



Universidad Nacional de San Juan
Facultad de Ingeniería
Instituto de Automática

Exoesqueleto Adaptable y Personalizado basado en Rigidez Variable para la Asistencia y Rehabilitación del Tobillo

Tesis Doctoral de
Daniel Gómez-Vargas



ISBN: 978-631-90962-5-5

Exoesqueleto Adaptable y Personalizado basado en Rigidez Variable para la Asistencia y Rehabilitación del Tobillo

Tesis doctoral de

Daniel Gomez-Vargas

Aprobada por la
Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de San Juan
para el otorgamiento del grado académico de

DOCTOR EN INGENIERÍA DE SISTEMAS DE CONTROL

Dirección de tesis: **Prof. Dr. Ricardo Carelli**
(Instituto de Automática, Universidad Nacional de San Juan)
Prof. Dr. Flavio Roberti
(Instituto de Automática, Universidad Nacional de San Juan)
Prof. Dr. Carlos A. Cifuentes
(Bristol Robotics Lab, University of the West of England)

Jurado de tesis: **Emmanuel Carlos Dean León**
(Chalmers University of Technology)
Ricardo Carminati de Mello
(Universidade Federal do Espírito Santo)

Fecha de defensa oral: 19 Diciembre 2025



Gomez-Vargas, Daniel

Exoesqueleto Adaptable y Personalizado basado en Rigidez Variable para la Asistencia y Rehabilitación del Tobillo / Daniel Gomez-Vargas. - 1a ed. - San Juan : Instituto de Automática, 2024.

ISBN 978-631-90962-5-5

CDD 620

DANIEL GOMEZ-VARGAS

EXOESQUELETO ADAPTABLE Y PERSONALIZADO BASADO EN RIGIDEZ VARIABLE PARA LA ASISTENCIA Y REHABILITACIÓN DEL TOBILLO

Tesis de doctorado

Temas de automática

Primera edición: Diciembre 2025

Impreso en Argentina

Queda prohibida la reproducción total o parcial de esta tesis, su almacenamiento o transmisión por cualquier medio, ya sea electrónico, mecánico, fotocopiado o de cualquier otra índole, sin la autorización previa y por escrito del autor o de la institución a la que pertenece.

ISBN: 978-631-90962-5-5

CCD: 620

©2025 DANIEL GOMEZ VARGAS

Hecho el depósito que marca la ley.

Every solution of a problem raises new unsolved problems; the more so the deeper the original problem and the bolder its solution. The more we learn about the world, and the deeper our learning, the more conscious, specific, and articulate will be our knowledge of what we do not know, our knowledge of our ignorance. For this, indeed, is the main source of our ignorance—the fact that our knowledge can be only finite, while our ignorance must necessarily be infinite.

Karl R. Popper

Dedicatoria

A mi familia, pilar fundamental en mi vida, no solo los que están, quienes me han acompañado con amor y comprensión desde la distancia, sino también a los que se han ido, quienes con el dolor de su partida alimentan esas ganas de vivir y comerse el mundo. A mi compañera de vida, a quien San Juan me dejó como su mayor regalo, esa persona que admiro y valoro por todo el apoyo y amor incondicional que me brindó desde el primer día. A mis amigos, esos pocos pero tan infinitamente importantes, quienes en los momentos más difíciles siempre estuvieron a mi lado. A mis directores, entre ellos a ese padre que la ciencia me dejó, quien me mostró el camino y me exigió en momentos clave, pero siempre creyendo en mí. Finalmente, a quienes sufren, quienes luchan por la felicidad, esa que en ocasiones pareciera desvanecerse, pero que siempre está allí esperando ser encontrada.

Agradecimientos

Agradezco al Deutscher Akademischer Austauschdienst (DAAD) y al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas de Argentina (CONICET) por el financiamiento brindado, el cual resultó fundamental para la realización y continuidad de este trabajo doctoral. Al Instituto de Automática (INAUT), por acogerme durante todo el desarrollo del doctorado y por el constante apoyo institucional y humano que permitió llevar adelante este proyecto. Al Instituto de Bioingeniería (INBIO), por facilitar herramientas, infraestructura y soporte técnico durante las etapas de diseño y construcción del dispositivo experimental.

Además, quiero agradecer al Centro de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur (Chile) y a la Universidad de Magallanes (Chile), por su apoyo logístico y financiero en etapas clave del proyecto, que hizo posible la ejecución de actividades experimentales. A la Technische Universität München – Lehrstuhl für Kognitive Systeme (Alemania), por recibirme y brindarme apoyo académico y técnico durante la fase final de esta investigación. Agradezco al Bristol Robotics Laboratory (Reino Unido) por el acompañamiento metodológico, logístico, experimental y financiero, así como por el invaluable apoyo del personal involucrado, que resultó determinante para la culminación de este trabajo.

Asimismo, agradezco a todos los estudiantes de maestría y de intercambio, quienes participaron activamente en distintas etapas de la ejecución de este proyecto, aportando tiempo, esfuerzo y valiosas discusiones técnicas. Finalmente, agradezco de manera especial a los participantes de los estudios experimentales, por su total disposición, compromiso y colaboración durante la ejecución de los protocolos, sin los cuales esta investigación no hubiera sido posible.

RESUMEN

Esta tesis doctoral aborda el diseño, desarrollo e implementación de un sistema robótico de asistencia para el tobillo humano, centrado en la adaptabilidad, personalización y portabilidad. El trabajo parte del reconocimiento del papel crítico que juega el tobillo en la locomoción humana y del impacto significativo que generan sus disfunciones en la calidad de vida, particularmente en poblaciones con alteraciones neuromotoras.

