



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA,
OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

**Exoesqueleto para rehabilitación y asistencia de flexión y
extensión de tobillo**

T E S I S

PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA,
OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

PRESENTA

ING. URIEL PÉREZ FLORES*

DIRECTORES DE TESIS

DRA. AMPARO DORA PALOMINO MERINO (FCE-BUAP)

**DR. JESÚS RICARDO LÓPEZ GUTIÉRREZ (INAOE-
SECIHTI)**

DR. SERGIO VERGARA LIMON (FCE-BUAP)

Puebla, Puebla, agosto 2025

*Becario SECIHTI

Agradecimientos

Agradezco a mi familia cercana que siempre ha estado para apoyarme, a mi madre que tiene una determinación inigualable para anteponerse ante cualquier tipo de adversidad mostrando su fuerza y determinación, la respeto muchísimo, siempre luchando por hacer realidad mis sueños y los sueños de cada uno de mis hermanos, a mis hermanos y a mis amigos que siempre me han apoyado y animado cuando más los he necesitado, a mis asesores que me han orientado para hacer un buen trabajo, de los cuales he aprendido mucho, a mis jueces que con su análisis y críticas a mi proyecto he aprendido a mejorar poco a poco, a mi universidad de la cual he tenido el placer de pertenecer por tanto tiempo la cual le tengo bastante cariño, a las instituciones CINVESTAV e INAOE las cuales me abrieron sus puertas donde conocí a grandes personas que me ayudaron a avanzar tanto en lo personal como en lo académico, al SECIHTI que con su apoyo económico pude lograr cumplir uno de mis sueños y por ultimo pero no por eso menos importante a mi padre que aunque no pudo verme convertir en lo que soy ahora se que estaría orgulloso de mi y lo extraño mucho.

Dedicatoria

A mi familia, asesores y amigos.

Resumen

Esta tesis presenta el diseño y desarrollo de un exoesqueleto robótico para la asistencia del movimiento de tobillo. El trabajo inicia con una revisión del estado del arte en dispositivos de asistencia, seguida por un análisis biomecánico del tobillo y el diseño mecánico del exoesqueleto, considerando estabilidad, funcionalidad y materiales adecuados, pasando por diversos prototipos hasta llegar al adecuado, se eligieron los sensores y actuadores ideales para el funcionamiento del dispositivo. Se implementó un sistema de control en MATLAB, que integra comunicación con un microcontrolador Arduino y un servomotor Dynamixel en modo torque, incluyendo el procesamiento de señales mediante filtros digitales. También se desarrolló el modelo dinámico del sistema y se evaluaron dos estrategias de control: un controlador PD por compensación y un controlador por modos deslizantes adaptativo, seleccionando este último por su robustez ante incertidumbres. Además, se diseñó un clasificador de marcha basado en sensores y series de Fourier para replicar trayectorias articulares para insertarse dentro del exoesqueleto simulando el movimiento de una caminata humana. Finalmente, se validaron las estrategias propuestas mediante simulaciones y pruebas experimentales, evidenciando un desempeño favorable del sistema en condiciones reales y simuladas.

Índice

Resumen	III
Introducción	IX
Antecedentes	IX
Justificación	IX
Objetivos	x
1. Exoesqueletos de tobillo a través de los años	1
2. Diseño del exoesqueleto	9
2.1. Biomecánica del tobillo	9
2.1.1. Movimiento general del tobillo	9
2.1.2. La marcha	10
2.2. Diseño mecánico del exoesqueleto	12
2.2.1. Prototipos anteriores	12
2.2.2. Diseño actual del prototipo	17
2.3. Instrumentación del exoesqueleto	21
2.3.1. Servomotor Dynamixel MX-106T	21
2.3.2. Encoder incremental Clarostat 600-128-cbl	26
2.3.3. Giroscopio Pololu LPY550AL	28
2.3.4. Conexión de los dispositivos	30
3. Implementación del software y comunicación	31
4. Modelo dinámico y control del exoesqueleto	36
4.1. Modelo Dinámico	36
4.2. Estrategia de control: Control PD con compensación	40
4.3. Estabilidad de la ley de control: Control PD con compensación	41
4.4. Estrategia de control: Control de modos deslizantes	41
4.5. Estabilidad de la ley de control: Control de modos deslizantes	44
4.6. Parte adaptiva de la ley de control	46
5. Diseño de un clasificador de marcha y obtención de parámetros para la simulación	48
5.1. Diseño de un clasificador de marcha	48
5.2. Obtención de parámetros para la simulación	52
6. Resultados de la simulación	54
6.1. Resultados utilizando control PD por compensación	54
6.2. Resultados utilizando control de modos deslizantes	57
7. Resultados experimentales	68
7.1. Resultados utilizando control PD por compensación	69
7.2. Resultados utilizando control de modos deslizantes	73

Índice de figuras

1.1. Dispositivo de entrenamiento exoesquelético para pacientes parapléjicos. Tomado de [5]. . . .	1
1.2. Entrenador robótico exoesquelético de simulación de caminata para personas con discapacidad. Tomado de [6].	2
1.3. Sistema portátil de exoesqueleto de cadera-rodilla-tobillo para caminata. Tomado de [7]. . .	2
1.4. Sistema de control por Electromiografía (EMG) como sensores para control de exoesqueleto de tobillo. Tomado de [8].	3
1.5. Estructura diseñada en SolidWorks de exoesqueleto de tobillo construido por mecanismo de resortes comprimidos. Tomado de [13].	4
1.6. Exoesqueleto portátil con centro de movimiento remoto. Tomado de [14].	5
1.7. Exoesqueleto portátil de dos grados de libertad con sensores EMG y controlado por redes neuronales. Tomado de [16].	5
1.8. Perfiles de ángulo bajo diferentes tiempos de actuación. El número entre paréntesis indica el número de zancadas realizadas en cada cronometraje. Tomado de [20].	6
1.9. Resultados de prueba psicométrica de percepción de participantes sobre comodidad al usar exoesqueleto con diferentes desviaciones de tiempo. Tomado de [20].	7
1.10. Prototipo de exoesqueleto de rehabilitación para ayudar al tobillo y la rodilla en ejercicios de lesión, propuesto por CINVESTAV. Tomado de [24].	8
2.1. Planos donde se localiza el movimiento de cada uno de los grados de libertad del tobillo. Tomado de rmcuerpo.net (2023).	9
2.2. Cinemática del tobillo desde el enfoque fundamental y el enfoque del movimiento aplicado. .	10
2.3. Rango de movimiento de la articulación del tobillo derecho durante las fases principales del ciclo de la marcha. Tomado de [26].	11
2.4. Ejemplo de movimiento de flexión y extensión de tobillo. Tomado de [26].	12
2.5. Ortesis física y diseño 3D utilizada para fijar el elemento a la espinilla.	12
2.6. Izquierda. Propuesta 1 de prototipo de exoesqueleto para tobillo con colocación de actuador servomotor en la parte frontal y diseño amplio. Derecha. Propuesta 2 de prototipo de exoesqueleto para tobillo con colocación de actuador servomotor en la parte trasera y diseño más estrecho.	13
2.7. Segundo prototipo propuesto.	13
2.8. Tercer prototipo presentado que incluía un compartimiento para colocar el inclinómetro WIT-MOTION en la parte lateral del dispositivo.	14
2.9. Ejes de lectura de sensor WITMOTION colocado en la parte central del prototipo para mejora de las lecturas del dispositivo.	14
2.10. Diseño del quinto prototipo.	15
2.11. Diseño 3D del sexto prototipo del exoesqueleto.	15
2.12. Diseño en SolidWorks de la sexta propuesta de exoesqueleto.	16
2.13. Prototipo físico del exoesqueleto.	16
2.14. Diseño en SolidWorks de propuesta final de exoesqueleto.	17
2.15. Conversión de documentos de SolidWorks a STL.	18
2.16. Interfaz de uso para Dremel Digital Lab 3D Slicer.	18
2.17. Estructura mecánica del exoesqueleto de tobillo.	19
2.18. Estructura mecánica del elemento donde va sujeta la instrumentación en el exoesqueleto. . .	19
2.19. Estructura física del del exoesqueleto.	20
2.20. Partes de la estructura mecánica del dispositivo de rodilla.	20
2.21. Servomotor usado para la instrumentación del dispositivo.	21
2.22. Dimensiones del Servomotor Dinamixel. Tomado de [33].	22
2.23. Conexión usada para comunicación half-semidulex en servomotor Dinamixel AX-12.	22
2.24. Envío y recibo de información de paquetes de datos de Servomotor Dinamixel, tomado de [33].	23
2.25. Circuito electrónico usado para la comunicación de la computadora con el servomotor Dynamixel AX-12.	24
2.26. Encoder para exoesqueleto.	26

2.27. Señales de encoder incremental, tomado de [36].	26
2.28. Dimensiones del encoder utilizado para proyecto de tesis, tomado de [36].	27
2.29. Configuración de Pines de Entrada del Encoder Incremental CLAROESTAT 600-128-cbl.	27
2.30. Giroscopio para exoesqueleto.	28
2.31. Dimensiones y pines de conexión del giroscopio.	28
2.32. Ejes de rotación para medición de velocidad angular en giroscopio.	29
2.33. Diagrama de conexión de la instrumentación del dispositivo.	30
3.1. Diagrama de flujo de la introducción de torque en servomotor dynamixel.	33
3.2. Salida de velocidad y aceleración sin filtros.	35
3.3. Salida de velocidad y aceleración con filtros.	35
4.1. Diagrama del sistema rodilla-tobillo para el desarrollo de modelos matemáticos.	36
4.2. Diagrama de bloques del control PD con compensación.	40
4.3. Retrato de fase típico bajo control de modo deslizante donde se representa la superficie deslizando a la que va a converger el sistema.	42
4.4. Diagrama de control del exoesqueleto.	42
4.5. Retrato de fase de control por modos deslizantes aplicado en el exoesqueleto.	46
5.1. Clasificador de rodilla y tobillo para análisis de trayectoria de marcha en exoesqueleto.	48
5.2. Estructura mecánica e instrumentación del clasificador.	49
5.3. Gráfica obtenida por transformada de Fourier que representa el movimiento de tobillo por medio de clasificador de marcha.	50
5.4. Gráfica obtenida por transformada de Fourier que representa el movimiento de rodilla por medio de clasificador de marcha.	51
5.5. Modelo 3D del pie usado para obtención de parámetros.	52
5.6. Modelo 3D de pie/espina usado para la obtención de parámetros.	53
6.1. Resultado de salida de control de movimiento de rodilla y tobillo aplicando el control PD por compensación.	54
6.2. Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control PD por compensación en movimiento de fourier de rodilla.	55
6.3. Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control PD por compensación en movimiento de Fourier de tobillo.	55
6.4. Error de salida de movimiento de rodilla aplicando el control PD por compensación.	56
6.5. Error de salida de movimiento de tobillo aplicando el control PD por compensación.	56
6.6. Torque aplicado en la simulación control PD por compensación.	57
6.7. Dummie utilizado en simulación para visualizar el comportamiento del exoesqueleto.	58
6.8. Resultado de la salida del sistema de rodilla-tobillo con control de modos deslizantes.	58
6.9. Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de rodilla.	59
6.10. Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de tobillo.	59
6.11. Error de salida de movimiento de rodilla aplicando el control de modos deslizantes.	60
6.12. Error de salida de movimiento de tobillo aplicando el control de modos deslizantes.	60
6.13. Torque aplicado con el control de modos deslizantes en el movimiento de tobillo sin perturbaciones.	61
6.14. Superficie deslizante en movimiento de tobillo sin perturbaciones.	61
6.15. Ganancias adaptivas de λ_1 sin perturbaciones.	62
6.16. Ganancias adaptivas de λ_2 sin perturbaciones.	62
6.17. Resultado de la salida del sistema de rodilla-tobillo con control de modos deslizantes con perturbaciones.	63
6.18. Error de salida de movimiento de rodilla aplicando el control de modos deslizantes con perturbaciones.	63
6.19. Error de salida de movimiento de tobillo aplicando el control de modos deslizantes con perturbaciones.	64
6.20. Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de fourier de rodilla, con perturbación.	64

6.21. Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de tobillo, con perturbación.	65
6.22. Torque de salida obtenido en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de tobillo y rodilla, con perturbación.	65
6.23. Superficie deslizante con función de fourier de tobillo y rodilla, con perturbación.	66
6.24. Ganancias adaptivas de λ_1 con perturbaciones.	66
6.25. Ganancias adaptivas de λ_2 con perturbaciones.	67
7.1. Exoesqueleto fijado a un tobillo real para realización de pruebas experimentales.	68
7.2. Resultados de comparación entre la posición deseada y la posición real usando control PD con compensación.	69
7.3. Resultados de comparación entre la velocidad deseada y la velocidad real usando control PD con compensación.	70
7.4. Resultados de error usando control PD con compensación.	70
7.5. Resultados de torque usando control PD con compensación.	71
7.6. Resultados de posición real y deseada usando control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.	71
7.7. Resultados de velocidad real y deseada usando control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.	72
7.8. Resultados del error usando control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.	72
7.9. Resultados del torque aplicado control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.	73
7.10. Resultados de posición real y deseada usando control por modos deslizantes insertando función seno.	74
7.11. Resultados de velocidad real y deseada usando control por modos deslizantes insertando función seno.	74
7.12. Resultados del error usando control por modos deslizantes insertando una función seno.	75
7.13. Salida de torque usando control por modos deslizantes insertando una función seno.	75
7.14. Superficie deslizante insertando una función seno en experimentación.	76
7.15. Ganancias adaptivas de λ_1 insertando una función seno en experimentación.	76
7.16. Ganancias adaptivas de λ_2 insertando una función seno en experimentación.	77
7.17. Resultados de posición real y posición deseada usando control por modos deslizantes insertando una función de Fourier de caminata.	77
7.18. Resultados de velocidad real y velocidad deseada usando control por modos deslizantes insertando una función de Fourier de caminata.	78
7.19. Error de posición usando control por modos deslizantes con una función de Fourier de caminata.	78
7.20. Salida de torque usando control por modos deslizantes insertando una función de Fourier de caminata.	79
7.21. Superficie deslizante insertando una función de Fourier de caminata.	79
7.22. Ganancias adaptivas de λ_1 insertando la función de Fourier de caminata en experimentación.	80
7.23. Ganancias adaptivas de λ_2 insertando la función de Fourier de caminata en experimentación.	80

Índice de cuadros

2.1. Estructura de las fases de la marcha en el caminar humano.	10
2.2. Información general sobre Dynamixel A-12.	21
2.3. Tabla representativa de trama de comunicación de servomotor Dynamixel AX-12.	24
2.4. Valores de ejemplo para la trama de comunicación de servomotor Dynamixel AX-12.	25
2.5. Tabla representativa de trama de comunicación de servomotor Dynamixel AX-12.	25
2.6. Características del Encoder Incremental Clarostat 600-128-cbl.	26
2.7. Información del Giroscopio Pololu LPY550AL 2-axis XZ.	28
2.8. Información de los Pines del Giroscopio Pololu LPY550AL 2-axis XZ.	29
3.1. Secuencia de tramas para activar el modo torque en el servomotor.	32
5.1. Coeficientes de Fourier para el tobillo.	50
5.2. Coeficientes de Fourier para la rodilla.	51
5.3. Variables físicas presentes en el modelado 3D de pie.	52
5.4. Variables físicas del modelo.	53
5.5. Coeficientes de fricción y valores aproximados.	53
6.1. Parámetros de control para τ_a , τ_b , y parámetros generales.	57
7.1. Parámetros de control para τ_a , τ_b , y parámetros generales para control experimental.	73

Introducción

Antecedentes

El pie caído generalmente es causado por debilidad o parálisis de los músculos que elevan el pie. También puede ser causada por problemas con los nervios que controlan los músculos. A menudo ligado a la neuropatía periférica, entre otras afecciones, el pie caído es un síntoma común de daño nervioso.

El pie caído, también llamado caída de pie, es una afección que dificulta elevar la parte delantera del pie. La afección es causada por debilidad o parálisis de los músculos que levantan el pie. El pie caído puede dificultar el caminar y puede arrastrar el dedo del pie por el suelo cuando intenta levantar el pie.

El tratamiento para el pie caído depende de la causa subyacente. Puede incluir fisioterapia, terapia ocupacional, férulas y/o dispositivos ortopédicos. La cirugía también puede ser una opción en algunos casos. Con tratamiento, la mayoría de las personas con pie caído pueden mejorar sus síntomas y recuperar la función normal. En la actualidad para la asistencia durante la marcha de un paciente con pie caído se utiliza una órtesis de tipo AFO es las siglas en inglés de órtesis de tobillo y pie (ankle foot orthosis).

Habitualmente, este tipo de férula se fabrica en plástico. Las órtesis reciben su nombre en función de las partes del cuerpo que controlan. Una órtesis proporciona corrección, apoyo o protección a una parte del cuerpo. Sin embargo, solo se utiliza para mantener el pie en una posición y no asiste al movimiento natural de flexión y extensión que ocurre durante la marcha en la articulación del tobillo, y no es un aparato que se use para realizar ejercicios de rehabilitación, la órtesis simplemente mantiene el pie en la posición natural del tobillo, lo que la hace lucir muy notoria y aunque ayuda a no arrastrar el pie, afecta la marcha del paciente.

La robótica ha tenido un impulso importante en el área de la rehabilitación. En los últimos años ha surgido el concepto de robots vestibles o en inglés “Wearable Robots”, es decir, robots portables por personas, estos aparatos también son conocidos como exoesqueletos robóticos.

Los exoesqueletos robóticos para rehabilitación son estructuras que corresponden con la anatomía del ser humano, su propósito es restaurar funciones perdidas o débiles, causadas por una lesión, cirugía o alguna enfermedad. En la tesis desarrollada por Daniel Centeno en la Maestría MCEA-BUAP [1] se desarrolló un exoesqueleto para asistencia en codo.

Los exoesqueletos, sin importar el tipo de aplicación, deben ser diseñados considerando la biomecánica del aparato locomotor del ser humano, de hecho, debe existir una correspondencia elemento a elemento entre el número de articulaciones del cuerpo humano y la mecánica del robot. Por otra parte, el número de grados de libertad de estos robots puede variar dependiendo de los movimientos anatómicos que se requiera imitar. Por este motivo el estudio de la biomecánica es necesaria para el desarrollo de estos prototipos.

Justificación

De acuerdo con el censo de población y vivienda 2020 reportado por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) [2], en México hay 6,179,890 personas con algún tipo de discapacidad, lo que representa 4.9 % de la población total del país. De ellas 53 % son mujeres y 47 % son hombres. Dentro de este porcentaje el 48 % de las personas que sufre una discapacidad está relacionada con una discapacidad motriz [3], la cual hace referencia a la dificultad que tiene una persona para caminar, desplazarse, subir escaleras o moverse.

Cuando se tiene una adecuada rehabilitación se puede reducir los efectos de multitud de problemas de salud, como enfermedades, afecciones, lesiones o traumatismos. Asimismo, puede complementar otras inter-

venciones sanitarias, como las médicas o quirúrgicas, y contribuye a conseguir el mejor resultado posible. Así, por ejemplo, la rehabilitación puede contribuir a reducir, gestionar o evitar las complicaciones de muchos problemas de salud, como las lesiones medulares, los accidentes cerebro vasculares o las fracturas.

También contribuye a reducir al mínimo o frenar los efectos discapacitantes de enfermedades crónicas como las enfermedades cardiovasculares, el cáncer y la diabetes, dotando a los pacientes de estrategias de autogestión y de las ayudas técnicas que precisen, o manejando el dolor u otras complicaciones.

En 2017, la Organización Mundial de la Salud OMS puso en marcha la iniciativa Rehabilitación 2030, en la que se hace hincapié en la necesidad de fortalecer los sistemas de salud y se hace un llamamiento a todas las partes interesadas a unirse para trabajar en diferentes ámbitos prioritarios, como: mejorar el liderazgo y la gobernanza; fomentar una red multidisciplinar de profesionales de la rehabilitación; ampliar la financiación destinada a la rehabilitación; y mejorar la compilación de datos y la investigación sobre rehabilitación [4].

Objetivos

Objetivo General:

Desarrollar, modelar y controlar un prototipo autónomo de exoesqueleto robótico para la asistencia y rehabilitación de flexión y extensión de la articulación del tobillo.

Objetivos Específicos:

- Estudiar la biomecánica de la articulación del tobillo del cuerpo humano.
- Diseñar la estructura mecánica del prototipo de investigación.
- Modelar el mecanismo para introducir las ecuaciones en un simulador.
- Realizar pruebas en simulación para validar el modelo dinámico.
- Construir la estructura mecánica del prototipo utilizando impresoras 3D o CNC.
- Implementar leyes de control apropiadas en la simulación del prototipo de investigación.
- Realizar pruebas experimentales del mecanismo y posteriormente realizar pruebas experimentales con el mecanismo sujeto a un paciente sano.

Organización de la tesis

Capítulo 1: Se presenta una revisión histórica sobre el desarrollo de exoesqueletos para asistencia en la marcha, abarcando desde los primeros diseños hasta los dispositivos modernos. Se analizan sus características estructurales y las estrategias empleadas en su diseño y construcción.

Capítulo 2: Se estudia la biomecánica del tobillo y su implicación en la marcha, así como los modelos que describen su movimiento. Además, se describe el diseño mecánico del exoesqueleto, que parte de una órtesis rígida para garantizar estabilidad y precisión. Se detalla la selección de materiales y se emplea una

estrategia iterativa para optimizar su estructura funcional.

Capítulo 3: Este capítulo se centra en la implementación del sistema de control en MATLAB. Se describe la comunicación entre software y hardware, el manejo de señales mediante filtros digitales, y el control del servomotor Dynamixel usando protocolo UART. También se destaca la importancia del procesamiento de señales para mejorar la estabilidad del sistema.

Capítulo 4: Se desarrolla el modelo dinámico del exoesqueleto, considerando las fuerzas y momentos que afectan su funcionamiento. A partir de este modelo, se comparan dos estrategias de control: una basada en control PD por compensación, y otra mediante control por modos deslizantes adaptativos, siendo esta última seleccionada por su robustez frente a incertidumbres y perturbaciones.

Capítulo 5: Se expone el desarrollo de un clasificador de marcha que permite identificar y replicar patrones de movimiento, utilizando sensores como encoders y giroscopios. Se emplea una serie de Fourier para modelar las trayectorias articulares del tobillo y la rodilla. También se detallan los parámetros físicos requeridos para las simulaciones, obtenidos mediante modelado 3D.

Capítulo 6: Se presentan los resultados de simulación de ambas estrategias de control aplicadas al modelo dinámico rodilla-tobillo. Se analiza su desempeño frente a errores de seguimiento, con y sin perturbaciones externas, mediante gráficos y tablas comparativas.

Capítulo 7: Finalmente, se muestran los resultados experimentales obtenidos al implementar las estrategias de control en el sistema real. Se evalúa el comportamiento del exoesqueleto frente a perturbaciones, destacando la eficacia del control en condiciones prácticas.

Se finaliza este reporte con las conclusiones generales derivadas del proyecto y algunas acciones a futuro que se proponen para quien desee continuar con este proyecto.

Capítulo 1

Exoesqueletos de tobillo a través de los años

En este capítulo se abarca la historia y desarrollo de exoesqueletos de asistencia para caminata a través del tiempo, partiendo desde modelos de inicios de la década hasta dispositivos más avanzados creados en la actualidad, tomando en cuenta las características que los estructuran y estrategias que fueron usadas para su creación.

Remontándose al año 2000, se encuentran algunas de las primeras investigaciones importantes en exoesqueletos de tobillo partiendo de ser el primer artículo en la IEEE que habla sobre este tema, siendo este una “Órtesis de Marcha Impulsada”, en el cual se destaca la importancia del desarrollo de dispositivos de entrenamiento de pacientes parapléjicos. Esta órtesis tenía un enfoque en la locomoción y presentaba una configuración de tamaño ajustable con diversos actuadores para mover diferentes partes del cuerpo, como se muestra en la figura 1.1. Para el tobillo, se implementó un “levantador de pies pasivo” que controlaba la articulación del tobillo, permitiendo que las piernas del paciente se movieran en patrones de marcha fisiológicos. Es relevante señalar que este proyecto optó por aprovechar una cinta de correr impulsada para lograr el movimiento en lugar de utilizar un impulso activo en el tobillo [5].

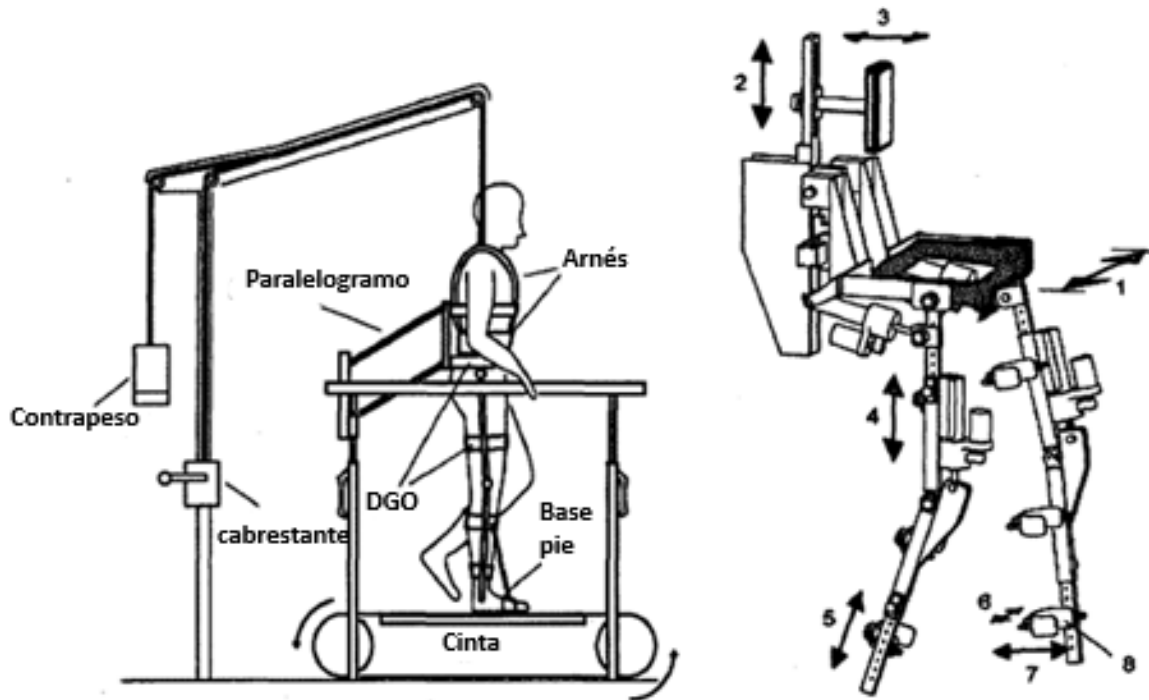


Figura 1.1: Dispositivo de entrenamiento exoesquelético para pacientes parapléjicos. Tomado de [5].

En 2004, se puede resaltar un artículo enfocado hacia la seguridad de los entrenadores de marcha robóticos. Aunque el artículo se centraba en los sensores mecánicos y electrónicos de seguridad del sistema, se proporcionó información sobre la estructura de la máquina de simulación de caminata, la cual se muestra en la figura 1.2. En el contexto del tobillo, se mencionó un goniómetro de tobillo equipado con interruptores de límite de parada de emergencia ajustables, lo que aseguraba que el rango de movimiento del tobillo se mantuviera dentro de los límites permitidos. Este sistema guía el pie a lo largo de su trayectoria durante todas las fases de la marcha, imitando una marcha normal [6].

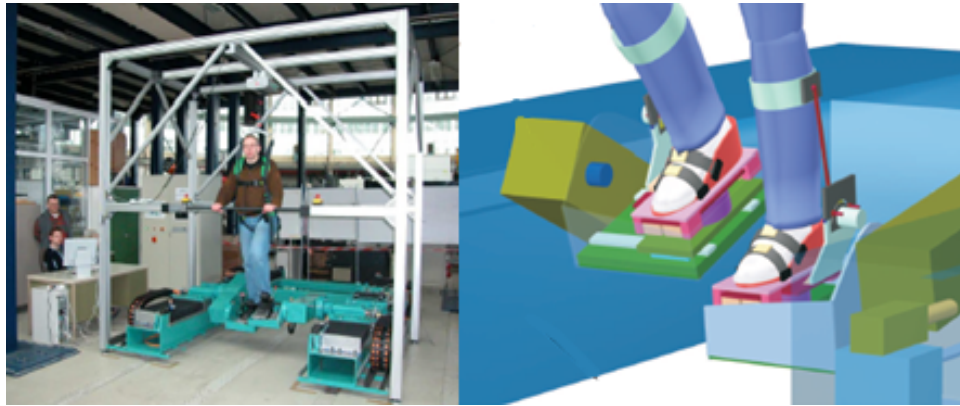


Figura 1.2: Entrenador robótico exoesquelético de simulación de caminata para personas con discapacidad. Tomado de [6].

Es importante destacar que, en ambos casos, se trataba de sistemas de máquinas de simulación de marcha dentro de un entorno controlado y no de sistemas portátiles, ya que requerían un sistema estático para su funcionamiento.

En 2006, surgió un sistema portátil de exoesqueleto, mostrado en la figura 1.3 para caminata, aunque no se centraba en el tobillo. Este “exoesqueleto de mochila” abordaba una pierna y cadera completa, incluyendo un resorte pasivo en el tobillo. El resorte pasivo controlaba la flexión y almacenaba energía que se liberaba para ayudar en la flexión plantar potenciada [7].

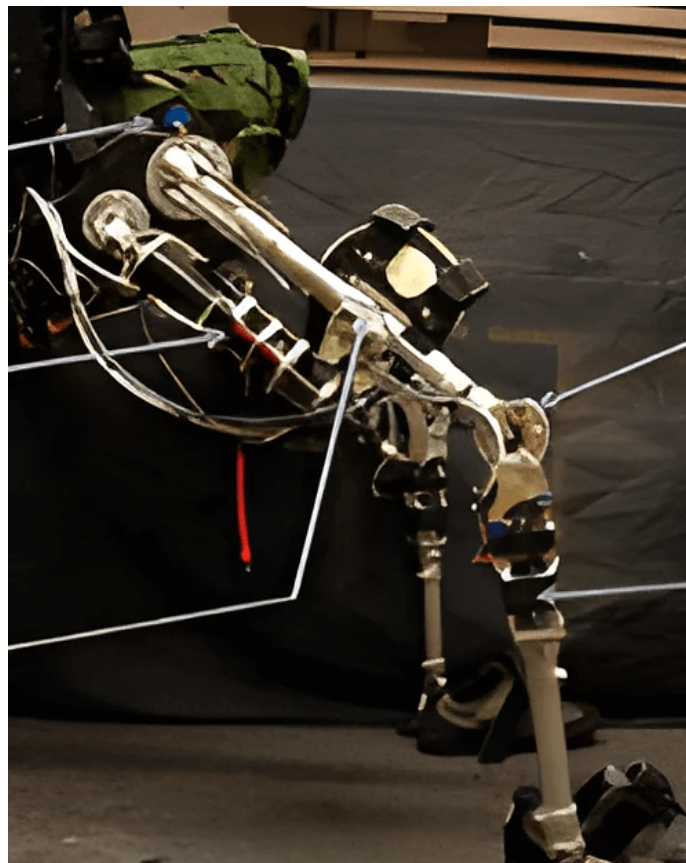


Figura 1.3: Sistema portátil de exoesqueleto de cadera-rodilla-tobillo para caminata. Tomado de [7].

En el año 2008 se puede encontrar el primer exoesqueleto completamente enfocado en la extremidad del tobillo en la base de datos de IEEE. Este artículo se centraba en la investigación sobre el control de un tobillo exoesquelético con señales de electromiografía de superficie (EMG), mostrado en la figura 1.4. Principalmente, se exploraba el uso de sensores EMG para el control de los actuadores futuros en exoesqueletos de tobillo. El artículo se centraba en verificar el método de control y demostrar la eficacia del sistema de control [8].

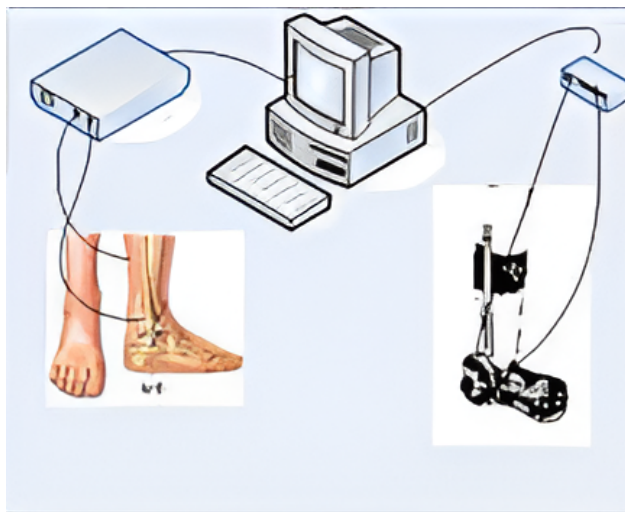


Figura 1.4: Sistema de control por Electromiografía (EMG) como sensores para control de exoesqueleto de tobillo. Tomado de [8].

Tras 2008, la investigación en exoesqueletos se expandió considerablemente, lo que llevó a la exploración de proyectos más recientes. En el año 2014 se presentó un artículo acerca de exoesqueletos que tiene como objetivo la rehabilitación de rodilla y tobillo, publicado por parte de la Revista Nacional de Ingeniería Biomédica del cual el objetivo principal fue el de realizar un exoesqueleto que pudiera controlar el movimiento de esta extremidad por medio de sensores de posición y velocidad, a fin de recuperar la capacidad del músculo de contraerse, como de recuperar la resistencia del mismo para las personas que requieran rehabilitación, igualmente dentro de este artículo se destaca la ventaja de utilizar una órtesis la cual es permitir que la robótica que conforma el exoesqueleto únicamente se enfoque en instrumentar adecuadamente el sistema para realizar los ejercicios de rehabilitación. Entre otros puntos a destacar del sistema son que este presenta dos grados de libertad, uno presente para apoyar el movimiento de flexión del pie, mientras que el otro grado de libertad ayuda al movimiento angular del tobillo [9]. En 2015, se desarrolló un exoesqueleto controlado por torque que aplicaba cómodamente pares elevados y, gracias a sus sensores, se utilizaba para sondear el sistema neuromuscular humano y asistir en la marcha. El torque se generaba mediante una combinación de retroalimentación proporcional e inyección de amortiguación, con actuadores que incluían un motor potente y un sistema de resortes. Los marcos del exoesqueleto incluían articulaciones rotacionales en ambos lados del tobillo, creando un sistema bilateral con ejes de rotación aproximadamente colineales con los de la articulación humana [10].

Dentro de este año, también se pueden encontrar artículos que hablan de la importancia del uso de estos dispositivos en rehabilitación, uno de ellos toma en cuenta la rehabilitación de pacientes afectados por una lesión de la médula espinal, ya que al no rehabilitarse normalmente las zonas inferiores como pueden ser el tobillo y el pie pueden quedar inactivos y su rango de movimiento se limita. Este estudio demuestra que las trayectorias de la cadera y la rodilla cambian cuando los sujetos no pueden mover los tobillos. Por lo que muestra la importancia de la rehabilitación de este tipo de extremidades. Igualmente en este artículo se remarca la dificultad que conlleva el imitar una marcha real, así como las técnicas usadas en esa época para imitar el comportamiento de una marcha normal, siendo uno bastante interesante el usar trayectorias predefinidas que pueden calcularse mediante simulaciones como las que se utilizan en la animación o simplemente grabarse en sujetos sanos utilizando un sistema de captura de movimiento. Dentro del artículo anteriormente

mencionado se descubrió que la trayectoria de caminata desarrollada por medio de exoesqueletos con sistemas de tobillo pasivos tiene un patrón de posición, velocidad y aceleración bastante diferente al que debería tener el tobillo en una caminata [11].

En 2017, se produjeron desarrollos notables en el campo de los exoesqueletos de tobillo. Uno de los proyectos destacados es un sistema híbrido que emplea un par de resortes comprimidos para almacenar energía durante la flexión plantar y la fase de balanceo de la marcha. Estos resortes comprimidos liberan la energía acumulada, impulsando el movimiento. Un cable fijado a la espinilla suministra energía para asistir a las personas en la flexión. Este proyecto también incorporó la simulación cinemática del tobillo en el software MATLAB/Simulink, un recurso que también se utiliza en esta investigación. Los giroscopios desempeñan un papel importante en el sistema, elemento que es parte de la estructura de la funcionalidad del sensor inclinómetro que se empleará igualmente en esta investigación. Es esencial destacar que el actuador accionado por cable mantiene la tensión de la cuerda mediante un par de torsión bajo. Además, el diseño y la simulación de los mecanismos de ese proyecto se realizaron en SolidWorks como se ve en la figura 1.5, este software también se está utilizando para diseñar varios prototipos dentro de nuestro trabajo de tesis [12]. Cabe destacar entre otras propuestas interesantes publicadas ese mismo año, se encuentra el diseño de un sistema pasivo de equilibrio para un exoesqueleto a partir del tobillo [13], el cual tiene un mecanismo de almacenamiento de energía que almacena energía en la fase de postura y la libera en la fase de balanceo al caminar. Es importante recalcar este artículo ya que resalta la importancia del equilibrio en estos sistemas pues, dentro de los exoesqueletos inferiores, en muchas propuestas y diseños llega a ser complicado el proporcionar un equilibrio eficiente al usuario.

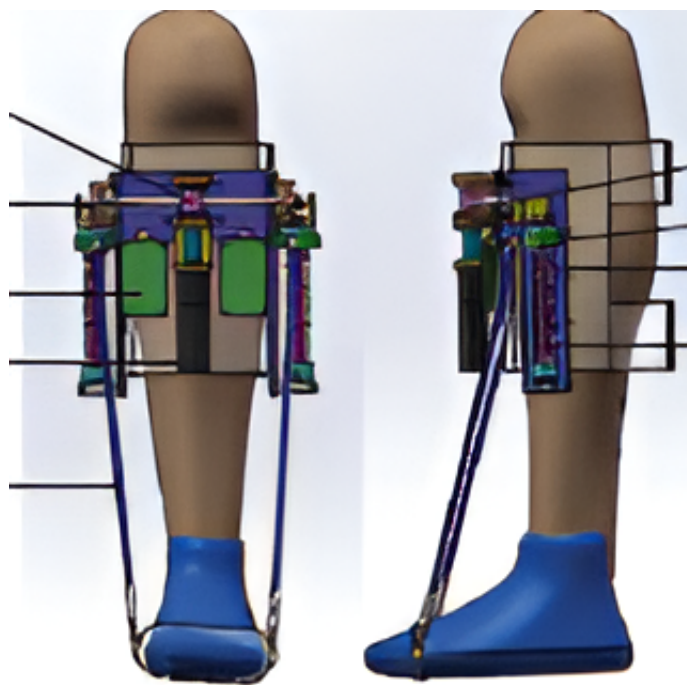


Figura 1.5: Estructura diseñada en SolidWorks de exoesqueleto de tobillo construido por mecanismo de resortes comprimidos. Tomado de [13].

Avanzando a 2018, se pueden encontrar artículos centrados en exoesqueletos con mecanismos de centro de movimiento remoto (RCM). Esta característica es relevante, ya que una de las ideas para el prototipo implica la colocación de un servomotor en una zona remota, posiblemente no adyacente al pie. Esta disposición permite una mejor estructura para operar con calzado convencional, ya que los componentes se encuentran en la parte superior y frontal del pie. Asimismo, este prototipo presenta dos grados de libertad, en lugar de uno, como era común en los modelos anteriores. Este dispositivo se compone de una combinación tridimensional de dos mecanismos de articulación de cuatro barras que permiten tanto movimientos lineales como de rotación.

Este prototipo destaca por su objetivo de ser pequeño, práctico y portátil, como se ve en la figura 1.6, alineándose con la meta de esta investigación. La reducción del tamaño en estos dispositivos se vuelve evidente, lo que aumenta su portabilidad y se espera reflejar en el diseño que se está desarrollando [14].

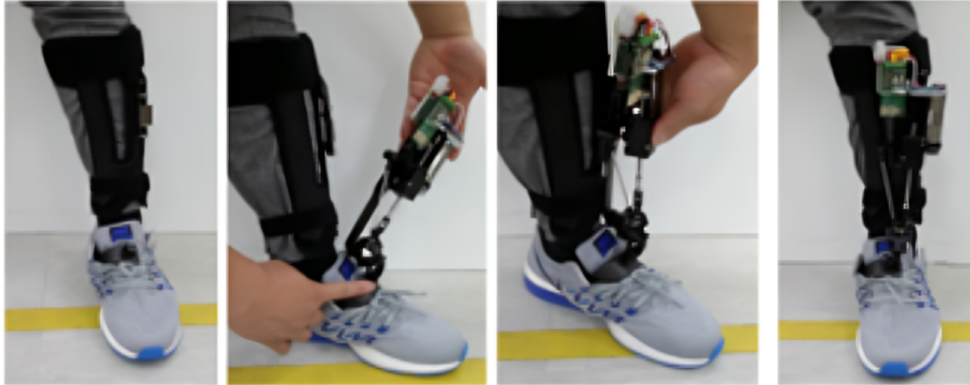


Figura 1.6: Exoesqueleto portátil con centro de movimiento remoto. Tomado de [14].

En 2019, se diseñó un exoesqueleto con dos grados de libertad como se muestra en la figura 1.7. El propósito de este dispositivo es reducir la asimetría en la marcha de pacientes que habían sufrido accidentes cerebrovasculares. El enfoque innovador en este proyecto se centró en el uso de redes neuronales para la predicción de la marcha en el dispositivo. Nuevamente, se observó la incorporación de sensores EMG en el sistema. Uno de los aspectos más destacados es el énfasis en la portabilidad de estos sistemas, con la intención de que las personas puedan usarlos cómodamente en su vida cotidiana. Se planificó el uso de redes neuronales debido a la variabilidad de los movimientos en la vida diaria, como sentarse, pararse, correr, caminar, subir escaleras y caminar en diferentes terrenos. Aunque no necesariamente este sería el enfoque de control a utilizar en este proyecto, se deja en claro que en el futuro se considerará una estrategia de control adecuada basándose en principalmente patrón de caminata general de la persona al usar el prototipo [15].

Entre otras estrategias de control interesante desarrolladas en este año para la implementación en exoesqueletos de tobillo, se puede encontrar un prototipo, en el cual, se muestra una estrategia de control conocida como algoritmo de control de aprendizaje iterativo y algoritmo de optimización de enjambre de partículas [16], en esta estrategia de control a cada individuo se le conoce como una partícula y se le asigna una velocidad que se actualiza dinámicamente en función de su propia experiencia, así como la de las demás partículas. Cada partícula en esta estrategia actualiza su información de velocidad y posición.



Figura 1.7: Exoesqueleto portátil de dos grados de libertad con sensores EMG y controlado por redes neuronales. Tomado de [16].

Es relevante señalar que, en nuestro proyecto de tesis, se descarta el uso de un sistema de dos grados de libertad debido a la función esperada del músculo de la rodilla en un sistema de asistencia para el pie caído. El pistón o resortes utilizados en varios de los exoesqueletos mencionados para impulsar el pie hacia arriba se excluyen, y se opta por el sistema rotacional proporcionado por el servomotor.

