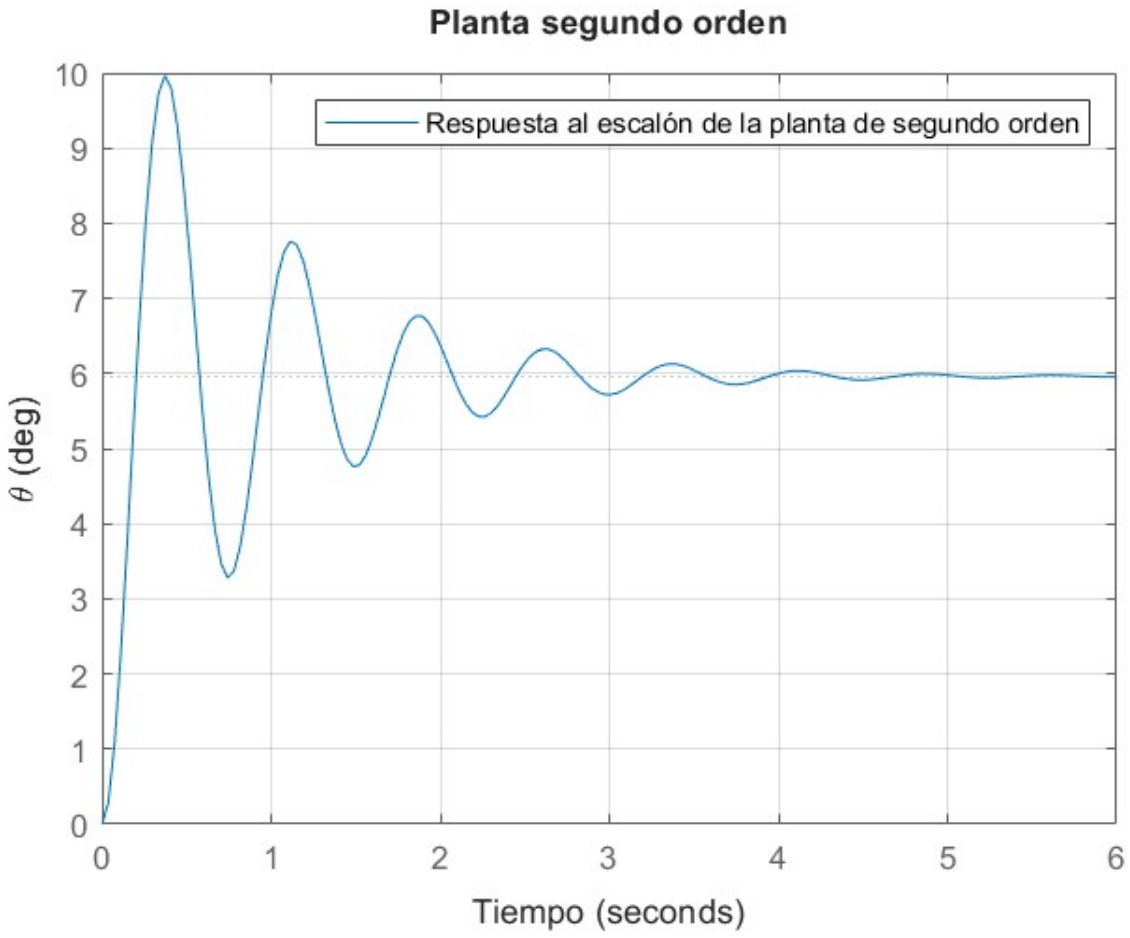
Dado a que contamos con solo un par de polos conjugados, es posible hacer a aproximación de la planta a una de segundo orden, finalmente obtenemos la función de transferencia de nuestra planta de la ortesis completa:

$$G(s) = \frac{426.8}{s^2 + 2.131\,s + 71.57} \tag{77}$$

En la figura 21 se puede observar la respuesta al escalón sobre la planta.

Figura 21

Respuesta al escalón de la planta completa.



Nota: En esta imagen se observa la respuesta al escalón aplicada sobre la planta de segundo orden, con la posicón angular como salida del sistema.

5.3.4. Diseño del control PID

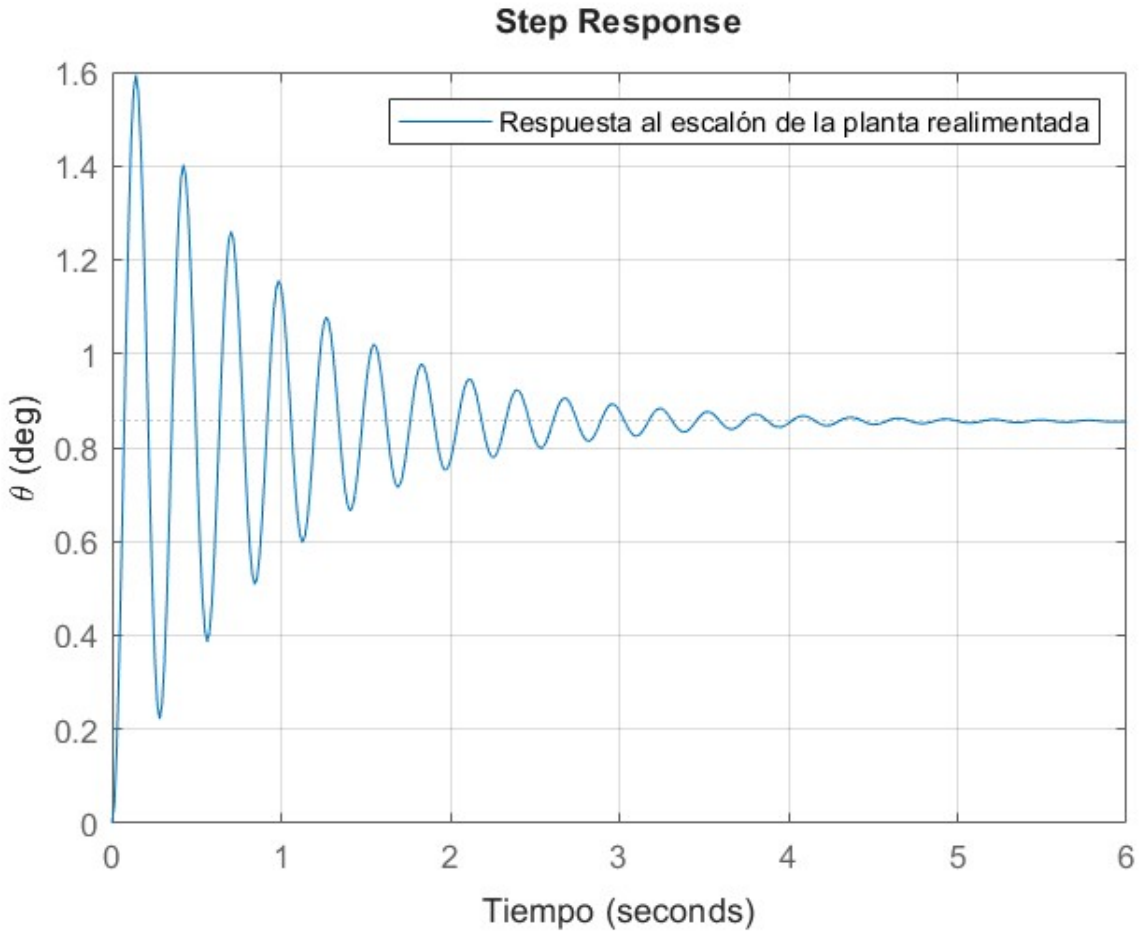
Lo primero que se tiene que evaluar es el tiempo de asentamiento y sobre disparo de nuestra planta, para ver si estos valores son apropiados con el proceso de rehabilitación de la rodilla. La función de transferencia de la planta realimentada en lazo cerrado es:

$$G_{\text{feedback}}(s) = \frac{426.8}{s^2 + 2.131\,s + 498.3} \tag{78}$$

En la figura 22 se puede observar la respuesta al escalón sobre la planta de segundo orden realimentada.

Figura 22

Respuesta al escalón de la planta de segundo orden realimentada.



Nota: En esta imagen se observa la respuesta al escalón aplicada sobre la planta de segundo orden realimentada.

Los polos del sistema son complejos conjugados:

$$s_{1,2} = -1.0656 \pm 22.2978i \tag{79}$$

A partir de estos polos, se puede calcular el coeficiente de amortiguamiento ζ y la frecuencia

natural no amortiguada ω_n:

$$\omega_n = \sqrt{(\text{Im}(s))^2 + (\text{Re}(s))^2} = \sqrt{22.2978^2 + 1.0656^2} = 22.32 \tag{80}$$

$$\zeta = \frac{-\text{Re}(s)}{\omega_n} = \frac{1.0656}{22.32} = 0.0477 \tag{81}$$

Sobre disparo

El sobre disparo S_d para un sistema subamortiguado está dado por:

$$S_d = e^{\left(\frac{-\pi\zeta}{\sqrt{1-\zeta^2}}\right)} \times 100 \tag{82}$$

Sustituyendo el valor de $\zeta = 0.0477$:

$$S_d = e^{\left(\frac{-\pi(0.0477)}{\sqrt{1-(0.0477)^2}}\right)} \times 100 \approx 85.5\,\% \tag{83}$$

Tiempo de asentamiento

El tiempo de asentamiento T_s se calcula como:

$$T_s = \frac{4}{\zeta\omega_n} \tag{84}$$

Sustituyendo:

$$T_s = \frac{4}{0.0477 \times 22.32} \approx 3.76 \text{ s} \tag{85}$$

Como se esperaba, la planta tiene un sobre disparo demasiado alto, sobrepasando el ángulo de entrada que se le va a proporcionar, además de tener un tiempo de asentamiento lento y demasiadas oscilaciones, lo cual no es óptimo para el proceso. A continuación, se detalla el procedimiento para el ajuste de un controlador PID mediante el criterio del Lugar Geométrico de las Raíces (LGR), aplicando las condiciones de fase y magnitud.

Especificaciones y polos deseados

Trabajaremos con la función de transferencia de la planta:

$$G(s) = \frac{426.8}{s^2 + 2.131\,s + 71.57}.$$

Las nuevas especificaciones buscadas son:

- Porcentaje de sobreimpulso: 0 %
- Tiempo de asentamiento : 2.92 s

Parámetros de segundo orden

$$\zeta = 1 \quad \text{(para sistema críticamente amortiguado sin sobreimpulso)} \tag{86}$$

$$\omega_n = \frac{4}{\zeta T_s} = \frac{4}{1 \times 2.92} = 1.370\,\text{rad/s} \tag{87}$$

Los polos dominantes deseados son:

$$s_{d1} = s_{d2} = -\zeta\omega_n = -1.370. \tag{88}$$

Fase de la planta en s_d

Polos de la planta:

$$p_{1,2} = -1.0655 \pm j\,8.3045.$$

La fase de la planta en s_d es:

$$\angle G(s_d) = -\Big[\angle(s_d - p_1) + \angle(s_d - p_2)\Big] = -176.00^\circ \tag{89}$$

Condición de fase

$$\angle G(s_d) + \angle C(s_d) = -180^\circ \tag{90}$$

$$\angle C(s_d) = -4.00^\circ \tag{91}$$

Estructura del PID y reparto de fase

Se mantiene el PID con derivada filtrada:

$$C(s) = K_d \frac{(s + z_1)(s + z_2)}{s} \tag{92}$$

Desde el punto de vista del lugar geométrico de las raíces, el controlador PID modifica la fase del sistema introduciendo un polo en el origen, lo que equivale a una contribución de fase de -90°, los ceros complejos conjugados del controlador, ubicados en el semiplano izquierdo

como $-z_1 \pm jz_2$, aportan una fase positiva que ayuda a contrarrestar el desfase introducido por la planta.