A lo largo de la tesis se desarrolla un dispositivo exoesquelético con estructura ligera y modular, utilizando actuadores de rigidez variable e impresión 3D, enfocado en ofrecer asistencia activa sin interferir con el patrón natural de marcha. El modelado del tobillo humano se aborda mediante un enfoque simplificado basado en impedancia mecánica, que permite representar el comportamiento articular en todo el ciclo de marcha con alta eficiencia computacional.

De esta forma, se propone una arquitectura de control jerárquica en tres niveles: control físico a bajo nivel, estrategias de torque y compliance a nivel medio, y estimación inteligente del vector de progreso de marcha a nivel alto, utilizando técnicas de machine learning y redes neuronales profundas. Esta integración permite una modulación adaptativa de la asistencia en función del estado del usuario y la fase de marcha.

Adicionalmente, desde el punto de vista metodológico, se incluye un estudio de percepción con pacientes y profesionales clínicos que valida el enfoque centrado en el usuario. Además, se ejecutan pruebas experimentales con sujetos sanos, demostrando que el sistema es capaz de asistir eficazmente sin perturbar la biomecánica natural, con respuestas dinámicas precisas bajo distintas configuraciones de rigidez y control.

Finalmente, se delinean múltiples líneas de investigación futura orientadas a la validación clínica con pacientes reales, la extensión del modelo a actividades funcionales más complejas, el perfeccionamiento del control predictivo y la caracterización exhaustiva del sistema. La tesis sienta así una base tecnológica y conceptual sólida para el desarrollo de exoesqueletos funcionales, accesibles y personalizables, con potencial de aplicación tanto en contextos clínicos como cotidianos.

ABSTRACT

This doctoral thesis addresses the design, development, and implementation of a robotic assistance system for the human ankle, focused on adaptability, personalisation, and portability. The work stems from the recognition of the critical role the ankle plays in human locomotion and the significant impact that its dysfunctions have on quality of life, particularly in populations with neuromotor impairments.

Throughout the thesis, a lightweight and modular exoskeletal device is developed, integrating variable stiffness actuators and 3D-printed components, aimed at providing active assistance without disrupting the natural gait pattern. The modelling of the human ankle is approached through a simplified strategy based on mechanical impedance, allowing for efficient computational representation of joint behaviour across the entire gait cycle.

Accordingly, a hierarchical three-level control architecture is proposed: low-level physical control, mid-level torque and compliance strategies, and high-level intelligent estimation of the gait progression vector using machine learning techniques and deep neural networks. This integration enables adaptive modulation of assistance according to the user's state and phase of gait.

In addition, from a methodological perspective, the thesis includes a user perception study involving both patients and clinical professionals, validating the user-centred design approach. Experimental trials conducted with healthy subjects demonstrate that the system can effectively assist joint movement without interfering with natural biomechanics, providing precise dynamic responses under various stiffness and control configurations.

Finally, several lines of future research are proposed, including clinical validation with real patients, extension of the model to more complex functional activities, advancement of predictive control strategies, and comprehensive characterisation of the system. The thesis thus establishes a solid technological and conceptual foundation for the development of functional, accessible, and customisable exoskeletons with potential applications in both clinical and everyday environments.

ÍNDICE GENERAL

Tabla de contenido	IV
Lista de figuras	VII
Lista de tablas	X
1 Introducción	1
1.1 Motivación	1
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Objetivo general	3
1.2.2 Objetivos específicos	3
1.3 Aportes	3
1.4 Difusión de los aportes de investigación	4
1.4.1 Publicaciones en revistas indexadas	4
1.4.2 Artículos en evaluación	5
1.4.3 Participación en congresos nacionales e internacionales	6
1.4.4 Proyectos	6
1.4.5 Colaboración	6
1.5 Estructura de la tesis	7
2 Biomecánica, Disfunciones y Tecnologías Aplicadas al Tobillo Humano	9
2.1 Anatomía y biomecánica del complejo tobillo-pie	10
2.2 Pie caído y su rol en la pérdida de independencia motora	12
2.3 Estrategias de rehabilitación y asistencia	15
2.3.1 Enfoques terapéuticos convencionales	15
2.3.2 Tecnologías básicas para la rehabilitación funcional	17

2.3.3	Tratamientos en disfunciones persistentes	17
2.4	Soluciones robóticas en la actualidad	18
2.4.1	Implementación Física	18
2.4.2	Vías Sensorimotoras Específicas	19
2.4.3	Objetivos y Tipos de Interacción	21
2.5	Actuadores de rigidez variable en robótica vestible	23
2.5.1	Definición mecánica	24
2.5.2	Tipos de rigidez variable	26
2.5.3	VSA en escenarios de rehabilitación	29
3	Perspectiva Clínica y de los Pacientes sobre el Uso de Exoesqueletos de Tobillo	33
3.1	Percepción y aceptación de tecnologías robóticas portables	34
3.1.1	Trabajos Relacionados	35
3.2	Metodología	37
3.2.1	Diseño de la Investigación	37
3.2.2	Participantes	37
3.2.3	Procedimiento de Reclutamiento	39
3.2.4	Procedimiento de Recolección de Datos	40
3.2.5	Declaración Ética	41
3.2.6	Análisis de Datos	42
3.3	Resultados	43
3.3.1	Estadística Descriptiva	43
3.3.2	Análisis Temático	50
3.3.3	System Usability Scale (SUS)	53
3.4	Discusión	53
4	Diseño del Exoesqueleto Adaptable y Personalizado	61
4.1	Premisas de Diseño	62
4.2	Principios mecánicos	64
4.3	Modelado matemático y dinámico	66