La investigación actual en el campo de los exoesqueletos de tobillo sigue proporcionando valiosos conocimientos. Se puede destacar el presentado en [17], de 2020, donde se muestra un modelo biónico electromecánico de bajo coste, que presenta una estructura mecánica sencilla y es controlado por un sistema de conmutación que utiliza un motor paso a paso como actuador. Asimismo, en [18], también publicado en 2020, se describe un sistema neumático portátil, que inyecta aire en el momento adecuado para proporcionar asistencia a la dorsiflexión del pie a través de un chaleco que lleva el paciente.

Un prototipo desarrollado en 2021 [19], que muestra el uso de un dispositivo de estimulación eléctrica funcional (FES) que estimula eléctricamente el nervio peroneo superficial, ayudando a levantar el pie durante la marcha. Utiliza un control difuso en tiempo real para ajustar la estimulación eléctrica en función de la condición del pie sano del paciente. Entre otros dispositivos desarrollados recientemente, el artículo en [20], de 2022, presenta una órtesis de tobillo y pie (AFO) que incorpora un mecanismo de reciclaje de energía para ayudar en la dorsiflexión del pie durante la marcha. Este dispositivo no motorizado aprovecha la energía mecánica generada por el usuario durante la fase de apoyo. El dispositivo recicla la energía almacenada en un resorte durante la fase de apoyo, liberándola durante la fase de balanceo para ayudar en la dorsiflexión del tobillo.

Un estudio del año 2022 se centra en el análisis del confort y la comodidad del usuario al utilizar estos dispositivos, abordando la perspectiva psicométrica de las personas. Se destaca la creciente atención que se presta a los estudios sobre la percepción de los usuarios con respecto a los parámetros de control, ya que estos ofrecen información clave sobre la comodidad, la coordinación y la confianza de las personas al utilizar los dispositivos. En este estudio, se sometió a un grupo de personas a varias pruebas que involucraban el seguimiento de una trayectoria por parte del servomotor que controla el exoesqueleto, con cambios en el desfase en relación con la marcha natural. Los participantes expresaron su percepción de comodidad, registrando si no sentían un cambio, si percibían un cambio significativo o si no estaban seguros. A pesar de que esta investigación recopila información subjetiva, es relevante para comprender el rango de desviación de la marcha que es tolerable para lograr comodidad al caminar. Las desviaciones de caminata realizadas para este experimento se muestran en la figura 1.8, mientras que los resultados psicométricos, es decir, en la medición de confort del usuario por medio de un sistema escalar según su percepción, obtenidos son mostrados en la figura 1.9 [20].

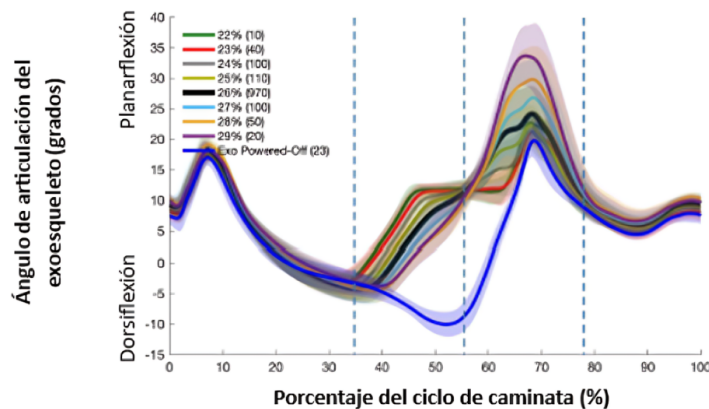


Figura 1.8: Perfiles de ángulo bajo diferentes tiempos de actuación. El número entre paréntesis indica el número de zancadas realizadas en cada cronometraje. Tomado de [20].

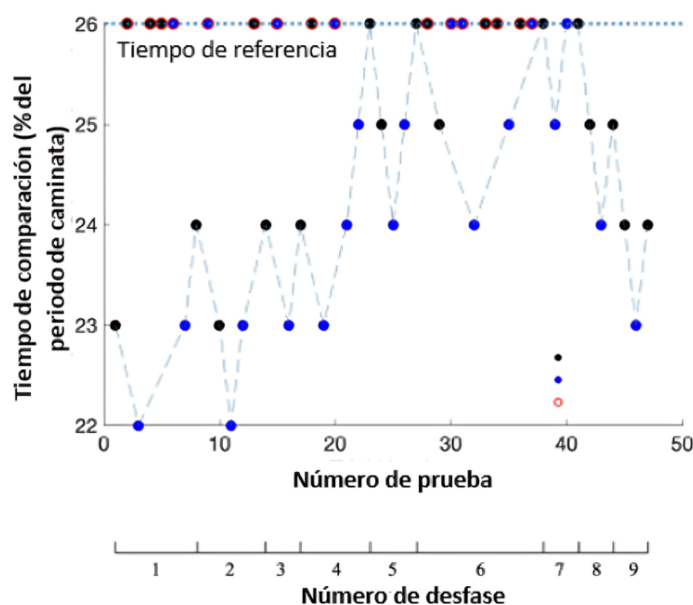


Figura 1.9: Resultados de prueba psicométrica de percepción de participantes sobre comodidad al usar exoesqueleto con diferentes desviaciones de tiempo. Tomado de [20].

En 2023, un artículo titulado "La asistencia del exoesqueleto del tobillo puede afectar la regulación de los pasos durante la caminata a su propio ritmo" se centra nuevamente en el confort al utilizar estos dispositivos. El artículo resalta que, al caminar, los seres humanos equilibran simultáneamente la velocidad y el equilibrio, dos parámetros que generalmente no son constantes. Se observa que los costos temporales y de equilibrio son parámetros que compiten y se ven influenciados por diferentes aspectos de la marcha. A diferencia del proyecto anterior que se centró en el seguimiento de trayectoria, así como la regulación del torque del exoesqueleto, este estudio monitoreó el movimiento de los sujetos utilizando cámaras de captura de movimiento. Además, se utilizaron sensores calorimétricos para medir el consumo de energía de las personas al utilizar el exoesqueleto y compararlo con el gasto de energía sin el dispositivo. También se emplearon sensores EMG para medir la respuesta muscular del cuerpo mientras se utilizaba el exoesqueleto. Los resultados destacaron que la adaptación promedio al exoesqueleto a través de los sistemas de marcha se logró en 15 minutos. Además, se observó que los usuarios necesitaron reducir su velocidad al caminar cuando eran asistidos por el exoesqueleto, lo que señala la importancia de mejorar este aspecto para lograr una mayor comodidad [21].

En ambos estudios recientes, el exoesqueleto utilizado fue de "torque cero", lo que significa que simplemente imita el movimiento de caminata de un ser humano en relación con el tobillo. Estos estudios se llevaron a cabo en pacientes sanos es importante considerar que los parámetros de confort y comodidad pueden variar en pacientes con condiciones físicas diferentes.

Uno de los artículos más recientes, publicado en julio de 2023, se destaca por desarrollar un modelo matemático basado en datos obtenidos mediante el uso de sensores portátiles de electromiografía. Estos sensores registran la dinámica del movimiento del tobillo y permiten representar los movimientos realizados al sentarse. En este experimento, se recopilieron datos de la fuerza y tensión muscular de los voluntarios en diferentes músculos, incluyendo los de los brazos. Esto se hizo reconociendo que, para capturar de manera precisa el movimiento al sentarse, se deben considerar las contracciones musculares en todo el cuerpo. El objetivo principal de este estudio es crear un modelo matemático que pueda ser aplicado en futuros desarrollos relacionados con exoesqueletos de tobillo [22].

En junio de 2023, otro artículo se enfoca en un sistema de control, pero esta vez relacionado con la marcha en terrenos irregulares. Este artículo subraya la complejidad de implementar exoesqueletos en entornos reales".

Por lo general, las pruebas de marcha se realizan en ambientes controlados en laboratorios e instalaciones de investigación. El artículo propone una solución a este problema al abordar la caminata en entornos cotidianos. El sistema de control propuesto busca adaptar el comportamiento de cada zancada mediante sensores electromiográficos colocados en la pierna y el muslo. Además, se emplean modelos matemáticos para prever el comportamiento de cada zancada. Esto permite evitar el uso del patrón sinusoidal convencional que se observa en la marcha y, en su lugar, logra un comportamiento más real.^{en} entornos cotidianos. El artículo también destaca un sistema dinámico que representa la predicción del comportamiento en cuatro dimensiones: el ángulo de inclinación del talón, el ángulo de inclinación de la punta del pie, la posición del talón y la posición de la punta del pie [23].

Estos dos enfoques ofrecen una perspectiva interesante sobre el desarrollo de exoesqueletos de tobillo, cada uno abordando diferentes aplicaciones prácticas. El primer enfoque se centra en la creación de un modelo matemático y un sistema de control adecuado para tareas como sentarse; mientras que el segundo se enfoca en la movilidad sobre superficies irregulares. La lectura de estos artículos amplía nuestra comprensión de los diversos enfoques necesarios al desarrollar prototipos de exoesqueletos de tobillo, ya que estos deben lidiar con entornos cotidianos que abarcan desde subir escaleras hasta moverse en terrenos desafiantes, e incluso sentarse.

En septiembre de 2023 el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV) desarrolló el control robusto para la creación de un exoesqueleto de la parte inferior del cuerpo en donde se centraron los esfuerzos en diseñar y obtener un control para el movimiento de la parte de la rodilla y el pie con el objetivo de lograr una trayectoria fluida. Un punto que destacar en este artículo es el uso de servomotores para mover las articulaciones del exoesqueleto, ya que en gran parte de las propuestas para el uso de actuadores se usan resortes y/o motores eléctricos. Los datos de los sensores fueron obtenidos usando un sistema óptico de movimiento, mientras que el modelo matemático fue obtenido por medio del método de Euler Lagrange. El prototipo se puede observar en la figura 1.10 [24].



Figura 1.10: Prototipo de exoesqueleto de rehabilitación para ayudar al tobillo y la rodilla en ejercicios de lesión, propuesto por CINVESTAV. Tomado de [24].

Capítulo 2

Diseño del exoesqueleto

En este capítulo, se estudia la biomecánica del tobillo, los modelos que representan su movimiento, la marcha y las fases que estructuran la caminata del mismo, así como se muestra el diseño mecánico del exoesqueleto buscando una estructura funcional y optimizada para la asistencia de la marcha basada en el método interactivo, es decir, el realizar un conjunto de prototipos distintos hasta llegar al más óptimo, por medio de prueba y error para el diseño. Partiendo de una órtesis rígida, el dispositivo permite una fijación estable a la pierna, minimizando desplazamientos indeseados que podrían afectar tanto la precisión de los sensores como la eficacia del actuador. Para construir las diferentes secciones, se seleccionaron materiales específicos de acuerdo con los requerimientos funcionales y mecánicos.

El proceso de diseño involucró herramientas de modelado en SolidWorks, se exportaron los archivos a formato STL y se utilizó software de impresión como Dremel Digital Lab 3D Slicer, optimizando el porcentaje de relleno y los soportes de impresión. Finalmente, el prototipo integra componentes electrónicos, como el servomotor Dynamixel AX-12 para el movimiento del tobillo, un encoder incremental para la medición de la rodilla y un giroscopio para obtener la velocidad angular del dispositivo.

2.1. Biomecánica del tobillo

2.1.1. Movimiento general del tobillo

El pie distribuye las cargas gravitacionales e inerciales del cuerpo [25]. Los planos correspondientes con cada una de las secciones del pie se pueden observar en la figura 2.1.

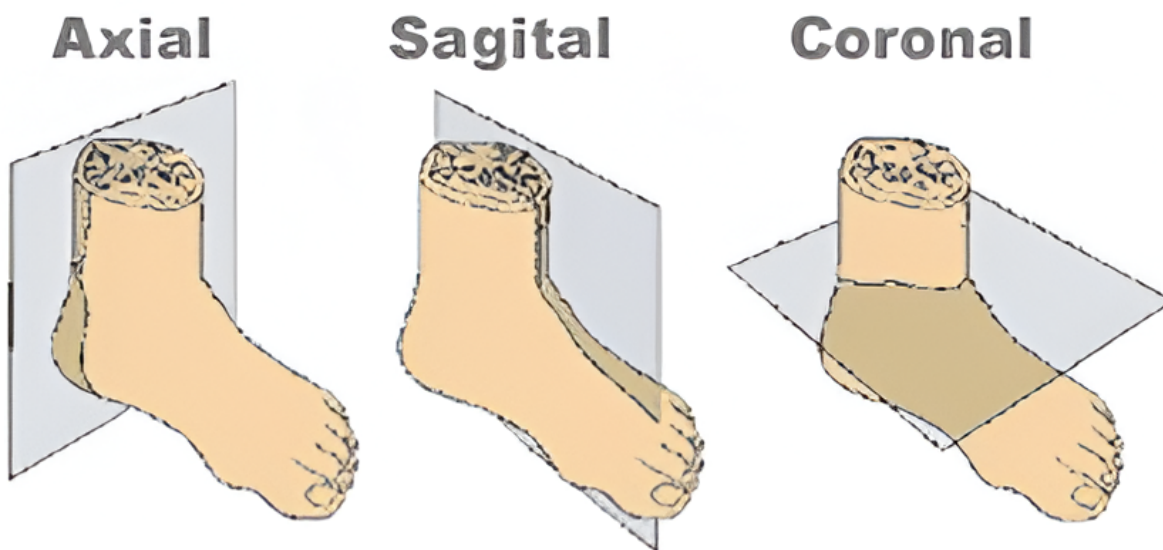


Figura 2.1: Planos donde se localiza el movimiento de cada uno de los grados de libertad del tobillo. Tomado de rmcuerpo.net (2023).

En cuanto a la cinemática del tobillo, los modelos suelen simplificar el pie como un único cuerpo rígido, pero los modelos más detallados reconocen diferentes segmentos y articulaciones primarias. Así, su movimiento se puede clasificar en dos enfoques: uno que considera tres ejes de rotación, y otro que describe su movimiento en dos grados de libertad—pronación y supinación [26], como se muestra en la figura 2.2.

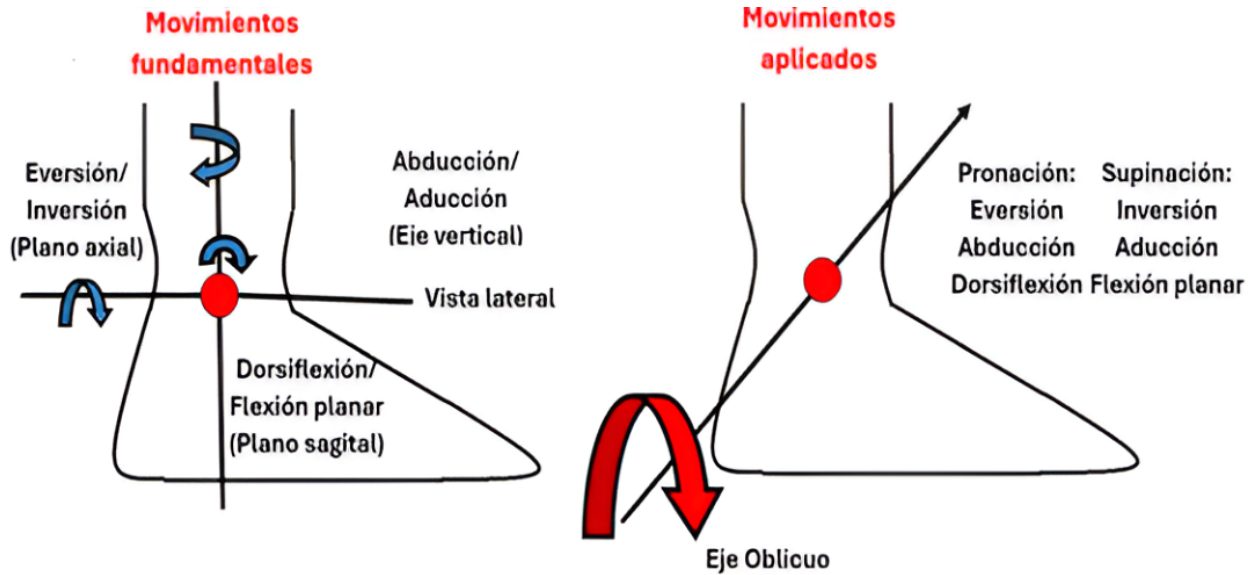


Figura 2.2: Cinemática del tobillo desde el enfoque fundamental y el enfoque del movimiento aplicado.

2.1.2. La marcha

La marcha se refiere al movimiento natural humano durante el desplazamiento de este, que prioriza la eficiencia energética y requiere la coordinación de múltiples músculos y huesos. Se puede dividir en la fase de apoyo (60% del ciclo) y la fase de balanceo (el 40%) restante [27].

Durante la marcha se logran tres tareas funcionales clave: aceptación del peso, apoyo de una sola extremidad y avance de la extremidad. Durante la dorsiflexión en la fase de apoyo, el tobillo se vuelve más estable debido a la tensión en los ligamentos y músculos. La fase de apoyo se subdivide en cinco subfases, mientras que la fase de balanceo se divide en tres, como se muestra en el cuadro 2.1.

Cuadro 2.1: Estructura de las fases de la marcha en el caminar humano.

Fases de la Marcha	Tareas Funcionales	Postura dentro del Ciclo
Fase de Apoyo	Aceptación de peso en el apoyo inicial	Contacto inicial
		Respuesta de carga
	Soporte unipodal desde el apoyo medio hasta el apoyo terminal	Apoyo medio
		Apoyo terminal
		Pre-oscilación
Fase de Oscilación	Avance de la extremidad durante la oscilación	Oscilación inicial
		Oscilación media
		Oscilación terminal

Para este análisis se considera que el pie está descargado y libre de rotar. Tan pronto como se alcanza la fase de la marcha con el pie, la pierna comienza a rotar hacia adelante (dorsiflexión) sobre el pie puesto a tierra. La dorsiflexión continúa hasta justo después de la fase de reposo del talón. En este punto del ciclo de

la marcha, el tobillo se vuelve cada vez más estable como se muestra en la figura 2.3, esto se debe al aumento de la tensión en muchos ligamentos colaterales y músculos flexores plantares estirados, como son el tendón de Aquiles, ligamento calcáneo-peroneo o el peroné largo [26].

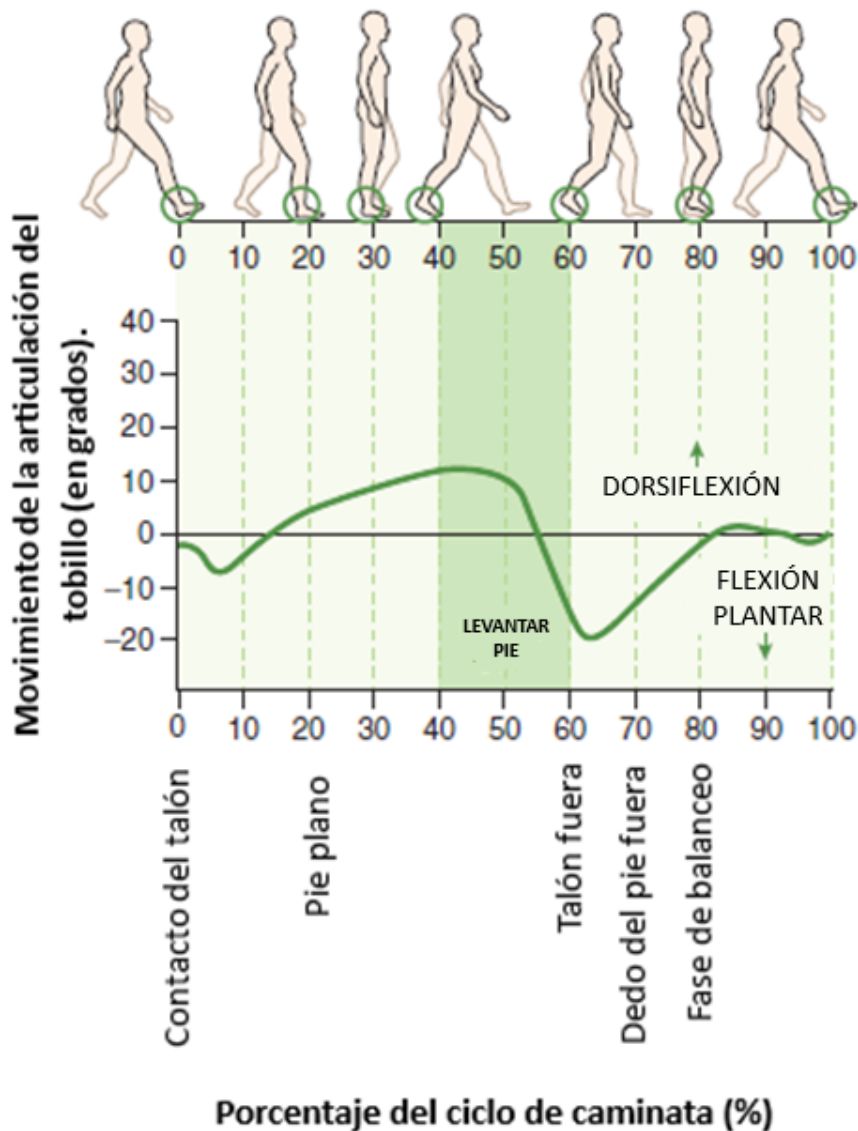


Figura 2.3: Rango de movimiento de la articulación del tobillo derecho durante las fases principales del ciclo de la marcha. Tomado de [26].

Hay que considerar que en rehabilitación existen diferentes tipos de ejercicios [28] que se realizan a los pacientes, los cuales se pueden dividir en:

- **Ejercicios pasivos:** Requieren la ayuda de otra persona. Durante este tipo, el individuo se relaja mientras la persona capacitada o el dispositivo mueve la parte del cuerpo.
- **Ejercicios activos:** es el propio individuo quien realiza el movimiento sin ayuda externa.
- **Ejercicios activos asistidos:** combinan el esfuerzo del individuo con la asistencia de un compañero, quien puede aplicar resistencia o ayudar en el estiramiento.

En este caso específico de momento utilizaremos el exoesqueleto como sistema de rehabilitación pasiva por medio de la introducción de diferentes funciones de entrada las cuales, al colocar el dispositivo en el paciente, este pueda guiarlo para hacer ejercicios de rehabilitación sobre un tiempo determinado en el cual se requiera realizar el ciclo de repeticiones para la rehabilitación. Los ejercicios realizados serían específicamente de extensión y flexión y estos se pueden observar en la figura 2.4.

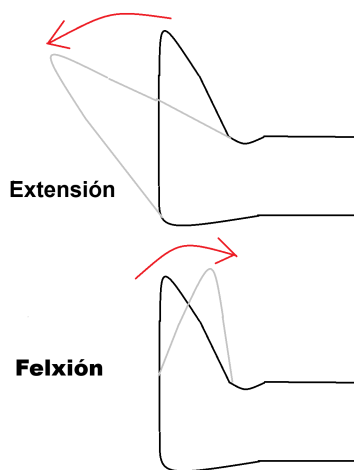


Figura 2.4: Ejemplo de movimiento de flexión y extensión de tobillo. Tomado de [26].

2.2. Diseño mecánico del exoesqueleto

Para el diseño, utilizamos un sistema que, mediante un servomotor, empuja el pie, permitiendo al usuario caminar sin arrastrarlo. El diseño se centra en un dispositivo discreto y cómodo, que se puede colocar sobre la ropa y llevar fácilmente con zapatillas deportivas, además de ser sencillo de poner y quitar.

2.2.1. Prototipos anteriores

Los prototipos propuestos en este trabajo de tesis se basan en una estructura de órtesis fija mostrada en la figura 2.5, donde la idea inicial se basaba en retirar la parte inferior para integrar una impresión 3D, sin modificar la parte superior.



Figura 2.5: Ortesis física y diseño 3D utilizada para fijar el elemento a la espinilla.

Para el primer diseño mostrado en la figura 2.6. La parte superior de la órtesis se utiliza para fijar firmemente el dispositivo a la espinilla y evitar movimientos durante la marcha que puedan afectar las lecturas o la eficiencia del actuador. Los dispositivos propuestos tienen mecanismos adaptables con solapas frontales y traseras para ajustarse al tamaño del pie del paciente, siendo livianos y prácticos. En la primera propuesta (izquierda de la figura 2.6), el servomotor mueve la solapa frontal, mientras que en la segunda, se coloca en la parte trasera. El servomotor se coloca en la cavidad amarilla, cuyo objetivo es guiar el pie en la dirección correcta de movimiento según la trayectoria de la marcha.

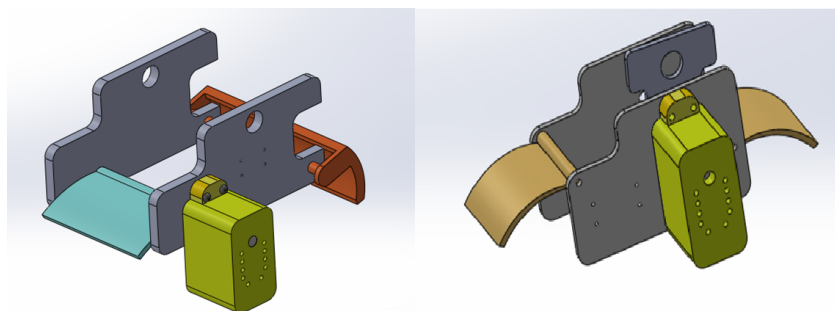


Figura 2.6: Izquierda. Propuesta 1 de prototipo de exoesqueleto para tobillo con colocación de actuador servomotor en la parte frontal y diseño amplio. Derecha. Propuesta 2 de prototipo de exoesqueleto para tobillo con colocación de actuador servomotor en la parte trasera y diseño más estrecho.

Respecto al segundo prototipo realizado, que puede observarse en la figura 2.7 se muestra la incorporación de una parte inferior plegable para colocar los sensores de fuerza además de intentar hacer que el dispositivo sea práctico de transportar para el usuario, además de la ubicación del servomotor en la parte lateral para fijarse a la órtesis la cual esta fija al pie y de esta manera recibir el movimiento del actuador, además de mantener una solapa superior para adaptar el pie a diferentes personas. Este dispositivo fue descartado por su falta de comodidad para el usuario, así como por el exceso de material que se usaría para producirlo con impresión 3D y su alta rigidez por el diseño.

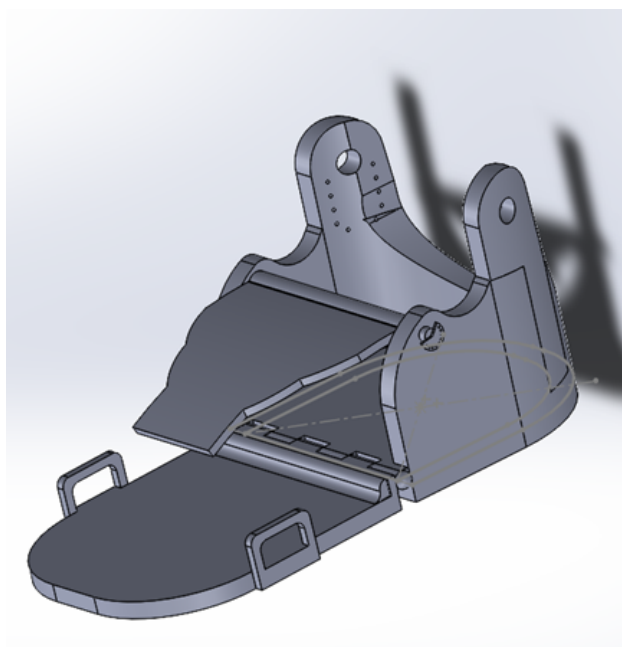


Figura 2.7: Segundo prototipo propuesto.

Para la tercera propuesta se incluyó un compartimiento para el inclinómetro WITMOTION [29], el cual es un sensor que puede medir ángulos, velocidad y aceleración en 3 diferentes ejes, que fue descartado en posteriores diseños por no ser práctico para medir el ángulo de inclinación del tobillo al ser algo grande y tener que estar en una posición complicada para manejar dentro del prototipo. Colocado en la parte lateral, además de retirarse la parte frontal para dejar la lectura de los sensores de fuerza solo con la parte trasera; se incluye la extensión de la parte lateral y fijación externa del servomotor al exoesqueleto, se puede observar por la figura 2.8 una mejora en la ligereza y practicidad, pero aún con problemas de ajuste y confort los cuales fueron corregidos para la tercera versión.



Figura 2.8: Tercer prototipo presentado que incluía un compartimiento para colocar el inclinómetro WITMOTION en la parte lateral del dispositivo.

Para la cuarta propuesta esta tiene la central inercial WITMOTION reubicada al centro del pie para una medición más precisa, esto ya que los 3 ejes de lectura del sensor pueden ser medidos desde el origen en esta posición siendo la orientación la que se muestra en la figura 2.9.

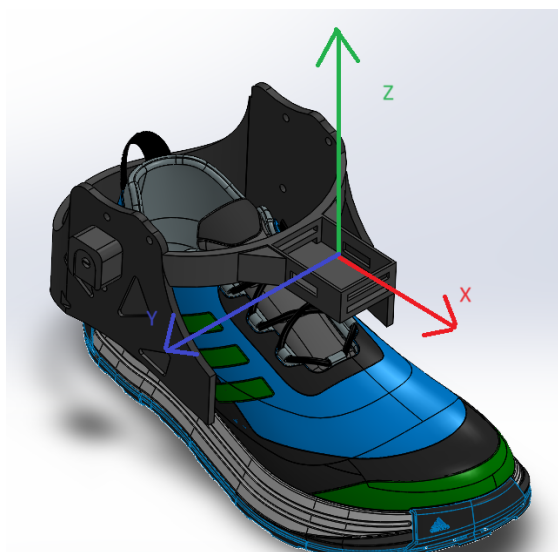


Figura 2.9: Ejes de lectura de sensor WITMOTION colocado en la parte central del prototipo para mejora de las lecturas del dispositivo.

Para la quinta propuesta se muestra el elemento frontal removible para facilitar el uso y la fabricación más rápida en impresora 3D por la facilidad a la hora de la fabricación de los elementos divididos en la sección principal, el sujetador de potenciómetro y el compartimiento para el inclinómetro los cuales finalmente después de ser maquinados fueron unidos por presión.

Se hizo también para esta versión una reducción de la holgura en la base para mejorar el ajuste al tenis del paciente donde se requiera utilizar el exoesqueleto, el diseño del dispositivo se muestra en la figura 2.10.

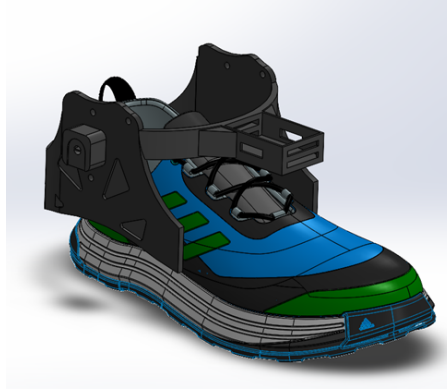


Figura 2.10: Diseño del quinto prototipo.

Para la sexta versión mostrada en la figura 2.11 se removieron las secciones inferiores de la ortesis y estas fueron colocadas como soportes fijos para la espinilla a fin de servir como apoyo para la instrumentación del dispositivo.

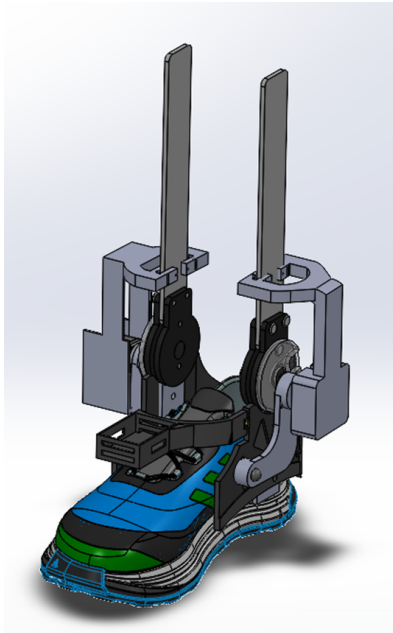


Figura 2.11: Diseño 3D del sexto prototipo del exoesqueleto.

Se basa igualmente en una estructura de órtesis rígida. Adicionalmente, se incorporaron sensores en la sección de la articulación de la rodilla para mejorar la clasificación de la marcha.

Para el diseño de la parte que sostiene la instrumentación y la sección que da soporte a la rodilla, se utilizó Ácido Poliláctico Ultra (Ultra PLA) para impresión 3D. Este material se considera fácil de imprimir, tiene una alta dureza y, gracias a su tenacidad, se puede modelar en hilos finos. Además, se puede extruir a una temperatura relativamente baja (alrededor de 210 °C) y no requiere de cama caliente [30]. Mientras tanto, para la sección que empuja el pie, se utilizó un material más flexible: Poliuretano Termoplástico (TPU) 95A. Este material tiene una muy buena resistencia al desgaste, así como una alta resistencia al impacto, lo que lo hace perfecto para los movimientos que realizará el exoesqueleto. Además, tiene una buena resistencia a la corrosión de muchos aceites y productos químicos industriales comunes, y una resistencia a la temperatura de más de 100 °C [30]; para la parte que sostiene la instrumentación con la sección central del dispositivo se utilizó aluminio el cual es un material resistente y puede soportar altas torsiones generadas por el exoesqueleto. Este diseño puede verse en la figura 2.12.

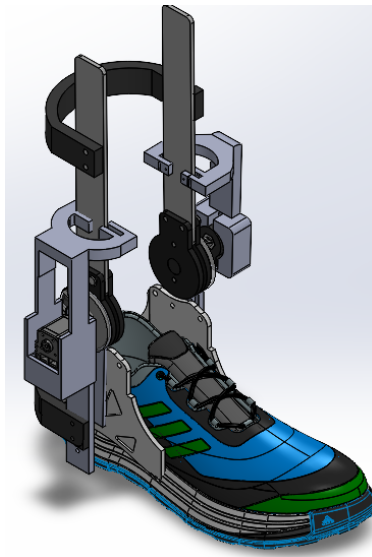


Figura 2.12: Diseño en SolidWorks de la sexta propuesta de exoesqueleto.

El diseño físico del prototipo con el clasificador de rodilla y el exoesqueleto inferior para mover el tobillo se observan en la figura 2.13.



Figura 2.13: Prototipo físico del exoesqueleto.

2.2.2. Diseño actual del prototipo

En la versión actual del diseño, se ha optado por ubicar el motor, la instrumentación y el sistema mecánico en el lado derecho del pie derecho. Esta decisión se tomó con el objetivo de mejorar la precisión en la medición del movimiento y optimizar la eficiencia del sistema. A diferencia del diseño anterior, donde el encoder estaba ubicado en el lado opuesto al motor y la transmisión del movimiento se realizaba a través de una estructura flexible, la nueva configuración elimina este problema al situar el encoder en la parte posterior del mecanismo. Esto permite una lectura más exacta del ángulo del servomotor y reduce las trabas mecánicas generadas por la flexibilidad de la estructura anterior.

Para el diseño de la parte que sostiene la instrumentación y la sección que da soporte a la rodilla, se utilizó Ácido Poliláctico Ultra (Ultra PLA) para impresión 3D. Este material se considera fácil de imprimir, tiene una alta dureza y, gracias a su tenacidad, se puede modelar en hilos finos. Además, se puede extruir a una temperatura relativamente baja (alrededor de 210 °C) y no requiere de cama caliente [30]. Mientras tanto, para la sección que empuja el pie, se utilizó un material más flexible: Poliuretano Termoplástico (TPU) 95A. Este material tiene una muy buena resistencia al desgaste, así como una alta resistencia al impacto, lo que lo hace perfecto para los movimientos que realizará el exoesqueleto. Además, tiene una buena resistencia a la corrosión de muchos aceites y productos químicos industriales comunes, y una resistencia a la temperatura de más de 100 °C [31], para la parte que sostiene la instrumentación con la sección central del dispositivo se utilizó aluminio el cual es un material resistente y puede soportar altas torsiones generadas por el exoesqueleto.

Para modelar las piezas, primero se crearon los diseños correspondientes en la plataforma SolidWorks, las vistas del diseño completo se pueden ver en el anexo 1 y las dimensiones de las piezas en los anexos 2, 3 y 4, una vista general se muestra en la figura 2.14.

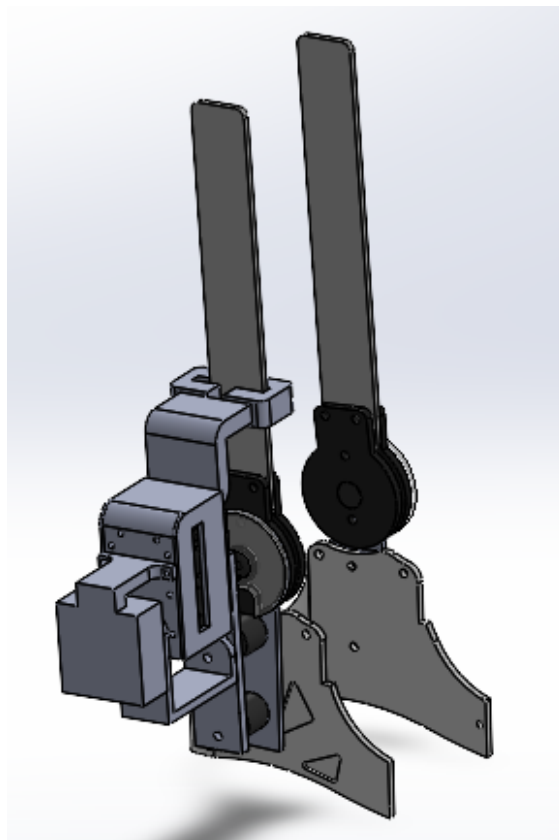


Figura 2.14: Diseño en SolidWorks de propuesta final de exoesqueleto.

Para modelar las piezas con impresión 3D se transfirieron los documentos a un archivo de Lenguaje de Triángulo Estándar (STL), este archivo describe las superficies cerradas externas del modelo CAD original y constituye la base para el cálculo de los cortes como se menciona en [32], la conversión de archivos de SolidWorks a un archivo STL se muestra en la figura 2.15. Como se puede observar al guardarse el documento en dicho formato se muestra su peso de memoria y la cantidad de triángulos que estructuran la pieza.

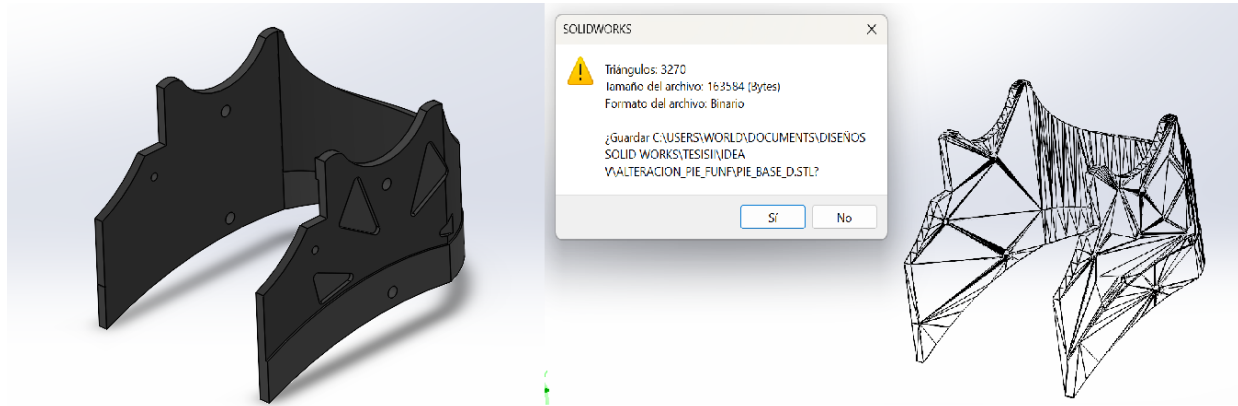


Figura 2.15: Conversión de documentos de SolidWorks a STL.

Posteriormente se utiliza el programa Dremel Digital Lab 3D Slicer para cargar el archivo en formato STL. Dentro del programa, se puede modificar el porcentaje de relleno que puede tener la pieza, que va desde una densidad del 0 al 100 %, además de poder colocar soportes si es que la pieza lo necesita cuando esta contiene agujeros o geometrías que no podrían soportarse por si solas en la mesa de impresión. El software Dremel es mostrado en la figura 2.16. Finalmente el archivo que se utiliza en la impresora es un documento de código G que es se basa en Control Numérico Computarizado (CNC).

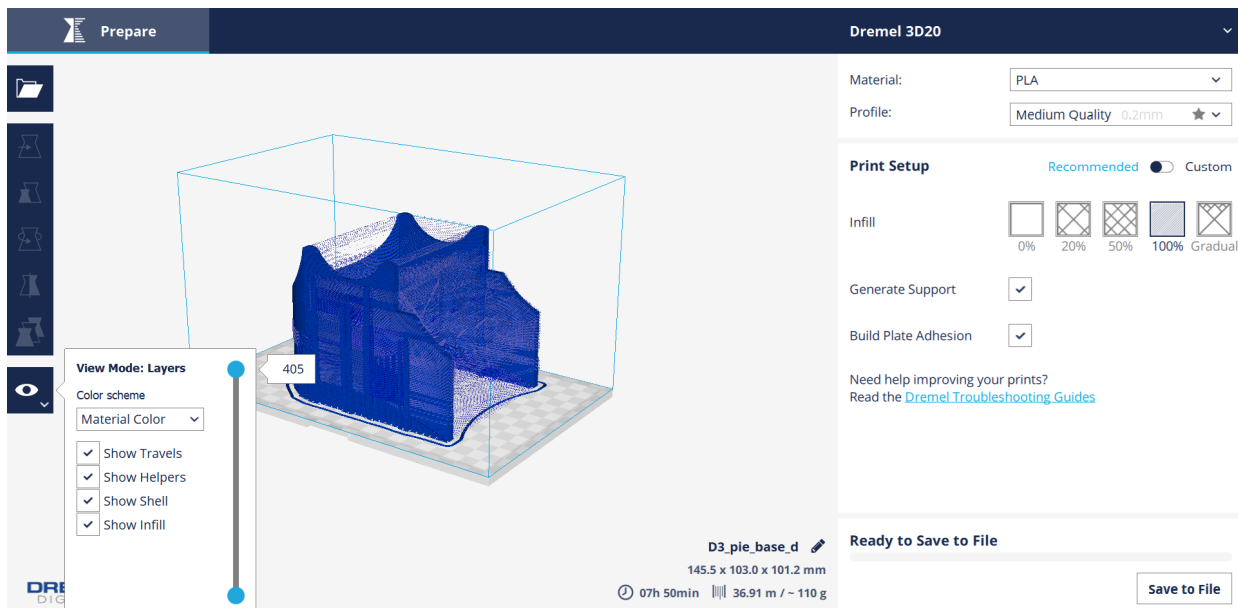


Figura 2.16: Interfaz de uso para Dremel Digital Lab 3D Slicer.

La estructura del prototipo ilustrada en la figura 2.17 se compone de 3 partes, 1) El mecanismo que sostiene la instrumentación del dispositivo, permitiendo la lectura de las variables y el movimiento del dispositivo por medio del servomotor 2) La base a la órtesis que se utiliza para sujetar el dispositivo a la espinilla, 3) La base que sostiene y empuja el pie en la estructura.