Para cumplir la condición de fase:

$$\phi_{z_1} + \phi_{z_2} = 90.00^\circ$$

Con los valores obtenidos se obtiene el par de ceros (complejos conjugados):

$$z_{1,2} = 0.690 \pm j\,8.683$$

Condición de magnitud

La condición de magnitud establece que, para que un punto s_d pertenezca al lugar geométrico de las raíces (LGR), la magnitud del producto lazo abierto $L(s) = C(s)G(s)$ evaluado en dicho punto debe ser igual a la unidad:

$$|C(s_d)G(s_d)| = 1 \tag{93}$$

Recordando que el controlador PID tiene la forma:

$$C(s) = K_d \cdot \frac{(s+z_1)(s+z_2)}{s}$$

y que la planta es:

$$G(s) = \frac{426.8}{s^2 + 2.131s + 71.57}$$

Entonces, evaluando el módulo de cada componente en el punto $s = s_d = -1.370$, se obtiene:

$$|C(s_d)| = K_d \cdot \left|\frac{(s_d+z_1)(s_d+z_2)}{s_d}\right| \tag{94}$$

$$|G(s_d)| = \left|\frac{426.8}{s_d^2 + 2.131s_d + 71.57}\right| \tag{95}$$

$$|C(s_d)G(s_d)| = K_d \cdot \left|\frac{(s_d+z_1)(s_d+z_2)}{s_d}\right| \cdot \left|\frac{426.8}{s_d^2 + 2.131s_d + 71.57}\right| \tag{96}$$

Despejando K_d de la ecuación (93):

$$K_d = \frac{1}{\left|\frac{(s_d+z_1)(s_d+z_2)}{s_d}\right| \cdot \left|\frac{426.8}{s_d^2+2.131s_d+71.57}\right|} \tag{97}$$

O también:

$$K_d = \frac{|s_d|}{|s_d + z_1| \cdot |s_d + z_2| \cdot |G(s_d)|} \tag{98}$$

Evaluación de términos: Se calcula el módulo de $s_d = -1.370$:

$$|s_d| = 1.370$$

Ahora se obtienen los módulos de los ceros complejos conjugados:

$$|s_d + z_1| = |-1.370 + (0.690 + j8.683)| = \sqrt{(-0.680)^2 + (8.683)^2} = 8.711$$
$$|s_d + z_2| = |-1.370 + (0.690 - j8.683)| = \sqrt{(-0.680)^2 + (-8.683)^2} = 8.711$$

El denominador de la planta evaluado en s_d es:

$$\begin{aligned} s_d^2 + 2.131 s_d + 71.57 &= (-1.370)^2 + 2.131(-1.370) + 71.57 \\ &= 1.877 - 2.921 + 71.57 = 70.526 \end{aligned}$$

Entonces:

$$|G(s_d)| = \left| \frac{426.8}{70.526} \right| = 6.049$$

Sustituyendo en la ecuación de K_d:

$$K_d = \frac{1.370}{8.711 \times 8.711 \times 6.049} = \frac{1.370}{457.33} = 0.0029 \tag{99}$$

Cálculo de K_p y K_i

Expandiendo el numerador de $C(s)$:

$$(s + z_1)(s + z_2) = s^2 + (z_1 + z_2)s + z_1 z_2,$$

y comparando con $C(s) = K_d s + K_p + K_i/s$:

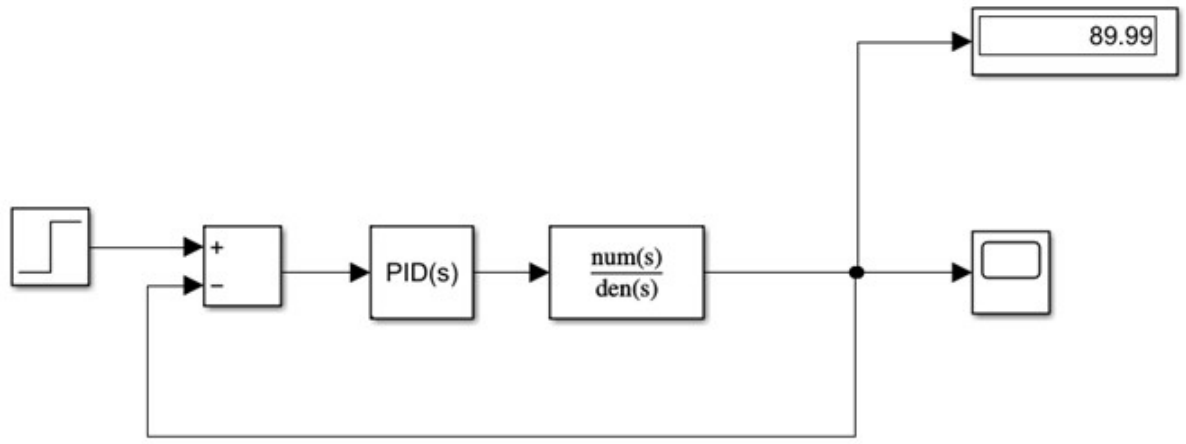
$$K_p = K_d\,(z_1 + z_2) = 0.0029 \times (0.690 + 0.690) = 0.004 \tag{100}$$

$$K_i = K_d\, z_1 z_2 = 0.0029 \times (0.690^2 + 8.683^2) = 0.22 \tag{101}$$

En la Figura 23 se muestra la implementación del diagrama de bloques con una realimentación unitaria y una entrada de tipo escalón. En el bloque del PID se han colocado las constantes que hemos calculado previamente, un bloque para colocar la función de transferencia y finalmente un scope para poder observar la señal de salida.

Figura 23

Diagrama de bloques del control PID

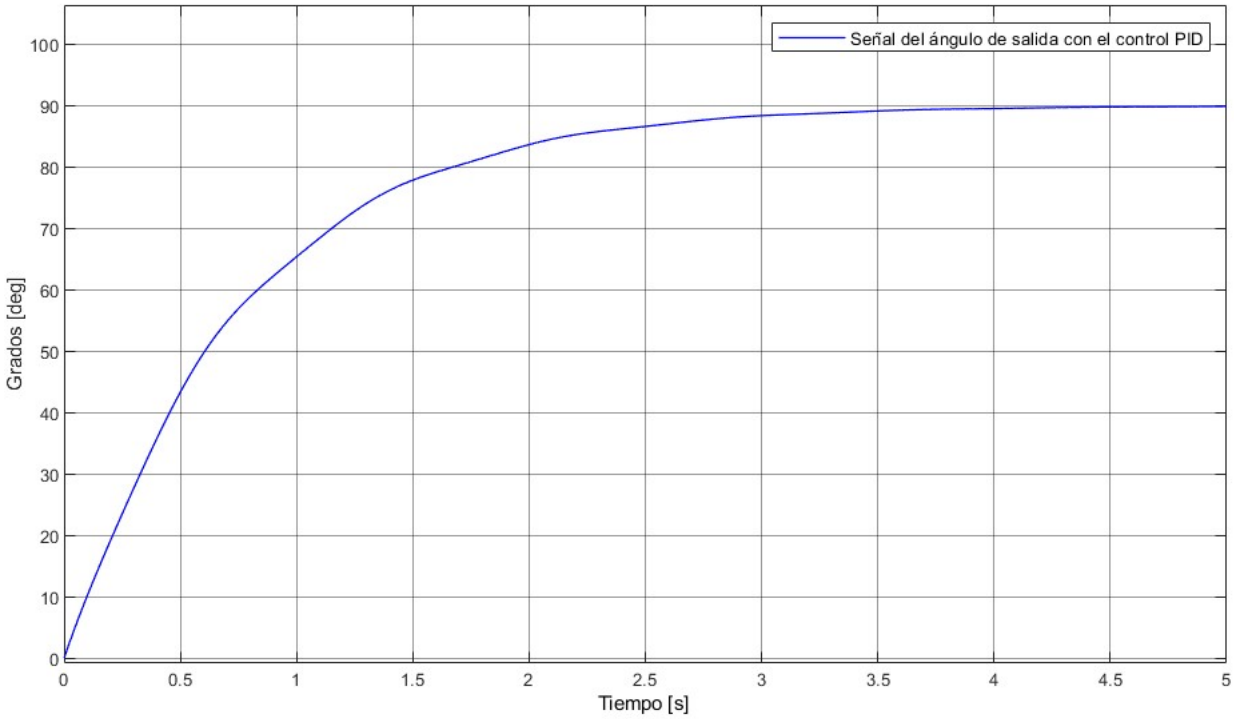


Nota: En esta imagen se observa el diagrama de bloques implementado en Simulink para la realización del control PID.

En la Figura 24 se muestra la señal de salida del sistema controlado, una curva sobre amortiguada que se a semejanza a la de una de primer orden. Como se logra observar, se pudo cumplir con los parámetros establecidos, un sistema con 0 % sobre disparos y con un tiempo de asentamiento dentro del rango de 2 a 3 segundos, además de eliminar las oscilaciones presentes en el sistema sin controlar y alcanzar nuestra señal de entrada, que es este caso son 90 grados.

Figura 24

Señal de salida del sistema controlado.



Nota: En esta imagen se observa la señal de salida del sistema, cumpliendo con los requerimientos del control.

5.3.5. Analisis señales EMG

Musculos influyentes sobre el movimiento de rodilla

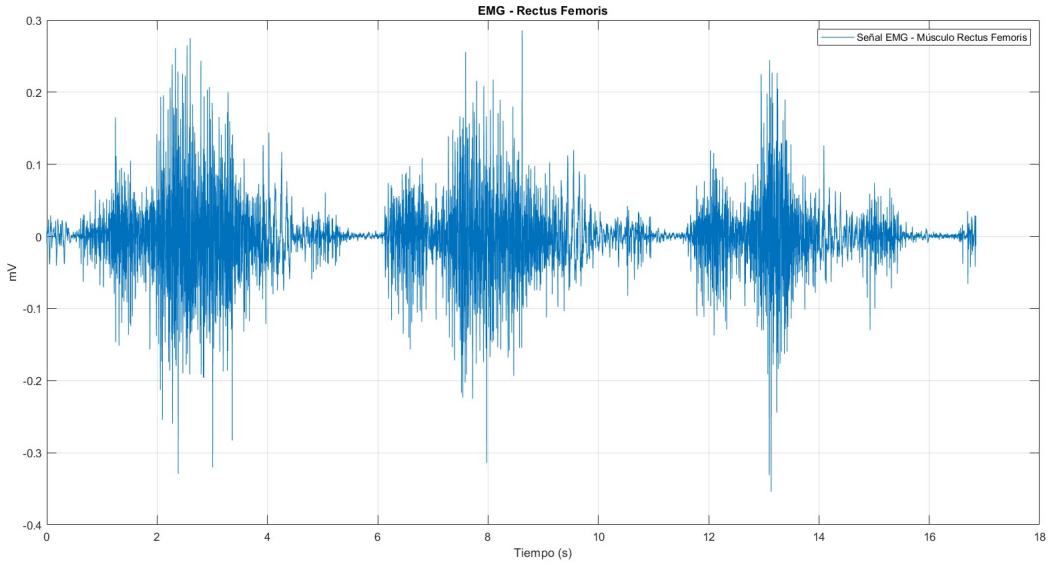
El movimiento de la articulación de la rodilla, particularmente durante la extensión y flexión de la pierna, involucra una coordinación compleja entre distintos grupos musculares que actúan de manera sinérgica o antagonista. En este contexto, los músculos Rectus Femoris, Bíceps Femoris, Vastus Medialis y Semitendinosus desempeñan un papel fundamental, tanto en la ejecución del movimiento como en la estabilización de la articulación. El registro electromiográfico (EMG) de cada uno de estos músculos permite analizar con precisión su grado de activación durante el ciclo de movimiento, proporcionando información clave sobre el comportamiento neuromuscular del individuo (Karl, 2016).

- **Rectus Femoris:**

El Rectus Femoris forma parte del grupo muscular del cuádriceps femoral y se ubica en la parte anterior del muslo. Es uno de los principales responsables de la extensión de la rodilla, actuando además sobre la flexión de la cadera, ya que cruza ambas articulaciones. Su participación es fundamental en acciones como subir escaleras, levantarse desde una posición sentada o realizar una patada. Durante la extensión de la rodilla, su activación es rápida e intensa, lo que lo convierte en un indicador importante de la eficiencia del mecanismo extensor.

Figura 25

Señal EMG tomada del Rectus Femoris.