4.3.1	Modelo del exoesqueleto de tobillo	68
4.3.2	Modelo del tobillo humano durante la marcha. . .	71
4.3.3	Modelo de la interacción humano robot.	76
4.4	Sistema mecatrónico propuesto	77
4.4.1	Estructura mecánica	78
4.4.2	Sistema de actuación de rigidez variable	80
4.4.3	Sistema electrónico	82
5	Arquitectura de Control	87
5.1	Control de bajo y medio nivel	88
5.1.1	Controlador de velocidad embebido en Dynamixel	88
5.1.2	Controladores de Fuerza, Ángulo y Compliance para el nivel medio	89
5.2	Estimador del vector de progreso de marcha	95
5.2.1	Metodología	96
5.2.2	Resultados	104
5.2.3	Discusión	111
5.3	Control de asistencia adaptativa en función de fase y dinámica articular para marcha	117
5.3.1	Control de admitancia con rigidez adaptativa . . .	117
5.3.2	Modulación del nivel de asistencia en función de la potencia articular	119
6	Validaciones Experimentales	123
6.1	Validación de control de bajo y medio nivel	124
6.1.1	Protocolo Experimental	124
6.1.2	Resultados	127
6.2	Validación de control adaptativo en asistencia a la marcha .	141
6.2.1	Protocolo Experimental	141
6.2.2	Resultados	144
7	Conclusiones y líneas de investigación abiertas	155

7.1 Conclusiones	155
7.2 Lineas de Investigación Abiertas	159
Bibliografía	178

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Principales articulaciones y movimientos en el plano del complejo tobillo-pie	11
2.2	Curvas características de los principales movimientos articulares del tobillo durante la marcha	12
2.3	Representación esquemática de un actuador elástico en serie (SEA) y un actuador de rigidez variable (VSA) acoplados a una caja reductora	25
2.4	Configuración de actuadores para generar un comportamiento de rigidez variable	26
2.5	Estrategias implementadas en un sistema para generar rigidez variable	28
3.1	Conocimiento de pacientes y clínicos respecto al uso de exoesqueletos de tobillo	44
3.2	Clasificación de los beneficios percibidos por los clínicos respecto al uso de exoesqueletos	45
3.3	Percepciones de pacientes y clínicos sobre las mejoras en movilidad e independencia asociadas al uso de exoesqueletos de tobillo	47
3.4	Preocupaciones y beneficios percibidos por los pacientes respecto al uso de exoesqueletos de tobillo.	48
3.5	Factores que influyen en las decisiones de pacientes y clínicos para el uso de exoesqueletos de tobillo en rehabilitación y actividades de la vida diaria.	48
3.6	Percepciones de pacientes y clínicos respecto al uso de exoesqueletos de tobillo tras la simulación en video	49
4.1	Principios mecánicos aplicados en el exosqueleto de tobillo	64
4.2	Sistema experimental de ensayo de tracción para medir el comportamiento de los tendones bioinspirados	65
4.3	Comportamiento mecánico del tendón bioinspirado integrado en el exoesqueleto de tobillo	67

4.4	Esquema general de los modelos propuestos: exoesqueleto, tobillo humano e interacción físico-dinámica.	68
4.5	Diagrama mecánico del exoesqueleto propuesto	68
4.6	Montaje experimental utilizado para el registro de variables cinemáticas y cinéticas del tobillo en marcha	72
4.7	Parámetros identificados para el tobillo humano en marcha utilizando el algoritmo lineal de mínimos cuadrados. . . .	74
4.8	Predicción del modelo en contraste con los datos experimentales	75
4.9	Órtesis pasiva comercial adaptada como base estructural del exoesqueleto.	78
4.10	Componentes impresos en 3D para la adaptación del sistema de actuación al exoesqueleto de tobillo	80
4.11	Prototipo funcional del exoesqueleto con sistema de rigidez variable	81
4.12	Esquema de conexiones electrónicas del exoesqueleto . . .	84
5.1	Diagrama de control de velocidad PI embebido en actuadores Dynamixel	89
5.2	Diagrama de flujo del sistema de control de medio nivel . .	90
5.3	Esquema de control de bajo y medio nivel del exoesqueleto de tobillo	92
5.4	Arquitecturas de aprendizaje profundo implementadas para la estimación del progreso de marcha	101
5.5	Brecha de generalización y R^2 según el tamaño del conjunto de entrenamiento para todos los modelos propuestos	105
5.6	Respuestas típicas en tiempo real de los algoritmos propuestos frente a la señal de referencia del progreso de la marcha	107
5.7	Resumen del error de predicción en tiempo real a través de las fases de marcha para todos los modelos considerados	108
5.8	Rendimiento en validación en tiempo real de todos los algoritmos bajo diferentes velocidades de marcha (lenta, media, propia y patológica)	113
5.9	Esquema general del controlador de alto nivel propuesto .	118
6.1	Seguimiento de la trayectoria articular del usuario 5 bajo tres niveles de rigidez definidos por la fuerza mínima deseada	128

6.2	Seguimiento de la fuerza en los tendones bajo una rigidez baja	129
6.3	Seguimiento de la fuerza en los tendones bajo una rigidez alta	130
6.4	Torque neto de interacción en el tobillo bajo condición de rigidez alta (18 N) para las tres arquitecturas de control. . .	131
6.5	Velocidad angular deseada vs. medida para cada arquitectura de control	132
6.6	Respuesta en corriente de los actuadores para cada arquitectura de control	134
6.7	Seguimiento del ángulo articular durante marcha asistida .	145
6.8	Seguimiento de fuerza en tendones durante marcha asistida	146
6.9	Torque de interacción en marcha asistida para los tres esquemas de control	147
6.10	Velocidad de los actuadores durante marcha asistida	148
6.11	Corriente de los motores durante marcha asistida	150