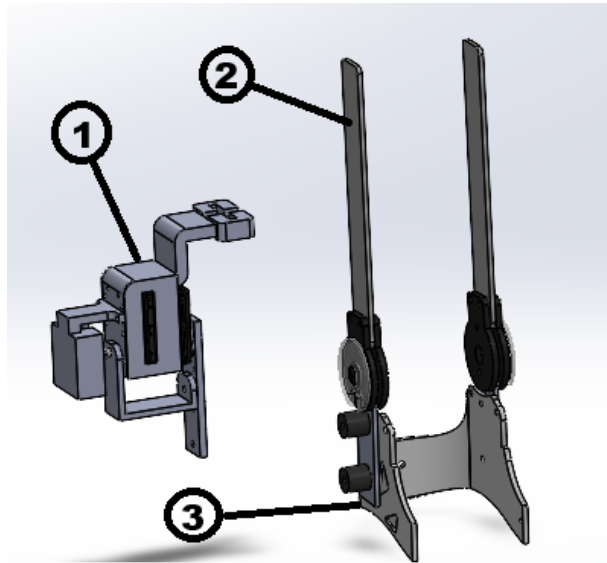


Figura 2.17: Estructura mecánica del exoesqueleto de tobillo.

Con respecto a la destructura del mecanismo donde se coloca la instrumentación, esta se puede ver en la figura 2.18, donde 1) Es el elemento que une y sostiene la instrumentación con la barra principal de la órtesis 2) Encoder usado para medir la posición del exoesqueleto 3) Barra lateral que une la base del dispositivo con la parte móvil correspondiente al servomotor 4) El servomotor Dynamixel usado para el proyecto 5) La barra que une la parte móvil con el eje del encoder permitiendo realizar las lecturas de posición, 6) La base donde se coloca el encoder fijándolo y evitando movimientos que podría desestabilizar las lecturas.

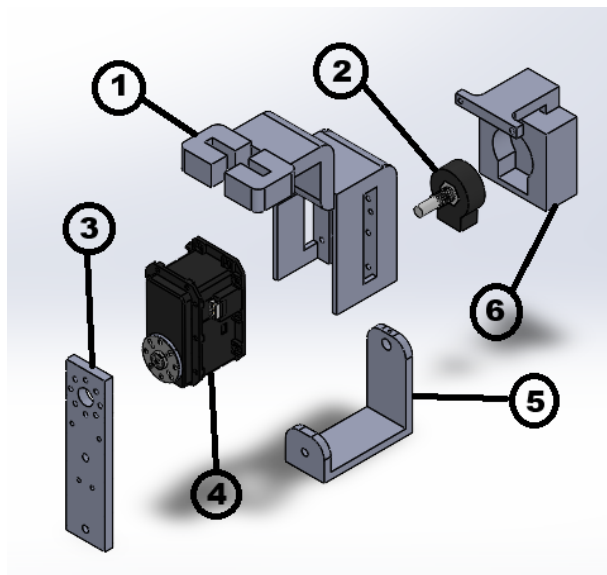


Figura 2.18: Estructura mecánica del elemento donde va sujeta la instrumentación en el exoesqueleto.

Además, esta disposición deja libre la parte izquierda del pie, reduciendo interferencias y mejorando la respuesta del sistema. Si bien la distribución de peso se concentra en un solo lado, este factor no compromete el desempeño principal del dispositivo. En futuros desarrollos, se podrían explorar estrategias para optimizar la distribución de masa sin afectar los beneficios obtenidos con esta configuración. El dispositivo físico con estos elementos integrados se puede ver en la figura 2.19.



Figura 2.19: Estructura física del del exoesqueleto.

Para la sección del sensor de rodilla para la creación del clasificador se ilustran sus componentes en la figura 2.20, tenemos: 1) la sección que une la espinilla al dispositivo; 2) un encoder utilizado para medir el ángulo del movimiento de la rodilla; y finalmente, 3) la sección opuesta que fija la pierna al dispositivo.

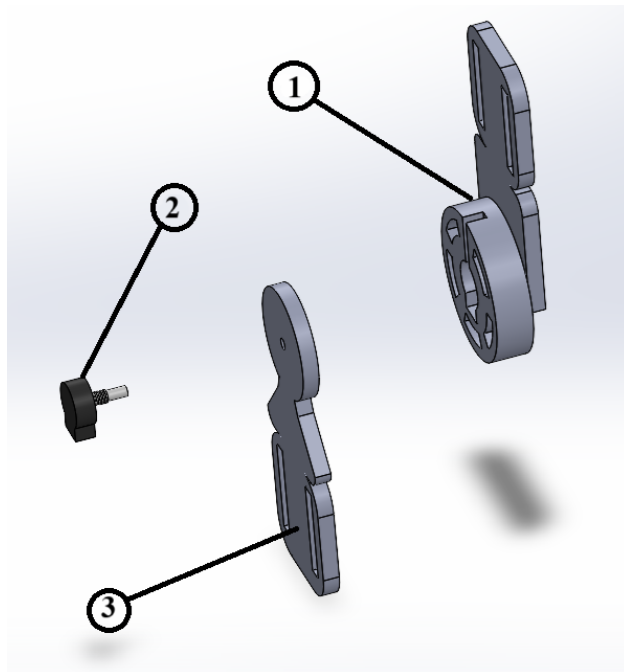


Figura 2.20: Partes de la estructura mecánica del dispositivo de rodilla.

2.3. Instrumentación del exoesqueleto

Los componentes electrónicos integrados en el prototipo incluyen tanto un actuador, el cual es un servomotor inteligente de la marca Dynamixel para el movimiento del tobillo sensores que proporcionarán información importante sobre variables físicas como la posición y la velocidad los cuales serán cruciales para poder realizar el posterior control del dispositivo.

2.3.1. Servomotor Dynamixel MX-106T

El servomotor Dynamixel MX-106T, representado en la figura 2.21, fue seleccionado debido a su capacidad de torque de 8.4 Nm a un voltaje nominal de 12V, que al ser muy alto es adecuado para empujar el pie dentro del exoesqueleto. Este actuador inteligente se comunica de forma asincrónica con una velocidad por defecto de 57,600 bits por segundo (bps) hasta una velocidad de 3 Mbps. Se utiliza el protocolo Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART), que permite una comunicación serial eficiente a través de dos cables para la transmisión y recepción de datos.



Figura 2.21: Servomotor usado para la instrumentación del dispositivo.

La principales características del dispositivo pueden observarse en el cuadro 2.2.

Cuadro 2.2: Información general sobre Dinamixel A-12.

Característica	Valor/Descripción
Resolución	360/4096 , 0.0879°
Ángulo de funcionamiento	360°, giro sin fin
Voltaje	10 V 14.8 V (voltaje recomendado: 12 V)
Corriente sin carga	220mA
Temperatura de funcionamiento	-5 °C +80 °C
Señal de comando	Paquete digital
Tipo de protocolo	Half duplex (8 bits, 1 parada, sin paridad)
Enlace (físico)	Nivel TTL multipunto (conector tipo cadena tipo margarita)
Identificación	254 Identificación (0 253)
Velocidad de comunicación	7343bps 3 Mbps
Retroalimentación	Posición, temperatura, carga, voltaje de entrada, etc.
Peso (g)	153
Algoritmo de control	Control PID
Reacción	20 [arcmin] (0.33 [°])
Material	Plástico

El actuador de la serie Dynamixel presenta diversas ventajas con respecto a productos similares mostrada en [33]. Entre las características que este presenta están:

- La posición y la velocidad se pueden controlar con una resolución de 4096 pasos.
- El actuador del robot de la serie Dynamixel puede alertar al usuario cuando los parámetros se desvían de rangos definidos por el usuario.
- Se puede modelar el mecanismo para introducir las ecuaciones en un simulador.
- Admite velocidades de comunicación de hasta 3 millones de bps.
- La posición, la velocidad y el torque se pueden configurar con un solo paquete de comando, permitiendo así que el procesador principal controle muchas unidades Dynamixel incluso con muy pocos recursos.
- El cuerpo principal de la unidad está fabricado con plástico de ingeniería de alta calidad que permite manejar cargas de alto torque.
- El LED puede indicar el estado de error al usuario.

Las dimensiones del servomotor se observan en la figura 2.22.

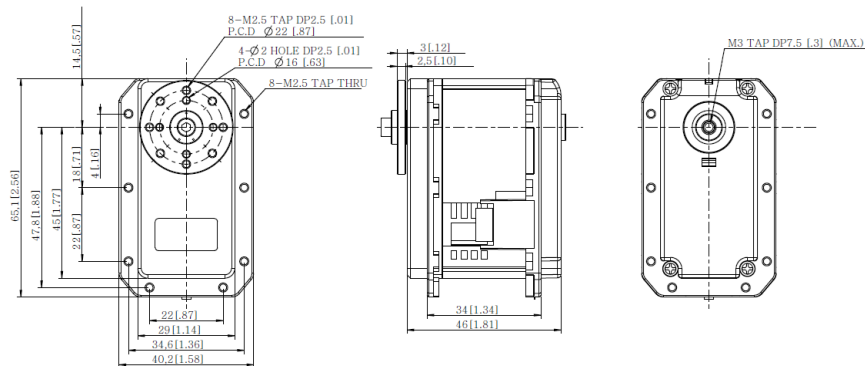


Figura 2.22: Dimensiones del Servomotor Dynamixel. Tomado de [33].

Para la comunicación del dispositivo al tener este un tipo de comunicación Half Semiduplex que usa un solo cable para transmisión de datos, esto no permite enviar y recibir datos simultáneamente por lo que se optó por utilizar un circuito como el mostrado en la figura 2.23 el cual fue obtenido de [33].

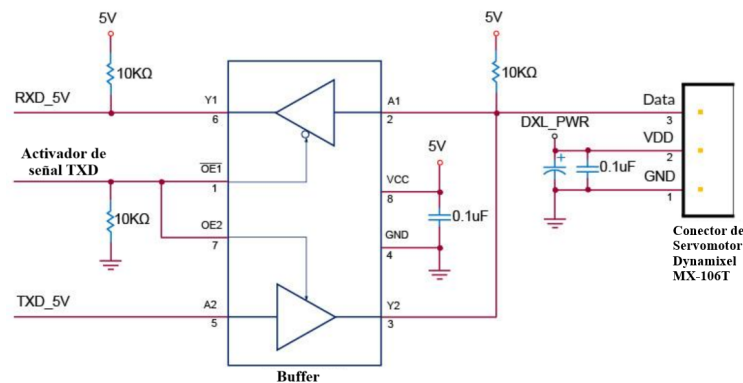


Figura 2.23: Conexión usada para comunicación half-semiduplex en servomotor Dynamixel AX-12.

Respecto al protocolo UART. El protocolo facilita la transmisión y recepción de datos de manera asíncrona y en serie entre dispositivos que en contraste con la transmisión síncrona, en la cual se requiere una señal de reloj, el UART opera sin ella. Esta característica lo hace especialmente útil en comunicaciones punto a punto entre dispositivos.

La implementación del UART implica dos módulos principales: el transmisor y el receptor. El módulo transmisor convierte la información desde el formato paralelo al formato serial, mientras que el módulo receptor realiza la conversión inversa.

Una de las ventajas del UART es su simplicidad en el cableado, ya que solo requiere dos cables para la transmisión y recepción de datos. Además, al ser asíncrono, no necesita de un reloj externo para sincronizar la transmisión de datos como se expresa en [34]. El proceso de transmisión y recepción puede llevarse a cabo en diferentes modos, como semidúplex o dúplex completo, dependiendo de si la comunicación es unidireccional o bidireccional, respectivamente, en este caso se usa el modo semidúplex donde la transmisión y la recepción ocurren en momentos separados, por lo tanto, un protocolo que no permite múltiples transmisiones al mismo tiempo deben mantenerse al controlar el actuador .

Con respecto al protocolo de comunicación el controlador principal usado se comunica con las unidades Dynamixel enviando y recibiendo paquetes de datos como se observa en la figura 2.24. Hay dos tipos de paquetes;

- El “Paquete de Instrucciones” (enviado desde el controlador principal a los actuadores Dynamixel)
- El “Paquete de estado” (enviado desde los actuadores Dynamixel al controlador principal).

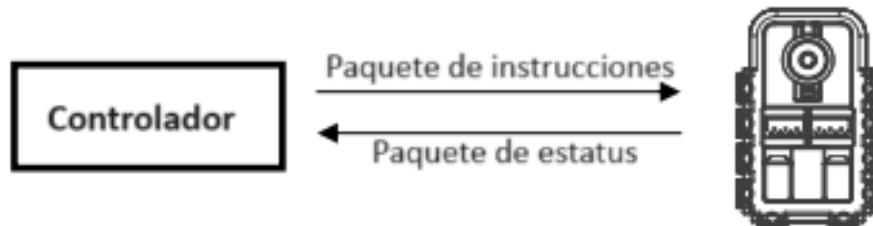


Figura 2.24: Envío y recibo de información de paquetes de datos de Servomotor Dinamixel, tomado de [33].

Los actuadores Dynamixel se comunican mediante comunicación serie asíncrona con 8 bits, 1 bit de parada y sin paridad. Para la conexión de un sistema con múltiples conexiones, si el controlador principal envía un paquete de instrucciones con el ID configurado, solo la unidad Dynamixel con este valor de ID devolverá su paquete de estado respectivo y realizará la instrucción requerida.

Si varias unidades Dynamixel tienen el mismo valor de ID, varios paquetes enviados simultáneamente chocan, lo que genera problemas de comunicación. Por lo tanto, es importante que ninguna unidad Dynamixel comparta el mismo ID en un nodo de red.

Con respecto al circuito, el buffer permite habilitar la transmisión de datos en la línea Data o la recepción de datos de retroalimentación desde el servomotor. El buffer tiene dos entradas de habilitación (OE1 y OE2). Cuando una de estas entradas está en estado bajo (0), el buffer permite que la señal pase a través de él, lo que activa la comunicación. En cambio, si está en estado alto (1), el buffer bloquea el paso de la señal. Cuando OE1 está en bajo, el buffer permite que los datos fluyan desde el microcontrolador (TXD_5V) hacia el servomotor. Cuando OE2 está en bajo, el buffer habilita la recepción, permitiendo que los datos de retroalimentación regresen del servomotor a la computadora.

Los capacitores de 0.1 μF conectados a las líneas de alimentación (VCC) sirven para filtrar el ruido y estabilizar la señal de voltaje. Estos capacitores actúan como un filtro para eliminar picos de voltaje y asegurar una alimentación más estable.

La resistencia conectada entre RXD_5V y 5V garantiza que la línea de recepción se mantenga en estado alto (5V) cuando no hay transmisión activa, evitando que queden señales flotantes que podrían interpretar como ruido.

La resistencia conectada entre OE1 y GND establece un estado predeterminado para que, cuando no haya señal de control activa en OE1, la entrada se mantenga en bajo, lo cual habilita la recepción.

Por otro lado, la resistencia de 10 $\text{k}\Omega$ a 5V en la línea Data ayuda a mantener la línea en un estado predeterminado de alto cuando el buffer no está activo, previniendo así que queden señales erráticas en la entrada de datos del servomotor. La implementación física de este circuito puede observarse en la figura 2.25.

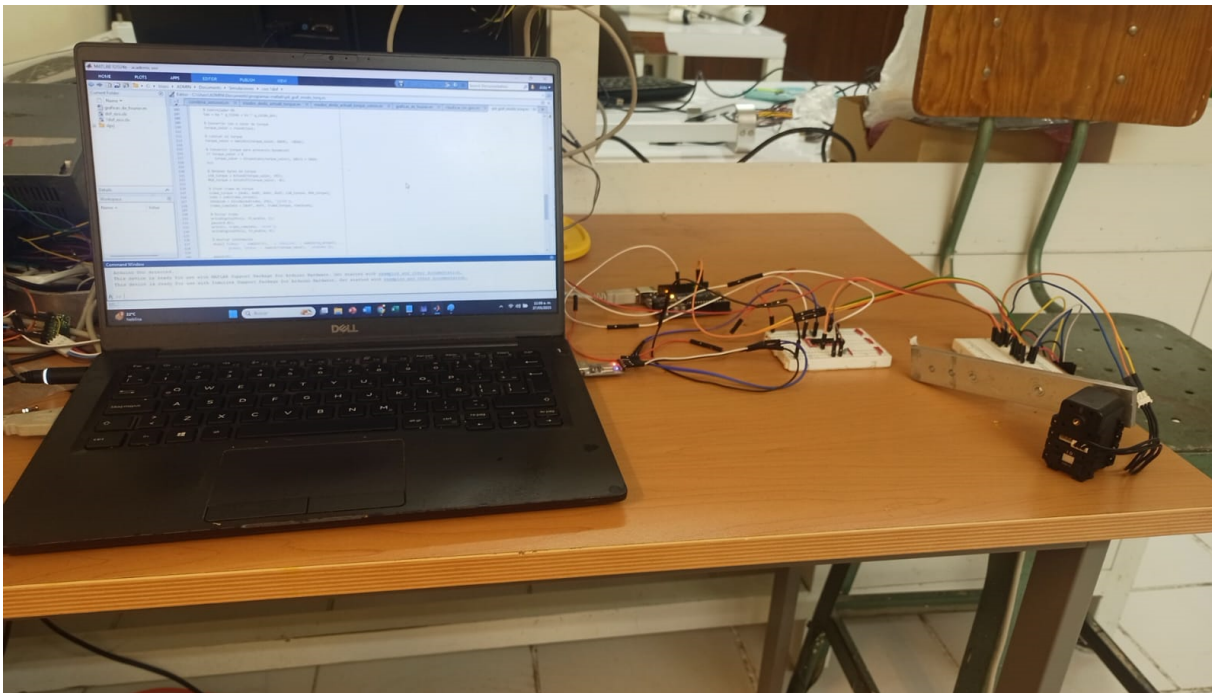


Figura 2.25: Circuito electrónico usado para la comunicación de la computadora con el servomotor Dynamixel AX-12.

Las tramas que se envían al servomotor Dynamixel siguen un protocolo específico. Cada trama consta de varios campos que deben ser correctamente formateados para que el servomotor entienda y responda adecuadamente [35].

Una trama de comunicación general usada por este servomotor puede observarse en el cuadro 2.3.

Cuadro 2.3: Tabla representativa de trama de comunicación de servomotor Dynamixel AX-12.

Header1	Header2	Paquete ID	Longitud
0xFF	0xFF	Paquete ID	Longitud
Instrucción	Parámetro 1	...	Checksum
Instrucción	Parámetro 1	...	CHKSUM

Los datos header 1 y header 2 son bytes iniciales y actúan como indicadores de inicio de una trama. Le indican al servomotor que una nueva comunicación está comenzando.

Respecto al paquete ID, este byte identifica el servomotor al que se está enviando la trama. Si tienes múltiples servomotores conectados, cada uno tendrá un ID único (por defecto, 0x01, pero puede modificarse a otros valores como 0x02, 0x03, etc.). Si se está usando un solo servomotor, este valor permanecerá constante a menos que se cambie su ID, en nuestro caso usaremos el byte por defecto 0x01.

El paquete de longitud como su nombre señala, muestra la longitud total de la trama a partir de este punto. Incluye los bytes de instrucción, parámetros y checksum. Por ejemplo el byte que vamos a usar para activar el modo posición es 0x05.

Posteriormente el byte de instrucción indica el tipo de operación que se desea realizar. En este caso, 0x03 corresponde a una instrucción de escritura en el servomotor.

Los parámetros de dirección indican el registro de memoria dentro del servomotor donde se almacenará el dato. En este caso, 0x20 corresponde al registro para establecer la velocidad del servomotor.

Después tenemos los parámetros que representan los datos específicos para la operación, por ejemplo se quiere en el modo de velocidad que el servomotor se mueva a la mitad de su capacidad se debe introducir el valor de 512 que en su equivalente hexadecimal sería 200, por lo que yendo del valor menos significativo al más significativo la trama debería de ser 0x00 y 0x02 respectivamente.

Por último tenemos el Checksum el cual asegura la integridad de la trama, se calcula como se muestra en la ecuación 2.1:

$$checksum = \sim (ID + Longitud + Instruccion + Direccion + Parametros) \text{ mod } 256 \quad (2.1)$$

Donde \sim representa el complemento a uno.

Para nuestro caso, primero debemos modificar los valores predeterminados del servomotor para que este permita el movimiento libre de la rueda del dispositivo, para ello insertaremos la trama mostrada en el cuadro 2.4.

Cuadro 2.4: Valores de ejemplo para la trama de comunicación de servomotor Dynamixel AX-12.

Header1	Header2	Paquete ID	Longitud
0xFF	0xFF	0x01	0x07
Instrucción	Parámetro 1	Parámetro 2	Parámetro 3
0x03	0x06	0x00	0x00
Parámetro 4	Parámetro 5	Parámetro N	Checksum
0x00	0x00	0x00	0xEE

Por lo que para usar el modo velocidad después de activar la rueda sin fin, hace falta insertar la trama mostrada en el cuadro 2.5, la cual moverá el servomotor a diferentes velocidades.

Cuadro 2.5: Tabla representativa de trama de comunicación de servomotor Dynamixel AX-12.

Header1	Header2	Paquete ID	Longitud	Instrucción	Param1	Param2	Checksum
0xFF	0xFF	0x01	0x05	0x03	Bit LSB	Bit MSB	CHKSUM

Donde LSB representa el bit menos significativo (Least Significant Bit) y MSB representa el bit mas significativo (Most Significant Bit) en la trama.

2.3.2. Encoder incremental Clarostat 600-128-cbl

Para la retroalimentación al exoesqueleto, se utiliza un encoder incremental Clarostat 600-128-cbl, que se muestra en la figura 2.26. Este codificador óptico genera dos señales en cuadratura, lo que proporciona una resolución de 128 pulsos por canal para cada revolución [36].

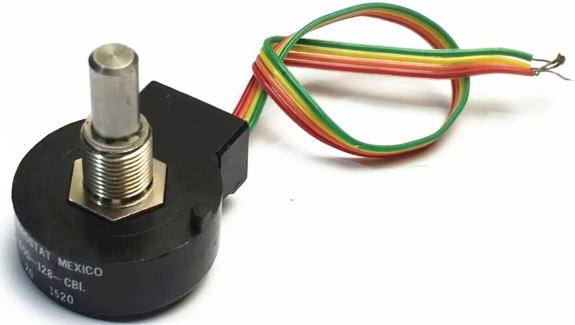


Figura 2.26: Encoder para exoesqueleto.

Este dispositivo genera dos señales en cuadratura, A y B, desfasadas 90 grados entre sí como se ve en la figura 2.27. El movimiento se interpreta a partir de los ciclos completos de estas señales, donde cada cambio de estado en A y B codifica información sobre el desplazamiento y su dirección. La información relativa al avance y su dirección está codificada en estas señales en cuadratura, lo que permite determinar si el movimiento es en sentido horario o antihorario [37].

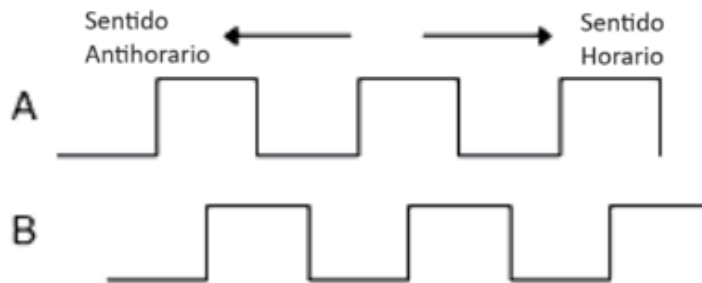


Figura 2.27: Señales de encoder incremental, tomado de [36].

Las características de este dispositivo pueden observarse en el cuadro 2.6.

Cuadro 2.6: Características del Encoder Incremental Clarostat 600-128-cbl.

Característica/Información	Valor
Tipo de encoder	Óptico
Pulso por revolución	128 pulsos/revolución
Salida	Onda cuadrada desfasada 90 grados
Rango de Voltaje	4.75V (mínima), 5V (nominal), 5.75V (máxima)
Voltaje de salida en alto	2.4V (mínimo)
Voltaje de salida en bajo	0.4V (máximo)
Resistencia de tracción	10k Ω
Torque de operación	0.011Nm (máximo)
Temperatura de operación	-40°C a 65°C

Las dimensiones del encoder usado se puede observar en la figura 2.28.

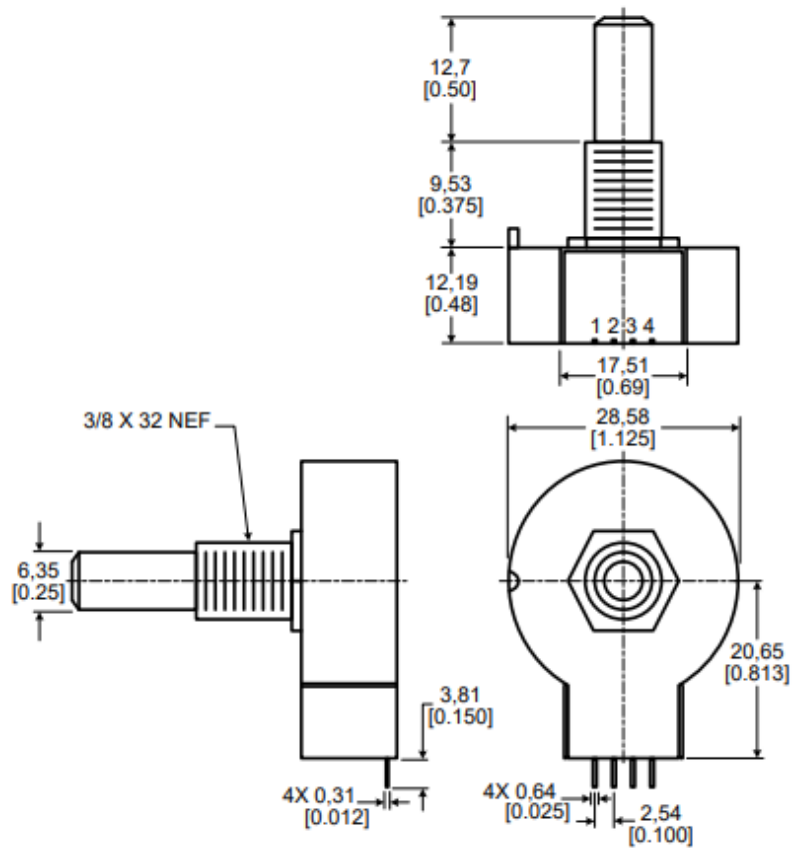


Figura 2.28: Dimensiones del encoder utilizado para proyecto de tesis, tomado de [36].

Respecto a los pines a los cuales se conecta el dispositivo, estos tienen la configuración mostrada en la figura 2.29:

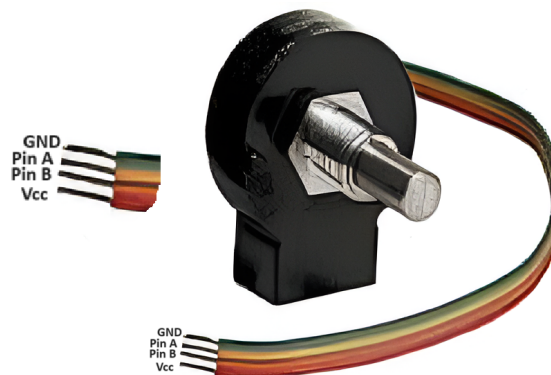


Figura 2.29: Configuración de Pines de Entrada del Encoder Incremental CLAROESTAT 600-128-cbl.

2.3.3. Giroscopio Pololu LPY550AL

El giroscopio Pololu LPY550AL, ilustrado en la figura 2.30, se utiliza para medir velocidades angulares. Este dispositivo de doble eje ofrece salidas analógicas para cada eje, con rangos seleccionables de $\pm 500^\circ/\text{s}$ y $\pm 2000^\circ/\text{s}$, e incluye varias funciones para alimentación, salida de señal analógica y configuración del dispositivo [38].



Figura 2.30: Giroscopio para exoesqueleto.

Las características del giroscopio se muestran en el cuadro 2.7.

Cuadro 2.7: Información del Giroscopio Pololu LPY550AL 2-axis XZ.

Dato/Información	Valor
Voltaje de suministro para operación	2.7V a 3.6V
Rango de temperatura de operación	-40°C a 85°C
Salida	Analógica de 0V a Vdd
Sensibilidad medida	$\pm 2000^\circ/\text{s}$, $\pm 500^\circ/\text{s}$ (amplificada 4x)
Sensibilidad en salida de voltaje	0.5 mV/ $^\circ/\text{s}$, 2mV/ $^\circ/\text{s}$ (amplificada 4x)

Las dimensiones del dispositivo y los pines de conexión se pueden observar en la figura 2.31.

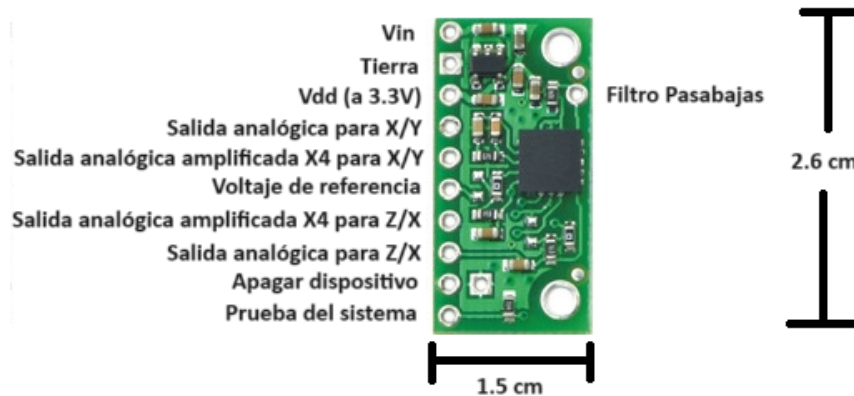


Figura 2.31: Dimensiones y pines de conexión del giroscopio.

Los giroscopios miniaturizados se diseñan detectando las desviaciones de movimiento en un componente vibrante del sensor. Estas desviaciones son causadas por una fuerza aparente llamada fuerza de Coriolis, que surge cuando el sistema de referencia del observador gira en relación con un cuerpo en movimiento [39].

El Giroscopio Pololu LPY550AL es una placa básica para el giroscopio de doble eje ST LPY550AL. Mide velocidades angulares de rotación alrededor de los ejes de paso (x) y guiñada (z) como se puede observar en la figura 2.32 [39].

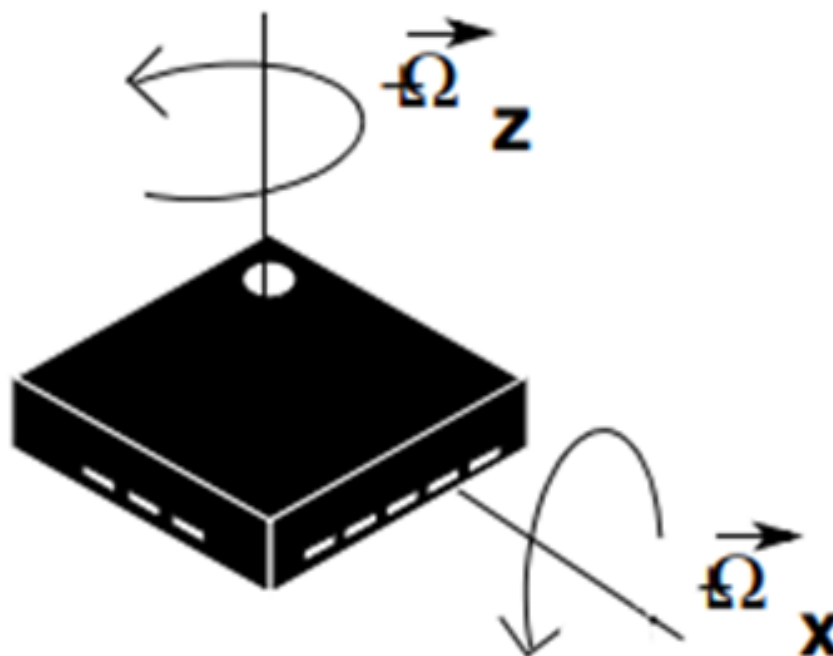


Figura 2.32: Ejes de rotación para medición de velocidad angular en giroscopio.

Las características correspondientes al funcionamiento de cada uno de los pines del dispositivo se pueden observar en el cuadro 2.8:

Cuadro 2.8: Información de los Pines del Giroscopio Pololu LPY550AL 2-axis XZ.

Pi	Descripción
Vin	Se usa para alimentar el dispositivo a un voltaje superior al voltaje de operación típico.
GND	Tierra del dispositivo.
Vdd	Alimenta el dispositivo a 3.3V.
X/Y	Obtiene una señal analógica de entre 0 y el voltaje Vdd, siendo su media 1.23V.
X/Y X4	Señal analógica en dirección X/Y amplificada 4 veces.
Vref	Voltaje de referencia, puede ser usado para calibrar el sensor.
Z/X X4	Señal analógica en dirección Z/X amplificada 4 veces.
Power-Down	Pin para apagar el dispositivo.
Self-Test	Pin para prueba general del dispositivo.
HP	Acceso y configuración a filtro pasabajas del dispositivo.

2.3.4. Conexión de los dispositivos

La interconexión de los componentes electrónicos que conforman la instrumentación del dispositivo se muestran en la figura 2.33.

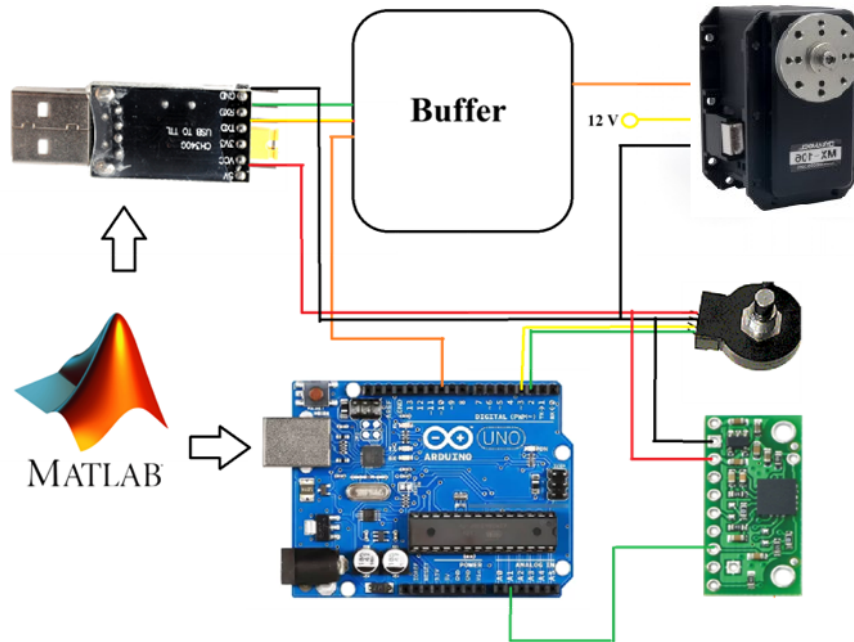


Figura 2.33: Diagrama de conexión de la instrumentación del dispositivo.

Un conversor USB a TTL permite la comunicación bidireccional entre la computadora (o MATLAB) y el servomotor. Este conversor se conecta a la computadora a través de un puerto USB y utiliza las líneas de transmisión (TX) y recepción (RX) para enviar y recibir datos. Para la limitación de la comunicación half-semiduplex del servomotor, se emplea un buffer controlado por una señal de activación proveniente del Arduino Uno. El buffer habilita o deshabilita la transmisión de datos en función de esta señal, permitiendo el cambio entre el modo de envío y recepción de datos.

El Arduino Uno actúa como la compuerta del buffer, controlando cuando la computadora puede enviar o recibir datos hacia o desde el servomotor. La señal de control se envía a través del pin digital 10 del Arduino. De este modo, el Arduino sincroniza la comunicación entre MATLAB y el servomotor, permitiendo que los comandos se envíen o reciban adecuadamente.

El sistema incorpora dos sensores siendo el encoder incremental conectado los pines digitales 2 y 3 del Arduino Uno y el giroscopio Conectado al pin analógico A1 del Arduino y energizado a 3.3V a diferencia del buffer y el encoder que están energizados a 5V, además, el servomotor Dynamixel AX-12 se alimenta con una fuente externa de 12V debido a sus requisitos de potencia más elevados.

Todo el sistema está programado y controlado desde MATLAB. A través de MATLAB, se envían las instrucciones a la tarjeta Arduino, que a su vez controla el servomotor y recibe la retroalimentación de los sensores.

Capítulo 3

Implementación del software y comunicación

En este capítulo se expone la implementación del sistema de control en el entorno de programación MATLAB, detallando la estructura de comunicación entre el software y el hardware. Se describen las herramientas utilizadas para generar tramas de control, gestionar la comunicación serial con el microcontrolador Arduino UNO y controlar el servomotor Dynamixel en modo torque mediante el protocolo UART. Además, se presenta el proceso de codificación de señales de torque, el uso de filtros digitales para el procesamiento de señales, y la secuencia para la correcta inicialización y finalización del sistema. También se analizan los beneficios del filtrado digital aplicado a las señales medidas, mostrando su efecto sobre la estabilidad y precisión del sistema de control.

El sistema de control se implementó en el software de programación MATLAB al ser práctico para trasladar las simulaciones de Simulink a un entorno conocido, además de que Matlab es usado ampliamente en ingeniería de control al poder integrar de manera sencilla algoritmos complejos al permitir expresar las matemáticas de matrices y arreglos directamente.

Además las Toolboxes de Matlab permiten simplificar procesos que de otra manera serían muy complejos de realizar en otros lenguajes de programación [40]. En este proyecto MATLAB fue usado para:

- Generar las tramas para el movimiento y control del servomotor.
- Gestionar la comunicación serial con el microcontrolador (Arduino UNO).
- Implementar filtros digitales y la lógica de control.
- Admite velocidades de comunicación de hasta 3 millones de bps

La comunicación con el servomotor se realizó mediante el protocolo UART a través del puerto serial, utilizando la caja de herramientas Instrument Control Toolbox de MATLAB.

El microcontrolador Arduino UNO actuó como una tarjeta de adquisición de datos y como un dispositivo para accionar la comunicación por el puerto serial del conversor USB a TTL aprovechando sus funciones en los pines digitales y en la lectura analógica de las variables. Todas estas acciones se implementaron con MATLAB. Se utilizaron las siguientes bibliotecas y configuraciones:

- serialport: Este comando permite la transmisión/recepción de datos por medio de un puerto USB conectado al equipo [41], este se usó para comunicar el conversor USB a TTL al servomotor y permitir el movimiento.
- Digital I/O: Este permite habilitar y deshabilitar la comunicación del puerto serial, para mandar al buffer la instrucción se usó el Pin 10 del microcontrolador Arduino UNO. [42]

Respecto al torque aplicado en el servomotor, se utilizó el modo torque. Para acceder a este modo, se debe emplear la siguiente trama:

1. Cabecera: 0xFF 0xFF (inicio de trama).
2. ID del motor: 0x01 (dirección del dispositivo).
3. Longitud: 0x04 (bytes restantes de la trama).
4. Instrucción: 0x03 (escritura).
5. Dirección de registro (ej: 0x24 para torque enable).

6. Dirección de registro (ej: 0x24 para torque enable).
7. Checksum: Complemento a 1 de la suma de los bytes previos (módulo 256).

En el cuadro 3.1 se muestra el flujo de comunicación entre MATLAB y el servomotor. Para activar el modo torque, es necesario enviar dos tramas consecutivas primero, habilitar el torque (0x24), y luego seleccionar el modo de control (0x46). Cada trama incluye un checksum calculado en tiempo real para garantizar integridad. El checksum se calcula como el complemento a 1 de la suma de los bytes de ID a Valor (módulo 256), un método común para detectar errores en transmisiones seriales. Se usó un retardo de 100 ms entre tramas el cual se determinó experimentalmente para evitar pérdida de datos.

Cuadro 3.1: Secuencia de tramas para activar el modo torque en el servomotor.

Paso	Acción	Trama (hex)	Registro	Valor
1	Habilitar torque	FF FF 01 04 03 24 01	0x24	0x01
2	Modo torque	FF FF 01 04 03 46 01	0x46	0x01

La señal de torque generada por el controlador se procesa para cumplir con los requisitos del servomotor. Primero, se ajusta su escala y orientación; luego, se codifica en una trama compatible con el protocolo 1 de Dynamixel, asegurando integridad mediante checksum. El montaje invertido del motor requirió la inversión del signo del torque en software.

El proceso de comunicación para introducir el torque se realizó con respecto a las siguientes etapas:

1. **Ajuste de la señal de torque:** El torque calculado por el sistema de control (τ) se escaló mediante un factor de conversión para mapearlo al rango admitido por el Dynamixel (± 1024 unidades), para valores positivos el motor usa de 0 a 1024 y para valores negativos este usa valores de entrada de 1025 a 2048. Dado que el motor se instaló en orientación invertida, el valor de torque se multiplicó por -1 para compensar la inversión mecánica.

Se aplicó un límite de saturación para garantizar que el torque no excediera los valores máximos permitidos, evitando daños al actuador.

2. **Codificación del valor de torque:** El torque se redondeó a un valor entero y se codificó en un formato de 10 bits, donde los valores negativos se representaron usando un esquema de complemento a 1 con offset. Este valor se separó en dos bytes: el byte menos significativo (LSB) conteniendo los 8 bits inferiores, y el byte más significativo (MSB) con los 2 bits restantes.
3. **Construcción y envío de la trama:** Se generó una trama hexadecimal siguiendo la estructura del protocolo Dynamixel, que incluye: Cabecera (0xFF,0xFF), ID del motor (0x01), y dirección del registro de torque (0x47), los bytes LSB y MSB del valor de torque y el checksum para verificar la integridad de la transmisión.

La comunicación se realizó mediante UART en modo half-duplex, donde un pin digital (*TX_enable*) activó la línea de transmisión antes de enviar la trama y se desactivó inmediatamente después, siguiendo buenas prácticas para evitar colisiones en el bus.