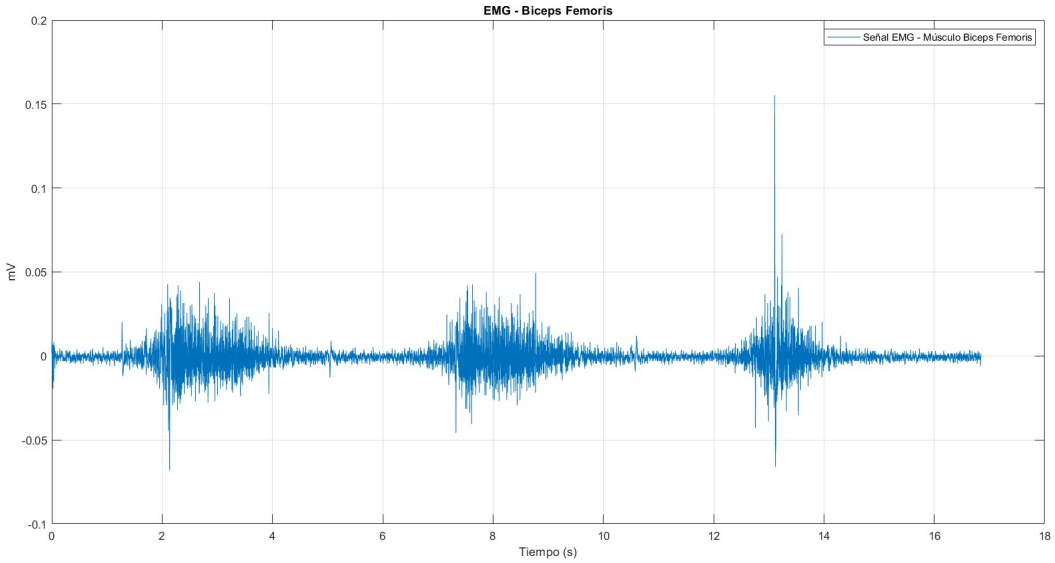
Nota: En esta imagen se observa la Señal EMG tomada del Rectus Femoris visualizada en el software de Matlab

- **Bíceps Femoris:**

  El Bíceps Femoris, componente lateral del grupo isquiotibial, cumple funciones de flexión de la rodilla y extensión de la cadera. También participa en la rotación externa de la pierna. Su actividad es crucial durante la fase de apoyo en la marcha, donde ayuda a controlar el movimiento excéntrico de la pierna. En estudios electromiográficos, este músculo muestra una activación significativa en tareas de desaceleración o en la preparación para el contacto con el suelo.

Figura 26

Señal EMG tomada del Bíceps Femoris.



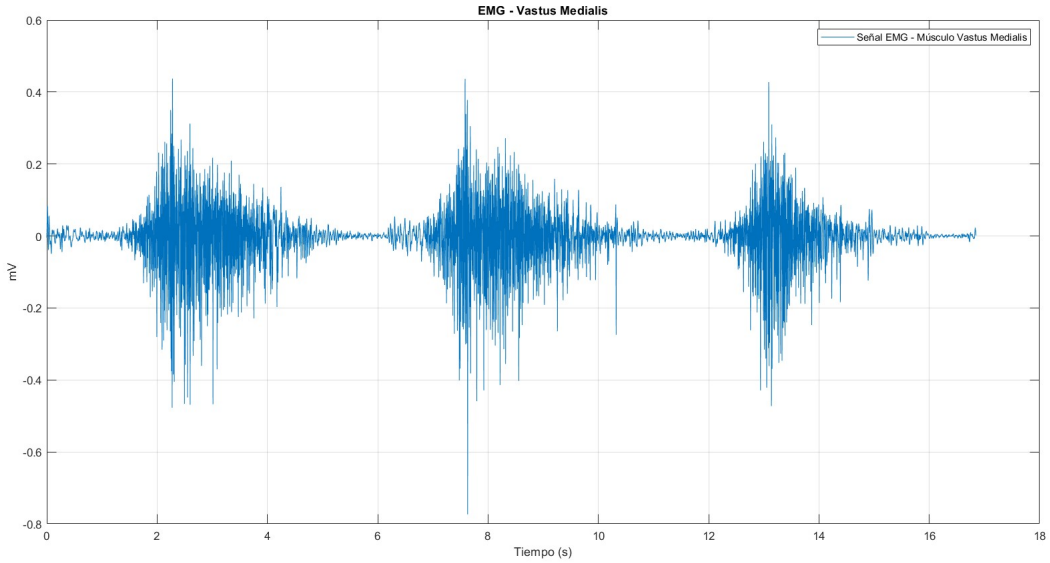
Nota: En esta imagen se observa la Señal EMG tomada del Bíceps Femoris visualizada en el software de Matlab

- **Vastus Medialis:**

  El Vastus Medialis, y en particular su porción oblicua (Vastus Medialis Obliquus, VMO), desempeña un rol esencial en la estabilización medial de la rótula. Su activación es especialmente importante para mantener el correcto seguimiento patelar durante la extensión de la rodilla. Disfunciones o retrasos en su activación han sido asociados con síndromes como el dolor patelofemoral, por lo que su análisis mediante EMG es una herramienta frecuente en rehabilitación y prevención de lesiones de rodilla.

Figura 27

Señal EMG tomada del Vastus Medialis.



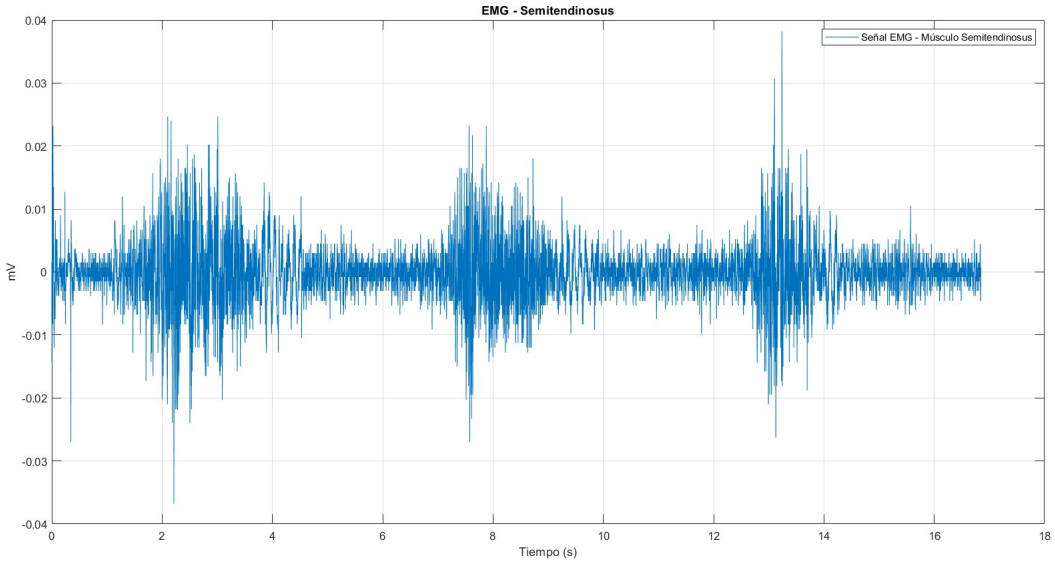
Nota: En esta imagen se observa la Señal EMG tomada del Vastus Medialis visualizada en el software de Matlab

- **Semitendinosus:**

  El Semitendinosus se encuentra en la región medial posterior del muslo y trabaja en conjunto con el semimembranoso para flexionar la rodilla, extender la cadera y rotar internamente la pierna. Su participación es relevante no solo en la producción de movimiento, sino también en el control postural y la estabilización dinámica de la rodilla. En sujetos con lesiones de ligamento cruzado anterior (LCA), este músculo puede volverse hiperactivo como mecanismo compensatorio.

Figura 28

Señal EMG tomada del Semitendinosus.



Nota: En esta imagen se observa la Señal EMG tomada del Semitendinosus visualizada en el software de Matlab

Un estudio experimental realizado con una muestra de veinte pruebas, tuvo como objetivo analizar la actividad muscular durante la extensión de la pierna desde una posición sentada. Los once participantes restantes conformaban el grupo control, sin antecedentes patológicos en dicha articulación.

Durante el protocolo experimental, los participantes ejecutaron el movimiento de extensión de rodilla partiendo desde una posición de sedestación. Esta tarea fue seleccionada para evaluar la actividad electromiográfica de los músculos principales implicados en el control y ejecución del movimiento de la articulación, así como para analizar el ángulo articular asociado a dicha acción.

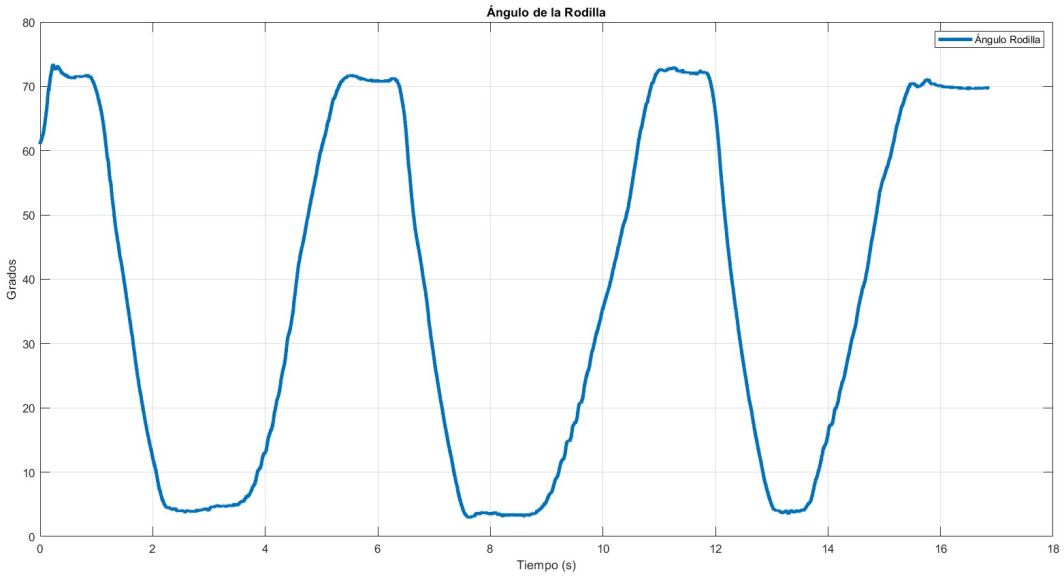
La adquisición de datos se llevó a cabo mediante el uso de cuatro electrodos de superficie, ubicados sobre los músculos Rectus Femoris, Vastus Medialis, Bíceps Femoris y Semitendinosus, siguiendo las directrices establecidas por el proyecto SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), con el fin de asegurar la validez y confiabilidad de las señales electromiográficas (EMG).

Adicionalmente, se utilizó un goniómetro fijado a la articulación de la rodilla para obtener mediciones en tiempo real del ángulo formado entre el muslo y la pierna durante el movimiento. Esta combinación de señales electromiográficas y cinemáticas permitió establecer correlaciones entre la activación muscular y el comportamiento biomecánico de la rodilla (Sanchez y Sotelo, 2014).

Al finalizar el estudio, se desarrolló un código en MATLAB que permitió la visualización gráfica de cada una de las señales adquiridas, tanto electromiográficas como cinemáticas. Este script facilitó el análisis individual de la actividad de cada músculo y del ángulo de la rodilla en función del tiempo. Además, se calcularon los promedios de las señales EMG como se muestran en las figuras 25, 26, 27, 28 y del ángulo articular obtenido por dichas señales emg como se muestra en la figura 24, permitiendo una comparación cuantitativa entre los sujetos con anomalías funcionales y el grupo control. Este procesamiento contribuyó significativamente a la interpretación de los datos y al entendimiento del patrón muscular durante la extensión de rodilla.

Figura 29

Angulo de la rodilla.



Nota: En esta imagen se observa el angulo generado frente a los musculos que actuan para el movimiento de rodilla.

5.4. Entrenamiento Red Neuronal

Una vez establecido el conjunto de datos y definidos los parámetros adecuados, se procedió al desarrollo del algoritmo que emplea redes neuronales para realizar el reconocimiento de patrones de ondas cerebrales (EMG). El diseño de este algoritmo se basó principalmente en la herramienta de redes neuronales proporcionada por MATLAB, utilizando un tipo de red supervisada denominada patternnet, la cual es ideal para clasificación.

Para implementar esta red, se dividieron los datos obtenidos del dispositivo EMG en tres subconjuntos: uno para entrenamiento, otro para validación y uno más para pruebas. El propósito de esta segmentación fue optimizar el aprendizaje del modelo sin sobreajustarlo, permitiendo evaluar su desempeño con datos nuevos no utilizados durante el entrenamiento. Los porcentajes comunes aplicados fueron 70 % para entrenamiento, 15 % para validación y 15 % para pruebas.

El entrenamiento de la red se realizó mediante el algoritmo trainlm (Levenberg-Marquardt), el cual es ampliamente utilizado por su rapidez en problemas de clasificación y regresión. Este método ajusta los pesos de la red de forma iterativa hasta minimizar el error entre las salidas previstas por la red y los valores deseados.