ÍNDICE DE TABLAS

2.1	Características anatómicas y rango de movimiento de la articulación del tobillo humano	13
3.1	Características demográficas y clínicas de los participantes del estudio	39
3.2	Análisis temático de las respuestas de pacientes sobre el uso de exoesqueletos de tobillo	51
3.3	Análisis temático de las respuestas de los clínicos sobre el uso de exoesqueletos de tobillo	52
4.1	MAE para identificación y validación	75
5.1	Características demográficas de los participantes y velocidades de prueba realizadas	97
5.2	Resumen de los regresores clásicos de aprendizaje automático y sus principales ajustes	100
5.3	Rendimiento en la etapa de entrenamiento para cada modelo	106
5.4	Rendimiento en tiempo real de validación por modelo y segmento de ciclo de marcha	110
5.5	Comparación estadística de modelos para métricas de validación en tiempo real con diferencias estadísticas a través de las fases del ciclo de marcha	112
6.1	Errores (MAE, RMSE, Lag) para el ángulo (rad), velocidad de motores (rpm) y retardo (s), bajo tres esquemas de control y seis niveles de rigidez	136
6.2	Errores en torque de interacción (Nm) y corriente media (A) en motores, para tres esquemas de control y seis niveles de rigidez	137
6.3	Comparación post-hoc para las métricas del ángulo del tobillo (MAE, RMSE y Lag) entre esquemas de control bajo distintos niveles de fuerza	138

6.4	Resultados de comparaciones post-hoc entre esquemas de control para el torque de interacción (MAE y RMSE) y la corriente media en los motores	140
6.5	Resumen de métricas durante la validación en marcha asistida	151

INTRODUCCIÓN

1.1	Motivación	1
1.2	Objetivos	3
1.2.1	Objetivo general	3
1.2.2	Objetivos específicos	3
1.3	Aportes	3
1.4	Difusión de los aportes de investigación	4
1.4.1	Publicaciones en revistas indexadas	4
1.4.2	Artículos en evaluación	5
1.4.3	Participación en congresos nacionales e internacionales	6
1.4.4	Proyectos	6
1.4.5	Colaboración	6
1.5	Estructura de la tesis	7

1.1 Motivación

La movilidad humana es crucial para la realización de las Actividades de la Vida Diaria (ADL, por sus siglas en inglés) y, en consecuencia, para la calidad de vida de las personas (Denche-Zamorano et al., 2025; Yao et al., 2025). En este contexto, el complejo tobillo-pie desempeña un rol fundamental, ya que permite el contacto controlado con el suelo, soporta y transfiere el peso corporal durante la marcha, y proporciona la fuerza propulsora necesaria para el inicio del balanceo de la pierna (Angin & Demirbüken, 2020; Brockett & Chapman, 2016).

Diversas condiciones neurológicas pueden afectar las funciones de esta articulación (Saeed et al., 2022), destacándose entre ellas la parálisis cerebral, el parkinson, la esclerosis múltiple, las lesiones medulares y, especialmente, el accidente cerebrovascular (ACV), considerado la principal causa de discapacidad a nivel mundial (Feigin et al., 2024). Las secuelas de estas afecciones, como por ejemplo la debilidad muscular, la espasticidad y la pérdida de control motor, alteran el patrón de marcha e incrementan el coste metabólico, lo que puede derivar en daños permanentes en el sistema locomotor (Wutzke et al., 2012).

Tradicionalmente, estas alteraciones se abordan mediante fisioterapia convencional, la cual, si bien ha mostrado beneficios, puede complementarse con tecnologías robóticas que han demostrado mejorar la recuperación funcional (Hobbs & Artemiadis, 2020; Lora-Millan et al., 2023; Siviyy et al., 2023). Sin embargo, incluso con rehabilitación intensiva, algunas articulaciones, como el complejo tobillo-pie, conservan deficiencias residuales.

Las órtesis pasivas han sido utilizadas para estabilizar el tobillo durante el ciclo de marcha, pero su capacidad de asistencia es limitada al no generar movimiento activo (Carolus et al., 2019; Graham, 2010). En contraste, las órtesis robóticas, o exoesqueletos de tobillo, permiten asistir activamente la dorsi-plantarflexión, mejorando el patrón de marcha patológico (Lora-Millan et al., 2023; Siviyy et al., 2023). No obstante, muchas de estas soluciones presentan limitaciones importantes, como estructuras rígidas que generan desalineación articular, restricción del movimiento natural, y dificultades de portabilidad. Además, la ausencia de elementos flexibles compromete la seguridad, comodidad y adaptabilidad del usuario (Cestari et al., 2014b; Moltedo et al., 2019).

En este contexto, la presente tesis propone el desarrollo de un exoesqueleto de tobillo flexible y portable, integrando modelos biomecánicos, estrategias de control personalizadas, sensores vestibles, y técnicas de aprendizaje automático, con el fin de ofrecer una solución efectiva y centrada en el usuario para la asistencia y rehabilitación de la marcha.

1.2 Objetivos

A continuación se listan los objetivos planteados y aprobados para el desarrollo de esta tesis doctoral.

1.2.1 Objetivo general

Desarrollar un exoesqueleto vestible de tobillo basado en conceptos de actuadores flexibles junto con estrategias de control adaptativas y personalizadas para asistir los movimientos de dorsi-plantarflexión en escenarios de rehabilitación y asistencia de Actividades de la Vida Diaria (AVDs).

1.2.2 Objetivos específicos

1. Diseñar un exoesqueleto de tobillo basado en actuadores de rigidez variable, orientado a asistir los movimientos de dorsi-plantarflexión.
2. Modelar el funcionamiento del exoesqueleto de tobillo, considerando la interacción física entre el dispositivo y el usuario.
3. Diseñar e implementar una arquitectura de control de bajo y medio nivel basada en el torque, teniendo en cuenta la interacción física con el usuario.
4. Desarrollar un sistema sensorial para la adquisición de señales biomecánicas que permita estimar en tiempo real la cinemática y la cinética del usuario.
5. Diseñar e implementar una estrategia de control de alto nivel, incorporando principios de personalización y adaptación en entornos dinámicos.