En la figura 3.1 se muestra el diagrama de flujo usado para realizar esta comunicación:

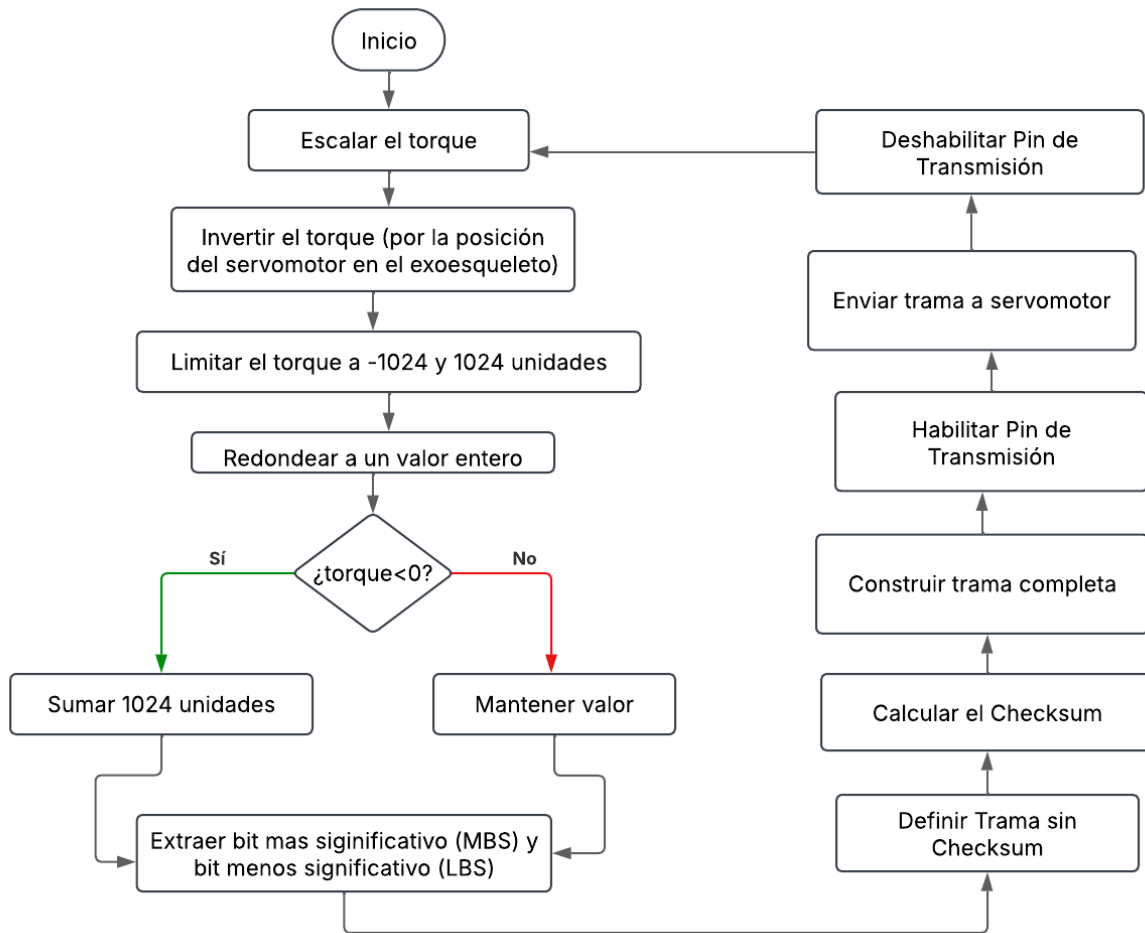


Figura 3.1: Diagrama de flujo de la introducción de torque en servomotor dynamixel.

Con respecto a la finalización del programa. Una vez finalizado el control y deshabilitado el torque, el sistema procede a cerrarse, terminando la operación, en este caso, el programa envía una trama de deshabilitación de torque al motor, libera los recursos de comunicación, y cierra los puertos. Los pasos para esto se muestran a continuación:

1. **Deshabilitación del torque:** Se envió una trama especial al registro de control del Dynamixel (0x24) con valor 0x00, ordenando al motor entrar en estado de torque libre (sin resistencia mecánica). Esto previene fuerzas residuales que podrían dañar el sistema o provocar movimientos no deseados. La trama sigue el mismo formato estándar del protocolo (cabecera 0xFF 0xFF, ID del motor, longitud, instrucción, y checksum), asegurando compatibilidad con el hardware.
2. **Gestión de la comunicación serial:** Se activó temporalmente el pin *TX_enable* para habilitar la transmisión UART, se envió la trama de deshabilitación, y se desactivó el pin. Este protocolo half-duplex es crítico en sistemas con múltiples dispositivos en el bus.
3. **Liberación de recursos:** se cierra el puerto serial y liberar los objetos de comunicación en MATLAB usando `fclose(serial_port)` y `delete(serial_port)`. Esto evita conflictos en futuras ejecuciones del programa.

Respecto a los filtros utilizados, se seleccionó un filtro IIR porque su implementación implica menos parámetros, requiere menos memoria y tiene menor complejidad computacional [43].

La forma estándar de un filtro IIR en tiempo discreto se muestra en la ecuación (3.1):

$$y(n) = - \sum_{k=1}^N a_k y(n-k) + \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) \quad (3.1)$$

donde:

- $y(n)$ es la salida del filtro en el instante de muestreo n
- $x(n)$ es la entrada del filtro en el instante de muestreo
- a_k es el coeficiente de realimentación del filtro (corresponden a las salidas pasadas).
- b_k es coeficientes de entrada del filtro (corresponden a las entradas pasadas).
- N es el orden del filtro asociado a las salidas pasadas.
- M orden del filtro asociado a las entradas pasadas.

En nuestro caso tanto el filtro de velocidad como el de posición al ser de primer orden estarían dados por la ecuación (3.2):

$$y(n) = \alpha x[n] + (1 - \alpha)y[n - 1] \quad (3.2)$$

Donde α es un coeficiente constante que permite equilibrar ancho de banda y tiempo de respuesta, igualmente se considera a $y[n - 1]$ como un elemento de retroalimentación.

En la programación del dispositivo, la aceleración angular no se obtuvo directamente del sensor, sino mediante la diferencia discreta entre muestras consecutivas de la velocidad filtrada, como se muestra en la ecuación (3.3):

$$a[n] = \frac{\omega[n] - \omega[n - 1]}{T_s} \quad (3.3)$$

Donde T_s es el tiempo de muestreo, $\omega[n]$ corresponde a la velocidad angular en el instante de muestreo actual n y $\omega[n - 1]$ a la velocidad angular en el instante de muestreo anterior. Posteriormente, esta aceleración también fue suavizada mediante un filtro IIR de primer orden, siguiendo la misma estructura de la ecuación (3.2).

Esta estrategia permite procesar las señales del encoder priorizando velocidad de respuesta en transitorios y precisión en régimen permanente, mejorando la robustez del control frente a ruido de medición.

En cuanto a la programación del dispositivo, su aplicación se entiende de la siguiente manera: el sistema emplea filtros digitales adaptivos para procesar las señales del encoder y estimar velocidad/aceleración. Los parámetros de suavizado se ajustan dinámicamente según el error de posición, priorizando velocidad de respuesta en transitorios y precisión en régimen permanente. Esta estrategia mejora la robustez del control frente a ruido de medición.

A continuación se mostrarán en la figura 3.2 los resultados sin aplicar filtros:

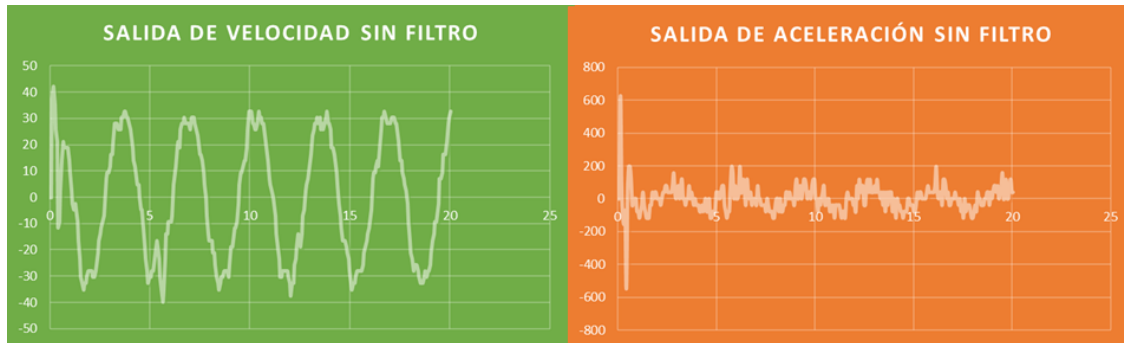


Figura 3.2: Salida de velocidad y aceleración sin filtros.

Mientras que en la figura 3.3 los resultados con filtros se muestran a continuación:

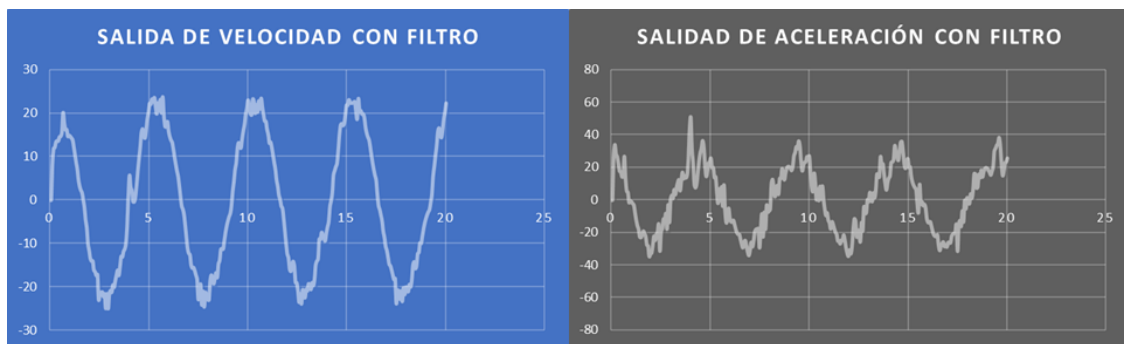


Figura 3.3: Salida de velocidad y aceleración con filtros.

Nótese que la señal de velocidad y aceleración filtrada muestra una salida más limpia de la lectura lo cual apoya a obtener información para la aplicación del control de forma física.

Capítulo 4

Modelo dinámico y control del exoesqueleto

En este capítulo se aborda el modelo dinámico del exoesqueleto robótico, el cual describe las interacciones y movimientos del sistema, considerando las fuerzas y momentos involucrados. Este modelo permite analizar el comportamiento del exoesqueleto bajo diferentes condiciones de operación.

Posteriormente, se presentan dos estrategias de control, se muestra la estrategia de control PD por compensación para seguir las trayectorias deseadas, estrategia que se descartó por no cumplir con condiciones como las diferentes características que puede tener el usuario al usar el dispositivo o las diferentes perturbaciones que pueden ocurrir durante la caminata, la segunda estrategia de control mostrada y usada, siendo esta una estrategia de control basada en modos deslizantes con parámetros adaptativos. Este control robusto es especialmente adecuado cuando se desconocen parámetros del sistema, como la longitud o el centro de masa del paciente, y busca garantizar que el sistema se estabilice a pesar de posibles perturbaciones durante la rehabilitación. El objetivo es diseñar una superficie deslizante que dirija el sistema hacia el equilibrio deseado, asegurando la convergencia del mismo y la compensación de incertidumbres.

4.1. Modelo Dinámico

Se utilizó el método de Euler-Lagrange para obtener el modelo matemático de un sistema rodilla-tobillo [44]. Se aplicó un esquema análogo tanto al tobillo como a la rodilla para crear sistemas equivalentes. Estos datos se utilizaron para desarrollar la estrategia de control. Considerando las extremidades como sistemas de enlaces y articulaciones, se desarrolló un modelo dinámico basado en estos conceptos, como se muestra en la figura 4.1.

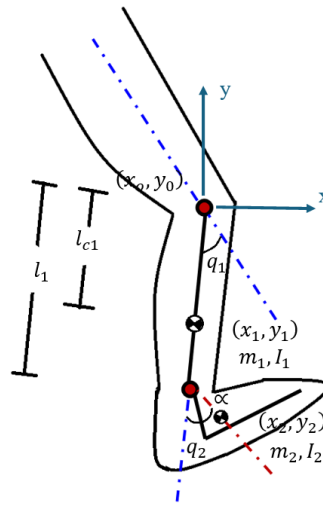


Figura 4.1: Diagrama del sistema rodilla-tobillo para el desarrollo de modelos matemáticos.

En el diagrama del tobillo, m_1 representa la masa de la espinilla, m_2 representa la masa del pie, q_1 representa el ángulo de posición de la articulación de la rodilla, q_2 representa el ángulo de la articulación del tobillo, α representa el ángulo con respecto al centro de gravedad del sistema, l_{c1} representa la longitud desde la articulación hasta el centro de gravedad de la espinilla, y l_1 representa la longitud de la espinilla.

El modelo dinámico τ se muestra en la ecuación (4.1):

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + f_f(q, \dot{q}, f_e) \quad (4.1)$$

Donde \ddot{q} representa el vector de aceleración articular, \dot{q} representa el vector de velocidad articular, $M(q)$ representa la matriz de inercia, $C(q, \dot{q})$ representa la matriz de fuerza centrípeta y de Coriolis, $g(q)$ representa el vector de fuerzas gravitacionales o torques, y $f_f(q, \dot{q}, f_e)$ representa el vector de pares de fricción.

Para obtener el modelo primeramente, se obtienen los centros de masa de cada eslabón siendo para el primer eslabón lo proporcionado por la ecuación (4.2).

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{c1} \sin(q_1) \\ -l_{c1} \cos(q_1) \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Mientras que para el segundo eslabón sería lo msotrado en la ecuación (4.3):

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2 + \alpha) \\ -l_1 \cos(q_1) - l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha) \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Posteriormente se calcula la cinemática diferencial que nos permite obtener la velocidad lineal con respecto al centro de masa de los eslabones. Con respecto al primer eslabón tenemos la ecuación (4.4):

$$v_1 = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} l_{c1} \sin(q_1) \\ -l_{c1} \cos(q_1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_{c1} \cos(q_1) \\ l_{c1} \sin(q_1) \end{bmatrix} \dot{q}_1 \quad (4.4)$$

Con respecto al segundo eslabón obtenemos lo mostrado en la ecuación (4.5):

$$\begin{aligned} v_2 &= \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix} = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2 + \alpha) \\ -l_{c1} \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha) \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha) & l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2 + \alpha) & l_{c2} \sin(q_1 + q_2 + \alpha) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.5)$$

Posteriormente se calcula la rapidez al cuadrado de los eslabones, tomando el producto de escalar de v_1 consigo misma y dado que $\cos^2(q_1) + \sin^2(q_1) = 1$ obtenemos lo mostrado en la ecuación (4.6):

$$v_1^T v_1 = (-l_{c1} \cos(q_1) \dot{q}_1)^2 + (l_{c1} \sin(q_1) \dot{q}_1)^2 = l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 \quad (4.6)$$

Con respecto a la rapidez al cuadrado del eslabón 2 y considerando que $\cos(\alpha)\cos(q_2) - \sin(\alpha)\sin(q_2) = \cos(\alpha + q_2)$ tenemos lo mostrado en la ecuación (4.7):

$$\begin{aligned} v_2^T v_2 &= ((l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha)) \dot{q}_1 + l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha) \dot{q}_2)^2 \\ &\quad + (l_{c2} \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2 + \alpha) \dot{q}_1 + l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha) \dot{q}_2)^2 \\ &= \dot{q}_1^2 l_1^2 + \dot{q}_1^2 l_{c2}^2 + \dot{q}_2^2 l_{c2}^2 + 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 l_{c2}^2 \\ &\quad + 2\dot{q}_1^2 l_1 l_{c2} \cos(\alpha) \cos(q_2) - 2\dot{q}_1^2 l_1 l_{c2} \sin(\alpha) \sin(q_2) \\ &\quad + 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 l_1 l_{c2} \cos(\alpha) \cos(q_2) - 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 l_1 l_{c2} \sin(\alpha) \sin(q_2) \\ &= \dot{q}_1^2 (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2)) + \dot{q}_2^2 l_{c2}^2 \\ &\quad + 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 (l_{c2}^2 + l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2)) \end{aligned} \quad (4.7)$$

Posteriormente se obtiene la energía cinética del modelo $k(q, \dot{q})$ para un sistema de dos grados de libertad tenemos lo mostrado en la ecuación (4.8):

$$K(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} m_1 v_1^T v_1 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 v_2^T v_2 + I_2 [\dot{q}_1^2 + \dot{q}_2^2] \quad (4.8)$$

Por lo que desarrollando $k(q, \dot{q})$ obtenemos lo mostrado en la ecuación (4.9).

$$\begin{aligned} K(q, \dot{q}) &= \frac{1}{2} m_1 l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 \\ &\quad + \frac{1}{2} m_2 [\dot{q}_1^2 (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2)) + \dot{q}_2^2 l_{c2}^2 \\ &\quad + 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 (l_{c2}^2 + l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2))] + I_2 [\dot{q}_1^2 + \dot{q}_2^2] \end{aligned} \quad (4.9)$$

Entonces, simplificando obtenemos lo mostrado en la ecuación (4.10).

$$\begin{aligned} K(q, \dot{q}) &= \frac{1}{2} \dot{q}_1^2 (m_1 l_{c1}^2 + I_1 + m_2 (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2))) + I_2 \\ &\quad + \frac{1}{2} \dot{q}_2^2 (m_2 l_{c2}^2 + I_2) \\ &\quad + \dot{q}_1 \dot{q}_2 (m_2 (l_{c2}^2 + l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2))) \end{aligned} \quad (4.10)$$

Mientras que para el caso de la energía potencial, estaría dado por la ecuación (4.11):

$$U(q) = m_1 g l_{c2} [1 - \cos(q_1)] + m_2 g [l_1 + l_{c2} - (l_1 \cos(q_1) l_{c2} \cos(q_1 + q_2 + \alpha))] \quad (4.11)$$

Ahora considerando el Lagrangiano como el mostrado en la ecuación (4.12):

$$L(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) - U(q) \quad (4.12)$$

Tomando en cuenta la ecuación de movimiento de Euler-Lagrange, la cual es mostrada en la ecuación (4.13):

$$\tau = \frac{d}{dt} \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q} \quad (4.13)$$

Resolviendo entonces las ecuaciones parciales de la ecuación (4.14) a la (4.19) se tiene:

$$\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_1} = \dot{q}_1 (I_1 + I_2 + l_{c1}^2 m_1 + m_2 (l_1^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2) + l_{c2}^2)) + \dot{q}_2 m_2 (l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2) + l_{c2}^2) \quad (4.14)$$

$$\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_2} = \dot{q}_1 m_2 (l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2) + l_{c2}^2) + \dot{q}_2 m_2 (I_2 + l_{c2}^2 m_2) \quad (4.15)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_1} &= \ddot{q}_1 (I_1 + I_2 + l_{c1}^2 m_1 + m_2 (l_1^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\alpha + q_2) + l_{c2}^2)) + \ddot{q}_2 l_{c2} m_2 (l_1 \cos(\alpha + q_2) + l_{c2}) \\ &\quad - \dot{q}_2 l_1 l_{c2} m_2 (2\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \sin(\alpha + q_2) \end{aligned} \quad (4.16)$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_2} = \ddot{q}_1 l_{c2} m_2 (l_1 \cos(\alpha + q_2) + l_{c2}) + \ddot{q}_2 (I_2 + l_{c2}^2 m_2) - \dot{q}_1 \dot{q}_2 l_1 l_{c2} m_2 \sin(\alpha + q_2) \quad (4.17)$$

$$\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_1} = g m_2 (l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(\alpha + q_1 + q_2)) + g l_{c1} m_1 \sin(q_1) \quad (4.18)$$

$$\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_2} = -l_1 l_{c2} m_2 \sin(\alpha + q_2) \dot{q}_1^2 - \dot{q}_1 \dot{q}_2 l_1 l_{c2} m_2 \sin(\alpha + q_2) - g l_{c2} m_2 \sin(\alpha + q_1 + q_2) \quad (4.19)$$

Entonces los pares aplicados en el modelo, agregando también el fenómeno de fricción [44] se muestra en la ecuación (4.20) y (4.21).

$$\begin{aligned} \tau_1 &= \ddot{q}_1 (I_1 + I_2 + m_2 (l_1^2 + 2 \cos(\alpha + q_2) l_1 l_{c2} + l_{c2}^2) + l_{c1}^2 m_1) \\ &\quad - g m_2 (l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(\alpha + q_1 + q_2)) - g l_{c1} m_1 \sin(q_1) \\ &\quad + \ddot{q}_2 l_{c2} m_2 (l_{c2} + l_1 \cos(\alpha + q_2)) - \dot{q}_2 l_1 l_{c2} m_2 \sin(\alpha + q_2) (2\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ &\quad b_1 \dot{q}_1 + f_{c1} \text{sign}(\dot{q}_1) + [1 - |\text{sign}(\dot{q}_1)|] \text{sat}(\tau_1; \bar{f}_1) \end{aligned} \quad (4.20)$$

$$\begin{aligned} \tau_2 &= l_1 l_{c2} m_2 \sin(\alpha + q_2) \dot{q}_1^2 + \ddot{q}_2 (m_2 l_{c2}^2 + I_2) + g l_{c2} m_2 \sin(\alpha + q_1 + q_2) \\ &\quad + \ddot{q}_1 l_{c2} m_2 (l_{c2} + l_1 \cos(\alpha + q_2)) + b_2 \dot{q}_2 + f_{c2} \text{sign}(\dot{q}_2) + [1 - |\text{sign}(\dot{q}_2)|] \text{sat}(\tau_2; \bar{f}_2) \end{aligned} \quad (4.21)$$

Respecto al fenómeno de fricción este tiene la característica de oponerse al movimiento del robot, este convierte la energía mecánica en energía térmica, en este caso se modela una combinación de fricción viscosa, Coulomb y estática las cuales pueden verse en [44].

La fricción viscosa la cual es proporcional a la velocidad del motor y permite amortiguar el movimiento, ya que actúa en sentido opuesto a la velocidad, está dada por $B\dot{q}$ y satisface lo mostrado en la ecuación (4.22):

$$\|B\dot{q}\| \leq \|B\|\|\dot{q}\| \leq \lambda_B^{max}\|\dot{q}\| \quad (4.22)$$

Donde λ_B^{max} corresponde a el valor propio máximo de la matriz de coeficientes B donde $B \in \mathbb{R}^{n \times n}$.

En relación con la fricción de Coulomb esta es constante y no depende de la velocidad, solo cambia de signo dependiendo de la dirección del movimiento, esta satisface lo mostrado en la ecuación (4.23).

$$\|f_c \text{sign}(\dot{q})\| \leq \|f_c\|\sqrt{n} \leq \lambda_{f_c}^{max}\sqrt{n} \quad (4.23)$$

Donde $\lambda_{f_c}^{max}$ corresponde a el valor propio máximo de la matriz de coeficientes f_c donde $f_c \in \mathbb{R}^{n \times n}$ y n es el numero de grados de libertad del robot.

Por último con respecto a la fricción estática f_e representa el vector de fricción estática de cada uno de los motores del mecanismo. En velocidad cero únicamente está presente y satisface lo mostrado en la ecuación (4.24):

$$f_i(0, \tau_i) = \tau_i - g_i(q) \quad (4.24)$$

Para $-f_{ei} \leq \tau_i - g_i(q) \leq f_{ei}$ donde f_{ei} es el límite del par de fricción estática para la i-ésima articulación. El modelo dinámico resultante se muestra en las siguientes ecuaciones desde la ecuación (4.25) a la ecuación (4.28). La Matriz de inercia es mostrada en la ecuación (4.25):

$$M(q) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \quad (4.25)$$

donde:

$$M_{11} = I_1 + I_2 + m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2 + \alpha)$$

$$M_{12} = I_2 + m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2 + \alpha)$$

$$M_{21} = M_{12}$$

$$M_{22} = I_2 + m_2 l_{c2}^2$$

La Matriz de Coriolis es mostrada en la ecuación (4.26):

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

donde:

$$C_{11} = -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2 + \alpha) \dot{q}_2$$

$$C_{12} = -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2 + \alpha) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)$$

$$C_{21} = m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2 + \alpha) \dot{q}_1$$

$$C_{22} = 0$$

El Vector de gravedad es mostrado en la ecuación (4.27):

$$G(q) = \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

donde:

$$g_1 = (m_1 l_{c1} + m_2 l_1)g \sin(q_1) + m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2 + \alpha)$$

$$g_2 = m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2 + \alpha)$$

La fricción del modelo como una combinación lineal de la fricción viscosa, Coulomb y estática se muestra en la ecuación (4.28):

$$f_{fe}(q, \dot{q}, f_e) = \begin{bmatrix} f_{f1} \\ f_{f2} \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

donde:

$$\begin{aligned} f_{f1} &= b_1 \dot{q}_1 + f_{c1} \text{sign}(\dot{q}_1) + [1 - |\text{sign}(\dot{q}_1)|] \text{sat}(\tau_1; \bar{f}_1) \\ f_{f2} &= b_2 \dot{q}_2 + f_{c2} \text{sign}(\dot{q}_2) + [1 - |\text{sign}(\dot{q}_2)|] \text{sat}(\tau_2; \bar{f}_2) \end{aligned}$$

4.2. Estrategia de control: Control PD con compensación

La primera estrategia de control utilizada fue un control PD con compensación también conocido como controlador de Slotine-Li. La ley de control de dicho controlador está formada por un término PD y otro de compensación [45], este tipo de control es eficiente, pero tiende a tener problemas.

El controlador PD con compensación puede expresarse como se muestra en la ecuación (4.29):

$$\tau = k_p \tilde{q} + k_v \dot{\tilde{q}} + M(q) [\ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q}) [\dot{q}_d + \Lambda \tilde{q}] + g(q) + f_{fe}(q, \dot{q}, f_e) \quad (4.29)$$

Donde:

- τ : Torque del modelo matemático.
- k_p : Ganancia proporcional representada como una matriz simétrica definida positiva.
- k_v : Ganancia derivativa representada como una matriz simétrica definida positiva.

Respecto al término \tilde{q} , este representa la diferencia entre el ángulo deseado y el ángulo real mostrado en la ecuación (4.30):

$$\tilde{q} = q_d - q \quad (4.30)$$

Λ se define como lo mostrado en la ecuación (4.31):

$$\Lambda = k_v^{-1} k_p \quad (4.31)$$

El diagrama de bloques del controlador es observado en la figura 4.2:

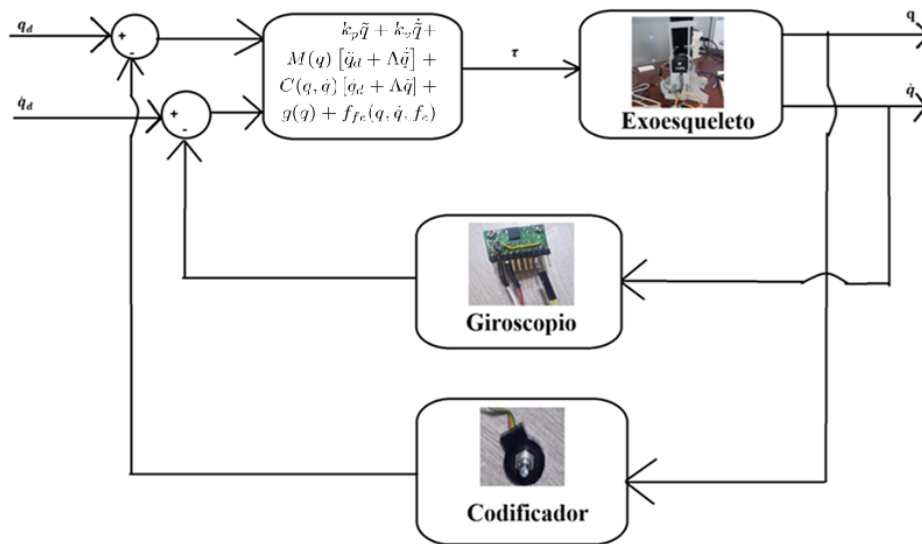


Figura 4.2: Diagrama de bloques del control PD con compensación.

4.3. Estabilidad de la ley de control: Control PD con compensación

Considerando la salida de torque mostrada en la ecuación 4.1 e igualándola a la estrategia de control propuesta tipo Slotine-Li de la ecuación (4.29) se obtiene la ecuación (4.32):

$$\tau = M(q)(\ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}}) + C(q, \dot{q})(\dot{q}_d + \Lambda \tilde{q}) + g(q) - K_v \dot{\tilde{q}} - K_p \tilde{q} \quad (4.32)$$

Recordando que $\tilde{q} = q - q_d$, $\dot{\tilde{q}} = \dot{q} - \dot{q}_d$, se obtiene la ecuación de error en lazo cerrado mostrada en la ecuación (4.33):

$$M(q)(\ddot{\tilde{q}} + \Lambda \dot{\tilde{q}}) + C(q, \dot{q})(\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}) = -K_v \dot{\tilde{q}} - K_p \tilde{q} \quad (4.33)$$

Expresando esta dinámica en forma de espacio de estados, se tiene la ecuación (4.34):

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M(q)^{-1} (-K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - C(q, \dot{q})(\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q})) - \Lambda \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} \quad (4.34)$$

Proponiendo la función candidata de Lyapunov mostrada en la ecuación (4.35):

$$V(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \frac{1}{2} (\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q})^T M(q) (\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}) + \tilde{q}^T K_p \tilde{q} \quad (4.35)$$

Dado que $M(q)$ es simétrica definida positiva, y que K_p es simétrica definida positiva, se tiene que V es definida positiva y radialmente no acotada. La derivada temporal de V es la mostrada en la ecuación (4.36):

$$\dot{V} = (\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q})^T M(q)(\ddot{\tilde{q}} + \Lambda \dot{\tilde{q}}) + \frac{1}{2} (\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q})^T \dot{M}(q)(\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}) + 2\tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \quad (4.36)$$

Sustituyendo la dinámica del sistema de $M(q)\ddot{\tilde{q}}$ de la ecuación (4.34) en la expresión anterior se obtiene lo mostrado en la ecuación (4.37):

$$\dot{V} = -(\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q})^T K_v (\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}) + 2\tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \quad (4.37)$$

Nótese que el segundo término puede dificultar que \dot{V} sea negativa definida. Por lo tanto, se elige $K_p = \Lambda^T K_v$ despejando de la ecuación (4.31) con lo cual el término cruzado $2\tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}}$ se cancela al expandir el producto cuadrático, y \dot{V} se reduce a la ecuación (4.38):

$$\dot{V} = -\dot{\tilde{q}}^T K_v \dot{\tilde{q}} - \tilde{q}^T \Lambda^T K_v \Lambda \tilde{q} = - \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \Lambda^T K_v \Lambda & 0 \\ 0 & K_v \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} \quad (4.38)$$

Dado que K_v es simétrica definida positiva y Λ es no singular, se garantiza que $\Lambda^T K_v \Lambda$ también es simétrica definida positiva. Por lo tanto, \dot{V} es negativa definida de forma global. Como V es positiva definida y radialmente desacotada, por el teorema de Lyapunov se concluye que el sistema es globalmente asintóticamente estable como lo mosrado en la ecuación (4.39) y (4.40). Es decir:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{q}(t) = \lim_{t \rightarrow \infty} \dot{\tilde{q}}(t) = 0 \quad (4.39)$$

$$\lim_{t \rightarrow \infty} (\dot{q}(t) - \dot{q}_d(t)) = 0 \quad (4.40)$$

4.4. Estrategia de control: Control de modos deslizantes

La estrategia de control actualmente propuesta es un control de modos deslizantes con parámetros adaptativos [46], ya que se desconocen las longitudes y los centros de masa de cada paciente que utiliza el exoesqueleto. Además, al tratarse de un enfoque de control robusto, puede evitar que grandes perturbaciones que puedan producirse durante la rehabilitación afecten la trayectoria requerida por el sistema.

Nuestro objetivo es diseñar un controlador de retroalimentación de estado para estabilizar el origen. La estrategia de control es una técnica de control robusto que se usa para manejar sistemas no lineales, especialmente cuando existen incertidumbres o perturbaciones en el sistema.

La idea es diseñar una superficie deslizante en el espacio de estado donde, una vez que el sistema entra, permanezca en esa superficie. Esto se logra diseñando la ley de control para que las trayectorias del sistema converjan hacia esta superficie y luego permanezcan en ella. Este comportamiento se puede observar en la figura 4.3.

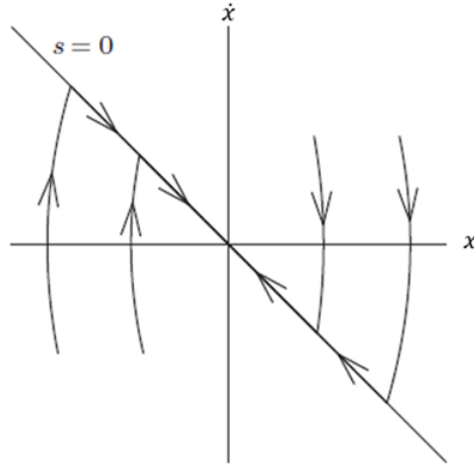


Figura 4.3: Retrato de fase típico bajo control de modo deslizante donde se representa la superficie deslizante a la que va a converger el sistema.

Una vez que las trayectorias están en la superficie, el sistema tiene dinámicas específicas que dependen de la elección de la superficie. La idea es que, en esta fase, las trayectorias se deslicen hasta el punto de equilibrio deseado siguiendo la dinámica de la superficie.

El diagrama de bloques de la implementación del control en el exoesqueleto se muestra en la Figura 4.4.

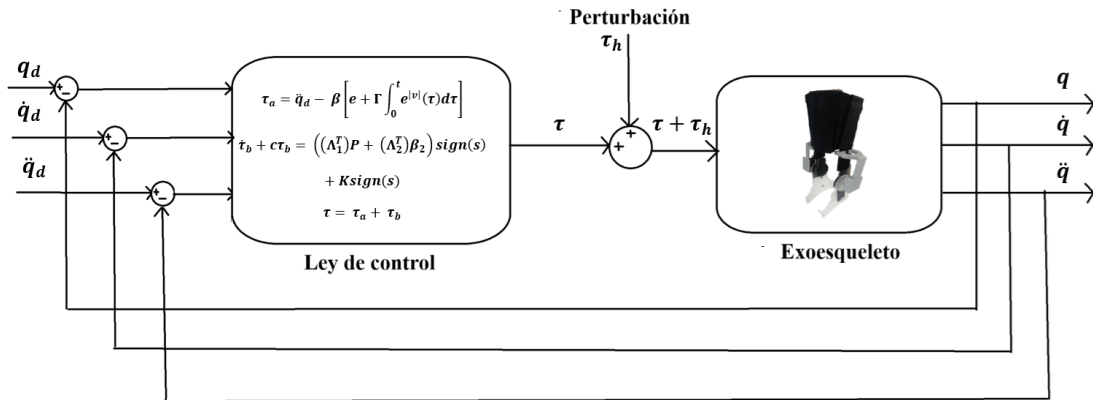


Figura 4.4: Diagrama de control del exoesqueleto.

La superficie deslizante s se elige de modo que la derivada \dot{s} se dirija hacia el origen, es decir, que su negativa, lo cual se obtiene por el hecho de que la función es una función decreciente, igualmente se pueden proponer valores constantes que ajusten la velocidad de convergencia.

El orden del modo deslizante se define mediante un sistema dinámico continuo y suave con una función de salida suave σ , como se explica en [47] cerrada para algunas posibles discontinuidades dinámicas de retroalimentación y con σ restringido a permanecer en cero. Los modos deslizantes de orden superior son una generalización, en la que el término de inyección actúa sobre las derivadas de orden superior de la variable deslizante. Por ejemplo, en un modo deslizante de primer orden las trayectorias del sistema en el conjunto deslizante $\sigma = 0$, en un modo deslizante de segundo orden, el conjunto deslizante estaría definido por $C = \sigma = \dot{\sigma} = 0$, entonces si las derivadas $r - 1$ con respecto al tiempo de la función σ denotada por $\sigma^{(1)}, \sigma^{(2)}, \dots, \sigma^{(r-1)}$ son funciones continuas del sistema cerrado en el espacio de estados y, el conjunto de esas derivadas denotado por $C = \sigma = \sigma^{(1)} = \sigma^{(2)} = \dots = \sigma^{(r-1)}$, entonces el movimiento en el conjunto C se llama un modo deslizante de orden r o un modo deslizante de orden superior.

Para diseñar una superficie deslizante de orden superior, la variable deslizante de primer orden se define como se muestra en la ecuación (4.41).

$$\sigma = e + \Gamma \int_0^t e^{[v]}(\tau) d\tau \quad (4.41)$$

Donde $\sigma = (\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_n)^T$, $e^{[v]} = e^{[v]} \text{sign}(e)$ con $0 < v < 1$ y $\Gamma \in \mathbb{R}^{n \times n}$ [48] es una matriz diagonal positiva y e es el error de la región del sistema.

Por tanto la superficie de deslizamiento propuesta se observa en la ecuación (4.42).

$$s = \ddot{e} + \beta \dot{\sigma} + \alpha \sigma \quad (4.42)$$

Considerando la dinámica del manipulador robótico de n grados de libertad del sistema mostrado en la ecuación (4.1), se puede reescribir la ecuación como se ve en (4.43).

$$\ddot{q} + f(q, \dot{q}, \ddot{q}) = M(q)^{-1} \tau \quad (4.43)$$

Donde $f(q, \dot{q}, \ddot{q})$ representa la dinámica desconocida del sistema según [24].

Y, teniendo en cuenta los errores de la ecuación (4.44).

$$\begin{aligned} e &= q_d - q \\ \dot{e} &= \dot{q}_d - \dot{q} \\ \ddot{e} &= \ddot{q}_d - \ddot{q} \end{aligned} \quad (4.44)$$

Donde q_d representa el ángulo deseado durante la trayectoria del sistema.

Por lo tanto, el error de seguimiento del sistema se puede escribir como en la ecuación (4.45):

$$\ddot{e} = -M(q)^{-1} \tau + f(q, \dot{q}, \ddot{q}) + \ddot{q}_d \quad (4.45)$$

El límite de los parámetros desconocidos estará determinado por lo mostrado en la ecuación (4.46):

$$\begin{aligned} \|f(q, \dot{q}, \ddot{q})\| &\leq \Lambda_1^T B_1, \\ \|\dot{f}(q, \dot{q}, \ddot{q})\| &\leq \Lambda_2^T B_2. \end{aligned} \quad (4.46)$$

Ambas son hipótesis utilizadas en el diseño del control, donde:

$$\Lambda_1 = [1 \quad \|q\| \quad \|\dot{q}\|^2]^T \quad \text{y} \quad \Lambda_2 = [1 \quad \|\dot{q}\| \quad \cos \|\dot{q}\|]^T,$$

mientras que B_1 y $B_2 \in \mathbb{R}^3$ son vectores con elementos constantes positivos.

La condición propuesta para $\|f(q, \dot{q}, \ddot{q})\|$ considera la suma de los supuestos individuales en la ecuación (4.46) y fue tomada de la suposición de [46].

En la práctica, el término correspondiente a Λ_2 de $\cos \|\dot{q}\|$ nunca causó problemas, porque los valores que toma $\|\dot{q}\|$ en el exoesqueleto de tobillo están físicamente acotados debido a las limitaciones del movimiento de la extremidad, lo que evita que $\cos \|\dot{q}\|$ caiga en valores negativos.

A pesar de esto, para cumplir estrictamente con los requisitos matemáticos de las desigualdades normativas y garantizar que la cota sea siempre no negativa, se propone una versión modificada la cual fue probada posteriormente en simulaciones mostrado en la ecuación (4.47):

$$\Lambda_2 = [1 \quad \|\dot{q}\| \quad |\cos \|\dot{q}\||]^T \quad (4.47)$$

Reemplazando el error de seguimiento en la superficie deslizante obtenemos lo que se ve en la ecuación (4.48).

$$s = -M(q)^{-1}\tau + f(q, \dot{q}, \ddot{q}) + \ddot{q}_d + \beta\dot{\sigma} + \alpha\sigma \quad (4.48)$$

Entonces, la ecuación del modo deslizante propuesta de nuestro sistema será la que se muestra en la ecuación (4.49).

$$s = -M(q)^{-1}\tau + f(q, \dot{q}, \ddot{q}) + \ddot{q}_d + \beta \left[e + \Gamma \int_0^t e^{[v]}(\tau) d\tau \right] + \alpha \left[\dot{e} + \Gamma e^{[v]} \right] \quad (4.49)$$

La entrada de control del sistema estaría dada por la ecuación (4.50):

$$\tau = M(q)[\tau_a + \tau_b] \quad (4.50)$$

En este caso, τ_a se utiliza para encontrar los parámetros desconocidos mientras que τ_b se utiliza para compensar las incertidumbres y perturbaciones desconocidas en el sistema. La ecuación τ_a está dada por (4.51):

$$\tau_a = \ddot{q}_d + \beta \left[e + \Gamma \int_0^t e^{[v]}(\tau) d\tau \right] + \alpha \left[\dot{e} + \Gamma e^{[v]} \right] \quad (4.51)$$

Mientras que la ecuación τ_b se expresa por (4.52):

$$\dot{\tau}_b + c\tau_b = ((\Lambda_1^T)P + (\Lambda_2^T)B_2)sign(s) + Ksign(s) \quad (4.52)$$

donde se considera lo visto en la ecuación (4.53):

$$(\Lambda_1^T)P \geq (\Lambda_2^T)B_2 \quad (4.53)$$

Donde K es una matriz positiva y $K = diag(K_1, K_2)$, P es un vector constante positivo y c es un valor escalar donde $c > 0$.

4.5. Estabilidad de la ley de control: Control de modos deslizantes

Para demostrar la estabilidad, se propone una ecuación de Lyapunov candidata que se muestra en la ecuación (4.54):

$$V = \frac{1}{2}s^T s \quad (4.54)$$

Para demostrar la estabilidad del sistema bajo la ley de control por modos deslizantes propuesta, es importante abordar la naturaleza de la ley de control la cual incluye un término discontinuo $signo(s)$ mostrado en la ecuación correspondiente a τ_b ecuación (4.52). La función signo se introduce en la ley de control para asegurar de manera robusta que la superficie de deslizamiento $s = 0$ sea alcanzada y mantenida.