Cada entrada a la red correspondía a una serie de características extraídas de las señales EMG, y la salida de la red era una etiqueta que indicaba la clase a la que pertenecía el patrón mental detectado. En este proyecto, se definieron dos clases: concentración y relajación.

Se ejecutaron varias pruebas con diferentes configuraciones de neuronas ocultas, a fin de obtener una red con buena precisión sin incurrir en un sobreentrenamiento. Finalmente, se eligió el modelo con el mejor desempeño basado en métricas como el error medio cuadrático (MSE) y el porcentaje de clasificación correcta durante las fases de validación y prueba.

Figura 30

Arquitectura Red Neuronal.

Nota: En esta imagen se observa la red entrenada conformada por 7 capas con un respectivo número de neuronas, como también su función de transferencia; por ende cada capa consta con una función de activación distinta.

Esta red entrenada se valido para el acople posterior con el resto del sistema para que, al recibir señales EMG en tiempo real, pudiera identificar el estado mental del usuario y enviar comandos correspondientes al microcontrolador encargado de controlar el movimiento del mecanismo de rehabilitación.

Tabla 7

Arquitectura de la red neuronal: número de neuronas y función de activación por capa.

Capa	Función de Activación	Número de Neuronas
1	LOGSIG	200
2	LOGSIG	200
3	LOGSIG	100
4	LOGSIG	100
5	LOGSIG	100
6	LOGSIG	150
7	PURELIN	1

Nota: La arquitectura mostrada corresponde a una red neuronal multicapa, donde se emplea la función sigmoidal logística (LOGSIG) en las capas ocultas y la función lineal (PURELIN) en la capa de salida.

6. Resultados

6.1. Analizar y determinar los rangos de movimientos, conjunto a las fuerzas ejercidas para la rehabilitación

El desarrollo del presente trabajo de titulación culminó con el diseño funcional de una órtesis activa de rodilla, orientada a procesos de rehabilitación de la extremidad inferior. Uno de los principales resultados fue la elaboración de un modelo biomecánico simplificado, Desde el inicio, se empleó el modelo del péndulo simple para describir la dinámica de la pierna, una aproximación validada por estudios que demuestran que más del 90 % de la energía mecánica del segmento pierna puede describirse adecuadamente mediante este enfoque.

Esta base teórica permitió calcular con precisión los parámetros dinámicos del sistema, asegurando un movimiento asistido eficiente, seguro y alineado con los requerimientos del

proceso de rehabilitación.

A partir de este modelo se calcularon parámetros fundamentales como el momento de inercia del sistema (0.231 $kg \cdot m^2$), el torque total necesario para el movimiento (15.06 $N \cdot m$) y la ubicación del centro de masa del conjunto pierna–órtesis. Estos resultados están directamente relacionados con el primer objetivo específico, que consistía en analizar los requerimientos biomecánicos de la rodilla para determinar los rangos de movimiento adecuados y las fuerzas involucradas en el proceso de rehabilitación.

Además, con el fin de mejorar la comodidad del usuario durante las sesiones de rehabilitación, se incorporó un recubrimiento de neopreno en las zonas de contacto directo con la pierna y el muslo. Este material no solo proporciona un mayor confort, sino que también contribuye a reducir la fricción y prevenir posibles irritaciones en la piel, especialmente en casos de uso prolongado. Esta mejora se consideró esencial para fomentar una experiencia más segura y agradable durante la terapia.

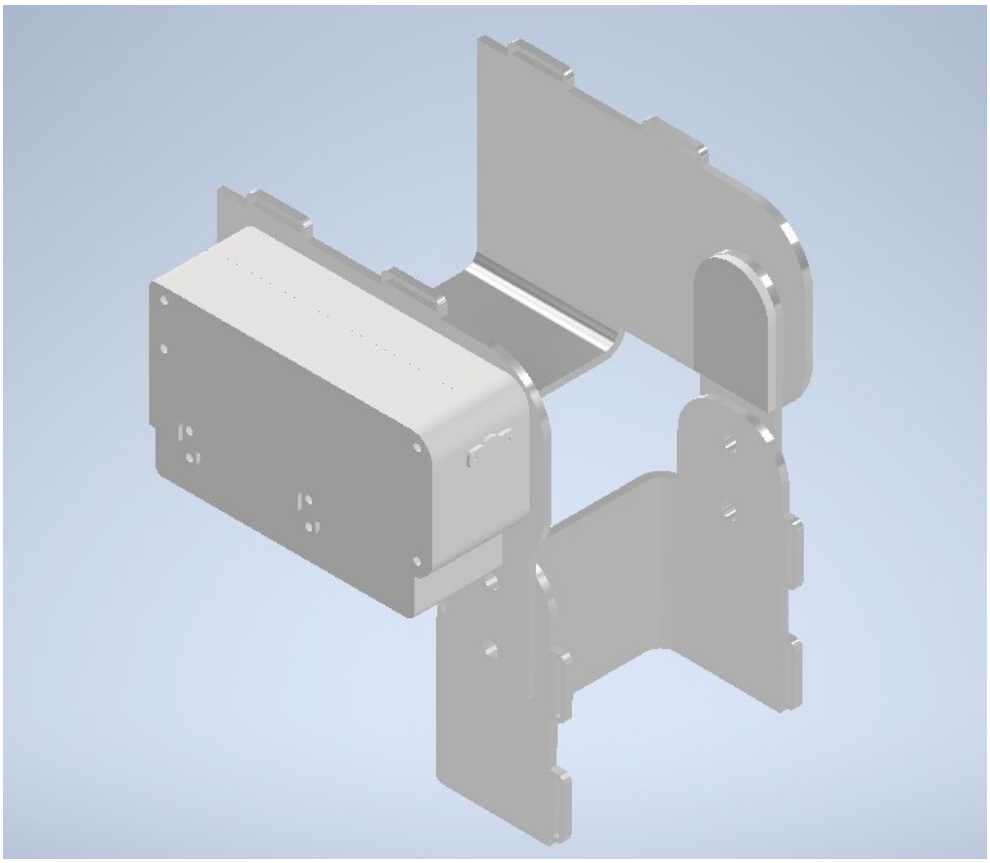
6.2. Diseño de sistema mecánico con materiales adecuados, que garanticen la comodidad y durabilidad del dispositivo

Se diseñó un sistema de soporte estructural fabricado en aluminio 6061-T6 por su relación resistencia/peso y buenas propiedades mecanicas. La geometría de los soportes fue adaptada al contorno anatómico del muslo y pantorrilla mediante modelado en SolidWorks. Las simulaciones estructurales en entorno CAD confirmaron que los esfuerzos generados por el actuador no exceden los límites de resistencia del material. Se implementaron fijaciones internas con neopreno para reducir fricción con la piel y aumentar la comodidad. El diseño permitió una integración eficiente de un actuador central, el sistema de transmisión y las sujeciones al miembro inferior sin comprometer la movilidad.

6.2.1. Mecanismo Completo de Órtesis de rodilla destinada a la rehabilitación

Figura 31

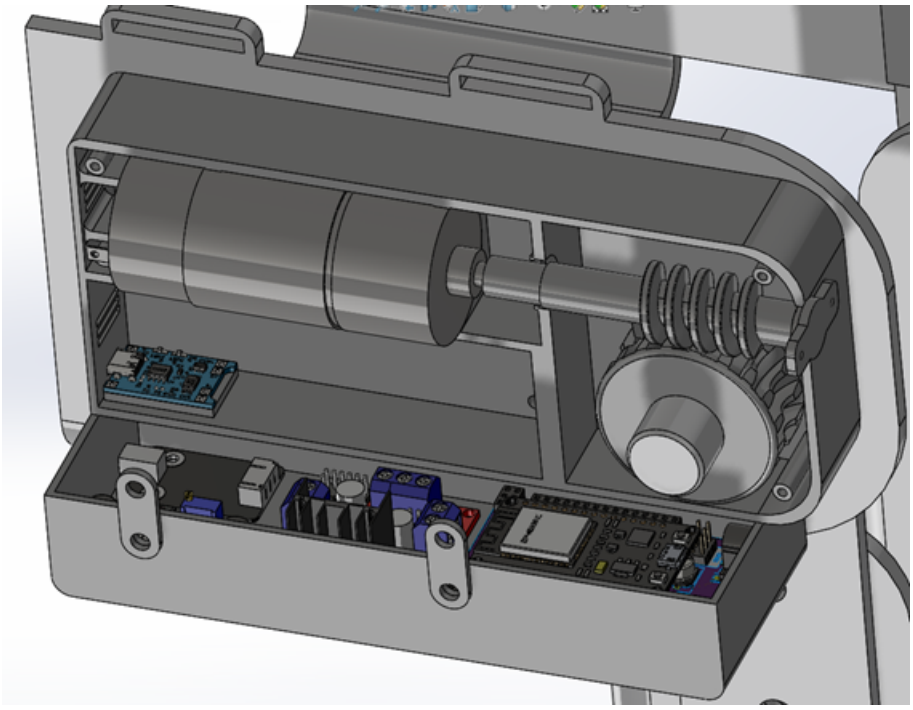
Modelado Completo.



Nota: En esta imagen se observa el sistema de ortesis de rodilla modelado en el software de Inventor.

Figura 32

Vista interna del mecanismo.

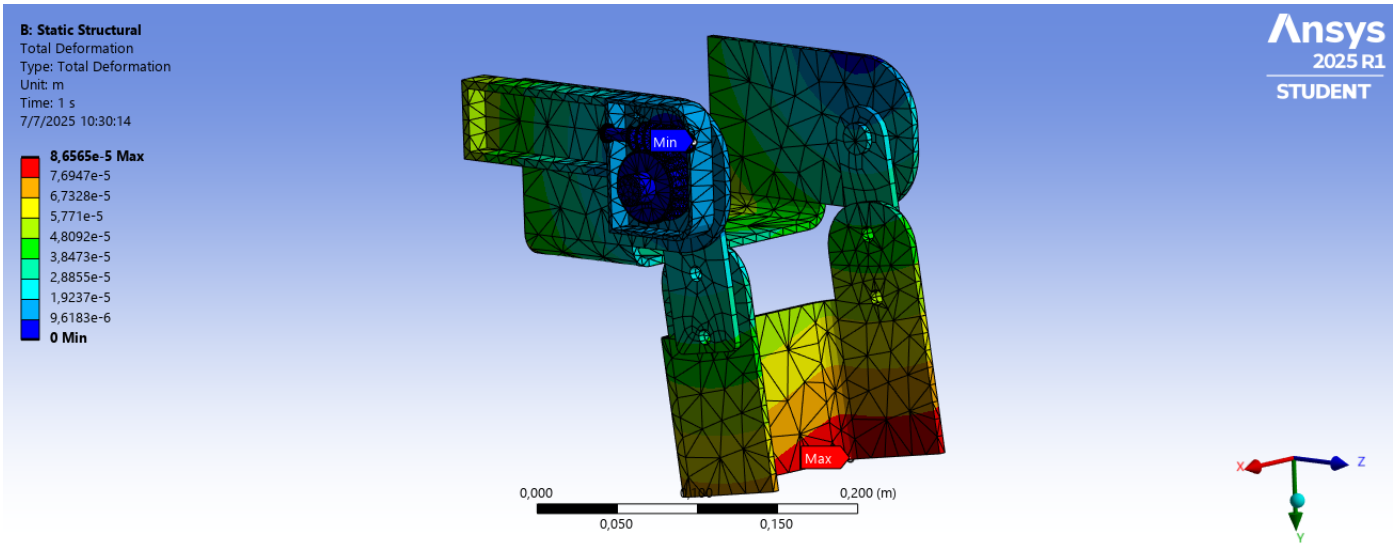


Nota: En esta imagen se observa en el plano sagital el mecanismo interno de la ortesis, y ocultando una de las tapas laterales para la parte mecanica y de control del sistema, diseño simulado en el software SolidWorks.

Análisis de esfuerzo del mecanismo de la ortesis

Figura 33

Analisis de Esfuerzos.