1.3 Aportes

Las principales contribuciones de esta tesis doctoral son:

1. La realización de un estudio mixto sobre percepción, expectativas y usabilidad por parte de usuarios finales (clínicos y pacientes),

proporcionando una base empírica para orientar el diseño centrado en el usuario del exoesqueleto.

2. El desarrollo de un modelo biomecánico del tobillo humano basado en impedancia mecánica, capaz de describir la respuesta articular durante la totalidad del ciclo de marcha, y que sirvió como base para el diseño del sistema de asistencia.
3. El diseño y construcción de un exoesqueleto de tobillo portable que emplea actuadores de rigidez variable, orientado a la asistencia de los movimientos de dorsi-plantarflexión durante la marcha.
4. La implementación de un sistema sensorial portátil para la adquisición y procesamiento en tiempo real de señales biomecánicas, permitiendo la estimación continua de variables cinemáticas y cinéticas durante la marcha.
5. La creación de un estimador del vector de progreso de marcha continuo utilizando algoritmos de aprendizaje automático, evaluado en condiciones de validación en tiempo real y orientado al control preciso de dispositivos de asistencia.
6. El desarrollo de una arquitectura de control de bajo, medio y alto nivel, que integra estrategias basadas en torque e incorpora mecanismos de adaptación y personalización de la asistencia en función de las condiciones del usuario y del entorno.

1.4 Difusión de los aportes de investigación

A continuación se enumeran los trabajos aceptados y publicados en revistas indexadas del área (ver Subsección 1.4.1), la participación en congresos nacionales e internacionales (ver Subsección 1.4.3), y la participación en proyectos (ver Subsección 1.4.4).

1.4.1 Publicaciones en revistas indexadas

1. Gomez-Vargas, D., Aguirre-Zapata, E., Barria, P., Munera, M., Cifuentes, C. A., Roberti, F., & Carelli, R. (2024, November). Linear Modeling of the Ankle Joint During Walking as Mechanical Impe-

- dance for Exoskeletons Control and Gait Analysis. In International Conference on NeuroRehabilitation (pp. 360-364). Cham: Springer Nature Switzerland.
2. Gomez-Vargas, D., Casas-Bocanegra, D., Múnera, M., Roberti, F., Carelli, R., & Cifuentes, C. A. (2021). Variable stiffness actuators for wearable applications in gait rehabilitation. In *Interfacing Humans and Robots for Gait Assistance and Rehabilitation* (pp. 193-212). Cham: Springer International Publishing.
 3. Gomez-Vargas, D., Ballen-Moreno, F., Ramos, O., Múnera, M., & Cifuentes, C. A. (2021). Experimental characterization of flexible and soft actuators for rehabilitation and assistive devices. In *Interfacing Humans and Robots for Gait Assistance and Rehabilitation* (pp. 169-192). Cham: Springer International Publishing.
 4. Ballen-Moreno, F., Gomez-Vargas, D., Langlois, K., Veneman, J., Cifuentes, C. A., & Múnera, M. (2021). Fundamentals for the Design of Lower-Limb Exoskeletons. In *Interfacing Humans and Robots for Gait Assistance and Rehabilitation* (pp. 93-120). Cham: Springer International Publishing.

1.4.2 Artículos en evaluación

1. Gomez-Vargas, D., Uchenna, V., Bocahut, M., Roberti, F., Carelli, R., Munera, M. & Cifuentes, C. A. (2025). Patient and Clinician Perceptions, Expectations, and Usability of Ankle Exoskeletons for Daily Living: A Mixed-Methods Survey Study. *Frontiers in Digital Health – Human Factors and Digital Health*.
2. Gomez-Vargas, D., Dunglas, G., Garcia, E., Munera, M., Roberti, F., Carelli, R., & Cifuentes, C. A. (2025). Real-Time Gait Progression Vector Estimation via Multi-Model Learning from Wearable Sensors Data. *Wearable Robotics*

1.4.3 Participación en congresos nacionales e internacionales

1. **Autor:** *Linear Modeling of the Ankle Joint During Walking as Mechanical Impedance for Exoskeletons Control and Gait Analysis*. Presented at the 6th International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR2024), La Granja, Spain, November 4–8, 2024.
2. **Expositor:** *Preliminary Validation of the Unilateral AGoRA Lower Limb Exoskeleton during Gait Assistance in Treadmill and Overground*. Presented at the XXIII Congreso Argentino de Bioingeniería (SABI 2022) and XII Jornadas de Ingeniería Clínica, San Juan, Argentina.
3. **Expositor:** *Variable Stiffness Ankle Exoskeleton for Neurological Rehabilitation*. Presented at the XI Jornadas Argentinas de Robótica (JAR XI 2022), Bariloche, Argentina.

1.4.4 Proyectos

- **2023 -2024**

Rol: Colaborador

Proyecto PDTs, Universidad Nacional de San Juan - Centro de Rehabilitación Club de Leones Cruz del Sur, Punta Arenas, Chile
Exoesqueleto de tobillo basado en rigidez variable para rehabilitación y asistencia de pacientes con afectaciones motoras debido a lesiones neurológicas

1.4.5 Colaboración

Durante el desarrollo de esta tesis, además de los aportes directamente vinculados al diseño, modelado y control de exoesqueletos de tobillo, se establecieron colaboraciones en áreas complementarias dentro del campo de la rehabilitación robótica, biomecánica clínica y tecnologías asistivas. Estas colaboraciones abordaron, entre otros temas, terapias basadas en juegos serios, estrategias de intervención clínica en poblaciones con dolor crónico, y programas multidisciplinarios de rehabilitación domiciliaria.