Si bien la función signo es discontinua en $s = 0$, se utiliza la función candidata de Lyapunov mostrada en la ecuación (4.54) ya que la ley de control está diseñada para que la derivada de esta función, mostrada en la ecuación (4.55), sea definida negativa, matemáticamente aunque la derivada \dot{V} pueda ser discontinua en $s = 0$ su comportamiento definido negativo fuera de esta superficie tiende al punto de equilibrio, es decir \dot{V} es definida negativa $\forall s \neq 0$, por lo que cumpliría con el objetivo de que $s(t) \rightarrow 0$ cuando $t \rightarrow \infty$, ya que su comportamiento fuera de $s = 0$ garantiza su convergencia a $s = 0$, además según [48], la dinámica del sistema idealmente se mantiene sobre esta superficie. Por lo tanto, la discontinuidad en el origen de la función signo no invalida la conclusión de estabilidad de la superficie de deslizamiento, sino que es una característica fundamental del mecanismo de conmutación que garantiza la robustez y el alcance de dicha superficie.

$$\dot{V} = s^T \dot{s} \quad (4.55)$$

Teniendo en cuenta la ecuación (4.49) y sustituyendo la ecuación (4.50) obtenemos la ecuación (4.56):

$$s = -\tau_a - \tau_b + f(q, \dot{q}, \ddot{q}) + \ddot{q}_d + \beta \left[e + \Gamma \int_0^t e^{[\nu]}(\tau) d\tau \right] + \alpha \left[\dot{e} + \Gamma e^{[\nu]} \right] \quad (4.56)$$

Luego, tomando la ecuación (4.51), podemos simplificarla para obtener la ecuación (4.57):

$$s = -\tau_b + f(q, \dot{q}, \ddot{q}) \quad (4.57)$$

Entonces la derivada de la ecuación deslizante sería la ecuación (4.58):

$$\dot{s} = -\dot{\tau}_b + \dot{f}(q, \dot{q}, \ddot{q}) \quad (4.58)$$

Sustituyendo en la ecuación (4.55) y teniendo en cuenta el límite de $\dot{f}(q, \dot{q}, \ddot{q})$ mostrado en la ecuación (4.46), tomando τ_b de la ecuación (4.52) obtenemos entonces la ecuación (4.59):

$$\begin{aligned} \dot{V} &= -s^T ((\Lambda_1^T)P + (\Lambda_2^T)B_2) \text{sign}(s) \\ &\quad - s^T K \text{sign}(s) + s^T c\tau_b + s^T (\Lambda_2^T)B_2 \end{aligned} \quad (4.59)$$

Considerando la desigualdad de la ecuación (4.53) y tomando en cuenta que la entrada τ_b debe ser menor o igual al límite de $\dot{f}(q, \dot{q}, \ddot{q})$ se puede escribir lo mostrado en la ecuación (4.60):

$$c|\tau_b| \leq c\Lambda_1^T B_1 \leq (\Lambda_1^T)P \quad (4.60)$$

Teniendo en cuenta entonces los límites de la desigualdad de la ecuación (4.60) se puede sustituir en la ecuación (4.59), con lo que obtenemos lo que se muestra en la ecuación (4.61):

$$\begin{aligned} \dot{V} &\leq -s^T ((\Lambda_1^T)P + (\Lambda_2^T)B_2) \text{sign}(s) \\ &\quad - s^T K \text{sign}(s) + s^T ((\Lambda_1^T)P + (\Lambda_2^T)B_2) \end{aligned} \quad (4.61)$$

Aplicando las propiedades de las normas en las matrices correspondientes y entendiendo que $s^T \text{sign}(s) = \|s\|_1$ por lo que $\|s^T\|_1 \|\text{sign}(s)\|_1 = \|s\|_1$ [46], y que $\|s^T\|_1 = \|s\|_1$ se puede representar la ecuación como se muestra en la ecuación (4.62):

$$\begin{aligned} \dot{V} &\leq -\|s\|_1 \|((\Lambda_1^T)P + (\Lambda_2^T)B_2)\|_1 \\ &\quad - \|s\|_1 \|K\|_1 + \|s\|_1 \|((\Lambda_1^T)P + (\Lambda_2^T)B_2)\|_1 \end{aligned} \quad (4.62)$$

Eliminando términos similares se obtiene finalmente lo mostrado en la ecuación (4.63):

$$\dot{V} \leq -\|s\|_1 \|K\|_1 \quad (4.63)$$

Ahora, dado que K es una matriz diagonal, simétrica y definida positiva [44], se garantiza la estabilidad asintótica del sistema en el punto de equilibrio del origen.

En este caso la función candidata vista en la ecuación (4.54) es definida positiva para $s \neq 0$, por lo que su derivada temporal vista en la ecuación (4.55), se busca que esta sea definida negativa para $s \neq 0$, y así se garantice que $s \rightarrow 0$ asintóticamente. Dado que la superficie de deslizamiento s ya vista en la ecuación (4.42) es una combinación lineal estable de los errores de seguimiento, la convergencia de s a 0 implica la convergencia del error de seguimiento $e(t)$ cuando $t \rightarrow \infty$. Esto establece la estabilidad asintótica del sistema en el punto de equilibrio del origen.

Para validar visualmente este resultado teórico, se realizó una simulación del sistema en lazo cerrado partiendo desde diversas condiciones de error iniciales. La Figura 4.5 muestra el diagrama de fase resultante en el espacio de error.

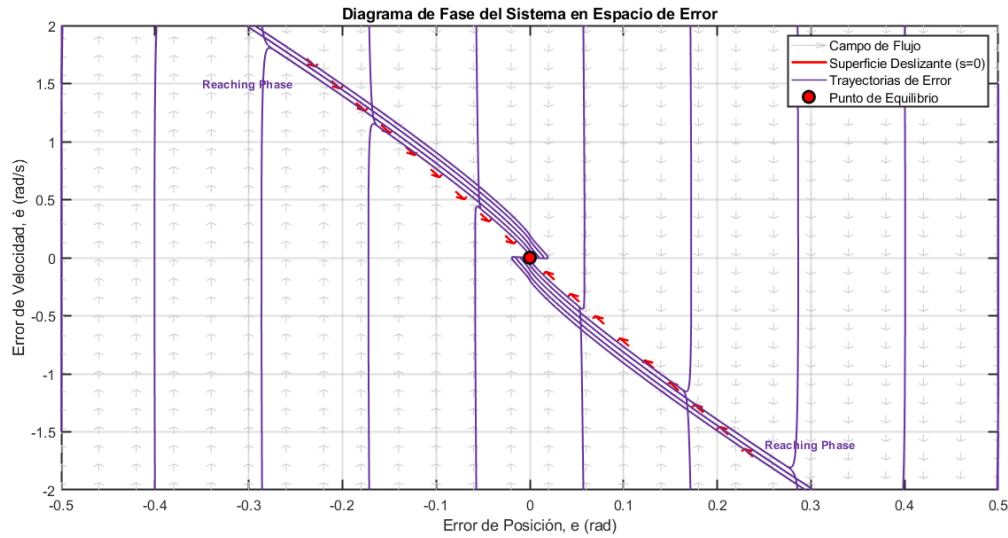


Figura 4.5: Retrato de fase de control por modos deslizantes aplicado en el exoesqueleto.

Como se puede observar en la figura, todas las trayectorias convergen hacia el origen, confirmando que la ley de control diseñada es capaz de lograr el seguimiento de trayectoria de manera robusta.

4.6. Parte adaptativa de la ley de control

Para la parte adaptativa del control del sistema se genera una dinámica adaptativa para compensar las incertidumbres y perturbaciones externas.

La idea principal detrás de esta parte del control es compensar las incertidumbres y perturbaciones externas estimando los límites de las fuerzas desconocidas que afectan al sistema, ya que existen muchas perturbaciones externas a la hora de realizar la asistencia, al ser un movimiento que debe adaptarse a las características de cada individuo y sus necesidades.

La parte adaptativa busca ajustar los parámetros λ_{d_1} y λ_{d_2} para compensar las incertidumbres. Estos parámetros son adaptados en función de la norma de la variable deslizante $s(t)$, lo que indica qué tan lejos está el sistema de la superficie de deslizamiento (es decir, de la trayectoria deseada).

Estas funciones capturan información de la dinámica del sistema y ayudan a estimar las fuerzas o perturbaciones de magnitudes variables en función de q y \dot{q} .

El objetivo es estimar los límites de las fuerzas o perturbaciones modeladas que actúan sobre el sistema. Se utiliza una ley de control adaptativa donde la señal de control incluye los parámetros adaptados, estimando las incertidumbres, en este caso, estos parámetros son λ_{d_1} y λ_{d_2} .

Se utilizará como criterio para adaptar estos parámetros, la norma de la variable deslizante s ; es decir, cuando el sistema se desvía de la superficie deslizante, los parámetros se ajustan más o menos rápidamente, como se muestra en la ecuación (4.64).

$$\begin{aligned}\lambda_{d_1} &= \mu_1^{-1} B_2(q, \dot{q})^T \|s(t)\| \\ \lambda_{d_2} &= \mu_2^{-1} P(q, \dot{q})^T \|s(t)\|\end{aligned}\tag{4.64}$$

Donde μ_1 y μ_2 son constantes de adaptación. Tomamos el cálculo de las funciones b_2 y P en función de q y \dot{q} que se muestran en la ecuación (4.65):

$$\begin{aligned}B_2 &= [1 \quad \|q\| \quad \|\dot{q}\|^2]; \\ P &= [1 \quad \|\dot{q}\| \quad |\cos \|\dot{q}\||];\end{aligned}\tag{4.65}$$

Esto nos permitirá, gracias a $\|q\|$ y $\|\dot{q}\|$, capturar información global sobre la magnitud de la dinámica del sistema.

Uno de los principales problemas que pueden surgir es que los parámetros adaptativos sigan cambiando incluso cuando el sistema haya alcanzado un error pequeño o nulo, lo que puede generar oscilaciones o inestabilidad en el sistema, por lo que se aplica el método de la zona muerta, explicado en [46], en el cual se introduce una región donde las actualizaciones adaptativas se detienen si el error es suficientemente pequeño. Las ecuaciones adaptativas resultantes se muestran en las ecuaciones (4.66) y (4.67):

$$\dot{\lambda}_{d_1} = \begin{cases} 0 & \text{if } \|s(t)\| \leq \epsilon \\ \mu_1^{-1} B_2(q, \dot{q})^T \|s(t)\| & \text{if } \|s(t)\| > \epsilon \end{cases}\tag{4.66}$$

$$\dot{\lambda}_{d_2} = \begin{cases} 0 & \text{if } \|s(t)\| \leq \epsilon \\ \mu_2^{-1} P(q, \dot{q})^T \|s(t)\| & \text{if } \|s(t)\| > \epsilon \end{cases}\tag{4.67}$$

donde $\epsilon > 0$ y representa el tamaño de la zona muerta, los parámetros adaptativos son $\mu_2 > 0$, $\mu_1 > 0$.

Esto se aplica para evitar oscilaciones o inestabilidad cuando el sistema ha alcanzado un error pequeño o nulo, se introduce una zona muerta en la que los parámetros adaptativos se detienen si la norma $\|s(t)\|$ suficientemente pequeña; es decir, menor o igual a un valor de umbral ϵ , de esta manera, los valores λ_{d_1} y λ_{d_2} solo se actualizan cuando el error excede este umbral.

Capítulo 5

Diseño de un clasificador de marcha y obtención de parámetros para la simulación

En este capítulo se detalla el desarrollo de un clasificador de marcha diseñado para analizar y replicar patrones de movimiento en exoesqueletos. En busca de imitar desplazamientos de una persona con afectación, durante la rehabilitación. Para ello, se emplearon sensores como encoders y giroscopios, destinados a medir la posición y velocidad angular de las articulaciones de la rodilla y el tobillo, respectivamente.

La representación matemática del movimiento se realiza mediante una serie de Fourier. Este modelo proporciona una herramienta eficaz para generar trayectorias precisas que simulan el comportamiento real de una caminata, adaptándose a las necesidades de los pacientes.

Además, se presentan los detalles de la estructura del clasificador, compuesta por diversas secciones y sensores que registran las variables clave del movimiento. Los datos recolectados permiten construir ecuaciones de Fourier específicas para la rodilla y el tobillo.

Finalmente, el capítulo aborda la obtención de parámetros físicos necesarios para la simulación en MATLAB. Estos incluyen centros de masa, momentos de inercia y dimensiones anatómicas, obtenidos a partir de modelos en 3D de las extremidades inferiores.

5.1. Diseño de un clasificador de marcha

El diseño de este clasificador incluye el uso de encoders para medir la posición angular y giroscopios para medir la velocidad angular en las articulaciones de la rodilla y el tobillo.

La implementación de este clasificador y el modelo matemático que lo acompaña permiten replicar el comportamiento de una caminata real y ajustarse a las necesidades de rehabilitación de los pacientes.

Este dispositivo se muestra en la figura 5.1.

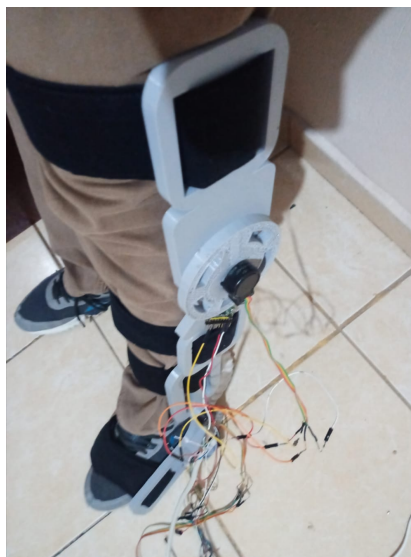


Figura 5.1: Clasificador de rodilla y tobillo para análisis de trayectoria de marcha en exoesqueleto.

La estructura del diseño del dispositivo se observa en la figura 5.2

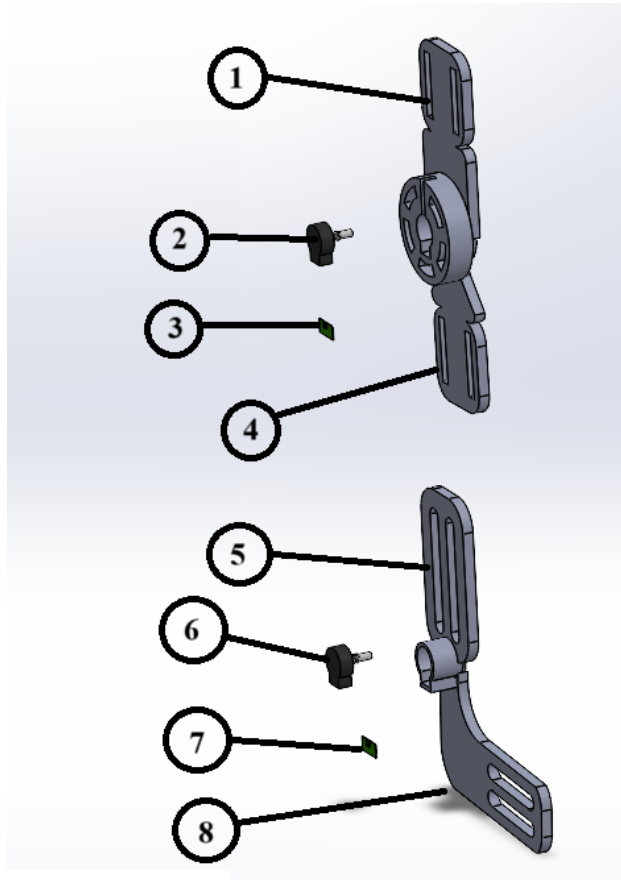


Figura 5.2: Estructura mecánica e instrumentación del clasificador.

Con respecto a esta estructura se compone de 8 partes, 1) La sección superior que sujeta la pierna para el clasificador de rodilla, 2) El sensor encoder para clasificar el movimiento angular de la rodilla, 3) El sensor giroscopio para clasificar la velocidad angular de la rodilla, 4) La sección inferior ajustada a la espinilla para así generar el movimiento de rodilla 5) La sección superior del clasificador de tobillo 6) El encoder que calcula la posición angular del tobillo, 7) El giroscopio que calcula la velocidad angular de tobillo, 8) La barra inferior que se sujeta al pie para calcular las variables de la extremidad.

Al realizar las caminatas se encontró una curva que luego dio origen a una ecuación de Fourier, la ecuación de Fourier que representa el movimiento del tobillo.

En cuanto a las funciones a insertar para realizar una caminata se utilizó un clasificador de marcha con encoders para medir la posición y giroscopios para medir la velocidad angular. Este dispositivo se muestra en la figura 5.1. Al realizar las caminatas se pudo encontrar una curva que luego fue representada en una ecuación de Fourier. La transformada de Fourier representa un polinomio trigonométrico que es una suma finita [49] y está formado como indica la ecuación (5.1):

$$f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^N (a_n \cos(nx) + b_n \sin(nx)) \quad (5.1)$$

Donde a_n y b_n son definidos como *Coefficientes de Fourier* y n es un número natural $n = 1, 2, 3, 4, 5, \dots$. Con este método, se puede generar un comportamiento periódico así como sus parámetros para asemejar el

comportamiento de una caminata humana real. La ecuación (5.2) muestra la estructura de la serie de Fourier de decimoquinto orden.

$$\begin{aligned}
 q(t) = & c + a_1 \cos(wt) + b_1 \sin(wt) + \\
 & a_2 \cos(2wt) + b_2 \sin(2wt) + \dots \\
 & + a_{15} \cos(15wt) + b_{15} \sin(15wt)
 \end{aligned}
 \tag{5.2}$$

Los coeficientes con respecto al tobillo se muestran en el cuadro 5.1.

Cuadro 5.1: Coeficientes de Fourier para el tobillo.

Coeficiente	valor	Coeficiente	Valor
w	0.4054	c	0.04488
a_1	0.0446	b_1	0.1215
a_2	-0.1257	b_2	0.0042
a_3	-0.0294	b_3	-0.0860
a_4	0.0935	b_4	0.0555
a_5	-0.0433	b_5	-0.0165
a_6	0.0214	b_6	-0.0175
a_7	0.0079	b_7	0.0332
a_8	-0.0242	b_8	-0.0221
a_9	0.0177	b_9	-0.0019
a_{10}	-0.0032	b_{10}	0.0121
a_{11}	-0.0072	b_{11}	-0.0132
a_{12}	0.0084	b_{12}	0.0049
a_{13}	-0.0041	b_{13}	0.0033
a_{14}	-0.0014	b_{14}	-0.0033
a_{15}	0.0002	b_{15}	0.0002

El resultado de la función de Fourier con respecto a los coeficientes de tobillo mostrados se observa en la figura 5.3.

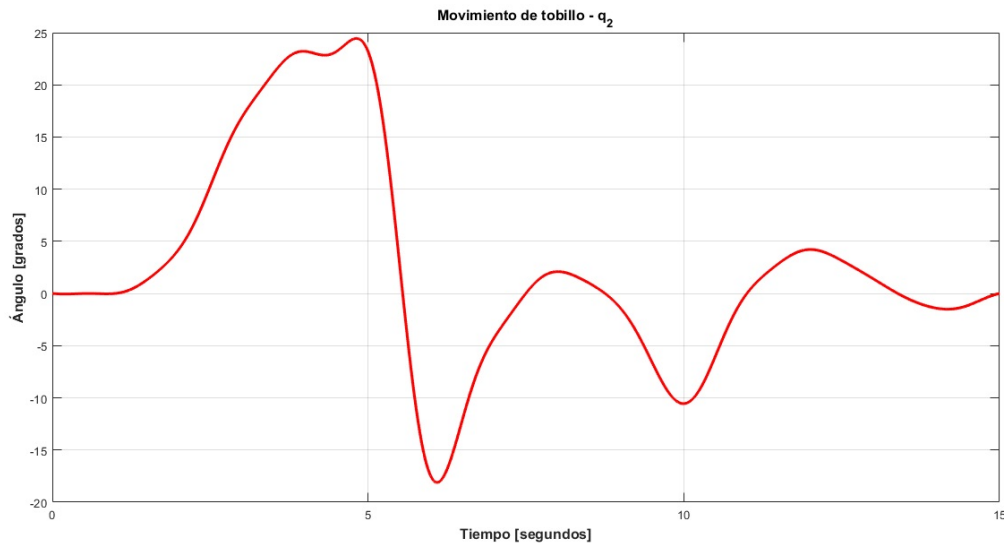


Figura 5.3: Gráfica obtenida por transformada de Fourier que representa el movimiento de tobillo por medio de clasificador de marcha.

Los coeficientes con respecto la rodilla se muestran en el cuadro 5.2.

Cuadro 5.2: Coeficientes de Fourier para la rodilla.

Coeficientes	Valor	Coeficientes	Valor
w	0.4054	c	0.1125
a_1	-0.1697	b_1	0.0850
a_2	0.0875	b_2	-0.0957
a_3	-0.0345	b_3	0.0839
a_4	0.0031	b_4	-0.0672
a_5	1	b_5	0.0478
a_6	-0.0109	b_6	-0.0263
a_7	0.0065	b_7	0.0156
a_8	-0.0085	b_8	-0.0077
a_9	0.0075	b_9	0.0037
a_{10}	-0.0075	b_{10}	-0.0034
a_{11}	0.0065	b_{11}	0.0019
a_{12}	-0.0046	b_{12}	0.0004
a_{13}	0.0023	b_{13}	-0.0011
a_{14}	-0.0015	b_{14}	0.0008
a_{15}	0.0002	b_{15}	-0.0002

El resultado de la función de Fourier con respecto a los coeficientes de rodilla mostrados se observa en la figura 5.4.

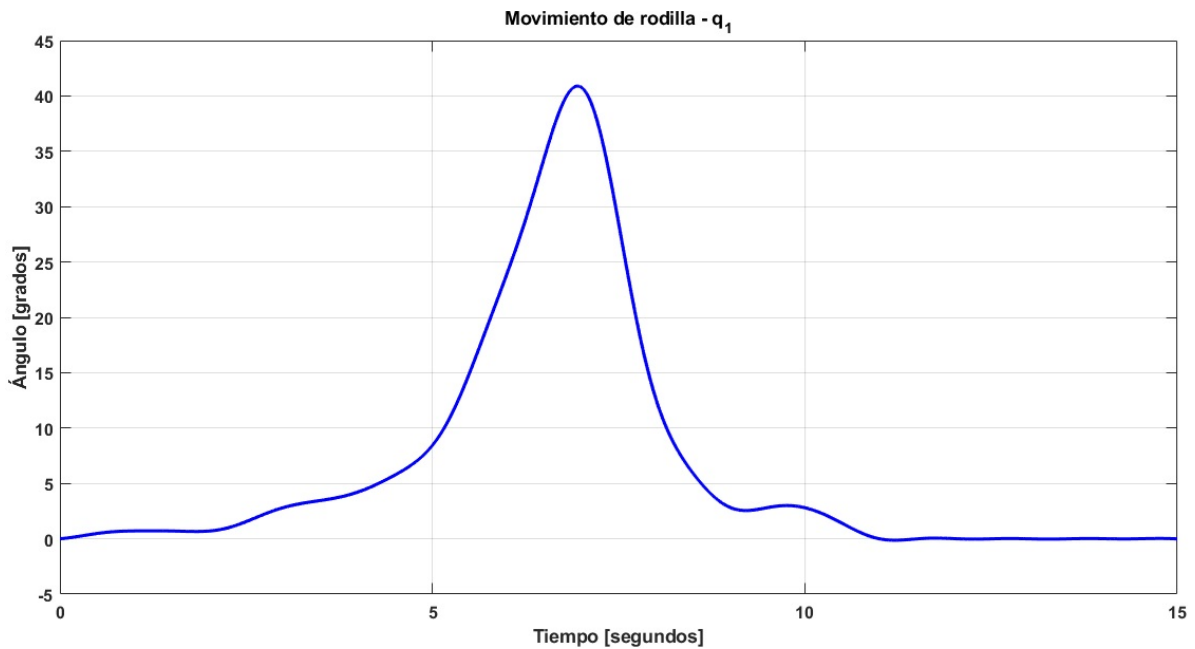


Figura 5.4: Gráfica obtenida por transformada de Fourier que representa el movimiento de rodilla por medio de clasificador de marcha.

5.2. Obtención de parámetros para la simulación

Para la simulación, se pueden obtener valores físicos de centros de masa e inercia a partir del modelado 3D de un pie en SolidWorks mostrado en la figura 5.5, considerando una masa de 1 kg para el peso del pie, con una longitud del talón al dedo gordo de 0.3021 m, además considerando los ejes Y y Z como los ejes que componen el plano sagital de este modelo.

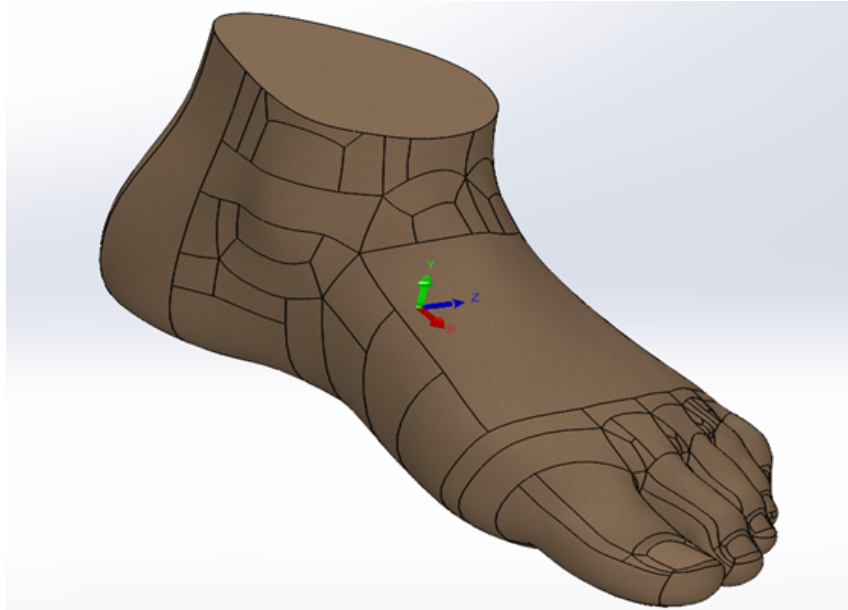


Figura 5.5: Modelo 3D del pie usado para obtención de parámetros.

Al obtener las variables físicas por medio de la herramienta “propiedades físicas” del programa SolidWorks dentro del plano sagital se obtienen los parámetros del centro de masa en los ejes X y Y, considerando el momento de inercia correspondiente al eje de rotación en el plano se llega a los resultados mostrados en el cuadro 5.3.

Cuadro 5.3: Variables físicas presentes en el modelado 3D de pie.

Parámetros	Valor
Masa	1 kg
Centro de masa en el eje X	0.1143 m
Centro de masa en el eje Y	0.044 m
Inercia del sistema I_{zz}	0.0226 kgm ²
Longitud desde la articulación al centro de gravedad del pie L_c	0.1224 m
Ángulo respecto al centro de gravedad del sistema α	21.0543°

Para la simulación en el software MATLAB, se consideran los parámetros establecidos para el modelo del pie y la ley de control PD por compensación. Las ganancias de dicho control PD se obtuvieron experimentalmente.

Respecto a un modelo en SolidWorks de rodilla/tobillo, se pueden obtener las variables físicas de la espinilla para realizar la simulación, considerando el diseño mostrado en la figura 5.6.

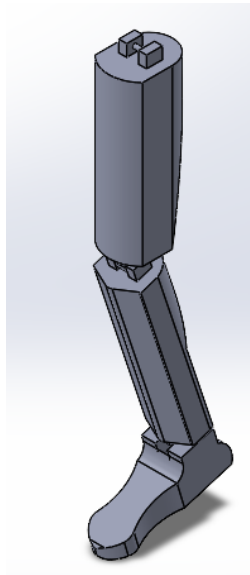


Figura 5.6: Modelo 3D de pie/espinilla usado para la obtención de parámetros.

Los parámetros obtenidos en la simulación se muestran en el cuadro 5.4:

Cuadro 5.4: Variables físicas del modelo.

Parámetros	Valor
Masa del primer eslabón m_1	3.49679 kg
Masa del segundo eslabón m_2	1.39559 kg
Longitud del primer eslabón l_1	0.45 m
Longitud del segundo eslabón l_2	0.27412 m
Centro de masa del primer eslabón l_{c1}	0.164 m
Centro de masa del segundo eslabón l_{c2}	0.0631 m
Inercia del primer eslabón I_1	0.092 kg·m ²
Inercia del segundo eslabón I_2	0.0073 kg·m ²
Aceleración debida a la gravedad g	9.81 m/s ²
Ángulo respecto al sistema α	0.5106°

Finalmente se decidió usar los parámetros considerados en la tabla 5.4 al ser similares a los parámetros de un sistema de rodilla/tobillo real .por lo que estos fueron los utilizados en la simulación.

Con respecto a los factores de fricción se tomó en cuenta el artículo mostrado en [50] para obtener los parámetros de fricción del Dynamixel, los parámetros de fricción obtenidos se muestran en el cuadro 5.5.

Cuadro 5.5: Coeficientes de fricción y valores aproximados.

Coefficiente	Valor
b	1.26
f_c	2.40
f_e	2.56

Capítulo 6

Resultados de la simulación

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de las simulaciones realizadas para evaluar el desempeño de las estrategias de control implementadas en el modelo dinámico de un sistema rodilla-tobillo. Estas estrategias incluyen el uso de un controlador PD por compensación y un controlador por modos deslizando.

Para cada estrategia, se consideraron parámetros experimentales y simulaciones que permitieron analizar su comportamiento. Además, se evalúa la capacidad de los controladores para manejar errores de seguimiento en el movimiento de la rodilla y el tobillo, con y sin la presencia de perturbaciones externas.

Los resultados se presentan en forma de gráficas y tablas que ilustran claramente el comportamiento dinámico del sistema bajo las diferentes condiciones de simulación. Esto permite realizar una comparación detallada entre ambas estrategias de control y evaluar su efectividad en términos de robustez y precisión.

6.1. Resultados utilizando control PD por compensación

Para la simulación, usando el software MATLAB 2024b, se toman en cuenta los parámetros establecidos para el modelo del pie y la ley de control PD por compensación y utilizando las ganancias mostradas en la ecuación (6.1) obtenidas de manera experimental.

$$K_p = \begin{bmatrix} 40 & 0 \\ 0 & 40 \end{bmatrix}, \quad K_v = \begin{bmatrix} 6 & 0 \\ 0 & 6 \end{bmatrix} \quad (6.1)$$

Para simular la caminata y conocer la respuesta en nuestro sistema se ha utilizado la ecuación 5.2, se puede entonces conocer el comportamiento de respuesta en la simulación ante una entrada de una caminata rápida o lenta utilizando dicha ecuación con los parámetros de sus respectivas tablas, el resultado general obtenido aplicando el controlador se puede observar en la figura 6.1.

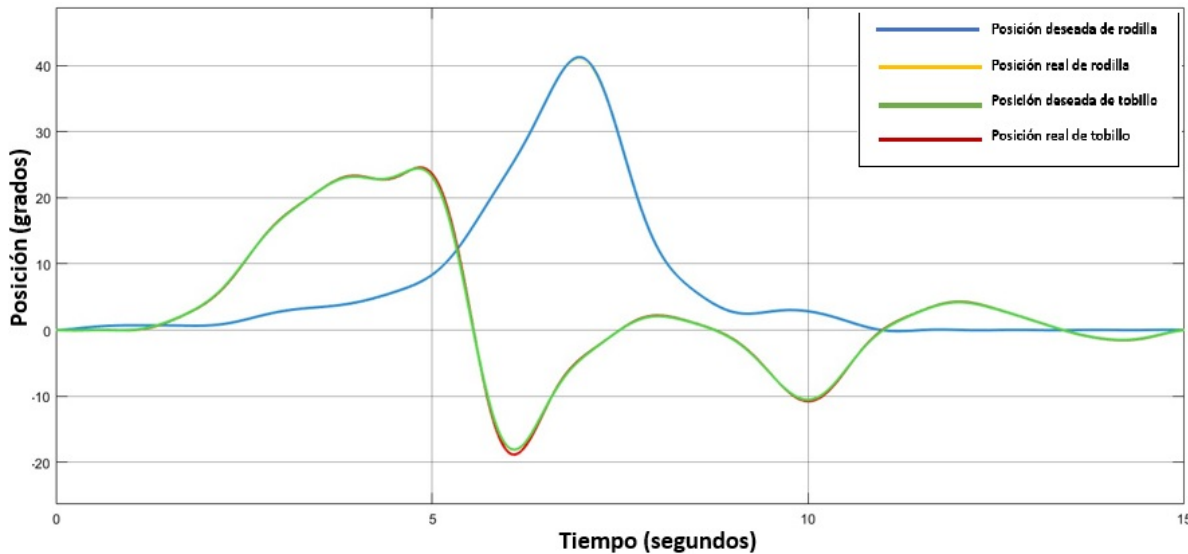


Figura 6.1: Resultado de salida de control de movimiento de rodilla y tobillo aplicando el control PD por compensación.

En la figura 6.1 se evidencia un seguimiento adecuado de trayectoria, especialmente durante la ejecución de ejercicios simulados de flexión y extensión.

Con respecto a la velocidad aplicando el control PD en la rodilla, el resultado de la simulación se observa en la figura 6.2.

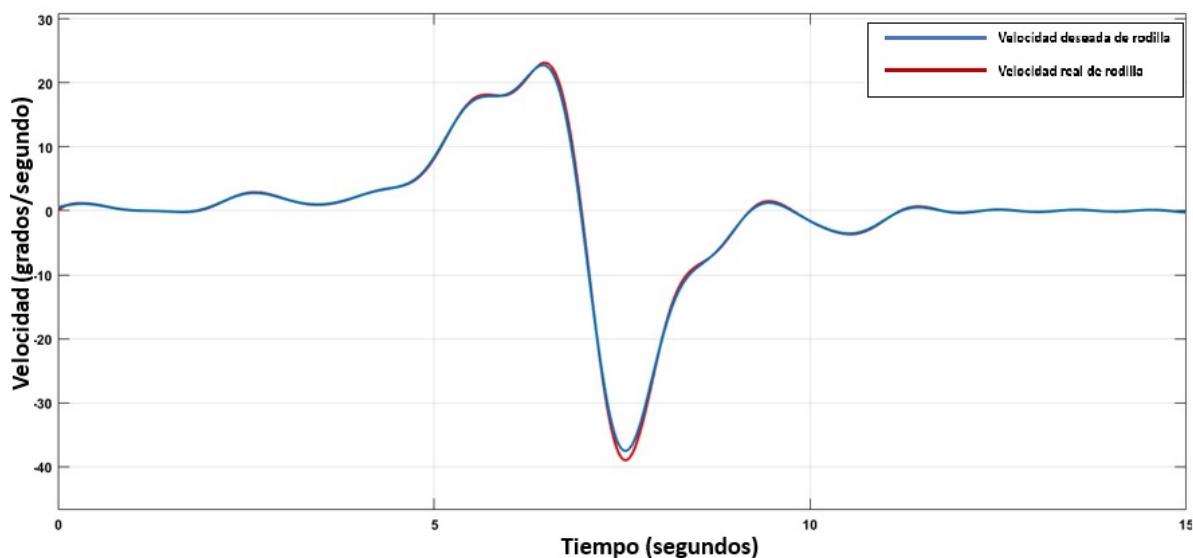


Figura 6.2: Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control PD por compensación en movimiento de fourier de rodilla.

Mientras que la velocidad angular obtenida comparada con la velocidad deseada en el tobillo se muestra en la figura 6.3.

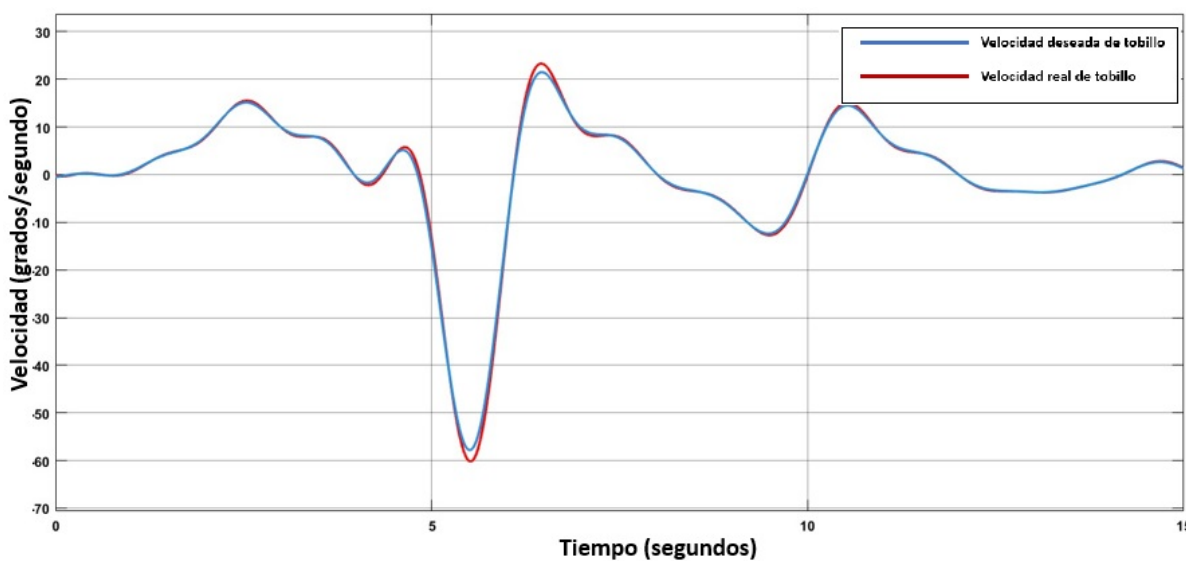


Figura 6.3: Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control PD por compensación en movimiento de Fourier de tobillo.

Respecto a la variable de velocidad, las figuras 6.2 y 6.3 se muestra que, en simulación, el control PD logra un seguimiento bastante preciso.

El error de la rodilla con respecto a la función de Fourier de entrada y la salida aplicando el control PD por compensación se observa en la figura 6.4.

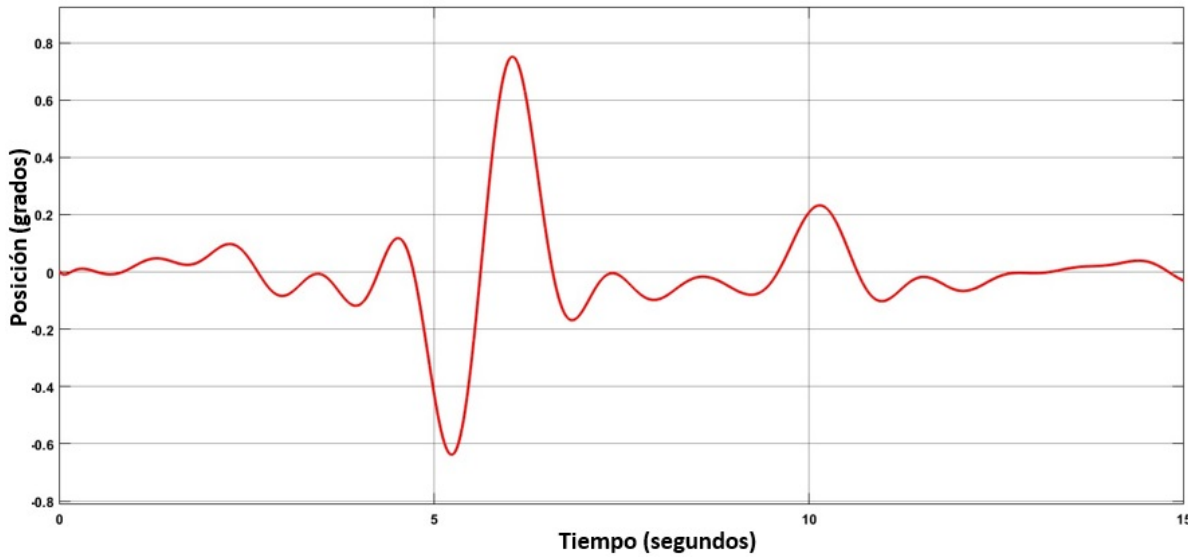


Figura 6.4: Error de salida de movimiento de rodilla aplicando el control PD por compensación.

Para la articulación de la rodilla, la figura 6.4 reporta un error máximo de 0.52 grados, un valor suficientemente pequeño al estar por debajo del umbral de 1 grado, lo cual indica una buena precisión del sistema.

El error de tobillo con respecto a la función de Fourier de entrada aplicando el control PD por compensación se observa en la figura 6.5.

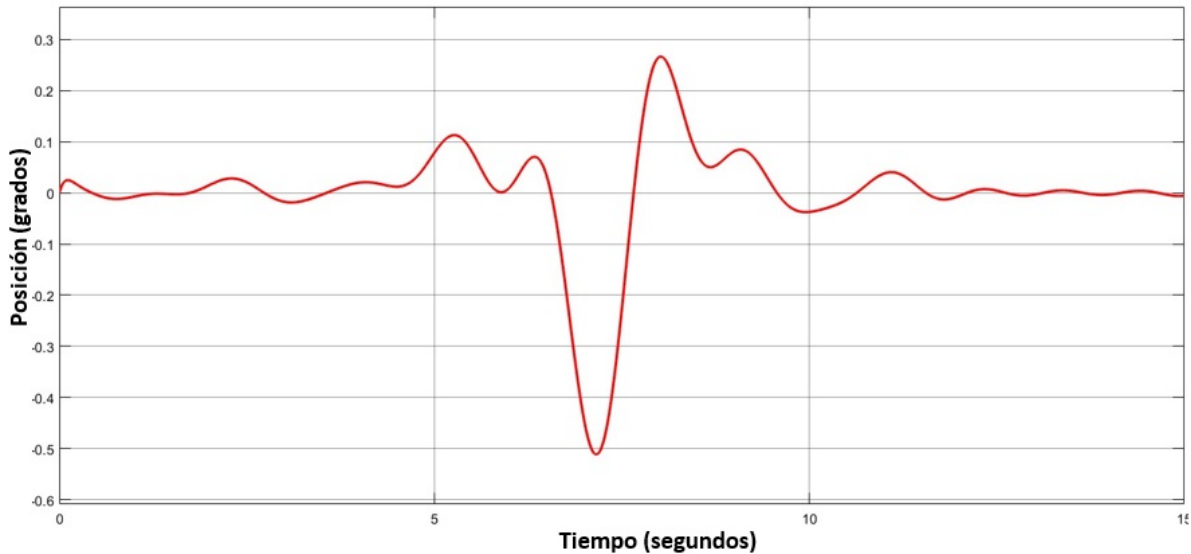


Figura 6.5: Error de salida de movimiento de tobillo aplicando el control PD por compensación.

De manera similar, el comportamiento del tobillo durante la simulación, representado en la figura 6.5, muestra un error máximo de 0.82 grados, manteniéndose también dentro de márgenes aceptables para aplicaciones de asistencia.

El torque aplicado en la simulación es mostrado en la figura 6.6.

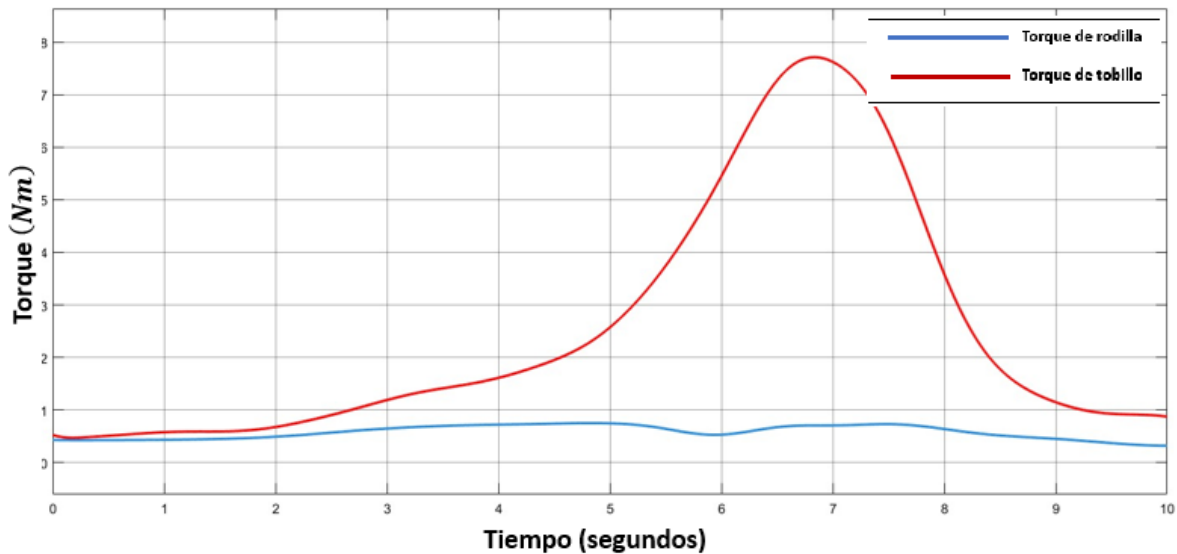


Figura 6.6: Torque aplicado en la simulación control PD por compensación.