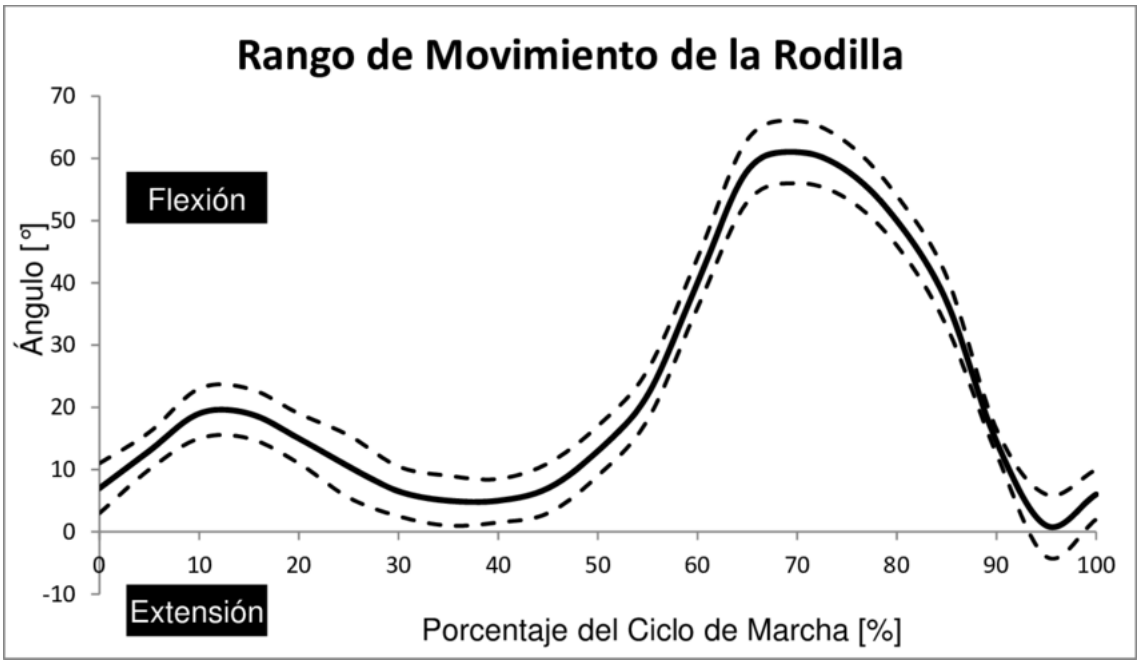
Nota: En esta imagen se observa la deformacion total de la ortesis de rodilla frente a la presencia de esfuerzos, diseño simulado en el software ANSYS.

6.3. Validacion del sistema de control

Para la validación de nuestro sistema de control se optó por ponerlo a prueba respecto a la señal captada en un ciclo de marcha completo.

Figura 34

Rango de movimiento de la rodilla durante el ciclo de marcha .



Nota: En esta imagen se observa la señal característica del rango de movimiento de la rodilla (ResearchGate, 2016) .

En la Figura 34 podemos ver la curva característica de obtenida a través del sitio web ResearchGate(ResearchGate, 2016), para este trabajo haremos uso del estudio Multivariate Gait Data del repositorio UCI obtenido en la página UC Irvine Machine Learning Repository, el dataset recopila datos de ángulos articulares de la cadera, rodilla y tobillo en ambas piernas de 10 sujetos, cada ciclo de marcha fue normalizado en 100 puntos temporales, generando un total de 181 800 registros (Helwig y Hsiao-Wecksler, 2016). Posteriormente se realizó un proceso para convertir y filtrar los datos solo de la articulación de la rodilla, en la Figura 35 se muestra la curva obtenida en Matlab.

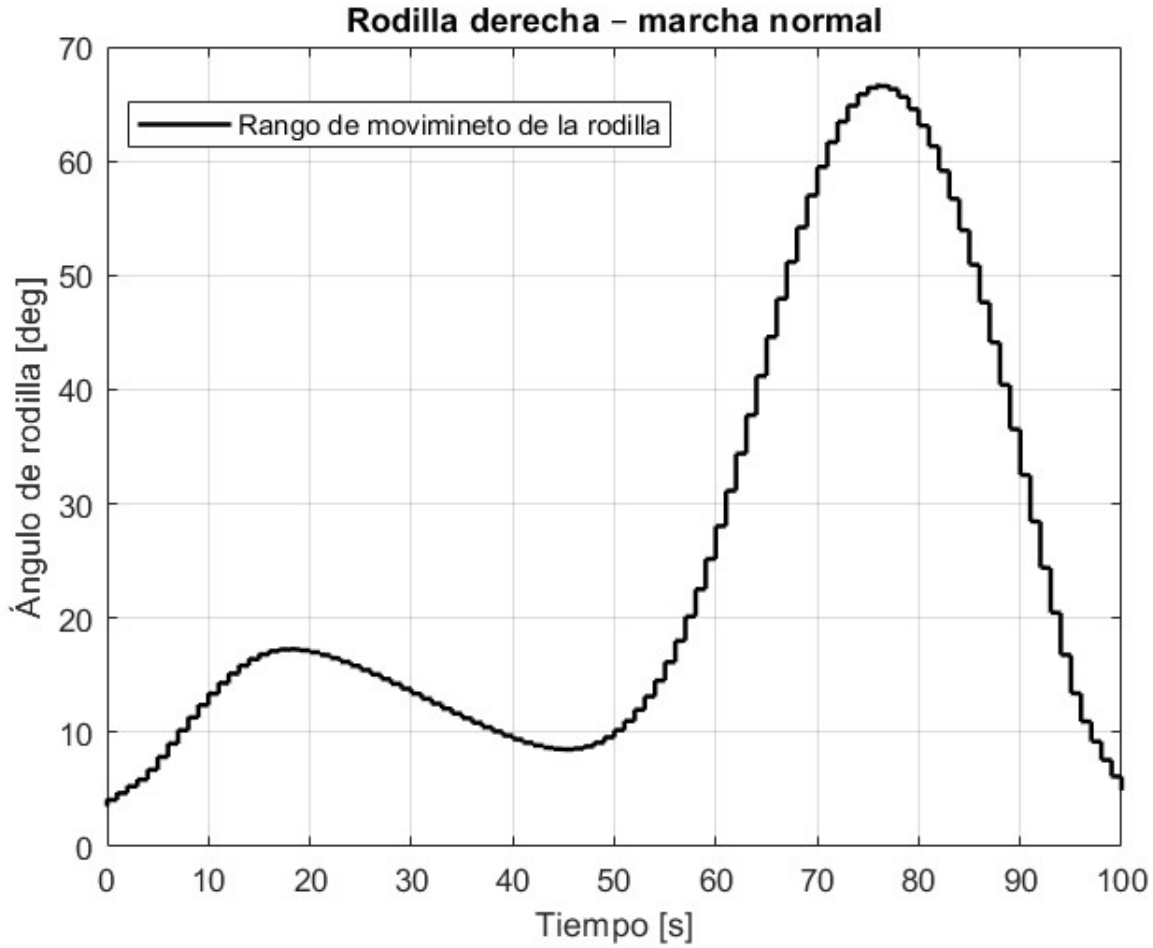
6.3.1. Diseño de sistema de control capaz de ajustar la asistencia proporcionada por el dispositivo en función del progreso del paciente

Para el control del movimiento, se integró un sistema compuesto por un motor PB37-555 DC12V 56RPM y un mecanismo de tornillo sin fin y corona, cuya relación de transmisión 1:20

permitió alcanzar un torque de 41 $N \cdot m$, superando el mínimo requerido, es por ello que para su control, se desarrolló un PID controller ajustado mediante técnicas del lugar geométrico de las raíces, partiendo de una planta aproximada a segundo orden. El sistema resultante logró eliminar el sobreimpulso y reducir el tiempo de asentamiento a menos de 3 segundos, lo cual es esencial para un funcionamiento seguro y estable en terapias de rehabilitación. Este resultado está alineado con el tercer objetivo específico, orientado a diseñar un sistema de control capaz de ajustar la asistencia proporcionada por el dispositivo en función del progreso del paciente, favoreciendo una rehabilitación más personalizada y controlada.

Figura 35

Rango de movimiento de la rodilla obtenido en Matlab.

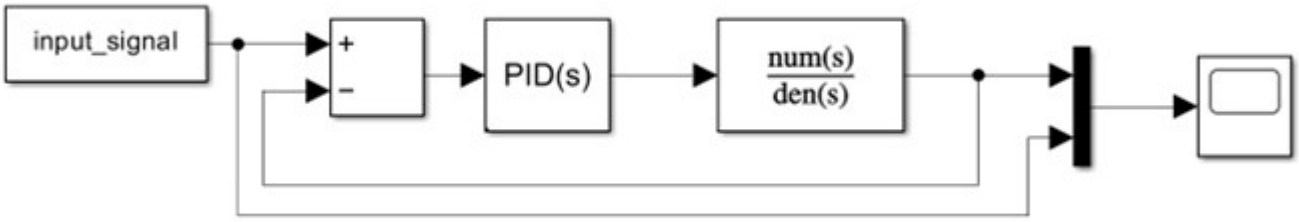


Nota: En esta imagen se observa la señal del rango de movimiento de la rodilla obtenido en Matlab.

Todos los datos de los ángulos de la rodilla a través de la marcha se guardaron en un vector del Workspace de Matlab. Para poder comprobar que el control funciona correctamente, se metió este vector en el bloque "From Workspace"de Simulink como entrada al bloque PID y se hizo la comparación de la señal de entrada con la señal controlada.

Figura 36

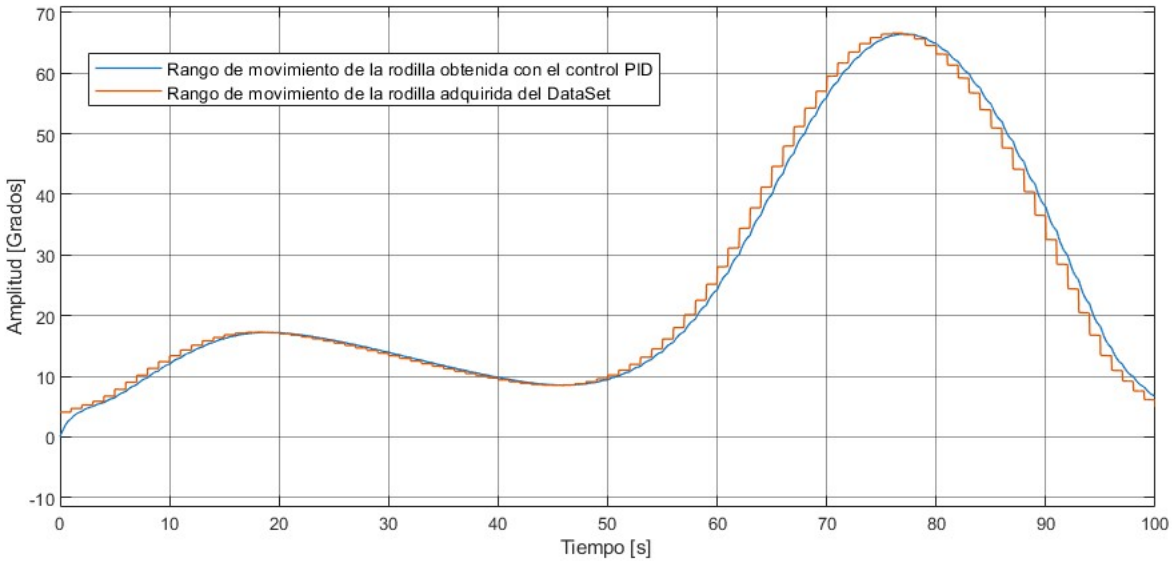
Diagrama de bloques del control del rango de movimineto de la rodilla



Nota: En esta imagen se observa el diagrama de bloques implementado en Simulink para la validación del sistema de control.

Figura 37

Comparación de la gráfica del rango de movimiento de la rodilla obtenido en Matlab y en el sistema control.