Estas experiencias, aunque no forman parte central de esta tesis, han fortalecido la formación investigativa del autor y han permitido explorar enfoques terapéuticos y tecnológicos diversos aplicables a la rehabilitación neuromuscular. Como resultado de estas sinergias, se generaron las siguientes publicaciones en revistas científicas y congresos internacionales:

1. Barría, P., Andrade, A., Gomez-Vargas, D., Yelincic, A., Roberti, F., Bahamonde, E. & Cordova, B. (2024). Multidisciplinary Home-Based Rehabilitation Program for Individuals With Disabilities: Longitudinal Observational Study. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 11(1), e59915.
2. Barría, P., Gaitán-Padilla, M., Gomez-Vargas, D., Cardenas Ampuero, G., Gitterman, K., Cordova, B. & Roberti, F. (2024). Comparative Analysis of Ventilatory Responses during Stress Tests in Patients with Chronic Pain: Implications for Therapeutic Interventions. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 9(3), 122.
3. Gomez-Vargas, D., Pino, A., Garzón, A., Roberti, F., Carelli, R., Múnera, M. & Cifuentes, C. A. (2023, September). Neuro-Rehabilitation Therapy with T-FLEX Ankle Exoskeleton and Serious Games: A Case Study. In *2023 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (pp. 1-6). IEEE.
4. Pino, A., Gomez-Vargas, D., Garzón, A., Roberti, F., Carelli, R., Múnera, M. & Cifuentes, C. A. (2022, July). Mirror-Based Robotic Therapy for Ankle Recovery with a Serious Game: A Case Study with a Neurological Patient. In *2022 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (pp. 1-6). IEEE.

1.5 Estructura de la tesis

Para la consecución del objetivo general y los objetivos específicos planteados en esta tesis doctoral, se ha estructurado el documento en siete capítulos principales, descritos a continuación.

En el **Capítulo 1** se presentan la motivación, los objetivos, los aportes y las colaboraciones científicas desarrolladas a lo largo del proceso investigativo, así como la organización general de la tesis.

El **Capítulo 2** introduce los fundamentos anatómicos, biomecánicos y clínicos del complejo tobillo-pie, además de explorar diferentes enfoques terapéuticos y soluciones robóticas aplicadas a su rehabilitación. Este capítulo también profundiza en el papel de los actuadores de rigidez variable en robótica vestible.

El **Capítulo 3** analiza la percepción y aceptación de los exoesqueletos de tobillo por parte de usuarios finales y profesionales clínicos. A través de una metodología mixta, se recopilan y discuten expectativas y requisitos que sustentan el diseño centrado en el usuario del dispositivo propuesto.

En el **Capítulo 4** se describe el diseño del exoesqueleto portátil, incluyendo sus premisas de diseño, principios mecánicos, modelado dinámico y sistema de actuación electrónica. También se presenta un modelo del tobillo humano basado en impedancia mecánica para todo el ciclo de marcha.

El **Capítulo 5** detalla la arquitectura de control del sistema. Se abordan los niveles de control bajo y medio basados en torque, fuerza y ángulo, el desarrollo de un estimador del vector de progreso de marcha en tiempo real utilizando aprendizaje automático, y una estrategia de control adaptativa para entornos dinámicos.

El **Capítulo 6** está dedicado a las validaciones experimentales del sistema. Se incluyen las pruebas de control de bajo y medio nivel, así como la evaluación del control de alto nivel durante la asistencia a la marcha.

Finalmente, en el **Capítulo 7** se presentan las conclusiones generales del trabajo, así como posibles líneas futuras de investigación orientadas a la mejora del exoesqueleto y su integración en contextos clínicos y cotidianos.

BIOMECÁNICA, DISFUNCIONES Y TECNOLOGÍAS APLICADAS AL TOBILLO HUMANO

2.1	Anatomía y biomecánica del complejo tobillo-pie	10
2.2	Pie caído y su rol en la pérdida de independencia motora	12
2.3	Estrategias de rehabilitación y asistencia	15
2.3.1	Enfoques terapéuticos convencionales	15
2.3.2	Tecnologías básicas para la rehabilitación funcional	17
2.3.3	Tratamientos en disfunciones persistentes	17
2.4	Soluciones robóticas en la actualidad	18
2.4.1	Implementación Física	18
2.4.2	Vías Sensorimotoras Específicas	19
2.4.3	Objetivos y Tipos de Interacción	21
2.5	Actuadores de rigidez variable en robótica vestible . . .	23
2.5.1	Definición mecánica	24
2.5.2	Tipos de rigidez variable	26
2.5.3	VSA en escenarios de rehabilitación	29

Este capítulo está basado en las siguientes publicaciones científicas:

Gomez-Vargas, D., Casas-Bocanegra, D., Múnera, M., Roberti, F., Carelli, R., Cifuentes, C.A. (2022). *Variable Stiffness Actuators for Wearable Applications in Gait Rehabilitation*. In: Interfacing Humans and Robots for Gait Assistance and Rehabilitation. Springer, Cham. [Link](#)

Ballen-Moreno, F., **Gomez-Vargas, D.**, Langlois, K., Veneman, J., Cifuentes, C.A., Múnera, M. (2022). *Fundamentals for the Design of Lower-Limb Exoskeletons*. In: Interfacing Humans and Robots for Gait Assistance and Rehabilitation. Springer, Cham. [Link](#)

El complejo tobillo-pie, denominado en este trabajo como la articulación del tobillo, cumple un rol fundamental en la locomoción y en la ejecución de diversas actividades de la vida diaria. Su arquitectura anatómica y funcional lo convierte en una estructura clave tanto para la propulsión como para la adaptación a diferentes superficies. Este capítulo describe los aspectos biomecánicos esenciales del tobillo humano, analiza una de las principales patologías que afectan su funcionalidad y presenta las estrategias terapéuticas más comunes empleadas para su rehabilitación. Asimismo, se presenta un panorama de las soluciones robóticas desarrolladas para la rehabilitación y asistencia del tobillo, introduciendo los actuadores de rigidez variable como una alternativa emergente para estos dispositivos.