En relación al torque simulado, representado en la figura 6.6, se aprecia que la articulación de la rodilla requiere un esfuerzo mecánico mínimo para seguir la trayectoria deseada. El comportamiento es diferente para el tobillo, donde se registra un requerimiento de torque elevado de hasta 7.7 Nm. Este valor se mantiene dentro del rango operativo del servomotor utilizado, cuyo límite máximo es de 8.4 Nm.

6.2. Resultados utilizando control de modos deslizantes

Tomando las ecuaciones de Fourier que representan el movimiento del tobillo mostradas en el capítulo 5 utilizando el clasificador de marcha.

Los parámetros para cada una de las partes que estructuran el control fueron elegidos a través de experimentación, probando diferentes tiempos hasta obtener una respuesta óptima con los valores encontrados, estos se muestran en el cuadro 6.1.

Cuadro 6.1: Parámetros de control para τ_a , τ_b , y parámetros generales.

Parámetros generales	
Parámetro	Valor
v	0.87
τ_a parámetros	
Parámetro	Valor
β	820
α	420
Γ	$\begin{bmatrix} 5 & 0 \\ 0 & 2.5 \end{bmatrix}$
τ_b parámetros	
Parámetro	Valor
c	$\begin{bmatrix} 65 & 0 \\ 0 & 20 \end{bmatrix}$
K	850

Estos parámetros fueron insertados y se implementó la estrategia de control, generando un dummie para ayudar a visualizar el comportamiento de la marcha en la pierna derecha como se observa en la figura 6.7.

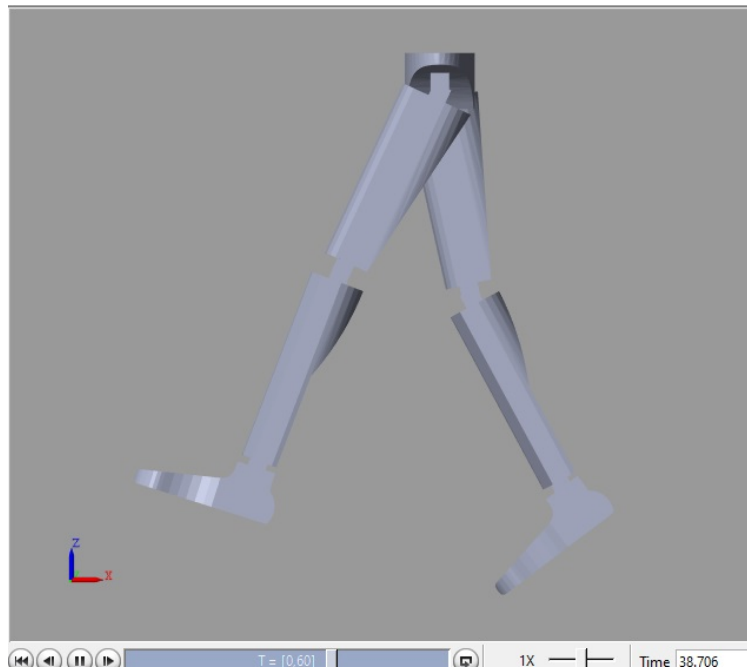


Figura 6.7: Dummie utilizado en simulación para visualizar el comportamiento del exoesqueleto.

Se consideró una incertidumbre del 80% en cuanto a los parámetros del modelo dinámico en la simulación. Los resultados de la salida de control con respecto al tobillo sin perturbaciones a lo largo de 30 segundos se observan en la figura 6.8.

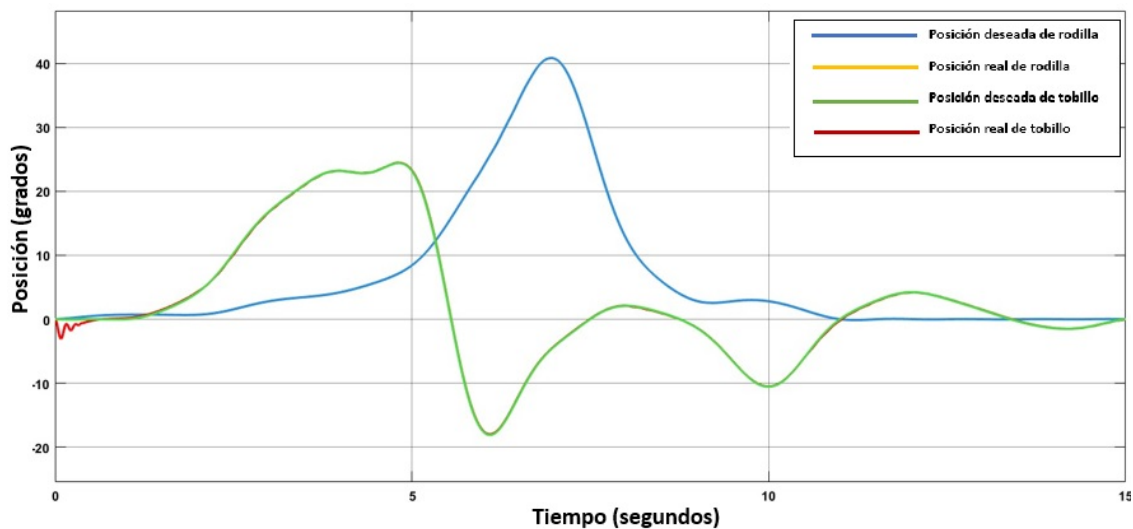


Figura 6.8: Resultado de la salida del sistema de rodilla-tobillo con control de modos deslizantes.

En las simulaciones en ausencia de perturbaciones, los resultados del seguimiento de trayectoria, presentados en la Figura 6.8, permiten observar que el control logra un desempeño adecuado.

Con respecto a la velocidad angular obtenida comparada con la velocidad deseada en la rodilla, se tiene lo mostrado en la figura 6.9.

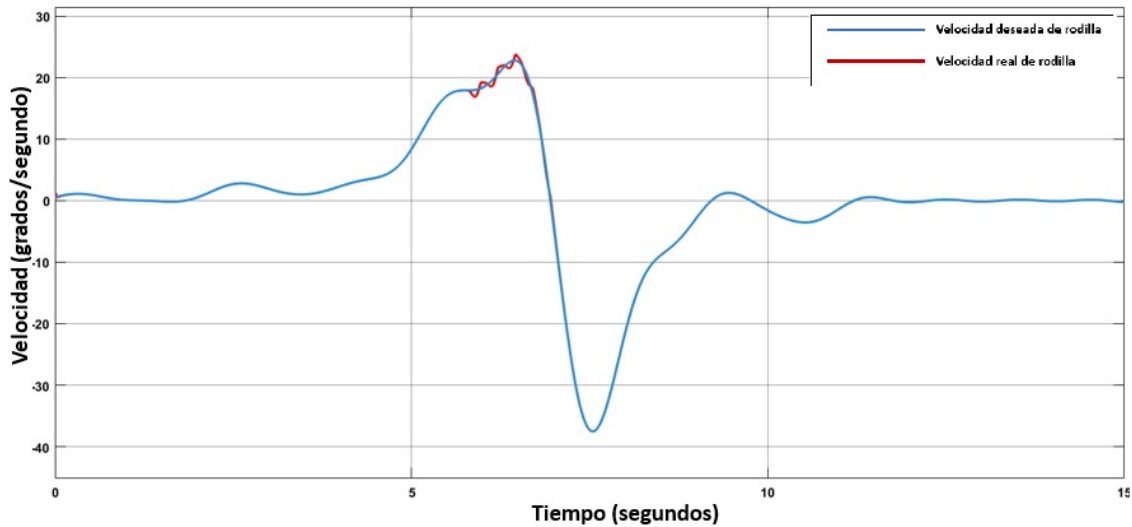


Figura 6.9: Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de rodilla.

Respecto al comportamiento de la velocidad angular para la rodilla (figura 6.9), la trayectoria es seguida adecuadamente, con ligeras oscilaciones mínimas entre los segundos 5.7 y 6.7 que no comprometen la estabilidad.

Con respecto a la velocidad angular obtenida comparada con la velocidad deseada en el tobillo, se tiene lo mostrado en la figura 6.10.

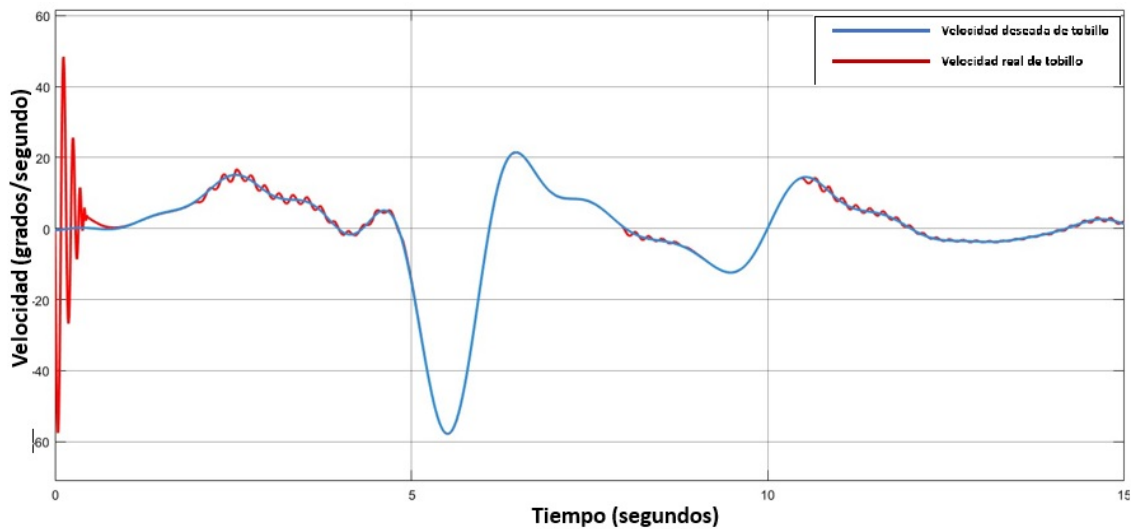


Figura 6.10: Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de tobillo.

La figura 6.10 muestra que la velocidad del tobillo manifiesta oscilaciones abruptas que coinciden con el intervalo de 0.6 segundos requerido para la estabilización inicial. Posteriormente, se presentan pequeñas oscilaciones intermitentes, características del control por modos deslizantes.

El error de rodilla con respecto a la función de fourier de entrada, aplicando el control de modos deslizantes se observa en la figura 6.11.

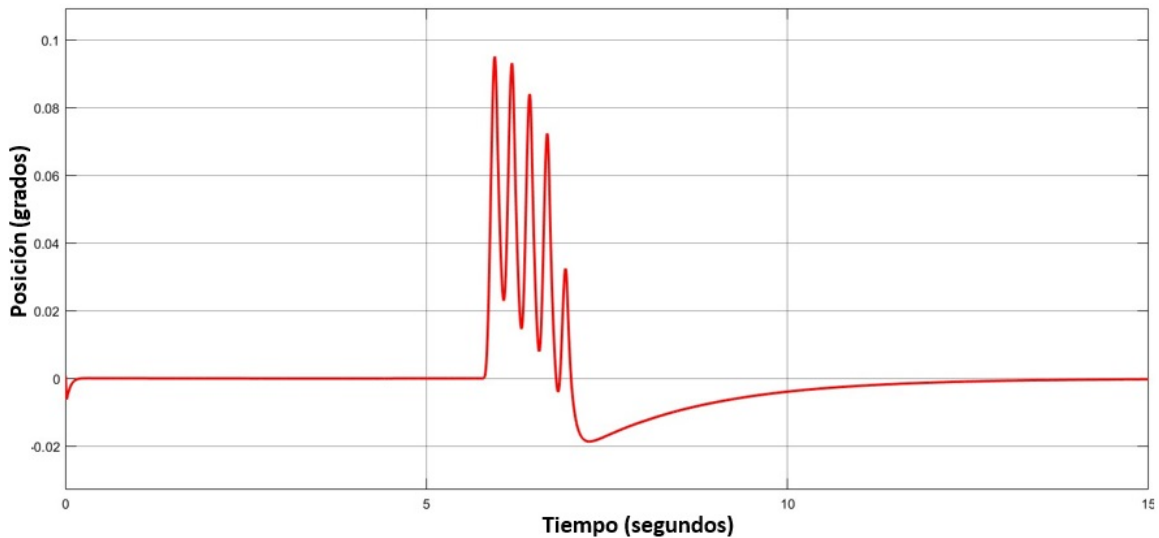


Figura 6.11: Error de salida de movimiento de rodilla aplicando el control de modos deslizantes.

Para la articulación de la rodilla, los errores mostrados en la Figura 6.11 indican una desviación notable entre los segundos 5.7 y 7, pero mínima en términos cuantitativos, con un error máximo de tan solo 0.094 grados, lo que refuerza un seguimiento preciso.

El error de tobillo con respecto a la función de fourier de entrada aplicando el control de modos deslizantes se observa en la figura 6.12.

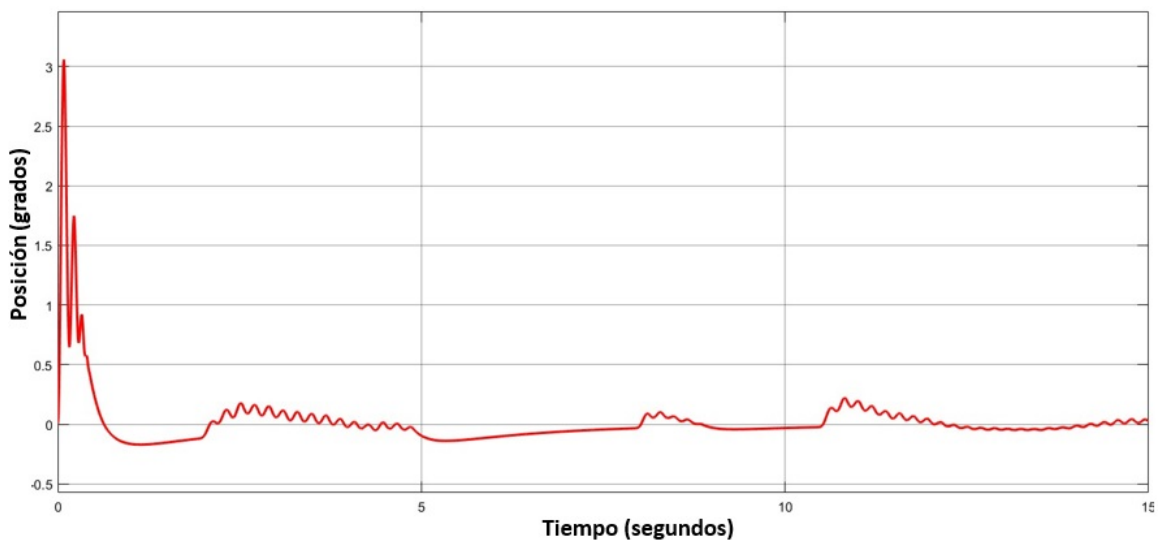


Figura 6.12: Error de salida de movimiento de tobillo aplicando el control de modos deslizantes.

El comportamiento en la articulación del tobillo (figura 6.12) presenta un inicio con un error abrupto de hasta 3 grados, que es corregido rápidamente por el controlador, estabilizando la posición en aproximadamente 0.6 segundos y manteniéndose posteriormente con un error máximo de apenas 0.2 grados.

Respecto al torque aplicado en la simulación, este se observa en la figura 6.13.

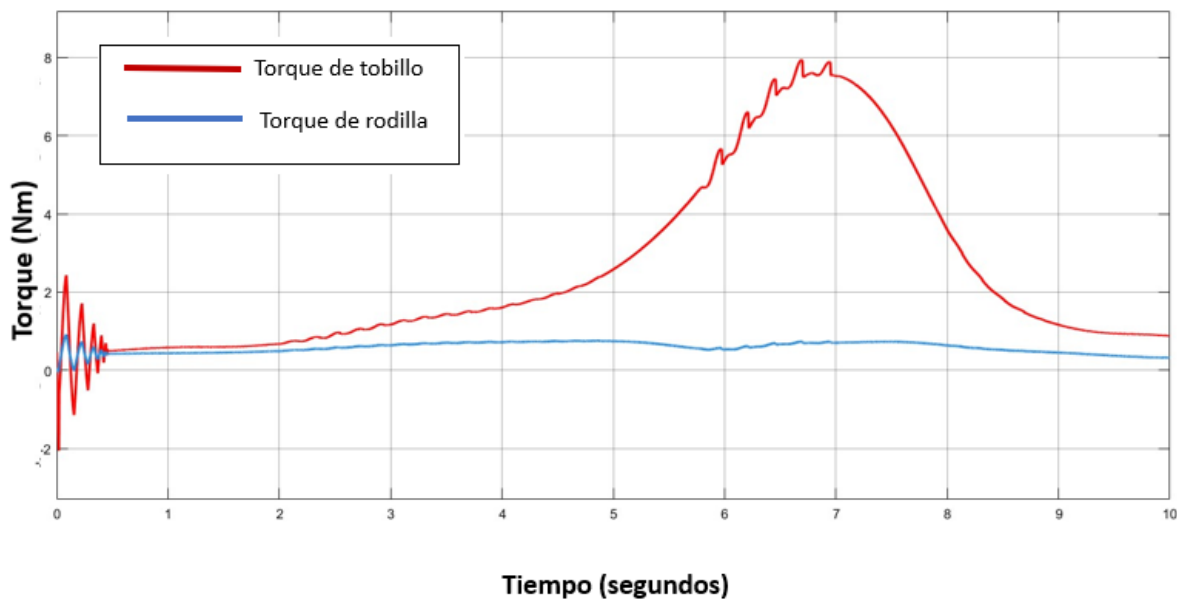


Figura 6.13: Torque aplicado con el control de modos deslizantes en el movimiento de tobillo sin perturbaciones.

En cuanto al par de torque aplicado (figura 6.13), se muestra un valor máximo de 7.87 Nm, que se mantiene dentro del rango operativo permitido por el servomotor.

Mientras que la superficie deslizante de la simulación sin perturbaciones se muestra en la figura 6.14.

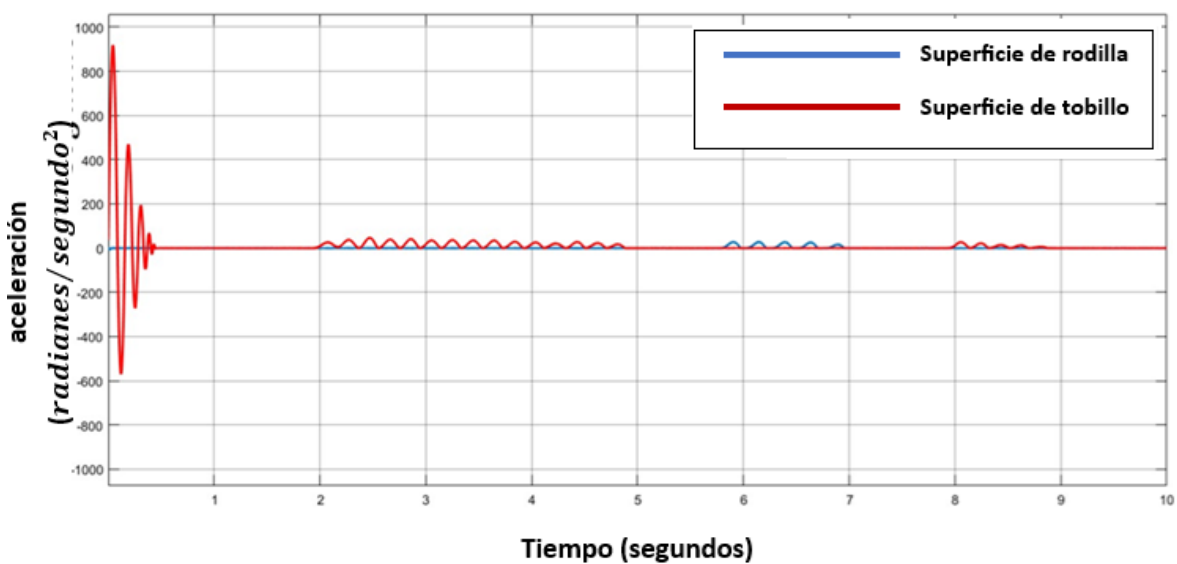


Figura 6.14: Superficie deslizante en movimiento de tobillo sin perturbaciones.

Al analizar la superficie deslizante mostrada en la figura 6.14, se observa un comportamiento oscilatorio intenso en la etapa inicial, que se atenúa progresivamente, coherente con el principio de convergencia del control por modos deslizantes.

Los resultados de las ganancias de la parte adaptativa del control con respecto a λ_1 se muestran en la figura 6.15.

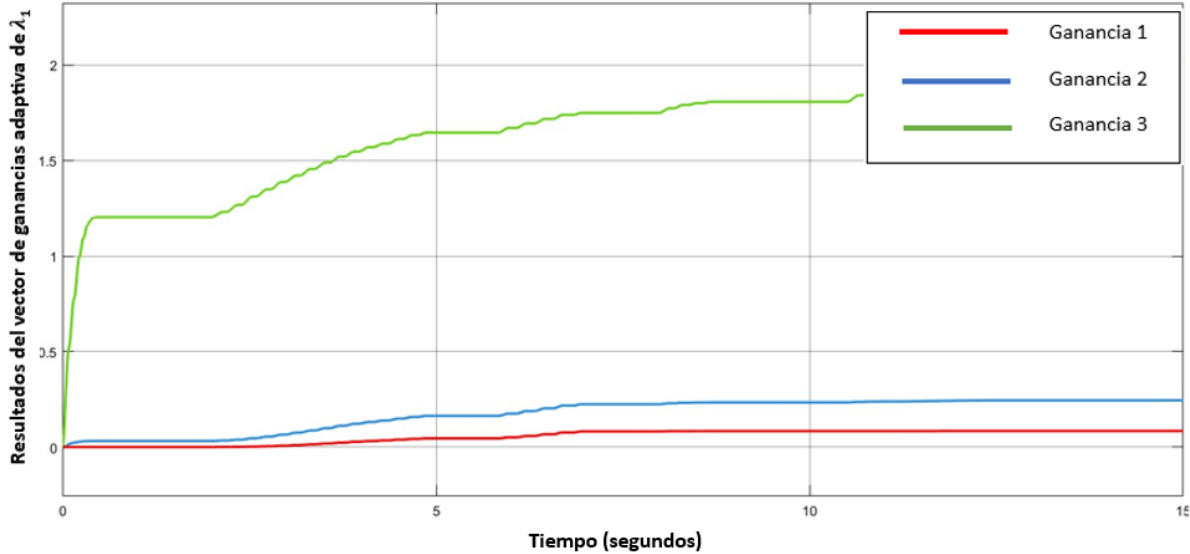


Figura 6.15: Ganancias adaptativas de λ_1 sin perturbaciones.

Mientras que las ganancias obtenidas con respecto a λ_2 son mostradas en la figura 6.16.

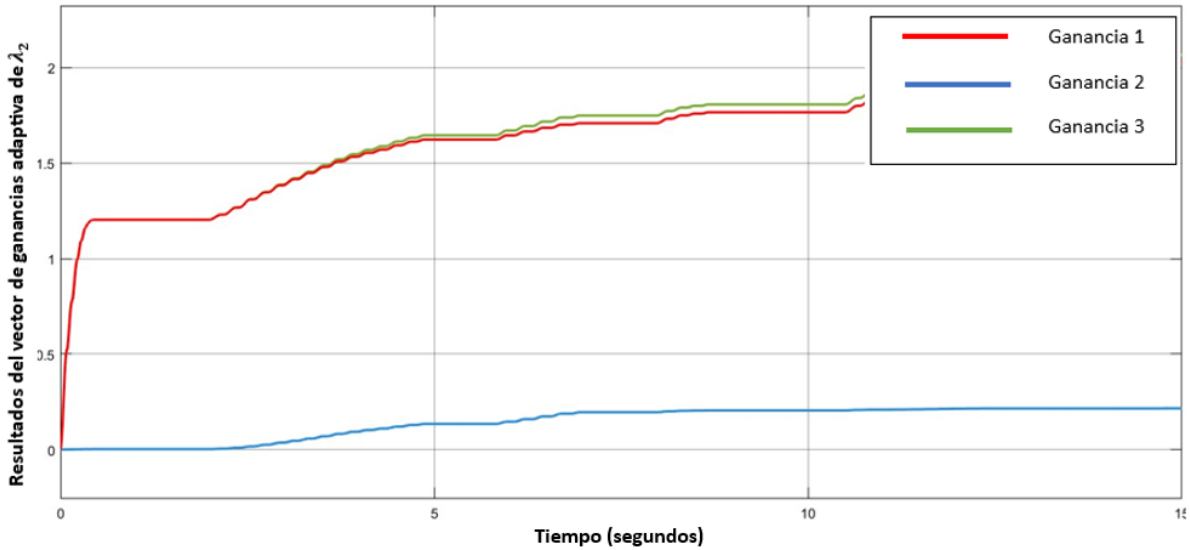


Figura 6.16: Ganancias adaptativas de λ_2 sin perturbaciones.

En las simulaciones sin perturbaciones (figuras 6.15 y 6.16), las ganancias adaptativas λ_1 y λ_2 muestran un crecimiento inicial rápido seguido de una estabilización. La ganancia 3 de ambas destaca por alcanzar el mayor valor. En cambio, la ganancia 2 presenta un comportamiento más equilibrado.

Aplicando una perturbación τ_h mostrada en la ecuación 6.2:

$$\tau_h = \begin{bmatrix} 0.5 \sin(t) \\ 0.5 \sin(t) \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

Podemos entender la robustez del sistema, comenzando con los resultados del tobillo y rodilla mostrados en la figura 6.17.

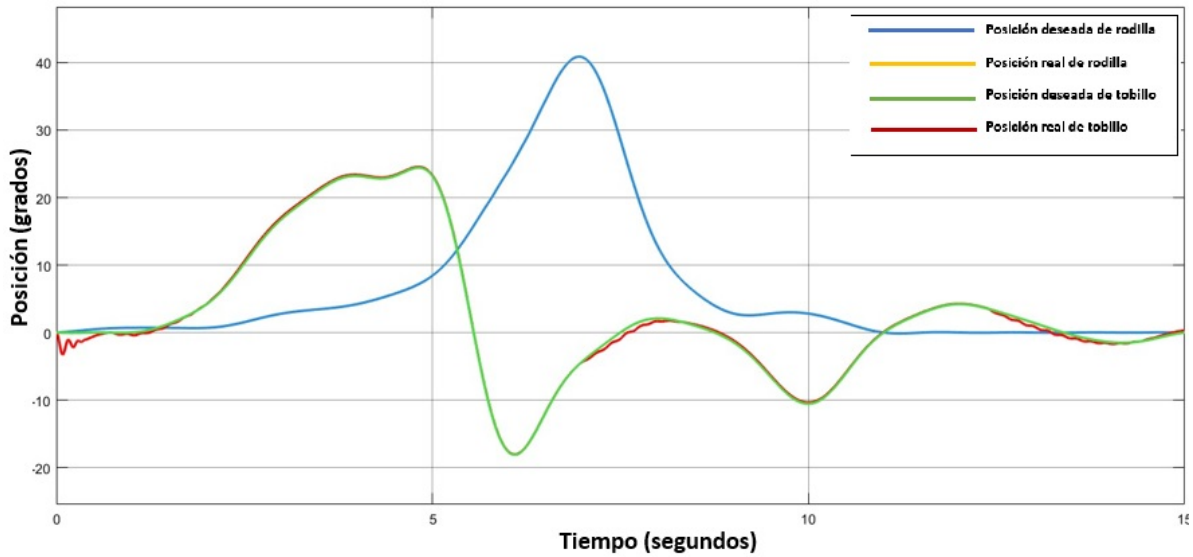


Figura 6.17: Resultado de la salida del sistema de rodilla-tobillo con control de modos deslizantes con perturbaciones.

Al introducir una perturbación mostrado en la figura 6.17, se evidencian modificaciones en el comportamiento dinámico.

El error de rodilla con respecto a la función de Fourier de entrada aplicando el control de modos deslizantes con una perturbación, se tiene lo observado en la figura 6.18.

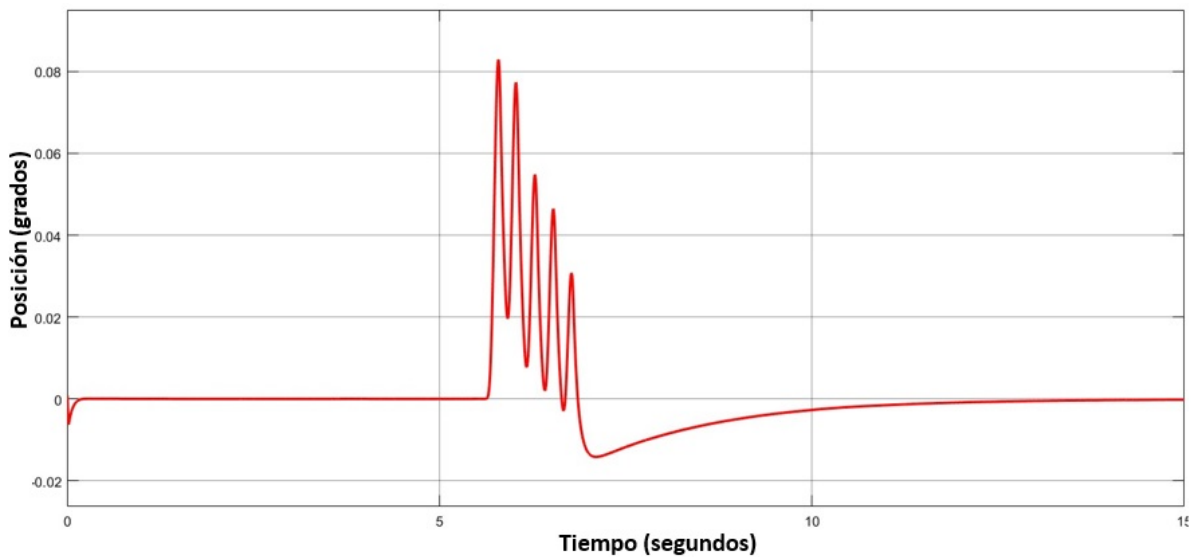


Figura 6.18: Error de salida de movimiento de rodilla aplicando el control de modos deslizantes con perturbaciones.

En cuanto al error en la articulación de la rodilla (figura 6.18), el intervalo de incremento del error se desplaza y amplía ligeramente (5.5 a 6.8 segundos), pero el error máximo sigue siendo reducido (± 0.082 grados),

manteniendo un desempeño robusto.

El error de tobillo con respecto a la función de Fourier de entrada aplicando el control de modos deslizantes con una perturbación, se tiene lo observado en la figura 6.19.

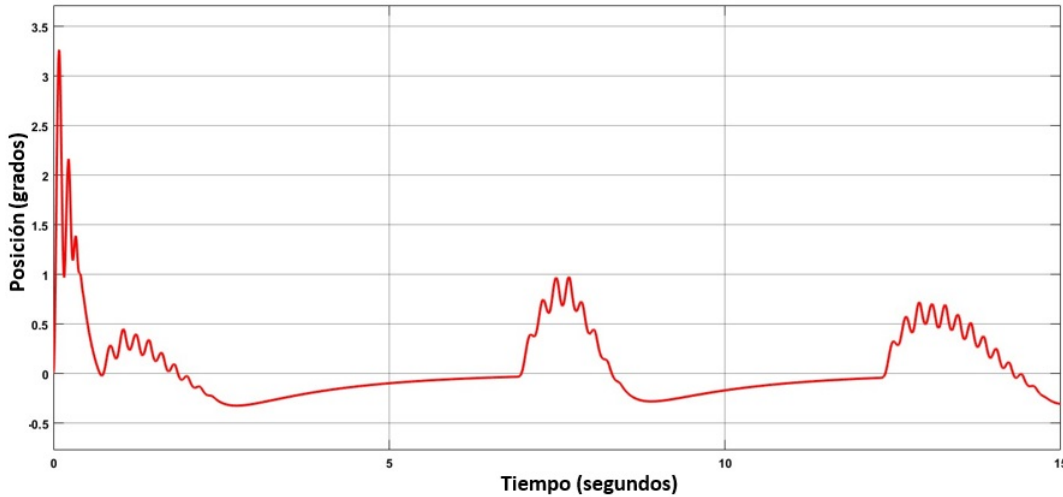


Figura 6.19: Error de salida de movimiento de tobillo aplicando el control de modos deslizantes con perturbaciones.

La articulación del tobillo (figura 6.19) muestra un impacto más notable: el error inicial aumenta a 3.42 grados y la estabilización ocurre alrededor de los 0.72 segundos. Aunque el error permanece mayormente bajo 1 grado, se alcanza un pico de 1.17 grados, valor aún aceptable. Este comportamiento evidencia cómo las perturbaciones pueden afectar el seguimiento, pero también demuestra la robustez del control.

Con respecto a la velocidad angular obtenida comparada con la velocidad aplicando la misma perturbación en la rodilla, se tiene lo mostrado en la figura 6.20.

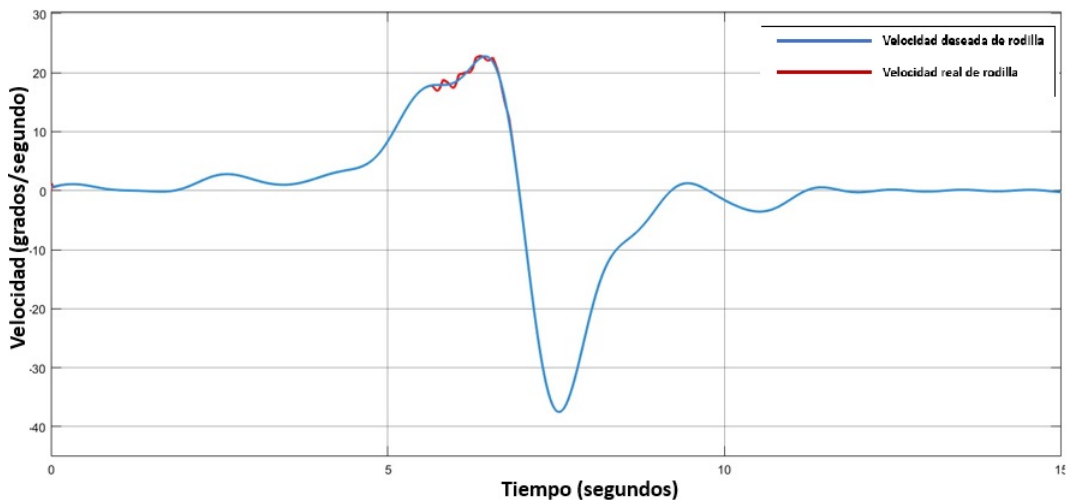


Figura 6.20: Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de fourier de rodilla, con perturbación.

La figura 6.20 evidencia que la rodilla presenta leves perturbaciones en su velocidad angular en un intervalo corto, que desaparecen rápidamente.

En cuanto a la velocidad angular obtenida para el tobillo, comparada con la velocidad deseada al aplicar la misma perturbación, se tiene lo mostrado en la figura 6.21.

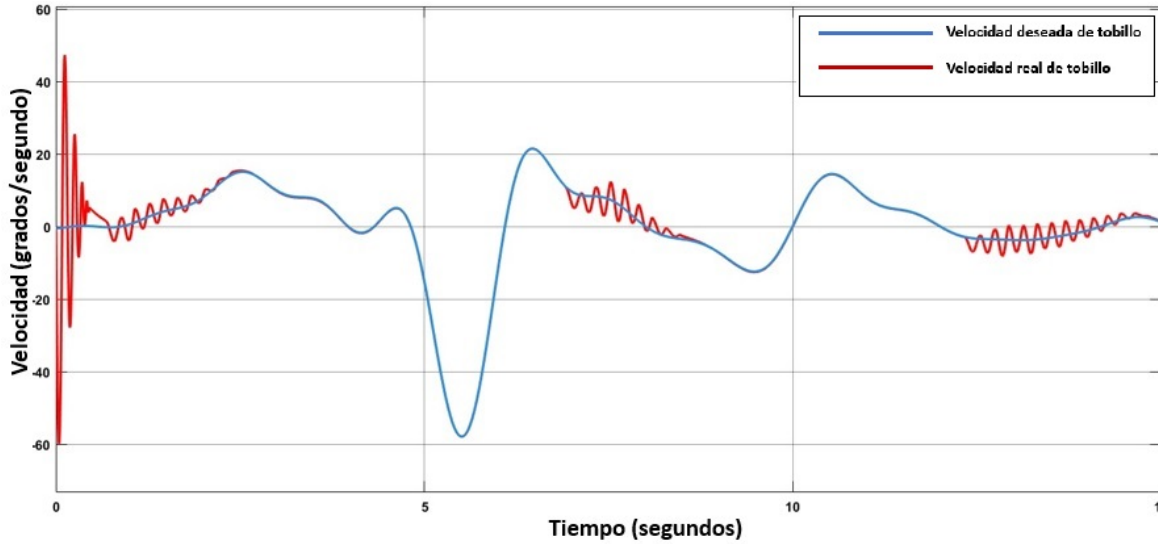


Figura 6.21: Velocidad deseada y velocidad real en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de tobillo, con perturbación.

En la figura 6.21, la velocidad del tobillo muestra oscilaciones más pronunciadas en comparación con la simulación sin perturbación, ilustrando el efecto de estas sobre la dinámica del tobillo.

También, el torque obtenido tras aplicar la perturbación usando el control de modos deslizantes obtenido es mostrado en la figura 6.22:

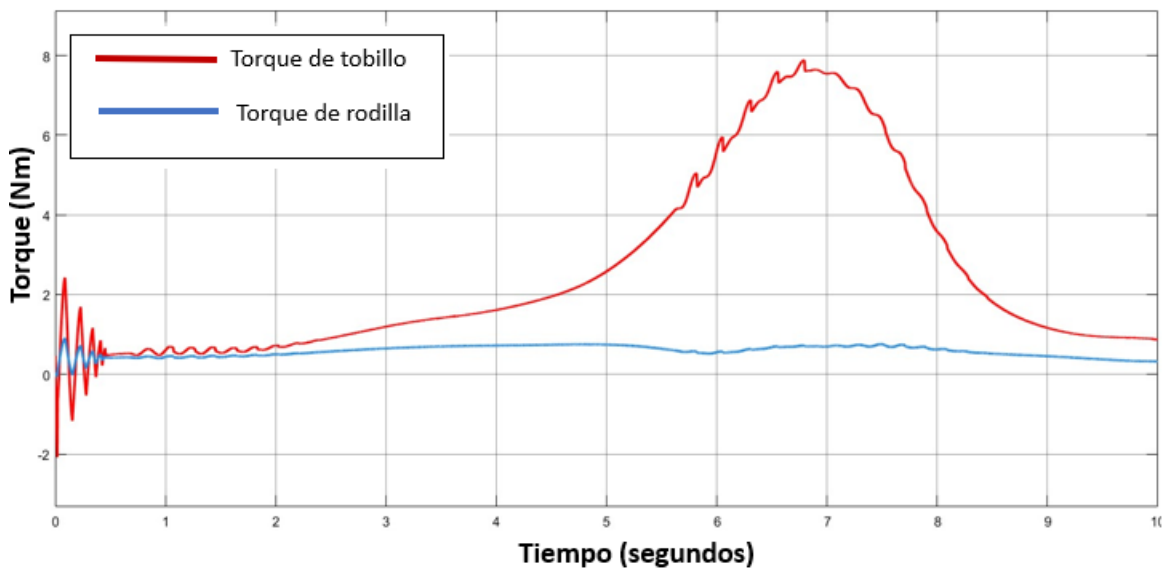


Figura 6.22: Torque de salida obtenido en simulación aplicando control por modos deslizantes en movimiento de Fourier de tobillo y rodilla, con perturbación.

El torque mostrado en la figura 6.22 mantiene un valor máximo similar al caso sin perturbaciones de aproximadamente 7.87 Nm, pero con oscilaciones más abruptas y persistentes.

Se muestra el comportamiento de la superficie deslizante en la simulación aplicando una perturbación en la figura 6.23.

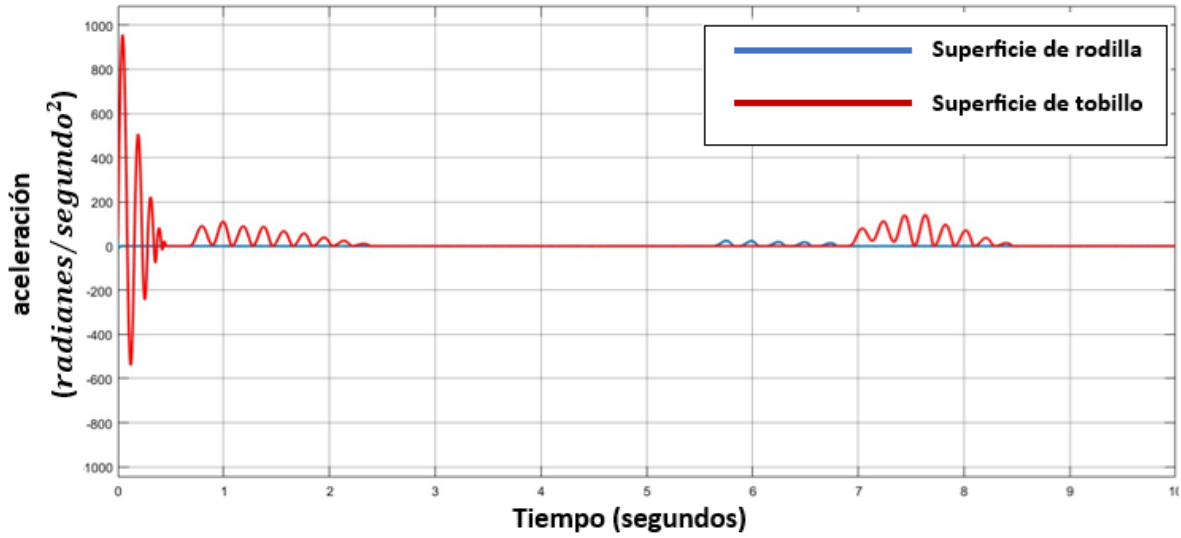


Figura 6.23: Superficie deslizante con función de fourier de tobillo y rodilla, con perturbación.

La superficie deslizante (figura 6.23) muestra un comportamiento inicial abrupto, estabilizándose con oscilaciones de mayor amplitud respecto al caso sin perturbaciones, especialmente en la superficie del tobillo.

Los resultados de las ganancias de la parte adaptativa del control con respecto a λ_1 se muestran en la figura 6.24.