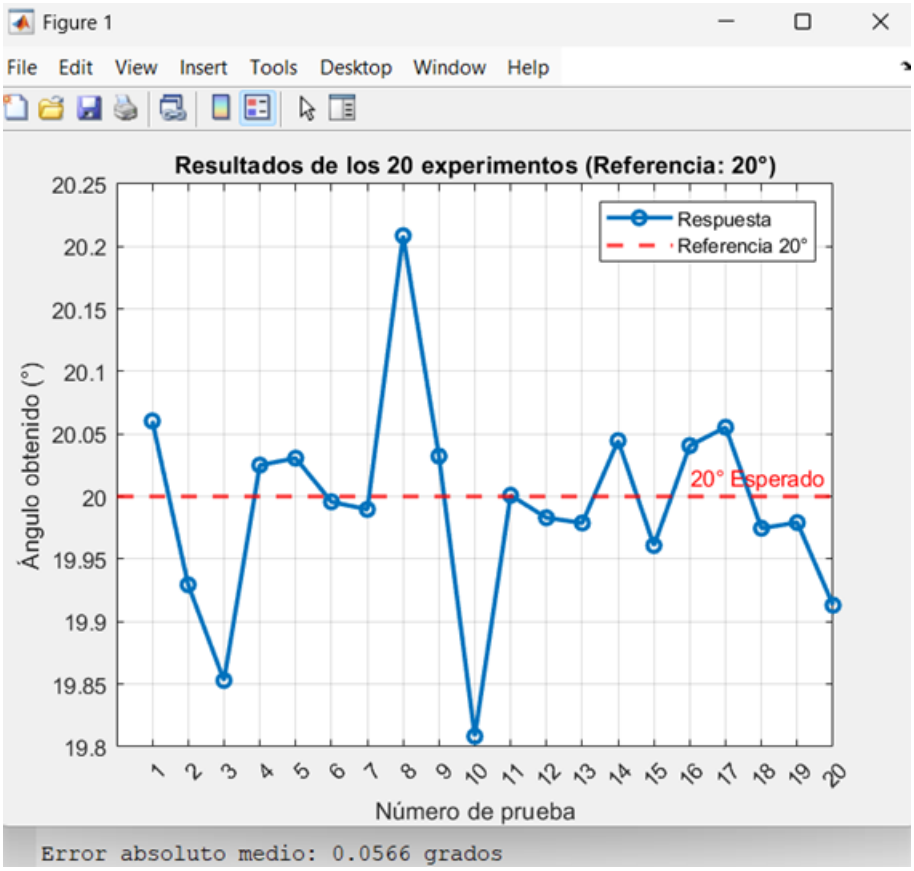
Nota: En esta imagen se observa la coparación de la señal procesada en Matlab y del sistema de control.

En la Figura 36 se muestra la configuración del diagrama de bloques que se utilizó, donde nuestra entrada es el vector guardado en la variable input_signal del worksapce, en la Figura 37 podemos ver la comparacion a traves del scope, se puede observar que la señal controlada replica con precisión la señal de referencia, lo que permite validar el correcto desempeño del sistema de control implementado. Como se evidenció en la Figura 23 y 24, el control diseñado puede seguir la señal de entrada con un error del 0.01 %, un margen bastante adecuado para el proceso de rehabilitación.

Con el proposito de evaluar la efectividad en la toma de datos relacionados con los ángulos, se llevó a cabo un total de 20 pruebas experimentales. Estas pruebas se realizaron utilizando valores previamente obtenidos y procesados por una red neuronal entrenada específicamente para este fin. Los ángulos seleccionados para el análisis corresponden a un rango representativo del comportamiento del sistema, incluyendo un valor mínimo (20°), un valor máximo (110°), y dos valores intermedios cercanos a la mitad del rango (40° y 90°). Esta selección estratégica permitió observar el desempeño del modelo en diferentes condiciones y verificar su capacidad de generalización, así como la precisión en la estimación de cada ángulo; como se demuestra en las figuras 42,39, 40 y 41.

Figura 38

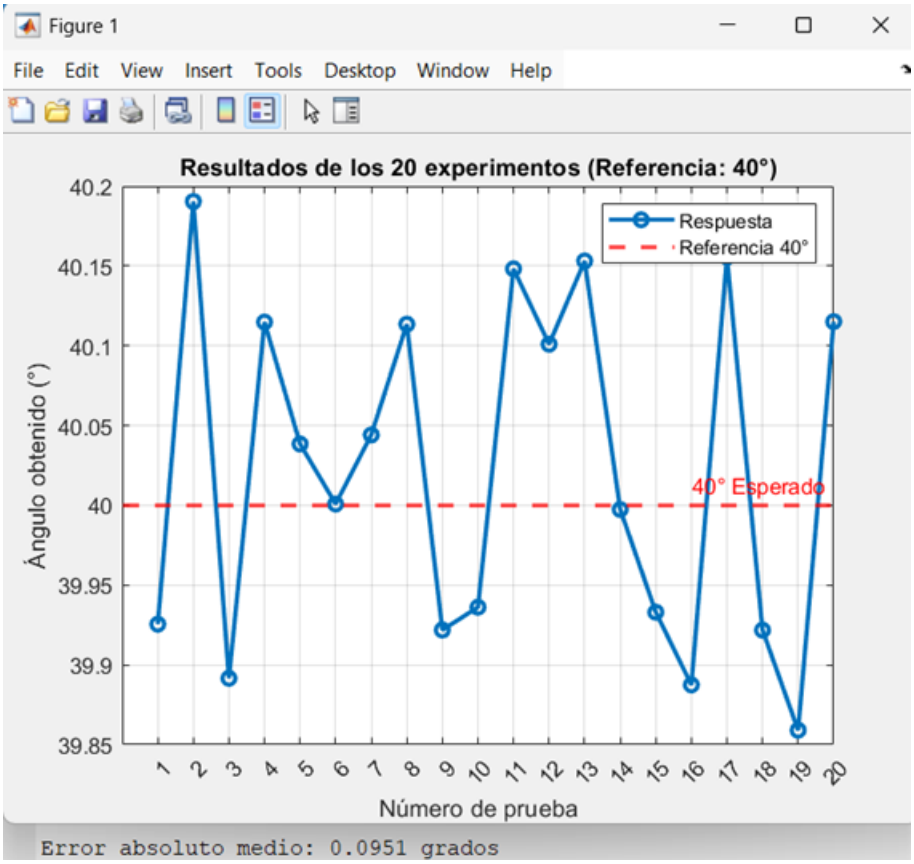
Error frente angulo de 20 grados



Nota: En la presente imagen se muestra la comparación entre el ángulo de referencia (20) y los resultados obtenidos a partir de 20 muestras procesadas por la red neuronal entrenada y el valor obtenido de nuestro error absoluto medio que es de 0.0566 grados; todo esto realizado en el software de MATLAB.

Figura 39

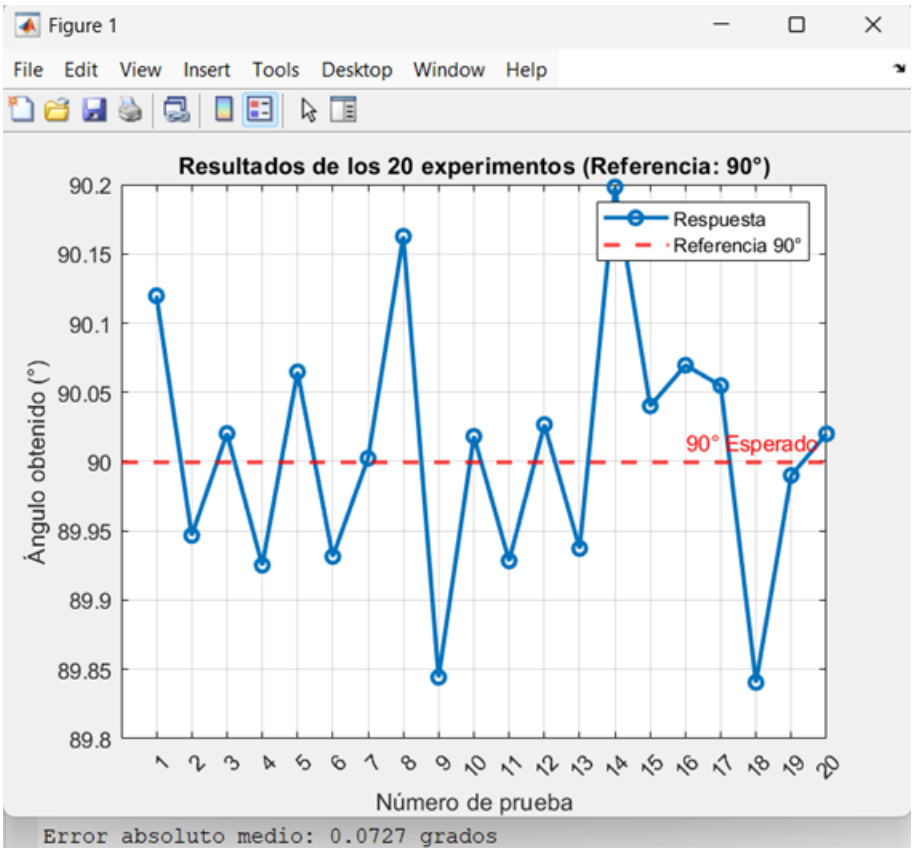
Error frente angulo de 40 grados



Nota: En la presente imagen se muestra la comparación entre el ángulo de referencia (40) y los resultados obtenidos a partir de 20 muestras procesadas por la red neuronal entrenada y el valor obtenido de nuestro error absoluto medio que es de 0.0951 grados; todo esto realizado en el software de MATLAB.

Figura 40

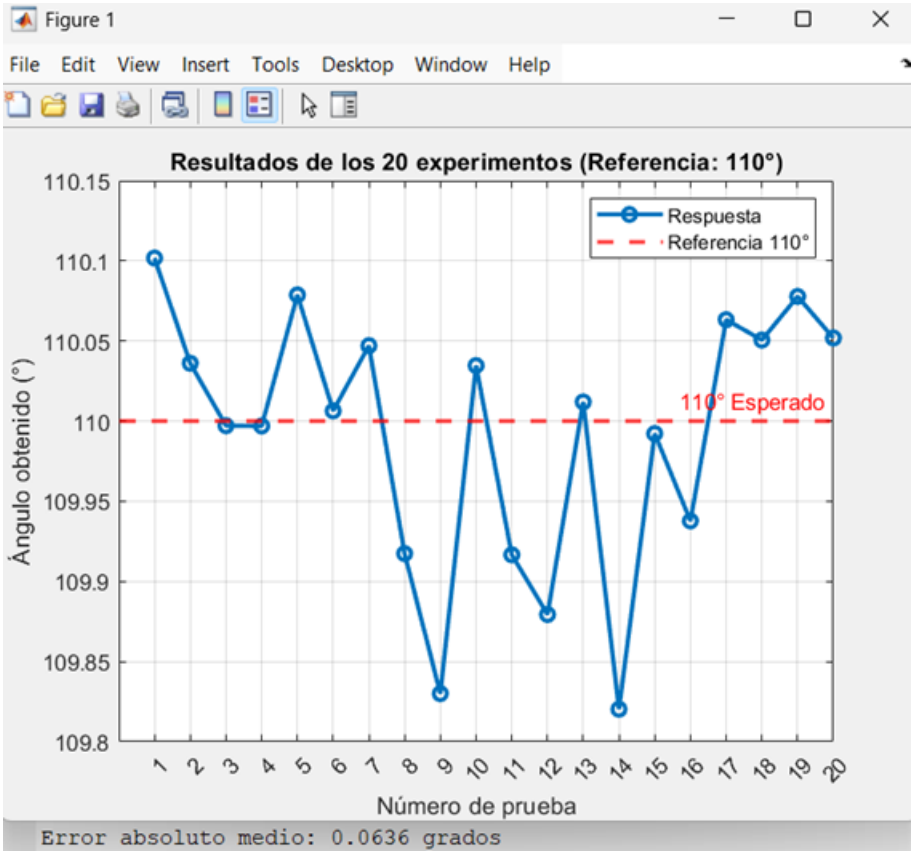
Error frente angulo de 90 grados



Nota: En la presente imagen se muestra la comparación entre el ángulo de referencia (90) y los resultados obtenidos a partir de 20 muestras procesadas por la red neuronal entrenada y el valor obtenido de nuestro error absoluto medio que es de 0.0727 grados; todo esto realizado en el software de MATLAB.

Figura 41

Error frente angulo de 110 grados



Nota: En la presente imagen se muestra la comparación entre el ángulo de referencia (110) y los resultados obtenidos a partir de 20 muestras procesadas por la red neuronal entrenada y el valor obtenido de nuestro error absoluto medio que es de 0.0636 grados; todo esto realizado en el software de MATLAB.

En las Figuras 42,39, 40 y 41 se denota cada muestra corresponde a una simulación con distintos parámetros de entrada, evaluando así la capacidad de la red para aproximarse al valor objetivo, además de ello se presentan los análisis para los cuatro ángulos de referencia seleccionados: 20°, 40°, 90° y 110°, permitiendo observar el comportamiento del modelo en distintos rangos de operación.

Por otro lado, se calcula y visualiza el error individual asociado a cada muestra. Este análisis es clave para validar el rendimiento de la red, identificando posibles desviaciones respecto al valor esperado y facilitando futuras mejoras del modelo predictivo.