2.1 Anatomía y biomecánica del complejo tobillo-pie

El complejo tobillo-pie está conformado por un conjunto de articulaciones que actúan como una unidad funcional y tienen un rol principal en la locomoción humana (Angin & Demirbüken, 2020). Específicamente, este conjunto de articulaciones, a las cuales se denominará en esta tesis como la articulación del tobillo, apoya una amplia gama de actividades de la vida diaria (ADL, por sus siglas en inglés) como estar de pie, caminar, subir escaleras, entre otras. En términos estructurales, esta articulación incluye la tibia y el peroné distales, siete huesos del tarso, cinco metatarsianos y 14 falanges, coordinados a través de numerosos elementos contráctiles (músculos y tendones) y no contráctiles (ligamentos y fascia) (Angin & Demirbüken, 2020; Hazari et al., 2021). En un contexto general, esta articulación realiza movimientos en los tres planos, e.g., dorsi-plantarflexión en el plano sagital, abducción-aducción en el plano transversal y eversión-inversión en el plano frontal (Brockett & Chapman, 2016), como se muestra en la Fig. 2.1. Sin embargo, a diferencia de otras articulaciones inferiores, el tobillo presenta movimientos triplanares complejos (e.g., la pronación incluye dorsiflexión, eversión y abducción, mientras que la supinación requiere flexión plantar, inversión y aducción), los cuales son esenciales para la marcha, el balanceo y los ajustes posturales (Angin & Demirbüken, 2020; Brockett & Chapman, 2016; Hazari et al., 2021). Esta capacidad de movimiento triplanar se debe a la interacción de múltiples articulaciones,

como la talocrural (tobillo), subtalar y mediotarsiana (ver Fig. 2.1).

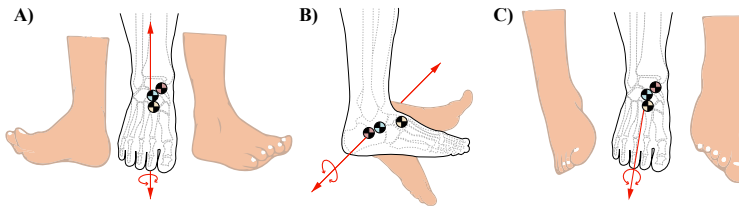


Figura 2.1: Principales articulaciones y movimientos en el plano del complejo tobillo-pie. Los círculos representan la articulación subtalar (roja), talocrural (azul) y mediotarsiana (amarilla) que realizan los movimientos de A) abducción-adducción, B) dorsi-plantarflexión y C) eversion-inversion

En el contexto cinemático, durante la marcha el tobillo se dorsiflexiona para evitar el arrastre del pie en la fase de balanceo y realiza flexión plantar durante el despegue, mientras que la articulación subtalar facilita la adaptación al terreno mediante movimientos de pronación y supinación (Angin & Demirbükten, 2020). Músculos como el tibial anterior y el gastrocnemio dirigen estas acciones a través de contracciones excéntricas y concéntricas que regulan el movimiento (Angin & Demirbükten, 2020). Las curvas características que describen los ángulos articulares del tobillo durante la marcha en los planos sagital y frontal se presentan en la Fig. 2.2. En el aspecto cinético, el complejo tobillo-pie actúa como un disipador de energía, soportando aproximadamente cinco veces el peso corporal durante la fase de apoyo en la marcha normal y hasta trece veces el peso corporal en otras ADL (e.g., correr) (Brockett & Chapman, 2016; Burdett, 1982; Hazari et al., 2021). No obstante, el tobillo también puede funcionar como generador, proporcionando el torque necesario para ejecutar tareas de propulsión. De este modo, para realizar adecuadamente las ADL (e.g., caminar), esta compleja articulación debe generar un torque de aproximadamente 1.6 Nm/kg (Brockett & Chapman, 2016; Perry, 2008).

Considerando el rango de movimiento (ROM, por sus siglas en inglés), el tobillo presenta variaciones según diferencias geográficas y culturales (Brockett & Chapman, 2016). Específicamente, para los principales movimientos del tobillo, los estudios estiman rangos estandarizados entre 65 y 75 grados en el plano sagital (i.e., de 10 a 20 grados para la dorsiflexión y

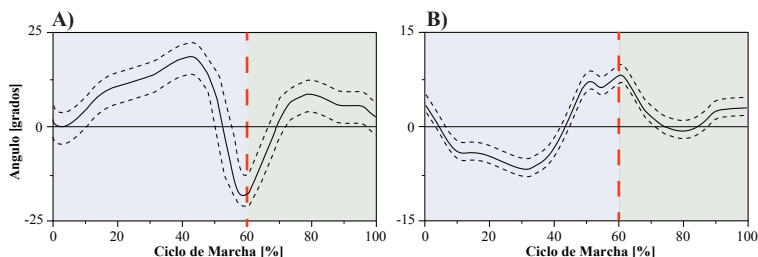


Figura 2.2: Curvas características de los principales movimientos articulares del tobillo durante la marcha. La región azul describe la fase de apoyo y la región verde la fase de balanceo para los planos sagital (A) y frontal (B). Las curvas características corresponden a datos cinemáticos adaptados de (Brockett & Chapman, 2016).

de 40 a 55 grados para la flexión plantar) y 35 grados en el plano frontal (i.e., 23 grados durante la eversión y 12 grados en la inversión) (Brockett & Chapman, 2016; Perry, 2008). Sin embargo, la ejecución de ADL requiere valores de ROM reducidos. Por ejemplo, los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar necesitan 30 grados para caminar y 37 y 56 grados para subir y bajar escaleras, respectivamente (Angin & Demirbüken, 2020; Brockett & Chapman, 2016). La Tabla 2.1 resume los movimientos principales del tobillo durante la marcha, los rangos de movimiento característicos, así como los músculos involucrados.