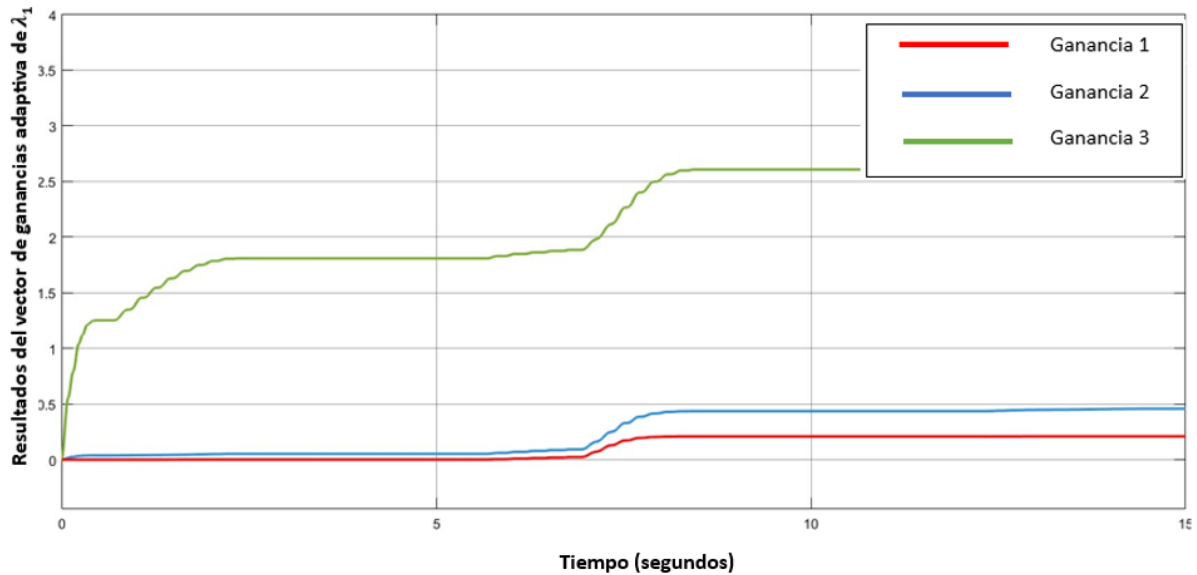


Figura 6.24: Ganancias adaptativas de λ_1 con perturbaciones.

Mientras que las ganancias obtenidas con respecto a λ_2 son mostradas en la figura 6.25.

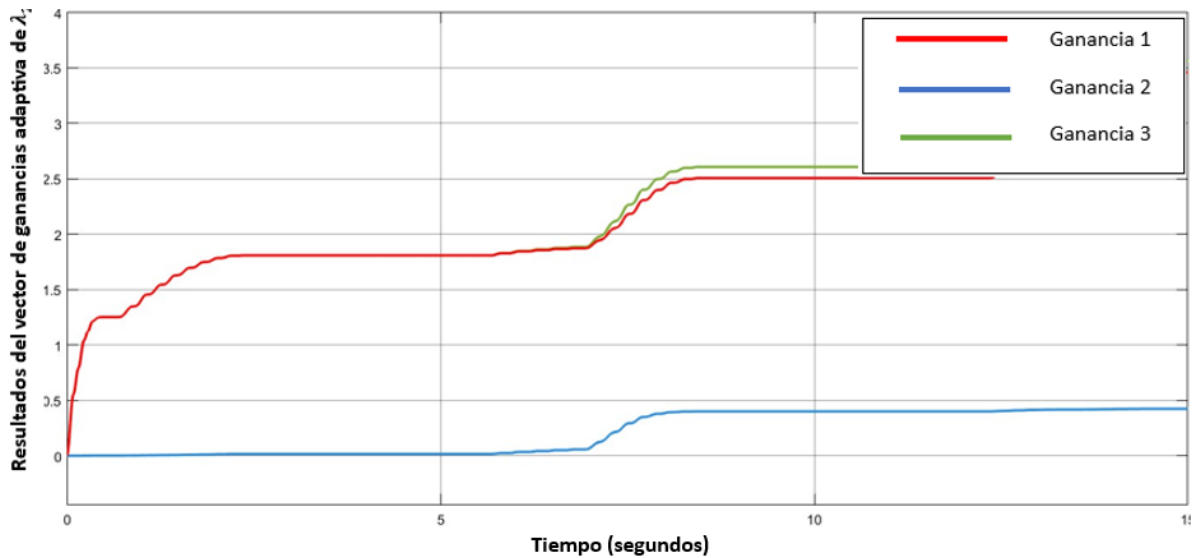


Figura 6.25: Ganancias adaptativas de λ_2 con perturbaciones.

Con perturbaciones (figuras 6.24 y 6.25), las ganancias adaptativas se ajustan más abruptamente, especialmente la ganancia 3, sugiriendo mayor sensibilidad a las perturbaciones en ese eje. Las ganancias 2 también se ajustan, pero de forma más contenida. En general, el esquema adaptativo actúa de forma controlada y efectiva.

Capítulo 7

Resultados experimentales

En este capítulo se presentan los resultados experimentales obtenidos con las estrategias de control previamente implementadas en el modelo dinámico de un sistema rodilla-tobillo dentro de la simulación. Estas estrategias incluyen el uso del controlador PD por compensación y el controlador por modos deslizantes.

Para cada estrategia se evalúa la capacidad de los controladores para manejar errores de seguimiento en el movimiento del tobillo, con y sin la presencia de perturbaciones externas.

Los resultados se presentan igualmente en forma de gráficas y tablas que ilustran claramente el comportamiento dinámico del sistema bajo las diferentes condiciones experimentales.

Para esta parte se colocó el tobillo de una persona sobre el exoesqueleto como se observa en la Figura 7.1 y se realizaron movimientos de extensión y flexión por medio de una entrada de función seno y por medio de la entrada de la función de Fourier para ejercicios que imitan el movimiento de caminata.



Figura 7.1: Exoesqueleto fijado a un tobillo real para realización de pruebas experimentales.

7.1. Resultados utilizando control PD por compensación

Para la aplicación del control en el exoesqueleto, usando el software MATLAB, se toman en cuenta los parámetros establecidos para el modelo del pie y la ley de control PD por compensación y utilizando las ganancias mostradas en la ecuación 7.1 obtenidas de manera experimental.

$$K_p = 1.5, \quad K_v = 0.1 \quad (7.1)$$

Para probar el control PD con compensación dentro de las pruebas experimentales se partió con una entrada de una función senoidal con las características mostradas en la ecuación 7.2.

$$q = A \sin(\omega t), \quad A = 20, \omega = 0.4\pi \quad (7.2)$$

Los resultados de posición aplicando control PD con compensación se muestran en la figura 7.2.

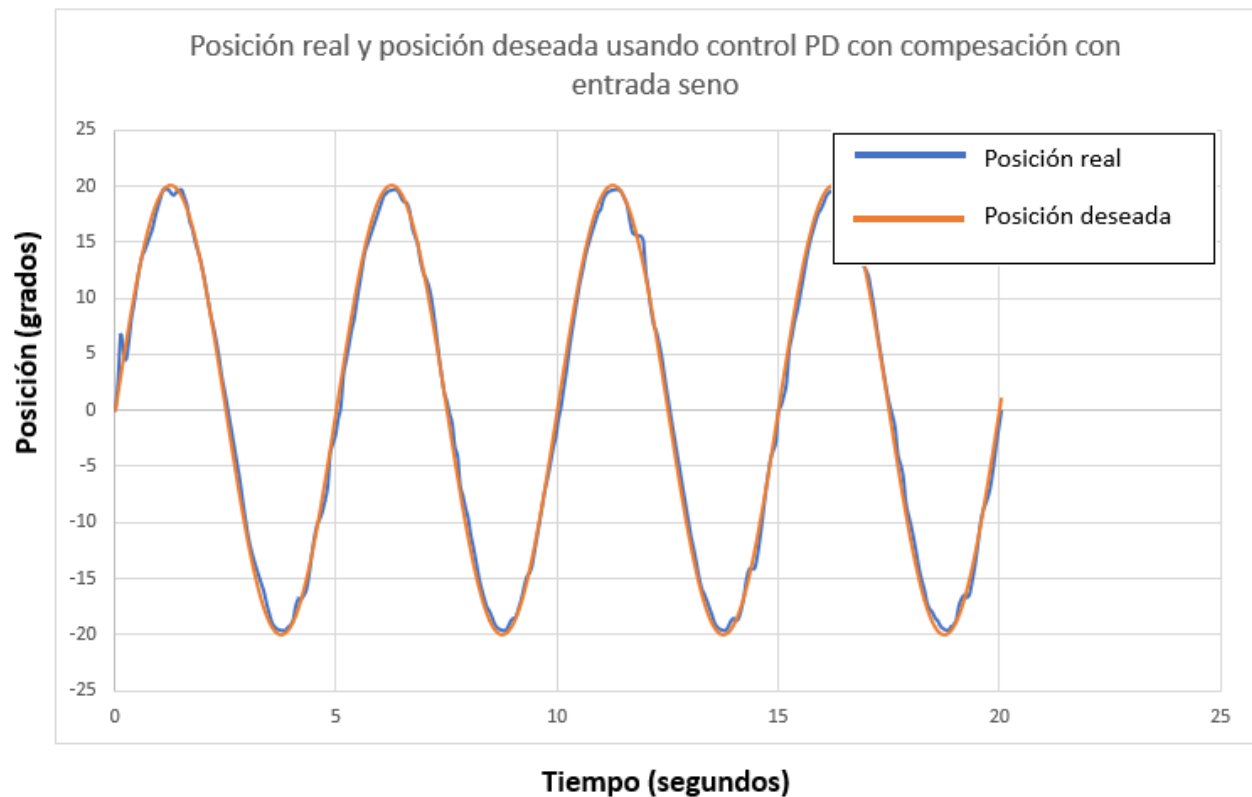


Figura 7.2: Resultados de comparación entre la posición deseada y la posición real usando control PD con compensación.

En la prueba con entrada senoidal, se observó un ligero desfase respecto a la función de referencia.

Con respecto a la velocidad deseada contra la velocidad real del sistema este se puede observar en la figura 7.3.

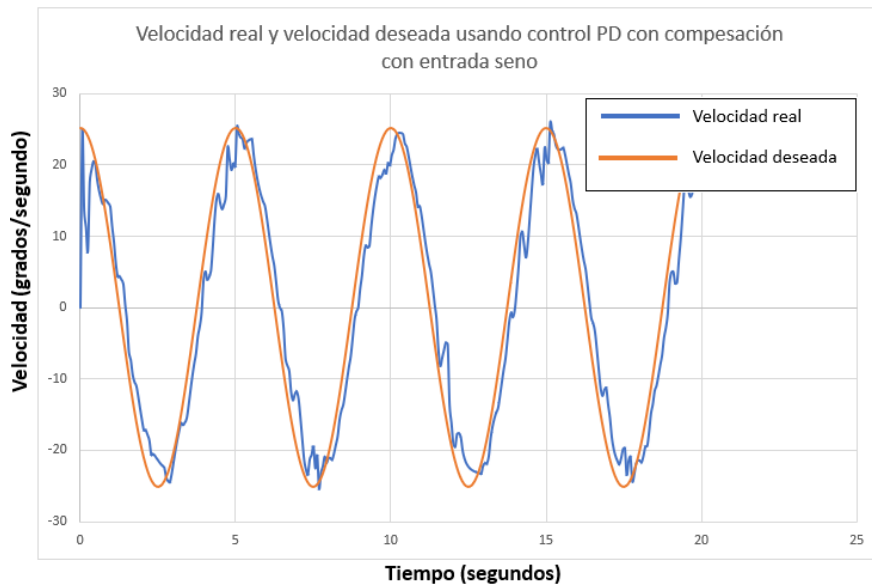


Figura 7.3: Resultados de comparación entre la velocidad deseada y la velocidad real usando control PD con compensación.

Este desfase es más evidente en la velocidad (figura 7.3), aunque el sistema logró seguir la señal con errores moderados.

Mientras que el error obtenido al insertar esta función es mostrado en la figura 7.4.



Figura 7.4: Resultados de error usando control PD con compensación.

El punto más crítico del error en la prueba senoidal (figura 7.4) se presentó al inicio con un valor de 3.67 grados, manteniéndose después de prueba estable. Con un valor máximo de error puntual de 2.09 grados pero permaneciendo la mayoría del tiempo en un rango menor a 2 grados considerado tolerable para ejercicios de asistencia.

Con respecto al torque aplicado en la entrada del servomotor, esta se observa en la figura 7.5.

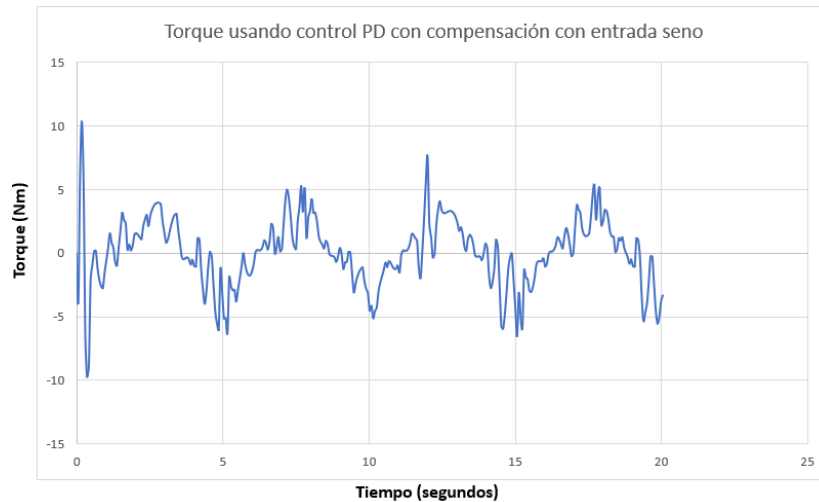


Figura 7.5: Resultados de torque usando control PD con compensación.

En cuanto al torque inicial necesario fue de 10.35 Nm superó la capacidad máxima del actuador, restringiendo el movimiento, en esa parte hasta estabilizarse a los 0.72 segundo donde permanece en el rango aceptado por el servomotor.

Igualmente se usó como función de entrada la función de Fourier obtenida con los parámetros del clasificador expresada en la ecuación 5.2 que simulan el movimiento de una marcha de tobillo. Este resultado se muestra en la figura 7.6.

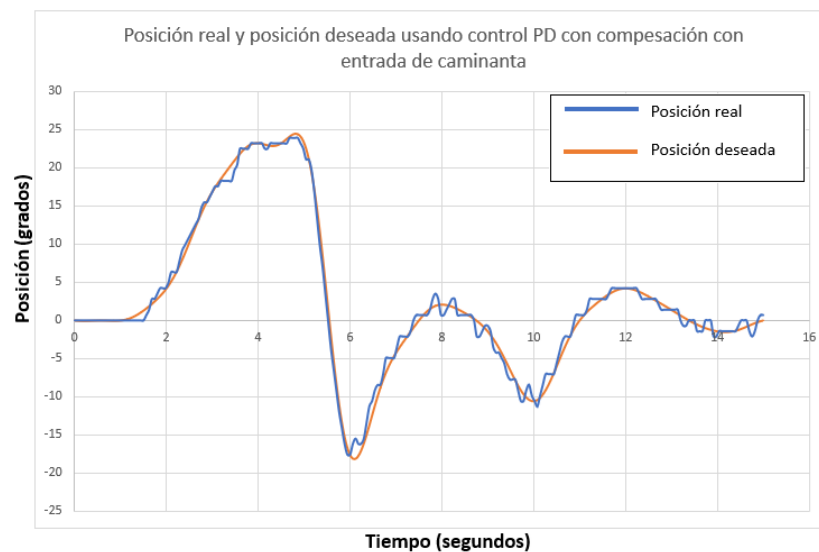


Figura 7.6: Resultados de posición real y deseada usando control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.

En las pruebas experimentales con la función de Fourier (figura 7.6), se aprecia un desempeño mayormente aceptable.

Mientras que la velocidad obtenida se muestra en la figura 7.7.

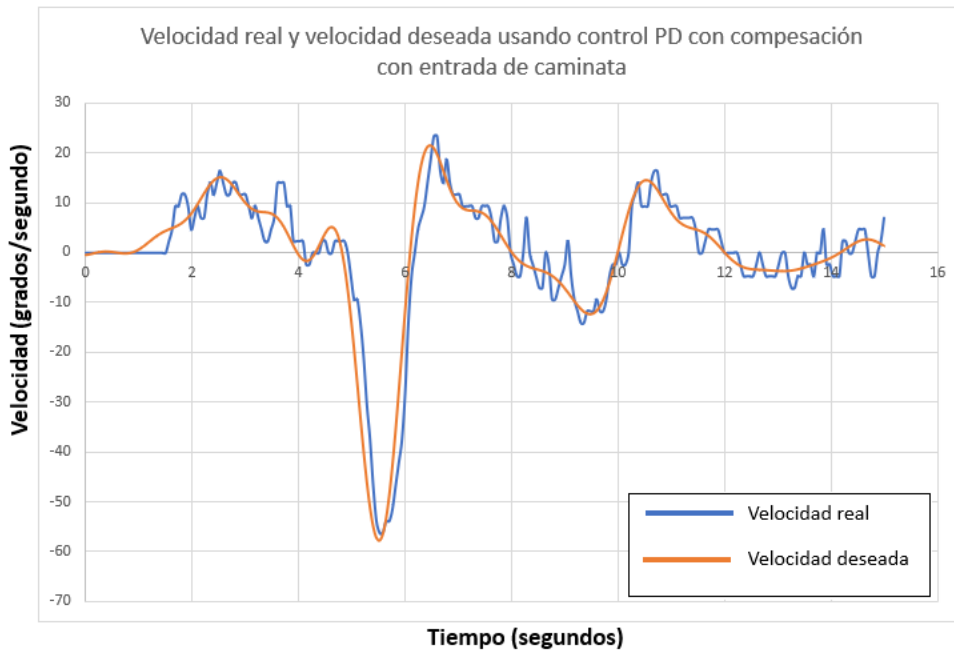


Figura 7.7: Resultados de velocidad real y deseada usando control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.

En el escenario experimental con Fourier (figura 7.7), se aprecia un cierto desfase en la velocidad.

Con respecto al error obtenido con esta estrategia de control usando como entrada la ecuación de Fourier, se obtiene lo mostrado en la figura 7.8.

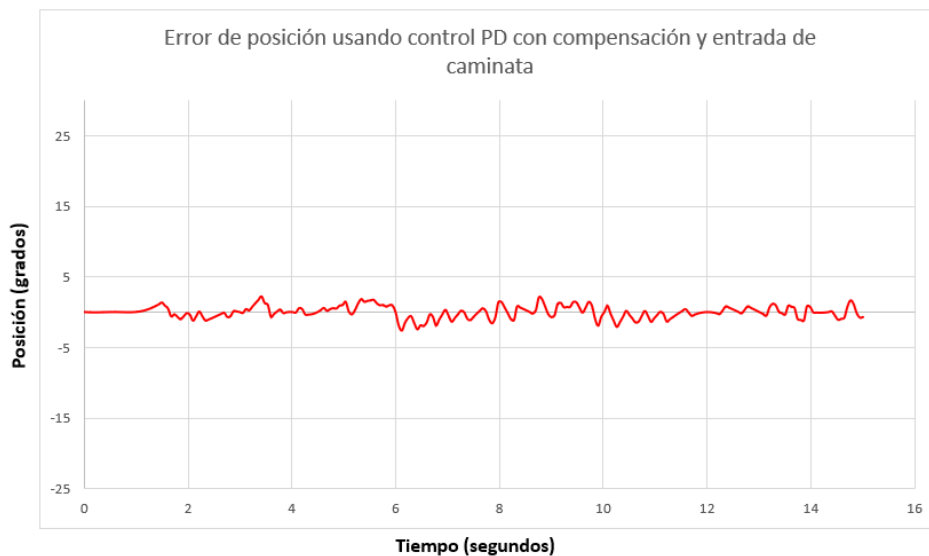


Figura 7.8: Resultados del error usando control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.

El error reportado en la figura 7.8 para la entrada de Fourier mantiene un promedio inferior a 1 grado

(aproximadamente 0.63 grados).

En torno al torque aplicado experimentalmente en el servomotor se observa el siguiente resultado en la figura 7.9.



Figura 7.9: Resultados del torque aplicado control PD con compensación insertando ecuación de Fourier de caminata.

En las pruebas experimentales de torque con Fourier (figura 7.9), hubo un momento en el que el torque alcanzó un punto bastante alto de 10.29 Nm entre el tiempo de 4.92 a 6.12 segundos, pasando más de un segundo entero en el que el sistema no pudo suministrar el torque suficiente para funcionar adecuadamente.

7.2. Resultados utilizando control de modos deslizantes

Los parámetros para cada una de las partes que estructuran el control fueron elegidos a través de experimentación, probando diferentes tiempos hasta obtener una respuesta óptima con los valores encontrados, estos se muestran en el cuadro 7.1.

Cuadro 7.1: Parámetros de control para τ_a , τ_b , y parámetros generales para control experimental.

Parámetros generales	
Parameter	Valor
v	0.9
τ_a parámetros	
Parámetro	Valor
β	13
α	17
Γ	3.5
τ_b parámetros	
parámetro	Valor
c	9
K	1.2

Para probar el control se insertó la misma función que la usada en la ecuación 7.2 la cuál simula un movimiento de extensión y flexión de tobillo.

Los resultado de posición aplicando control por modos deslizantes se muestran en la figura 7.10.

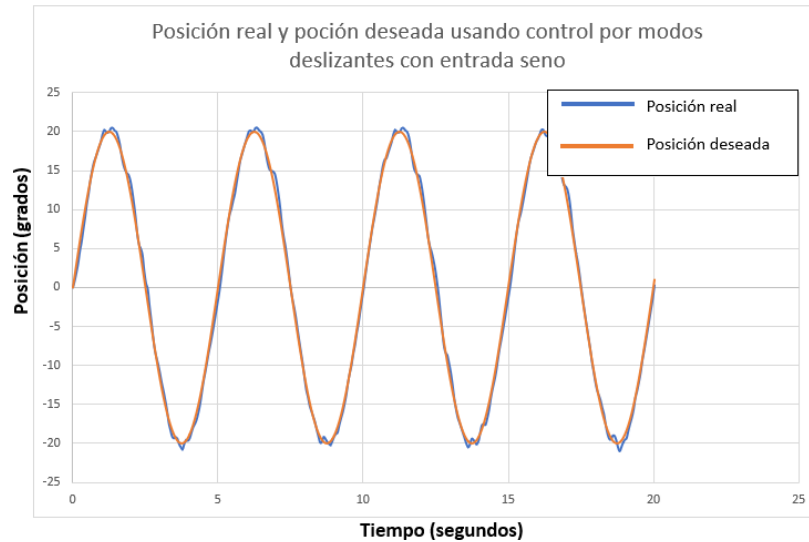


Figura 7.10: Resultados de posición real y deseada usando control por modos deslizantes insertando función seno.

Con la entrada senoidal y control por modos deslizantes (Figura 7.10), el sistema logra un seguimiento bastante limpio de la trayectoria y muy preciso en cuanto a su seguimiento.

La velocidad obtenida se muestra en la figura 7.11.

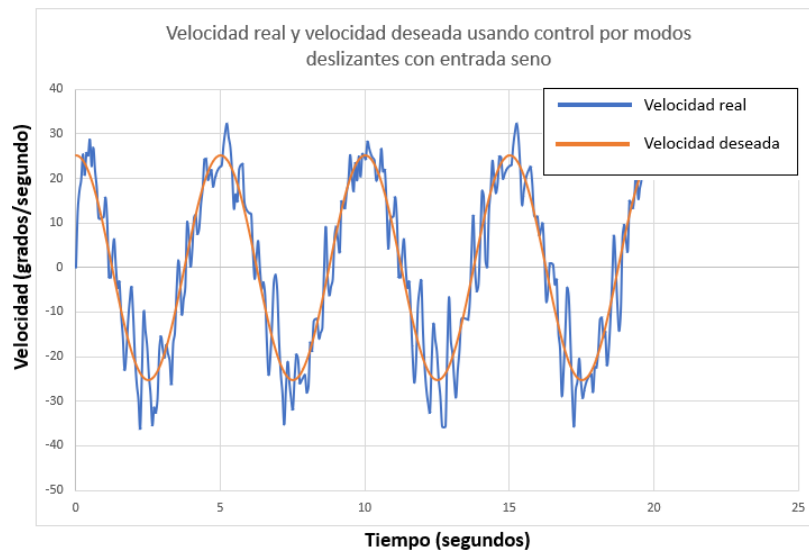


Figura 7.11: Resultados de velocidad real y deseada usando control por modos deslizantes insertando función seno.

Se puede observar (figura 7.11) que la velocidad real del sistema sigue la velocidad deseada, aunque sin desfase, se presenta ruido en las lecturas posiblemente por vibraciones o partes no modeladas del sistema.

El error obtenido al insertar esta función es mostrado en la figura 7.12.

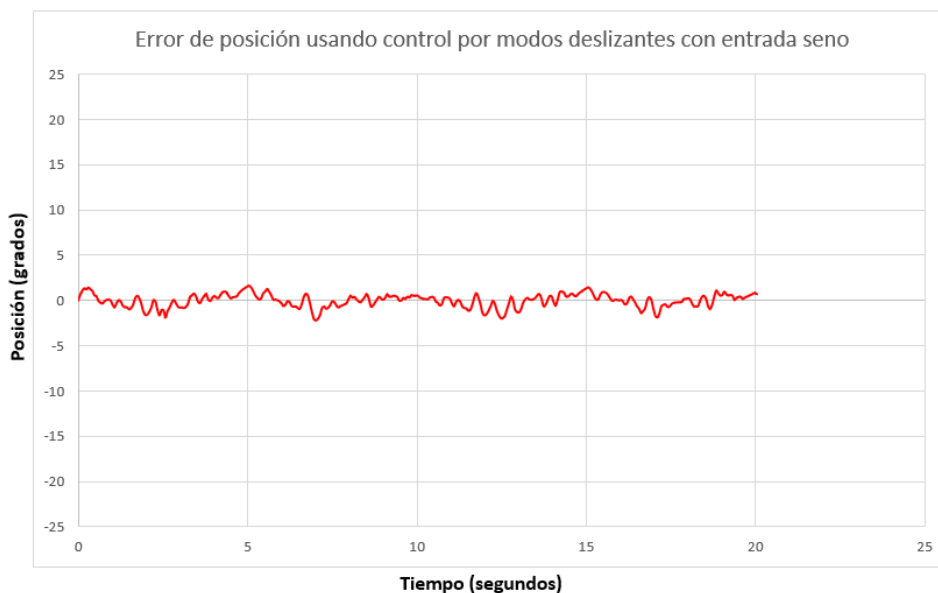


Figura 7.12: Resultados del error usando control por modos deslizantes insertando una función seno.

El error registrado en esta prueba (Figura 7.12) presenta un valor error puntual de 2.17 grados, pero mayormente permanece con un error inferior de 1.5 grados, teniendo un error promedio de 0.58 grados.

Mientras que el torque aplicado en el exoesqueleto se muestra en la figura 7.13.

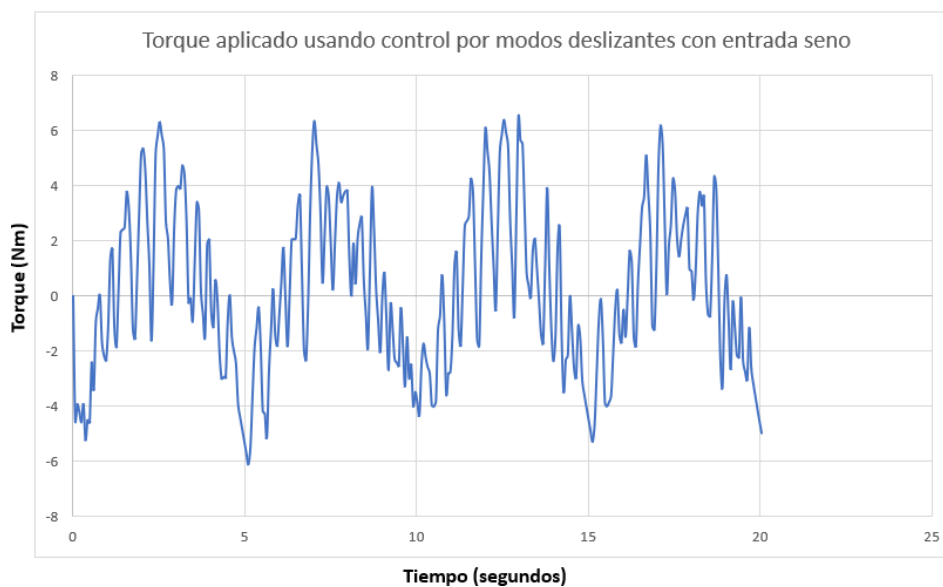


Figura 7.13: Salida de torque usando control por modos deslizantes insertando una función seno.

En cuanto al torque con entrada senoidal (Figura 7.13), se identifica un torque máximo de 6.45 Nm, el cual permanece dentro de los límites.

Finalmente, para esta prueba, se mostró el comportamiento de la superficie deslizante con una entrada seno en la figura 7.14.

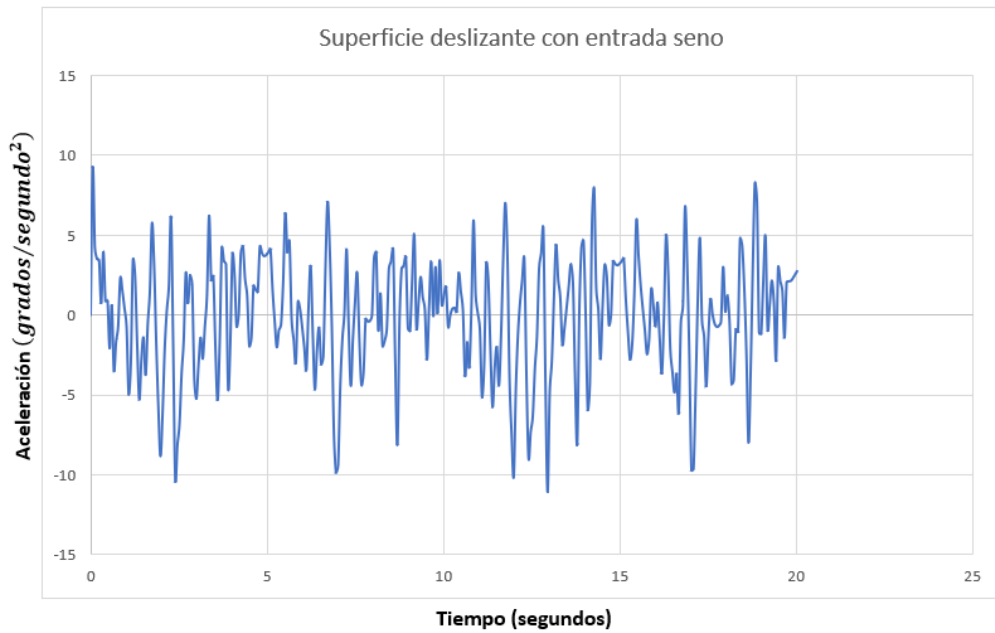


Figura 7.14: Superficie deslizante insertando una función seno en experimentación.

El comportamiento de la superficie deslizante (Figura 7.14) con entrada seno responde coherentemente; la ganancia se incrementa en partes puntuales pero converge hacia el origen.

Los resultados de las ganancias de la parte adaptiva del control con respecto a λ_1 con entrada seno se muestran en la figura 7.15.

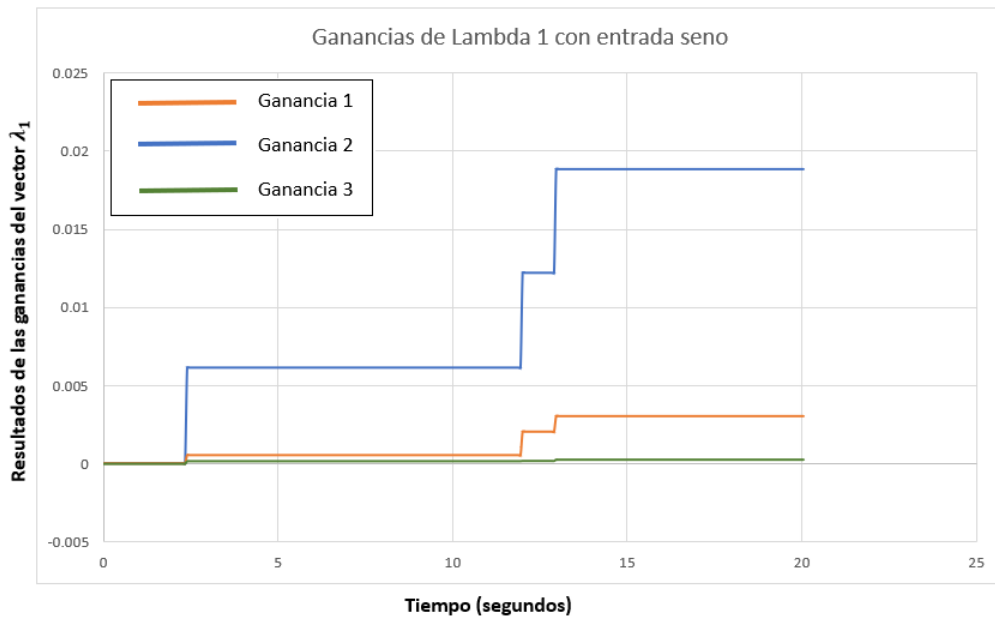


Figura 7.15: Ganancias adaptivas de λ_1 insertando una función seno en experimentación.

También los resultados de las ganancias de la parte adaptiva del control con respecto a λ_2 con entrada seno se muestran en la figura 7.16.

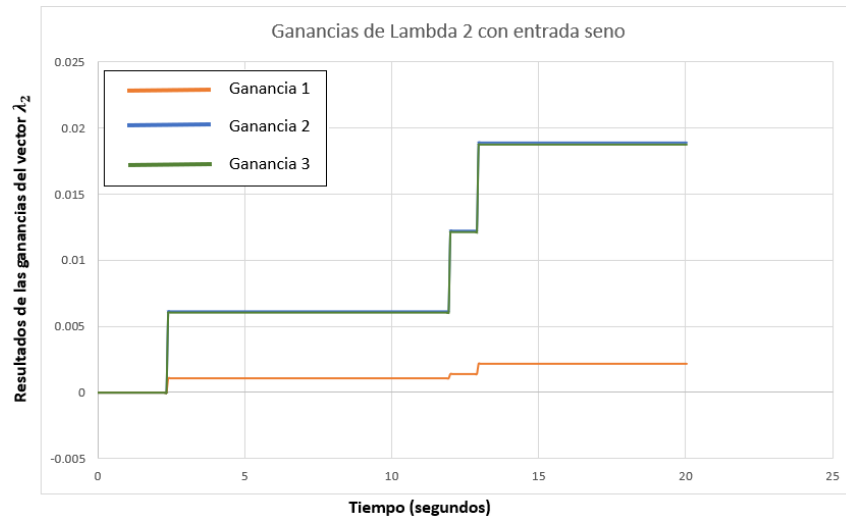


Figura 7.16: Ganancias adaptativas de λ_2 insertando una función seno en experimentación.

En condiciones experimentales con entrada senoidal (figuras 7.15 y 7.16), muestran una evolución estable y acotada, con incrementos escalonados iniciales que tienden a estabilizarse.

Se usó como función de entrada la función de Fourier obtenida con los parámetros del clasificador expresada en la ecuación 5.2 que simulan el movimiento de una marcha de tobillo. Este resultado se muestra en la figura 7.17.

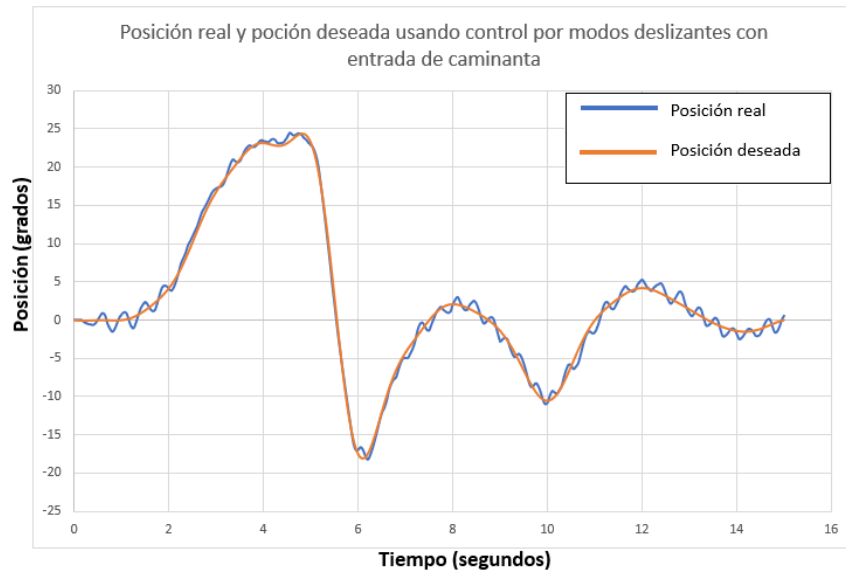


Figura 7.17: Resultados de posición real y posición deseada usando control por modos deslizantes insertando una función de Fourier de caminata.

En la validación experimental del control por modos deslizantes con entrada de Fourier (figura 7.17), se observa la respuesta del sistema en cuanto a trayectoria un seguimiento correcto en la mayoría de los puntos con algunas leves oscilaciones en cuanto al seguimiento.

Respecto a la velocidad en este caso, el resultado se muestra en la figura 7.18.

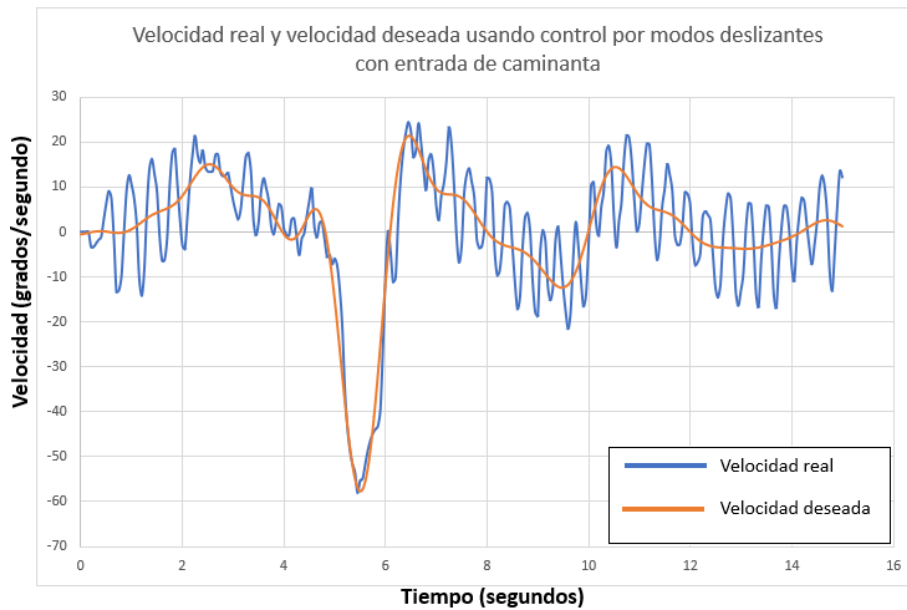


Figura 7.18: Resultados de velocidad real y velocidad deseada usando control por modos deslizantes insertando una función de Fourier de caminata.

La velocidad angular (figura 7.18) muestra un seguimiento visible general de la señal deseada, a pesar de ello, se presenta un ruido inherente en la señal.

El error obtenido con esta entrada y esta estrategia de control, se muestra en la figura 7.19.

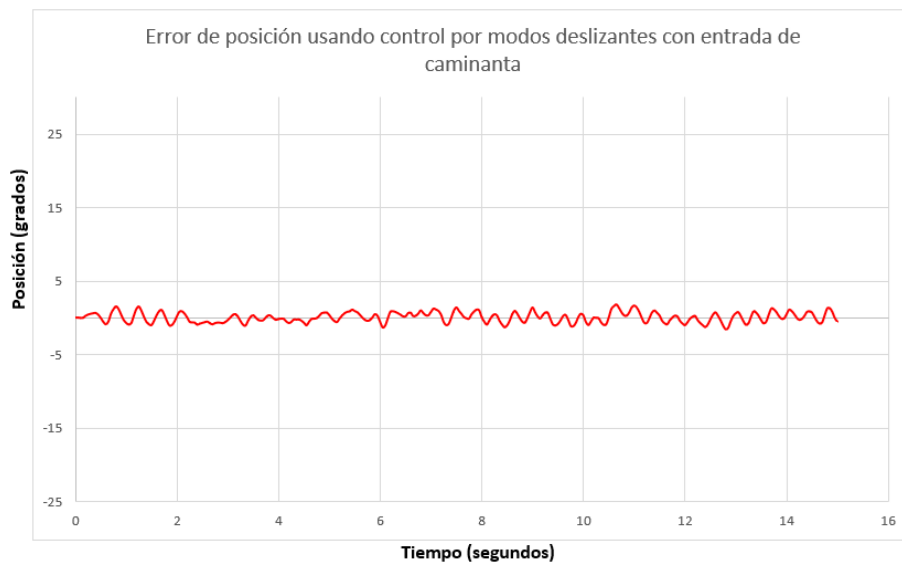


Figura 7.19: Error de posición usando control por modos deslizantes con una función de Fourier de caminata.

El error correspondiente (figura 7.19) indica un seguimiento bastante preciso, con alineación aceptable y un error promedio de 0.57 grados.

Mientras que para la entrada de torque, se tiene el resultado mostrado en la figura 7.20:

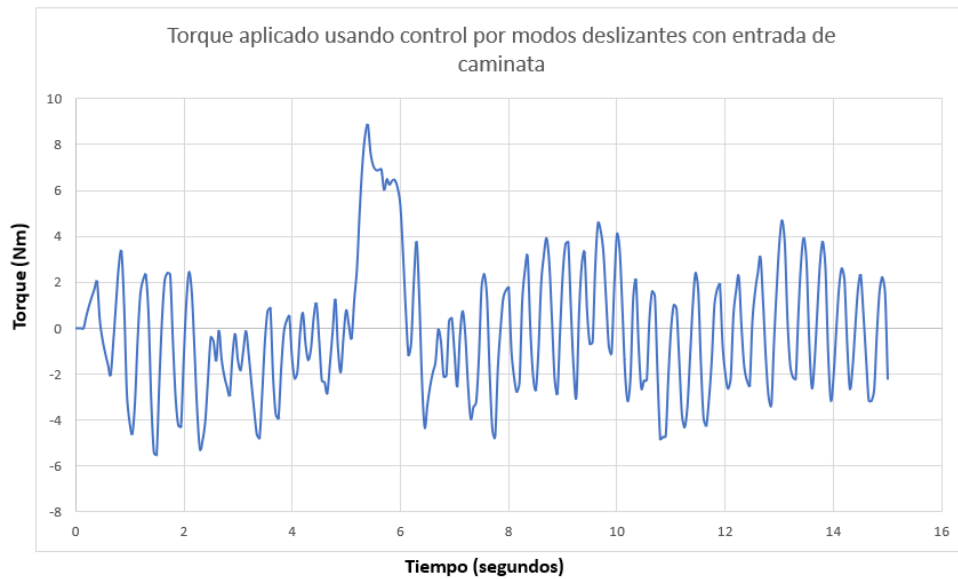


Figura 7.20: Salida de torque usando control por modos deslizantes insertando una función de Fourier de caminata.

El torque aplicado (figura 7.20) supera momentáneamente el límite del motor (8.4 Nm) en el segundo 5.4, pero se mantiene dentro del umbral el resto del tiempo.

Finalmente, la superficie deslizante muestra el siguiente comportamiento en la figura 7.21.