Ecuación para el calculo de porcentaje de error para los angulos de 20, 40, 90 y 110 grados

$$E_T = \frac{ErrorAbsolutoMedio}{GradoDeseado} * 100 \tag{102}$$

Hallamos el Porcentaje de error existente para un angulo de 20 grados sustituyendo en la ecuación de E_T:

$$E_T 20 = \frac{0.0566}{20} * 100 = 0.283 \tag{103}$$

Hallamos el Porcentaje de error existente para un angulo de 40 grados sustituyendo en la ecuación de E_T:

$$E_T 40 = \frac{0.0951}{40} * 100 = 0.23775 \tag{104}$$

Hallamos el Porcentaje de error existente para un angulo de 90 grados sustituyendo en la ecuación de E_T:

$$E_T 90 = \frac{0.0727}{90} * 100 = 0.08077 \tag{105}$$

Hallamos el Porcentaje de error existente para un angulo de 110 grados sustituyendo en la ecuación de E_T:

$$E_T 110 = \frac{0.0636}{110} * 100 = 0.057818 \tag{106}$$

Al evaluar las respuestas del sistema frente a distintos ángulos de referencia, se calcularon los coeficientes de variación (CV) de los errores obtenidos en las pruebas realizadas para los ángulos de 20°, 40°, 90° y 110°. Este indicador permite analizar la dispersión de los errores en relación con su media, proporcionando una medida relativa de variabilidad útil para valorar el rendimiento general del sistema. Los resultados obtenidos muestran que para una referencia de 20° el coeficiente de variación fue de 3.24 %, para 40° fue de 2.35 %, mientras que para 90° y 110° se obtuvieron valores de 1.44 % y 1.01 %, respectivamente.

Estos valores indican una baja dispersión relativa de los errores respecto a su media, lo que sugiere que el sistema presenta un comportamiento consistente y estable en el seguimiento de las referencias angulares. Además, al mantenerse los errores dentro de márgenes clínicamente aceptables (por lo general, inferiores a ± 2 grados), se puede afirmar que la respuesta del controlador es precisa. Esto valida la eficacia del sistema de asistencia propuesto, demostrando su capacidad para seguir con fiabilidad los ángulos de referencia, lo cual es esencial para un proceso de rehabilitación seguro y eficiente.

Ecuación general para el Coeficiente de Variación (CV):

$$CV = \frac{DesviacionEstandar}{Media} \times 100 = \frac{\sigma}{\mu} \times 100 \tag{107}$$

Cálculo del CV para 20 grados:

$$CV_{20} = \frac{0.0153}{0.4715} \times 100 = 3.24\,\% \tag{108}$$

Cálculo del CV para 40 grados:

$$CV_{40} = \frac{0.0171}{0.7270} \times 100 = 2.35\,\% \tag{109}$$

Cálculo del CV para 90 grados:

$$CV_{90} = \frac{0.0131}{0.9115} \times 100 = 1.44\,\% \tag{110}$$

Cálculo del CV para 110 grados:

$$CV_{110} = \frac{0.0097}{0.9560} \times 100 = 1.01\,\% \tag{111}$$

Tabla 8

Cálculo de media, desviación estándar y coeficiente de variación (CV) a partir de 20 muestras por ángulo de referencia, extraídas de las gráficas simuladas en Matlab.

Ángulo (°)	**Media (μ)**	**Desviación estándar (σ)**	**CV (%)**
20	0.4715	0.0153	3.24
40	0.7270	0.0171	2.35
90	0.9115	0.0131	1.44
110	0.9560	0.0097	1.01

7. Cronograma

Tabla 9

Cronograma de actividades.

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES																							
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	**ACTIVIDADES**	**MES 1**				**MES 2**				**MES 3**				**MES 4**				**MES 5**				HORAS
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	
Analizar los requerimientos biomecánicos de la rodilla para determinar los rangos de movimiento adecuados y las fuerzas necesarias en la rehabilitación.	Estudiar la estructura osteomuscular de la rodilla y sus implicaciones en la biomecánica..	X	X																			20
	Identificar los rangos de movimiento óptimos para flexión y extensión.		X		X																	20
	Analizar estudios previos sobre cargas y fuerzas aplicadas en órtesis.		X	X																		20
	Elaborar un informe con parámetros biomecánicos clave para el diseño.		X	X	X																	40
Diseñar el sistema mecánico de la órtesis, considerando materiales ligeros y resistentes que garanticen comodidad y durabilidad.	Investigar materiales adecuados para estructuras de órtesis considerando peso, resistencia y biocompatibilidad.					X		X														20
	Definir un mecanismo de articulación que simule el movimiento natural de la rodilla.						X		X													40
	Diseñar el modelo CAD de la estructura mecánica de la órtesis.						X	X	X													30
	Validar el diseño mediante análisis estructural en software CAD.									X	X											30
Diseñar un sistema de control para ajustar la asistencia del dispositivo en función del progreso del paciente, promoviendo una rehabilitación personalizada y segura.	Definir los parámetros de control para la asistencia variable en la órtesis.											X		X								25
	Diseñar un esquema de control para la asistencia de movimiento basado en sensores.												X		X							30
	Simular el comportamiento del sistema de control en un entorno virtual.															X		X				25
	Evaluar la respuesta del sistema de control mediante simulaciones.																			X	X	25
	Redacción de documento	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	80
																				Total de horas empleadas		240

Nota: La tabla presenta las actividades para cumplir con los objetivos planteados.

8. Presupuesto

8.1. Talento humano

La tabla 11 presenta un ejemplo del contenido.

Tabla 10

Recurso de talento humano.

Cargo	Nombre	Costo hora	horas al mes	Total de horas	Costo total
Tutor	Ing. Monica Romero Sacoto	20$	4	19	960 $
Autor 1	Luis Salinas Briceño	8$	60	240	3200 $
Autor 2	Josué Pérez Jara	8$	60	240	3200 $

Nota: En la tabla se observa el costo de las 240 horas establecidas en el cronograma de trabajo y el costo de las horas de revisión por parte del docente revisor que se calendarizarán en la fase 2 de Integración Curricular.

8.2. Recursos materiales

La tabla 11 presenta un ejemplo del contenido.

Tabla 11

Recurso de talento humano.

Denominación	Cantidad	Costo Unitario	Costo total
Software	3	1000	3000 $
Laboratorios	1	200	200 $

Nota: En la tabla se observa el costo a considerar de diferentes elementos para el desarrollo del trabajo de titulación, con referencia al uso del software OpenVibe, Python y Arduino IDE **?** se coloca un aproximado del costo total de las licencias. De igual manera el costo por el uso de los laboratorios es un aproximado de acuerdo al número de horas proyectadas a utilizar.

9. Conclusiones

El presente proyecto logró el diseño de una órtesis activa de rodilla, orientada a brindar asistencia biomecánica en procesos de rehabilitación. A lo largo del desarrollo se abordaron múltiples áreas de la ingeniería, integrando análisis mecánico, diseño estructural en CAD y sistemas de control. Desde el punto de vista biomecánico, se realizó un estudio detallado considerando una masa promedio de la pierna de 8.65 kg y una longitud desde la articulación de 40 cm. Esto permitió calcular el torque necesario para mover la rodilla en condiciones reales, estimado en 33.89 $\mathrm{N} \cdot \mathrm{m}$ a un ángulo de 90°, lo cual fue fundamental para definir los requerimientos del sistema actuador. Para suplir esta exigencia, se seleccionó un motor PB37-555 DC12V 56RPM, el cual presenta un torque teórico de salida de 50 $\mathrm{kg} \cdot \mathrm{cm}$ (4.9 $\mathrm{N} \cdot \mathrm{m}$). Dado que este torque no era suficiente por sí solo, se incorporó un mecanismo de tornillo sin fin y corona, cuya principal ventaja radica en su capacidad de multiplicar el torque de salida y de bloquear el sistema cuando no está en movimiento (autobloqueo). Esta decisión técnica respondió tanto a la necesidad de alcanzar el torque requerido como a la seguridad del usuario, al evitar movimientos involuntarios del actuador.

El diseño estructural se llevó a cabo utilizando herramientas CAD como SolidWorks, Inventor, Ansys, donde se modelaron todas las piezas del sistema: desde las placas soporte, hasta los alojamientos del motor y sensores. Se garantizó un diseño ergonómico, adaptable a distintas morfologías y que permitiera una integración práctica del hardware. Las simulaciones de esfuerzos y montajes aseguraron la factibilidad del sistema sin comprometer la integridad de las piezas. En particular, el análisis estructural estático mostró una deformación total máxima de $8.6565 \times 10^{-5}\,\mathrm{m}$ (equivalente a 0.0866 mm), lo que indica que el sistema presenta una muy baja deformación bajo carga.

Además, se observó que esta deformación no se localiza en las partes críticas del mecanismo, como los engranajes o elementos de transmisión, sino en la zona de contacto con la pantorrilla del usuario, específicamente en el soporte inferior del dispositivo. Esta región está diseñada para tener cierta flexibilidad controlada con el fin de mejorar la comodidad y adaptación anatómica durante el uso, sin que ello afecte la funcionalidad estructural del sistema.

Los valores obtenidos están muy por debajo de los límites permisibles para materiales como el aluminio 6061-T6, utilizado en la fabricación del dispositivo, el cual presenta una excelente relación rigidez-peso. En conjunto, estos resultados validan la resistencia estructural del diseño y su adecuada distribución de esfuerzos, garantizando un funcionamiento seguro, estable y ergonómico para fines de rehabilitación.

En el campo del control, se implementó un controlador PID, con parámetros ajustados

como Kp = 5.61, Ki = 0.25 y Kd = 0.9, lo que permitió obtener una respuesta dinámica eficiente, con tiempo de estabilización menor a 3 segundo, bajo sobreimpulso y adecuada robustez frente a perturbaciones. Este controlador se encargó de gobernar el comportamiento del motor, siguiendo las referencias de posición de forma precisa y estable, en las imagenes se pudo evidenciar que el control diseñado puede seguir la señal de entrada con un error del 0.01 % un margen bastante adecuado para el proceso de rehabilitación. En paralelo, se entrenó una red neuronal con datos reales, para estimar el ángulo de flexión de la rodilla a partir de señales sensadas. Se realizaron 20 pruebas, evaluando los ángulos de 20°, 40°, 90° y 110°, representativos del rango operativo del sistema. El desempeño de la red mostró un error medio absoluto y un error total determinado para cada uno de los grados evaluados, indicando una buena capacidad de generalización y predicción. Todos estos módulos (estructura, control, predicción y accionamiento) se integraron en un sistema funcional, validado experimentalmente, capaz de asistir al movimiento de la rodilla con precisión. Para elaborar el diseño de la ortesis se tomaron en consideranción criterios de seguridad en el sistema mecanico, mantenimiento y facilidad de ensamblaje, haciéndolo viable para aplicaciones futuras tanto clínicas como personales.

10. Recomendaciones

Es importante que para continuar con el desarrollo de esta propuesta tecnológica de órtesis activa de rodilla destinada a la rehabilitacion de la extremidad inferior, es fundamental avanzar hacia la fabricación de un prototipo físico que permita validar de manera experimental los resultados obtenidos en simulación. Esta etapa permitiría detectar ajustes necesarios en cuanto a ergonomía, robustez estructural y desempeño del sistema bajo condiciones reales de uso. Asimismo, se considera relevante integrar sensores de electromiografía (EMG) que posibiliten adaptar la asistencia de la órtesis en función del esfuerzo muscular del usuario, promoviendo una rehabilitación más personalizada y eficiente.

En futuras versiones del sistema, se sugiere la implementación de estrategias de control más avanzadas, como control adaptativo o basado en inteligencia artificial, que puedan ajustar automáticamente los parámetros del dispositivo de acuerdo con la evolución clínica del paciente. De igual manera, es conveniente explorar materiales alternativos que reduzcan el peso total del dispositivo sin comprometer su resistencia, lo que beneficiaría directamente la comodidad del usuario y permitiría su uso prolongado en terapias domiciliarias.

Finalmente, se recomienda establecer vínculos con profesionales de la salud y centros

de rehabilitación para validar clínicamente el sistema, recabar observaciones del entorno terapéutico y asegurar que la tecnología propuesta responda efectivamente a las necesidades reales de los pacientes. Esta interacción entre la ingeniería y el campo clínico será clave para fortalecer el impacto social y tecnológico del proyecto.