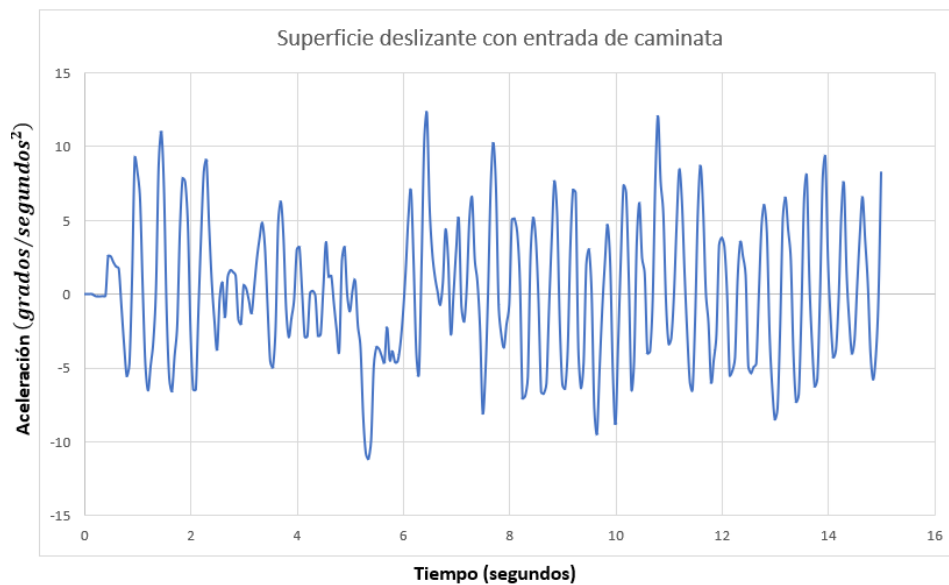


Figura 7.21: Superficie deslizante insertando una función de Fourier de caminata.

En la figura 7.21, la superficie deslizante muestra un incremento sustancial en las ganancias (oscilando entre 12.25 y -11.17) que, aunque grandes, convergen siempre, sugiriendo que el sistema permanece en la línea de deslizamiento.

Los resultados de las ganancias de la parte adaptativa del control con respecto a λ_1 con entrada de función de Fourier de caminata se muestran en la figura 7.22.

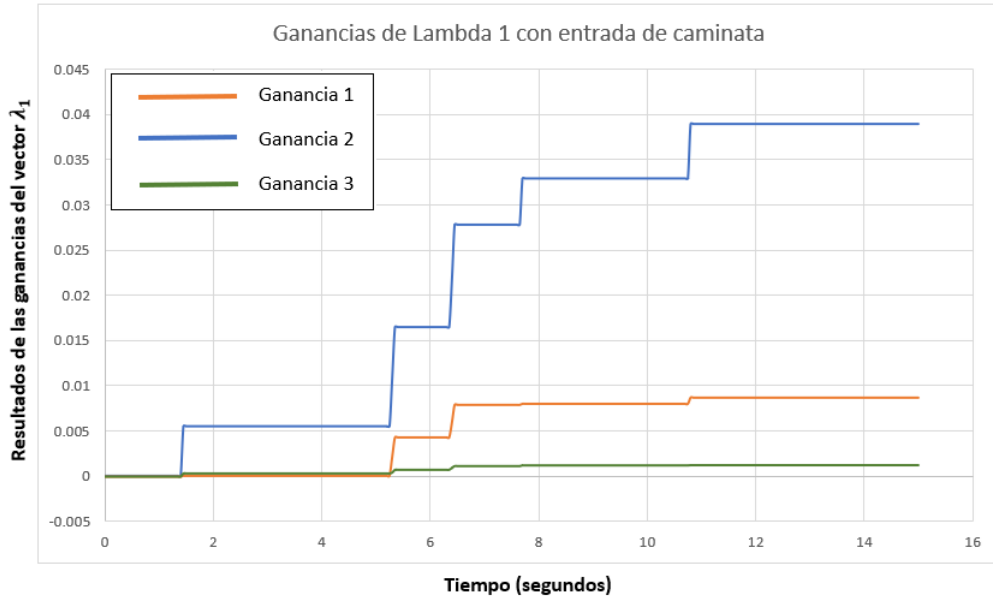


Figura 7.22: Ganancias adaptativas de λ_1 insertando la función de Fourier de caminata en experimentación.

Los resultados de las ganancias de la parte adaptativa del control con respecto a λ_2 con entrada de función de Fourier de caminata se muestran en la figura 7.23.

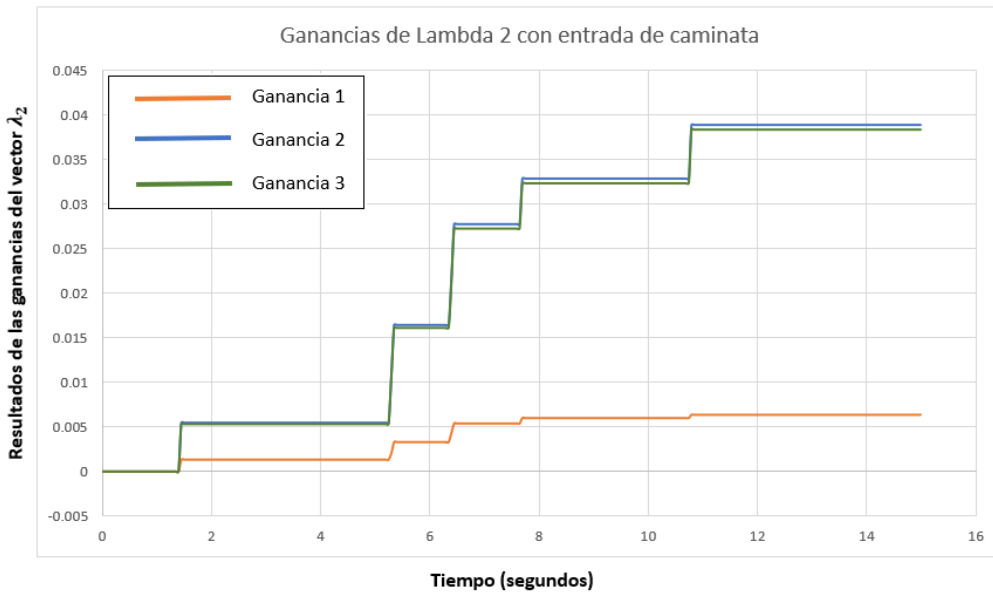


Figura 7.23: Ganancias adaptativas de λ_2 insertando la función de Fourier de caminata en experimentación.

Con la entrada experimental de Fourier (figuras 7.22 y 7.23), se observa un crecimiento sostenido en todas las ganancias adaptativas, especialmente en la ganancia 2 de ambos vectores, indicando mayor exigencia de adaptación. Aun así, el comportamiento es progresivo y estable.

Conclusiones generales y trabajo futuro

En el entorno de simulación ambas estrategias demostraron capacidad para el seguimiento de trayectoria. El control PD con compensación registró errores máximos de 0.52 grados para la rodilla y 0.82 grados para el tobillo. En cambio, el control por modos deslizantes sin perturbaciones exhibió una precisión superior, con errores máximos de solo 0.094 grados para la rodilla y 0.2 grados para el tobillo tras la estabilización inicial. En cuanto al torque simulado para el tobillo, ambos controladores demandaron valores similares de 7.7 Nm para el PD y 7.87 Nm para el control por modos deslizantes, manteniéndose dentro de los límites del actuador de 8.4 Nm. La robustez del control por modos deslizantes se hizo evidente al introducir perturbaciones: mantuvo un error en la rodilla inferior a 0.082 grados y un error pico en el tobillo de 1.17 grados con rápida estabilización, destacando su ventaja teórica sobre el PD en presencia de incertidumbres.

El control PD, al seguir una trayectoria senoidal, registró un error tolerable máximo de 3.67 grados. En esta prueba, con un error promedio de 0.73 grados, el torque alcanzó un pico inicial de 10.35 Nm, superando así el límite de 8.4 Nm del actuador, lo que también contribuyó a las desviaciones observadas. El control por modos deslizantes, con la misma entrada senoidal, ofreció un seguimiento notablemente más limpio, con un error promedio de solo 0.57 grados y una rápida estabilización. En esta prueba, se observó que el torque se mantuvo en todo momento dentro de la capacidad del motor. Además, que las ganancias adaptativas del control por modos deslizantes mostraron convergencia y adaptación controlada incluso con esta señal periódica.

El control PD en cuanto a la entrada de Fourier mostró un desempeño con un error promedio de 0.65 grados. Sin embargo, presentó un desfase en el seguimiento de velocidad y demandó un torque de 10.29 Nm superando la capacidad del actuador 8.4 Nm, por más de 1 segundo, limitando así el movimiento. Por su parte, el control por modos deslizantes bajo la misma entrada de Fourier demostró un seguimiento más preciso, con un error promedio de 0.57 grados inferior al PD y un mejor seguimiento de velocidad a pesar del ruido. El control por modos deslizantes, aunque sobrepasó puntualmente el límite de torque del actuador, logró mantener un control más efectivo del sistema en general.

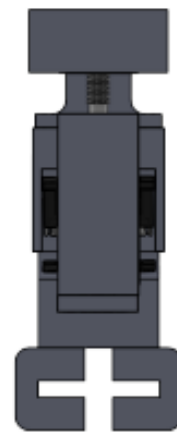
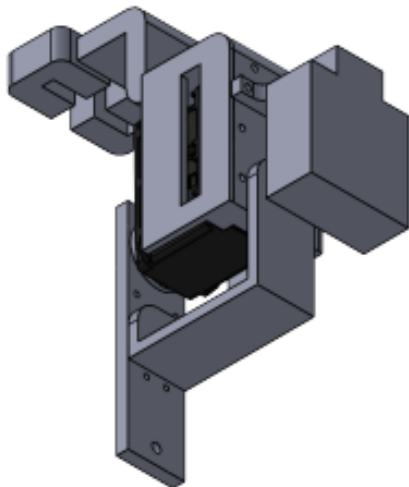
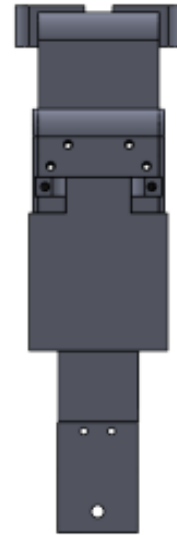
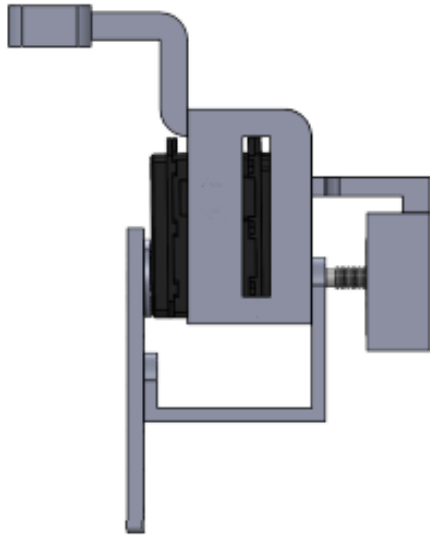
Comparativamente, el control PD con compensación, si bien es más simple de implementar y puede ser adecuado para tareas de seguimiento suave en simulación, mostró limitaciones significativas en el entorno experimental. Específicamente, su demanda de torque superó la capacidad del actuador tanto con la entrada de Fourier de caminata como con la entrada senoidal. Además, los errores de seguimiento con la entrada senoidal fueron mayores que con el control por modos deslizantes. Esto sugiere que el PD no garantiza la robustez suficiente para trayectorias complejas o las dinámicas reales del sistema con carga.

En contraste, el control por modos deslizantes demostró ser una estrategia consistentemente más precisa y robusta en todos los escenarios evaluados. Sus errores promedio fueron inferiores en ambas pruebas experimentales de Fourier y de entrada senoidal. Su capacidad para manejar las no linealidades, las incertidumbres del modelo y las perturbaciones simuladas y las inherentes al sistema real lo posicionan como una opción más eficaz y fiable para la aplicación en el exoesqueleto. Aunque se registraron picos de torque que excedieron momentáneamente la capacidad del actuador en ambas pruebas experimentales, su desempeño general en el seguimiento y estabilización fue superior. La parte adaptativa del control por modos deslizantes también contribuyó a su buen desempeño, ajustando las ganancias de forma efectiva.

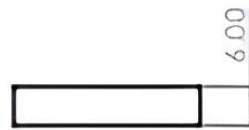
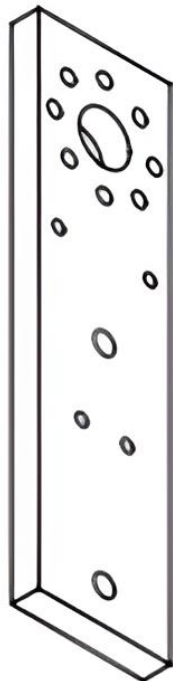
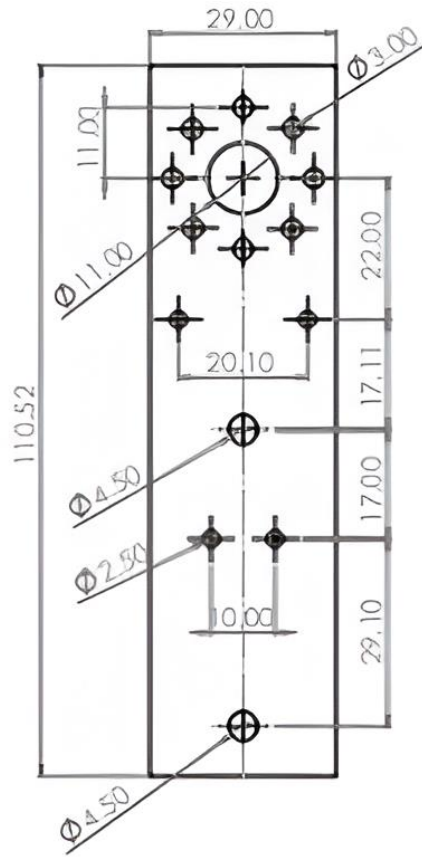
La implementación de este exoesqueleto puede ofrecer a los pacientes una alternativa a las órtesis tradicionales, proporcionando un movimiento suave que ayuda en la rehabilitación. Su tamaño, facilidad de colocación y uso sobre la ropa y calzado lo hacen práctico. Los esfuerzos futuros apuntan a incorporar la señal del clasificador de la marcha para indicar cuándo el exoesqueleto debe asistir el movimiento del pie. En cuanto al diseño mecánico, se buscará optimizar la estructura para su uso dinámico durante la caminata, mejorando la sujeción al pie y la pierna para garantizar estabilidad y confort, al mismo tiempo que se reduce el peso y se mejora la adaptabilidad ergonómica al cuerpo del usuario. Se investigará también la selección de actuadores con mayor capacidad de torque para evitar la saturación observada y permitir una asistencia

más efectiva en fases de mayor demanda. Adicionalmente, se planea profundizar en la optimización de la estrategia de control por modos deslizantes adaptativo implementada y explorar otras estrategias de control avanzadas, realizando un análisis comparativo para determinar la más adecuada para diferentes perfiles de usuario y condiciones de marcha. Se espera realizar más pruebas en el futuro, incluyendo validación con usuarios, para garantizar que el dispositivo sea seguro, eficaz y adecuado para el uso individual en escenarios de rehabilitación y asistencia.

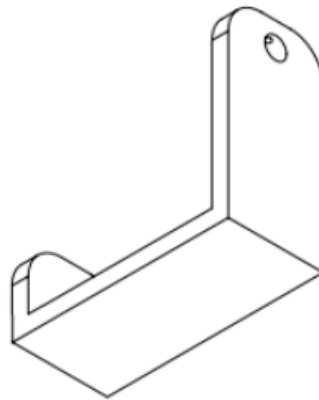
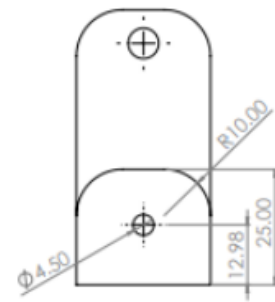
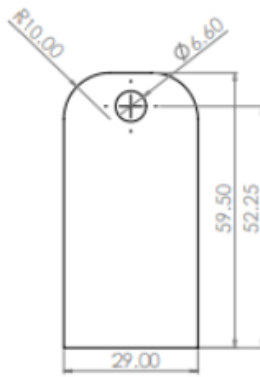
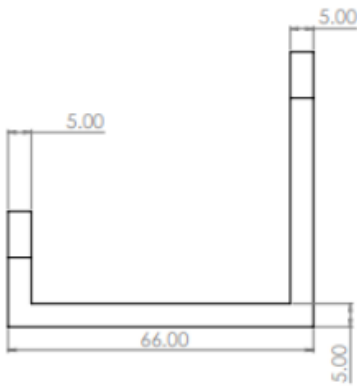
Anexo 1: Estructura principal



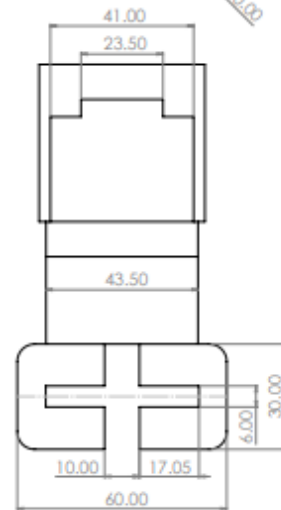
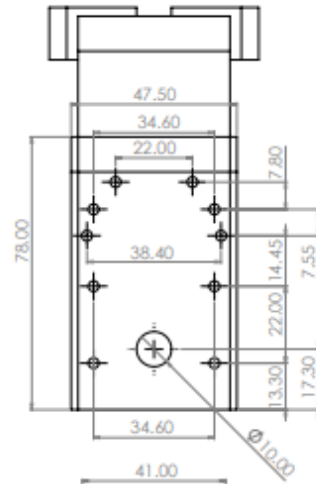
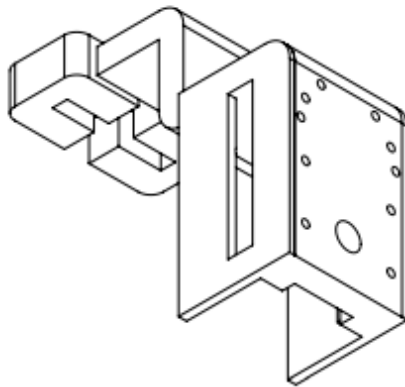
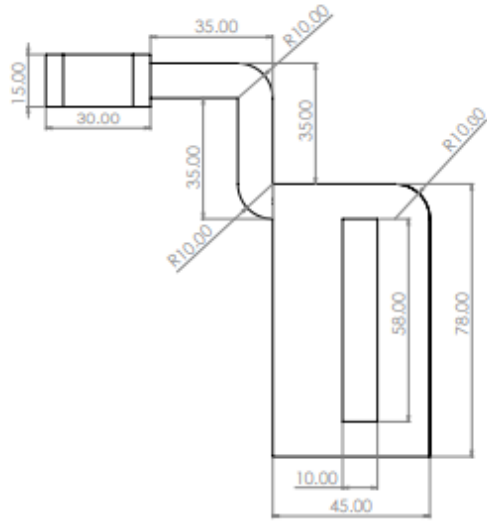
Anexo 2: Barra lateral



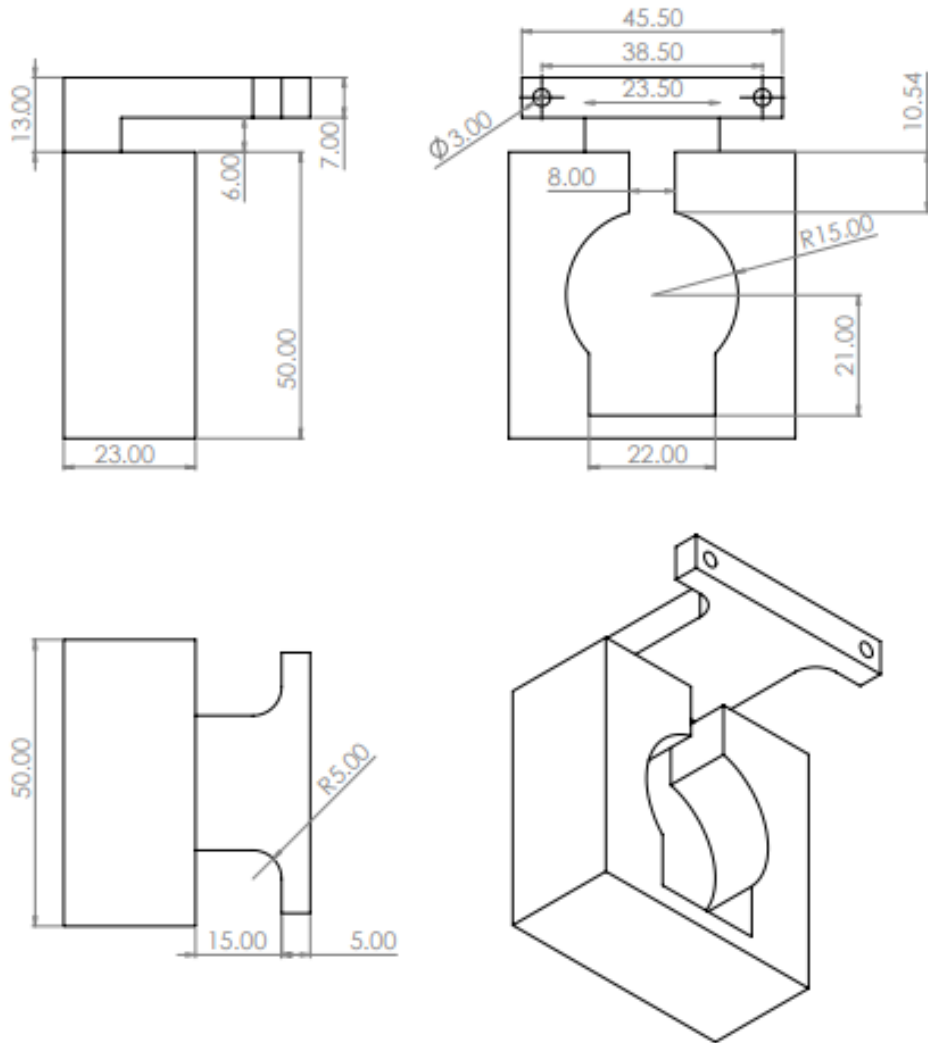
Anexo 3: Barra inferior



Anexo 4: Sujetador del servomotor



Anexo 5: Sujetador del encoder





**Centro de Investigación y de Estudios Avanzados
del Instituto Politécnico Nacional**



The Organizing Committee of the 2024 21st International Conference on Electrical
Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)
awards the present

RECOGNITION TO:

***Uriel Pérez Flores, Amparo Dora Palomino Merino, Jesús
Ricardo López Gutiérrez and Sergio Vergara Limon***

For the presentation of the paper entitled:

Modeling and Control of Ankle Exoskeleton

Mexico City, Mexico
October 23-25, 2024

A handwritten signature in black ink, appearing to read "G. Silva Navarro".

Dr. Gerardo Silva Navarro
General Chair of CCE 2024

Modeling and Control of Ankle Exoskeleton

U. Pérez-Flores
Facultad de Electrónica
BUAP
Puebla, México
pf223470438@alm.buap.mx

A. D. Palomino-Merino
Facultad de Electrónica
BUAP
Puebla, México
amparo.palomino@correo.buap.mx

J.R. López-Gutiérrez
dept. Instrumentación biomédica
CONACYT-INAOE
Puebla, México
jrlopez@inaoep.mx

S. Vergara-Limon
Facultad de Electrónica
BUAP
Puebla, México
sergio.vergara@correo.buap.mx

Abstract—This article presents the development of an exoskeleton designed to assist ankle flexion and extension in patients with reduced mobility, such as those with foot drop. The device is oriented towards passive rehabilitation exercises, for which a dynamic model of the exoskeleton is obtained using position and angular velocity sensors, considering the natural biomechanics of the limb and the degrees of freedom associated with its physiology. The implementation of a Proportional Derivative (PD) control with an additional term allows the ankle movement to be controlled precisely. Likewise, an inertial sensor is integrated that classifies the phases of gait by measuring the inclination of the foot with respect to the ground, generating precise commands to control the ankle movement. The simulation results suggest that the exoskeleton has a high potential to improve assistance processes, correctly following the defined trajectories and adapting to the different phases of movement, which facilitates a more efficient recovery in patients.

Keywords—Ankle kinematics, Compensation control, Exoskeleton, Rehabilitation

I. INTRODUCTION

Foot drop is a condition that makes it difficult to lift the front part of the foot, usually caused by weakness, paralysis, or problems with the nerves, usually the peroneal nerve, particularly affecting the ankle joint, impairing extension and flexion of the ankle and altering gait during the swing phase [1], [2]. Currently, to assist a patient with foot drop during walking, an AFO (Ankle Foot Orthosis) type orthosis made of composite plastic is used. This orthosis provides correction, support, or protection to the limb. However, it only keeps the foot in a fixed position and does not assist the natural movement of flexion and extension during walking.

Robotics has made contributions within the field of assistance, currently having wearable robots, also known as exoskeletons, which correspond to human anatomy and aim to restore functions lost or weakened by injury, surgery, or disease.

In Mexico, 4.9% of the population suffers from some disability, of which 48% suffer from a motor disability [3]. Proper rehabilitation can reduce the effects of health problems such as acute or chronic illnesses, conditions, injuries, or

trauma. It also helps minimize the effects of chronic diseases such as cancer and diabetes. The World Health Organization (WHO) has launched the Rehabilitation 2030 initiative, which highlights the need to strengthen health systems, including the field of rehabilitation [4].

The first walking exoskeletons were passive and highly structured. Over time, these designs became more compact and portable. In 2008, the first exoskeleton exclusively focused on the ankle registered in the IEEE database was introduced [5]. Between 2014 and 2017, projects that incorporated position and speed sensors for device control [6], as well as torque-controlled exoskeletons [7], emerged, using simulation tools such as Matlab/Simulink and SolidWorks for kinematic analysis and mechanical design [8]. Passive balance systems have been developed for ankle exoskeletons, highlighting the importance of balance in gait [9]. In 2018, a remote motion center exoskeleton prototype with two degrees of freedom was presented [10]. Later, control strategies such as neural network systems were incorporated [11]. Recent studies focus on individual comfort when wearing exoskeletons [12] and on their trajectory on irregular roads [13]. A prototype developed at CINVESTAV shows a robust approach to controlling exoskeletons for the lower body [14].

The contribution of this work consists in the design of a discreet and comfortable prototype, two important characteristics in assistive devices used in everyday life. This device can be placed over clothing and used easily and comfortably with sports shoes, as well as being easy to put on and take off. The prototype is considered an assistive device, the device focuses on the flexion-extension movements of the ankle, which are the most affected and critical for walking in patients with foot drop. Although it does not perform complementary exercises, these can be addressed through other therapies. The device is less robust and cheaper compared to the available models.

II. EXOSKELETON DESIGN

A. Ankle kinematics

The foot distributes the gravitational and inertial loads of the body [15]. Regarding the kinematics of the ankle, the models

Universidad
Autónoma
Metropolitana



Casa abierta al tiempo **Azcapotzalco**



La Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Azcapotzalco a través de la
División de Ciencias Básicas e Ingeniería

OTORGA LA CONSTANCIA DE PARTICIPACIÓN A:

*Uriel Pérez Flores, Amparo Dora Palomino Merino,
Sergio Vergara Limon, Jesús Ricardo López Gutiérrez*

Por su participación como:

CONTROL DE UN EXOSQUELETO PARA TOBILLO PARA EJERCICIOS PASIVOS USANDO CONTROL PD POR COMPENSACIÓN

Durante la "XX Semana Nacional de Ingeniería Electrónica" y la "V Semana Iberoamericana de Ingeniería Electrónica"
celebrada del 29 al 31 de octubre del 2024

Dr. Rafael Escarela Pérez
Director de la División de CBI
Universidad Autónoma Metropolitana
Unidad Azcapotzalco

Dr. Miguel Magos Rivera
Presidente del Comité Organizador
SENIE 2024

Dr. Ernesto Rodrigo Vázquez Cerón
Jefe del Departamento de Electrónica
Universidad Autónoma Metropolitana
Unidad Azcapotzalco

CONTROL DE UN EXOESQUELETO PARA TOBILLO PARA EJERCICIOS PASIVOS USANDO CONTROL PD POR COMPENSACIÓN

*ANKLE EXOSKELETON CONTROL FOR PASSIVE EXERCISES
USING PD BY COMPENSATION CONTROLER*

Uriel Pérez Flores

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
pf223470438@alm.buap.mx

Amparo Dora Palomino Merino

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
amparo.palomino@correo.buap.mx

Jesús Ricardo López Gutiérrez

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica
jrlopez@inaoep.mx

Sergio Vergara Limon

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
sergio.vergara@correo.buap.mx

Resumen

Este artículo aborda la problemática de la rehabilitación de la flexión y extensión del tobillo en pacientes con movilidad reducida, como en el caso del pie caído, por medio de un exoesqueleto. El objetivo principal es desarrollar un dispositivo para ejercicios de rehabilitación pasiva, utilizando un modelo dinámico obtenido por medio de sensores de posición y velocidad angular. Se considera la biomecánica natural de la extremidad y se implementa un control Proporcional Derivativo (PD) con compensación para el movimiento adecuado. Un sensor de inercia ayuda a clasificar las fases de la marcha y generar comandos precisos. Los resultados de simulación muestran que el control puede seguir trayectorias deseadas con un error considerablemente bajo en ejercicios lentos, estabilizándose rápidamente. Estos resultados sugieren que el exoesqueleto tiene potencial para mejorar la precisión y seguridad en la asistencia del tobillo durante la caminata humana.

Palabras Claves: Control Automático, Exoesqueleto, Tobillo.

TOEFL ITP Score Report

Name of Institution: BUAP FACULTAD DE LENGUAS

Student Number: 4361

Name: PEREZ, URIEL

Times Taken TOEFL: 2

DOB: 22 Jul 1998

Sex: M

Test Date: 29 Apr 2025

Form: TOEFL ITP Level 1

Native Country: Mexico

Native Language: SPA - Spanish

Scaled Scores:

Listening Comprehension:	51	B1
Structure & Written Expression:	45	B1
Reading Comprehension:	56	B2
Total Score:	507	

ETS TOEFL ITP

**Student's File Copy
Do Not Copy**

The face of this document has a security background. The back contains a watermark. Hold at an angle to view.

The TOEFL ITP Assessment Series is designed to be used for placement, progress monitoring, and exit purposes. TOEFL ITP scores can also be used for admissions to programs and institutions where English is not the dominant language of instruction for content courses. Learn more at www.ets.org/toefl_its/use.

NS = No Score
** = No CEFR

156787-16573 • FB0324R150 • Printed in U.S.A.

I.N. 770462

Copyright © 2012 by Educational Testing Service.

Referencias

- [1] Centeno Barreda, Daniel; Palomino Merino, Amparo; López Gutiérrez, Jesús Ricardo. *Exoesqueleto para codo*. Tesis de maestría; Facultad de Ciencias de la Electrónica, Maestría en Ciencias de la Electrónica, opción en automatización, BUAP; Septiembre de 2021.
- [2] INEGI. *Información de México, 2020*. (2020). Sitio web.
- [3] SEGOB. *Discapacidad motriz, la más frecuente en el país*. (2019). Sitio web.
- [4] OMS. *Acceso/Centro de prensa/Notas/descriptivas/Detalle/Rehabilitación*. (2021). Sitio web.
- [5] Colombo, Gery; Jörg, Matias; Dietz, Volker. *Driven Gait Orthosis to do Locomotor Training of Paraplegic Patients*. 22nd Annual EMBS International Conference, Chicago IL, USA; Julio de 2000. DOI: 10.1109/IEMBS.2000.901556.
- [6] Schmidt, H.; Hesse, S.; Bernhardt, R. *Safety Concept For Robotic Gait Trainers*. 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA; Septiembre de 2004. DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1403775.
- [7] Walsh, Conor James; Pasch, Kennet; Herr, Hugh. *An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation*. International Conference on Intelligent Robots and Systems, Beijing, China; Octubre de 2006. DOI: 10.1109/IROS.2006.281932.
- [8] Zhang, Zhen; Wang, Zhen; Yao, Songli; Zhang, Yanan; Qian, Jinwu. *Research On Control of an Exoskeletal Ankle With Surface Electromyography Signals*. School of Mechatronics Engineering & Automation; Mayo de 2008. DOI: 10.1109/ICBBE.2008.653.
- [9] Lopez, R.; Torres, J.; Salazar, S.; Lozano, R. *Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla*. Artículo de Investigación; CINCESTAV, México, UTC, Francia; Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Abril de 2014.
- [10] Kirby, Ann Withe; Zhang, Juanjuan; Jackson, W. Rachel; Collin, H. Steven. *Design of Two Lightweight, High-Bandwidth Torque-Controlled Ankle Exoskeletons*. International Conference on Robotics and Automation (ICRA); IEEE; Mayo de 2015. DOI: 10.1109/ICRA.2015.7139347.
- [11] Olivier, J.; Ortlieb, A.; Bertusi, P.; Vouga, T.; Bouri, M.; Bleuler, H. *Impact of Ankle Locking on Gait*. Laboratory of Robotic Systems (LSRO), Swiss Federal Institute of Technology (EPFL), Singapur; Agosto de 2015. DOI: 10.1109/ICORR.2015.7281269.
- [12] Xu, Kun; Li, Juan; Li, Weida; Cai, Xiaowei; Xia, Ziyu. *A Hybrid Powered Ankle Exoskeleton for Walking*. Key Laboratory of Robotics and System of Jiangsu Province, School of Mechanical and Electric Engineering, Suzhou, China; IEEE; Octubre de 2017. DOI: 10.1109/CAC.2017.8243433.
- [13] Wei, Wei; Cheng, Lidan; Zhang, Pengcheng; Zhao, Shengjie; Li, Qunlong; Xia, Yuxuan; Wang, Weidong; Li, Jiaqian. *A Disturbing Recovery Approach for Lower Extremity Exoskeletons with Passive Ankle Joints*. International Conference on Mechatronics and Automation, Takamatsu, Japón; Agosto de 2017. DOI: 10.1109/ICMA.2017.8015878.
- [14] Choi, Hyundo; Park, Young Jin; Seo, Keehong; Lee, Jusuk; Lee, Sang-eui; Shim, Youngbo. *A Multifunctional Ankle Exoskeleton for Mobility Enhancement of Gait-Impaired Individuals and Seniors*. IEEE Robotic And Automation Letters; Enero de 2018. DOI: 10.1109/LRA.2017.2734239.
- [15] Seo, Keehong; Park, Young Jin; Lee, Seungyong; Minhyung, Hyung; Jeonghun, Lee; Kim, Hyundo Choi; Shim, Youngbo. *RNN-Based On-Line Continuous Gait Phase Estimation from Shank-Mounted IMUs to Control Ankle Exoskeletons*. IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Toronto, Canada; Junio de 2019. DOI: 10.1109/ICORR.2019.8779554.

- [16] Yan, He; Tang, Biwei; Xiang, Kui; Pang, Muye. *Human-in-the-loop Optimization Control for the Ankle Exoskeleton During Walking Based on Iterative Learning and Particle Swarm Optimization Algorithm*. 9th IEEE 4th International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM), Toyonaka, Japón; Julio de 2018. DOI: 10.1109/ICARM.2019.8834170.
- [17] Aboamer, M. A.; Rahman Mohamed, N. A.; Alrashide, B. *Low-cost Electromechanical Bionic Model for Foot Drop Gait Disability*. 13-15 Octubre de 2020, Sakaka, Arabia Saudita.
- [18] Kim, S. J.; Park, J.; Shin, W.; Lee, D. Y.; Kim, J. *Proof-of-concept of a Pneumatic Ankle Foot Orthosis Powered by a Custom Compressor for Drop Foot Correction*. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 31 Mayo - 31 Agosto de 2020, París, Francia.
- [19] Khoobani, M.; Nazari, M.; Nazari, M.; Ameri, M.; Sahebi, N. *A Personalized FES-Assisted Foot Drop Correction Device via a Real-Time Fuzzy Controller Based on the Patient's Healthy Foot Condition*. Proceedings of the 9th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM 2021); 17-19 Noviembre de 2021, Teherán, Irán.
- [20] He, Q.; Shu, J.; Wang, J.; Lau, S. C.-y.; Li, Z.; Tong, R. K.-y. *An Ankle Foot Orthosis (AFO) with Energy Recycling Mechanism to Prevent Foot Drop*. 01-04 Noviembre de 2022, Hong Kong, Hong Kong.
- [21] Peng, Xiangyu; Acosta-Sojo, Yadrianna; Wu, Man I; Leia, Stirling. *Actuation Timing Perception of a Powered Ankle Exoskeleton and Its Associated Ankle Angle Changes During Walking*. IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineer, Vol. 30; Marzo de 2022. DOI: 10.1109/TNSRE.2022.3162213.
- [22] Liu, Kun; Ji, Shuo; Liu, Yong; Gao, Chi; Zhang, Shizhong; Fu, Jun; Dai, Lei. *Analysis of Ankle Muscle Dynamics during the STS Process Based on Wearable Sensors*. Sensors, MDPI; Julio de 2023.
- [23] Medrano, Roberto Leo; Cortright, Thomas Gray; Keais, Connor G.; Rouse, Elliott J.; Gregg, Robert D. *Real-Time Gait Phase and Task Estimation for Controlling a Powered Ankle Exoskeleton on Extremely Uneven Terrain*. IEEE Transactions on Robotics, Vol. 39; Junio de 2023. DOI: 10.1109/TRO.2023.3235584.
- [24] Alvarez Salcido, E. Anyuli; Centeno-Barreda, Daniel; Rosales, Yukio; Lopéz-Gutiérrez, Ricardo; Salazar, Sergio; Lozano, Rogelio. *Design of a Lower Limb Exoskeleton: Robust Control, Simulation and Experimental Results*. CINVESTAV, Algorithms, MBPI; Septiembre de 2023.
- [25] Harris, G. F. *Food an Ankle Motion Analysis*. Broken Sound Parkway NW: CRC Press, 2008. P 368-372.
- [26] Neumann, D. A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. 3a ed. Milwaukee, Wisconsin: 3, 2010. P 600 – 608.
- [27] Lusardi, M. M.; Milagros, J.; Nielsen, C. C. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 3a ed. Riverport Lane St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2013. P 104-112, 116-119.
- [28] Sánchez-García, B.; Bugarin, E.; Aguilar-Bustos, A. Y. *Mejoramiento de un servomotor inteligente de bajo costo*. Padi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI, Baja California, México. Tecnológico Nacional de México, 2023.
- [29] Wit Motion. *WitMotion WT901C TTL 9 Axis IMU Sensor Tilt Angle Roll Pitch Yaw + Acceleration + Gyroscope + Magnetometer MPU9250 on PC/Android/MCU*. Sitio web, 2023. Disponible en: <https://www.wit-motion.com/digital-inclinometer/witmotion-wt901c-ttl-9-axis-imu-sensor.html>
- [30] Horvath Joan. *Mastering 3D Printing*. Technology In Action, 2014. P 83.
- [31] Ultimaker. *Technical Data Sheet TPU 95A*. Junio de 2012.
- [32] I. Gibson, D. W. Rosen, B. Stucker. *Additive Manufacturing Technologies*. Atlanta. USA. Springer, 2010. P 24.

- [33] Robotis. *Dynamixel MX-106t: user's manual*. 2006. Disponible en: <https://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/mx/mx-106/>. Consultado de 16 de Septiembre de 2024.
- [34] Priyanka, B.; Gokul, M.; Poomica, J. T. *Design of UART Using Verilog And Verifying Using UVM*. 7th International Conference on Advanced Computing & Communication Systems (ICACCS), Coimbatore, India; IEEE; Marzo de 2021. DOI: 10.1109/ICACCS51430.2021.9441789.
- [35] Robotis. *Dynamixel protocol 1.0*. 2021. Disponible en: <https://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/protocol1/> Consultado de 17 de Septiembre de 2024.
- [36] Honeywell. *Series 600 Optical Rotatory Encoder*. 2005. Disponible en: <https://np.micro-semiconductor.hk/datasheet/08-600128CBL.pdf> Consultado de 17 de Septiembre de 2024.
- [37] Cruz Contreras, Agustín; Portilla Flores, Edgar A; Silva Ortigoza, Ramón. *Multiplicador Electrónico para Encoder Incremental*. Polibits vol.38, Distrito Federal, México, Instituto Politécnico Nacional, Marzo de 2008. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/4026/402640451007.pdf>
- [38] STMicroelectronics. *LPY550AL MEMS motion sensor: dual axis pitch and yaw $\pm 500^\circ/s$ analog output gyroscope*. 2009. Disponible en: <https://www.pololu.com/file/0J240/lpy550a1.pdf> Consultado de 18 de Septiembre de 2024.
- [39] Polu Robotic & Electronic. *LPY550AL Dual-Axis (Pitch and Yaw or XZ) Gyro with $\pm 500^\circ/s$ and $\pm 2000^\circ/s$ Ranges*. Disponible en: <https://www.pololu.com/product/1271> Consultado de 18 de Septiembre de 2024.
- [40] MathWorks. *MATLAB - MathWorks*. 2024. Disponible en: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html> Consultado el 7 de abril de 2025.
- [41] MathWorks. *serialport - Conexión al puerto serie*. Disponible en: <https://la.mathworks.com/help/matlab/ref/serialport.html> Consultado el 8 de abril de 2025.
- [42] MathWorks. *Arduino - Soporte de hardware para MATLAB y Simulink*. Disponible en: <https://la.mathworks.com/hardware-support/arduino.html> Consultado el 8 de abril de 2025.
- [43] Proakis, John G., y Manolakis, Dimitris G. *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications*. Tercera edición. Prentice Hall, New Jersey; 1996; p. 618.
- [44] Reyes Cortez, F. *Robótica: Control de Robots Manipuladores*. México, AlfaOmega; 2011; pp. 157–161, 255, 263–264, 277–262.
- [45] Kelly, F.; Santibañes, V. *Control de movimiento de Robots manipuladores*. Madrid: Pearson Educación, 2003. P 127-160.
- [46] Ahmed, Saim; Wang, Haoping; Tian, Yang. *Adaptive Fractional High-order Terminal Sliding Mode Control for Nonlinear Robotic Manipulator under Alternating Loads*. Nanjing, China; 2020. DOI: 10.1002/asjc.2354.
- [47] Osorio, B. G. *Observador de Estado Mediante Modos Deslizantes de Alto Orden para Procesos no Lineales*. Universidad Nacional de Colombia, Manizales, Colombia; 2012; pp. 5–7.
- [48] Khalil, Hassan K. *Nonlinear Systems*. Tercera edición. Prentice Hall, New Jersey; 2002; p. 553.
- [49] Bracewell, Ronald N. *The Fourier Transform and Its Applications*. Tercera edición. McGraw-Hill, Estados Unidos; 2000; pp. 43–45.
- [50] RoboCup Humanoid League. *Robot Model Specifications v2.0*. Disponible en: https://humanoid.robocup.org/wp-content/uploads/v-hsc_model_specification.pdf Consultado el 8 de abril de 2025.