Referencias

Acosta, K. (2023). *Cifes.* Descargado de https://cifes.com/clases/manicure-y-pedicure-profesional/morfologia-de-la-rodilla (Última consulta: 20 de enero de 2025)

Agún, A. M. (2024). *Diseño y prototipado de una órtesis de brazo dinámica para fabricación por impresión 3d* (Tesis de Master no publicada). Universidad de Valladolid, Escuela de Ingenierías Industriales, Valladolid, España.

Amazon. (2025). *Batería de litio 12v 6000mah.* Descargado de https://www.amazon.com/-/es/recargable-vehÃŋculo-todoterreno-telÃľfono-inalÃąmbrico/dp/B0B5K1TZLT (Accedido el 24 de julio de 2025)

Arizaga, C. E. (2024). *Computer-aided design (cad) tools in 2024* (Tesis de Master no publicada). DevOpsSchool, Bogotá, Colombia.

Beer, F. P., y Johnston, E. R. (2013). *Mecánica vectorial para ingenieros: Dinámica.* McGraw-Hill.

Budynas, R. G., y Nisbett, J. K. (2011). *Diseño en ingeniería mecánica de shigley.* McGraw-Hill.

Crespo Chalá, W. E. (2021). *Diseño mecánico de una órtesis activa para la articulación de la rodilla* (Tesis de Master no publicada). Universidad Politécnica Salesiana.

Delta. (2025). *Esp32-wroom-32.* Descargado de https://shopdelta.eu/development-kit-esp32-esp-wroom-32-espressif_l2_p21391.html (Accedido el 24 de julio de 2025)

Gonzalez, C. G. (2016). *Diseño de una articulación de rodilla para un exoesqueleto utilizando un haronic drive* (Tesis Doctoral no publicada). Universidad Nacional Autónoma de México.

Guerrero, R. A. B., y Bayas, J. M. V. (2024). *Implementación de electro goniómetros para el control de órtesis en rehabilitación de lesiones de rodilla* (Tesis de Master no publicada). Universidad Politécnica Salesiana, Guayaquil , Ecuador.

Hall, S. J. (2019). *Articulacion de la rodilla.* Descargado de https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-de-la-rodilla (Última consulta: 29 de marzo de 2025)

Hanselman, D. C. (2006). *Brushless permanent magnet motor design* (2.ª ed.). Athens, Ohio, USA: Magna Physics Publishing.

Helwig, N., y Hsiao-Wecksler. (2016). *Multivariate gait data [dataset]. uci machine learning repository.* Descargado de https://archive.ics.uci.edu/dataset/760/multivariate%2Bgait%2Bdata?utm_source=chatgpt.com (Accedido el 6 de julio de 2025)

Honkalas, R., Deshmukh, B., Pardeshi, S. S., y Pawar, P. (2021). A review on design and efficiency improvement of worm and worm wheel of a gear motor. *https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1969/1/012015*.

Hsiao, W.-C., Lee, S.-P., y Liu, M.-K. (2015). Development of a compact and lightweight powered knee orthosis based on a worm gear drive. *Journal of Medical and Biological Engineering*(6).

Hughes, A., y Drury, B. (2013). *Electric motors and drives: Fundamentals, types and applications* (4.ª ed.). Oxford, UK: Newnes.

Karl, J. (2016). *Muscles that cause movement at the knee joint.* Descargado de `https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Anatomy_and_Physiology_(Boundless)/9%3A_Muscular_System/9.10%3A_Muscles_of_the_Lower_Limb/9.10B%3A_Muscles_that_Cause_Movement_at_the_Knee_Joint` (Accedido el 24 de julio de 2025)

Khachh, T. (2006). *Dc motor transfer function.* Descargado de `https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/10853-dc-motor-transfer-function` (Accedido el 6 de julio de 2025)

Lee, C.-B., Eun, D., Kim, K.-H., Park, J.-W., y Jee, Y.-S. (2017a). Estimation of mass moment of inertia of human body, when bending forward, for the design of a self-transfer robotic facility. *Journal of Exercise Rehabilitation*(2).

Lee, C.-B., Eun, D., Kim, K.-H., Park, J.-W., y Jee, Y.-S. (2017b). Relationship between cardiopulmonary responses and isokinetic moments: the optimal angular velocity for muscular endurance. *Journal of Exercise Rehabilitation*(2).

MatWeb. (2025). *Aluminum 6061-t6; 6061-t651.* Descargado de `https://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=b8d536e0b9b54bd7b69e4124d8f1d20a` (Consultado el 29 de abril de 2025)

Norton, R. L. (2010). *Diseño de maquinaria: una introducción al diseño y análisis de mecanismos y máquinas.* Pearson Educación.

Novatronic. (2025). *L298n driver para motor dc.* Descargado de `https://novatronicec.com/index.php/product/l298n-driver-para-motor-dc` (Accedido el 24 de julio de 2025)

OdontoUP. (2025). *plano sagital seccional.* Descargado de `https://www.odontoup.com.br/plano-sagital-seccional` (Accedido el 22 de julio de 2025)

Orliman. (2023). *Ortesis de rodilla con bloqueo.* Descargado de `https://www.orliman.com/producto/94250/` (Última consulta: 31 de marzo de 2025)

Orliman. (2025). *Rodillera de neopreno con rótula abierta.* Descargado de `https://www.orliman.com/producto/rodillera-de-neopreno-con-rotula`

-abierta-smart (Accedido el 24 de julio de 2025)

Pavlenko, S., y Bicejová, L. (2019). Program for calculation of worm gearing system. *https://www.researchgate.net/publication/337899375$_P$ROGRAM$_F$OR$_C$ALCULATION$_O$F$_W$ORM$_G$*

Pintado, F., y Vinitimilla, G. (2020). *Desarrollo y construcción de una ortesis de rodilla asistida para amputación transfemoral"* (Tesis Doctoral no publicada). Universidad Politécnica Saleiana.

Probots. (2025). *Pb37-555-56 dc geared motor – 12 v, 56rpm, high torque.* Descargado de https://probots.co.in/jgb37-555-dc12v-56rpm-min-high-torque-dc-low-speed-forward-and-reverse-reduction-motor-without-encode.html (Accedido el 6 de julio de 2025)

ResearchGate. (2016). *Rango de movimiento de la rodilla durante el ciclo de marcha.* Descargado de https://www.researchgate.net/figure/Figura-10-Rango-de-movimiento-de-la-rodilla-durante-el-ciclo-de-marcha-Adaptado-de-10_fig7_288530014 (Accedido el 6 de julio de 2025)

Rosalio Avila Chaurand, E. G. M., Lilia Prado León. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana : México, cuba, colombia, chile.* Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño; Centro de Investigaciones en Ergonomía.

Sanchez, O., y Sotelo, J. (2014). *Emg dataset in lower limb.* Descargado de https://archive.ics.uci.edu/dataset/278/emg%2Bdataset%2Bin%2Blower%2Blimb (Accedido el 24 de julio de 2025)

Villarreala, J. B., y Vega, K. M. (2022). Rehabilitación de lesiones ligamentarias de rodilla. *Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo*(20).

Voegeli, A. V. (2015). *Biomecanica del miembro inferior.* Descargado de https://biomecanica-de-miembro-inferior.webnode.mx/rodilla/ (Última consulta: 31 de marzo de 2025)

Vuckovic, J., y Rac, S. (2020). Design sizing of cylindrical worm gearsets. *https://digitalscholarship.tsu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1107context=facpubs.*

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement.* John Wiley & Sons.

Yan, T., Cempini, M., Oddo, C. M., y Vitiello, N. (2015). Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*(64).

ANEXOS

Anexo 1:

Figura 42

Script de Matlab utilizado para simular el ciclo de marcha.

```
function procesar_gait_csv()
    filename = "gait.csv";

    opts = detectImportOptions(filename, 'Delimiter',';', 'DecimalSeparator',',');
    opts.VariableNames = strrep(opts.VariableNames, '"','');
    data = readtable(filename, opts);

    % FILTRO: rodilla derecha en marcha normal
    idx = data.joint == 2 & data.leg == 1 & data.condition == 1;
    datos = sortrows(data(idx,:), 'time');

    t = datos.time(:);
    y = datos.angle(:);

    % Suavizar señal con media móvil
    y_suavizado = movmean(y, 880);  % Puedes ajustar el número de muestras si quieres más o menos s

    input_signal = [t, y_suavizado];
    assignin('base','input_signal', input_signal);
    disp("✅ Señal 'input_signal' lista (rodilla derecha, marcha normal)");

    % Gráfica de comprobación
    figure;
    plot(t, y_suavizado, 'k', 'LineWidth', 1.5); hold on;
    legend('Rango de movimineto de la rodilla');
    xlabel('Tiempo [s]'); ylabel('Ángulo de rodilla [deg]');
    title('Rodilla derecha - marcha normal'); grid on;
end
```

Anexo 2:

Figura 43

Datos esperados de la red neuronal

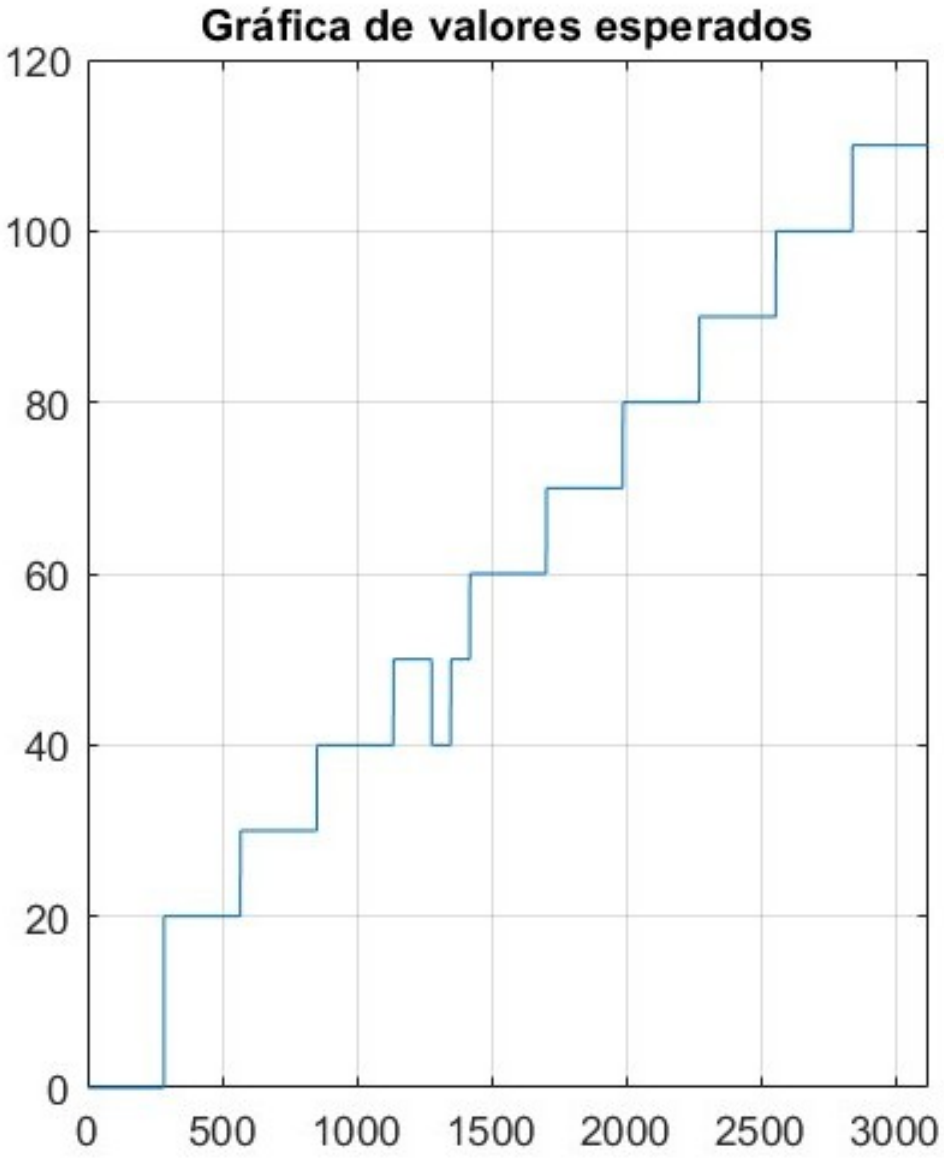


Figura 44

Datos obtenidos de la red neuronal