2.2 Pie caído y su rol en la pérdida de independencia motora

El pie caído es una alteración motora frecuente, comúnmente asociada a diversas condiciones del sistema nervioso central (SNC) (Macki et al., 2018). Esta patología se manifiesta como una activación anómala de los músculos del miembro inferior, lo que genera una deficiente elevación del pie durante la fase de balanceo (Prenton et al., 2014) y una disminución de la estabilidad en la fase de apoyo (Leung & Moseley, 2003). Estas disfunciones comprometen significativamente la adecuada ejecución de

Tabla 2.1: Características anatómicas y rango de movimiento de la articulación del tobillo humano (Brockett & Chapman, 2016).

Plano	Movimiento	ROM	Músculos involucrados
Sagital	Dorsiflexión	30	Tibial anterior, extensor del hallux, peroneo tercero, extensor largo de los dedos, peroneo largo y peroneo corto. Gastrocnemio, sóleo, plantar, tibial posterior, flexor largo de los dedos y flexor largo del hallux.
	Flexión plantar		
Frontal	Inversión	15	Extensor largo del hallux, tibial posterior, flexor largo de los dedos y flexor largo del hallux.
	Eversión		Peroneo tercero, peroneo largo, peroneo corto.

las ADL, induciendo movimientos compensatorios para suplir la falta de control motor (Błażkiewicz et al., 2017).

Una de las causas más comunes del pie caído suele estar relacionada con una compresión o irritación de los nervios a nivel lumbar, específicamente en la zona L4-L5, lo cual puede producirse por problemas como una hernia de disco (Frontera & Silver, 2018). Otra causa frecuente es una lesión del nervio peroneo, que puede originarse por atrapamiento nervioso, diabetes, neuropatías inflamatorias, traumatismos, compresión por masas o presión a nivel de la cabeza del peroné, tumores intraneurales o patologías vasculares (Frontera & Silver, 2018; Macki et al., 2018). Si bien el pie caído se asocia con frecuencia al accidente cerebrovascular, también puede tener su origen en daños a los nervios que van desde la médula hasta las extremidades, afectando distintos niveles del sistema nervioso periférico, como la base de la médula espinal, los plexos nerviosos o los nervios que recorren las piernas (Macki et al., 2018). En resumen, la prevalencia de pie caído puede estar asociada a enfermedades como la diabetes, el accidente

cerebrovascular, el parkinson, la parálisis cerebral, la esclerosis múltiple o ciertas formas hereditarias de debilidad muscular progresiva. En algunos casos, puede aparecer después de cirugías como reemplazos de rodilla o intervenciones en la tibia (Saeed et al., 2022). Además, aunque es menos común, también puede producirse por alteraciones en las áreas del cerebro que controlan el movimiento (Saeed et al., 2022).

En términos estadísticos, aunque no existen cifras exactas sobre la prevalencia mundial del pie caído debido a la falta de registros públicos y la heterogeneidad de sus causas, se estima que más de 37 millones de personas en el mundo podrían estar afectadas por esta condición. Esta estimación se basa en la prevalencia global de enfermedades comúnmente asociadas con el pie caído y en tasas estimadas de ocurrencia dentro de cada patología. Entre los sobrevivientes de accidente cerebrovascular (ACV), que suman alrededor de 93.8 millones (Feigin et al., 2024), se estima que entre el 20 % y el 30 % desarrollaron pie caído (Peishun et al., 2021), lo que equivale a entre 18 y 22 millones de casos. En el caso de la parálisis cerebral, con una incidencia estimada de 18 millones (Childbirth Injuries, 2024), y considerando que un 23 % reportan hemiparesia o cuadriparesia que conduce a disfunciones como el pie caído (Oskoui et al., 2013), se calculan unos 4.1 millones de casos. La diabetes, que afecta a 589 millones de personas globalmente según la Federación Internacional de Diabetes, podría estar asociada con pie caído en aproximadamente el 0.6 % de los casos con neuropatía periférica (Cleveland Clinic, 2022; Peripheral Neuropathy Research Group, University of Antwerp, 2025), totalizando unos 3.5 millones. En la esclerosis múltiple, con una prevalencia global de 2.8 millones (Walton et al., 2020), se estima que un 80 % presenta pie caído (Better Health Channel, 2024), lo que implica unos 2.24 millones de casos. Finalmente, en la enfermedad de Parkinson, con una población afectada de 8.5 millones según la Organización Mundial de la Salud (OMS) y una tasa del 90 % de trastornos de marcha que incluyen pie caído (Shah et al., 2018), se proyectan unos 7.65 millones de casos. Estas cifras sugieren que el pie caído representa una carga neurológica y funcional considerable a nivel global, afectando tanto la independencia como la calidad de vida de millones de personas.

El pie caído es reconocido por la OMS como un causante de discapacidad que afecta significativamente la calidad de vida de los pacientes, impac-

tando tanto en el ámbito físico como en el sociopsicológico. Estudios han demostrado que aproximadamente el 30 % de los pacientes con enfermedades crónicas del pie y tobillo presentan síntomas de ansiedad o depresión, los cuales están asociados de manera independiente con un aumento del dolor y una disminución en la calidad de vida (Nakagawa et al., 2017). Además, se ha observado que la severidad del dolor en el pie está directamente relacionada con la prevalencia de síntomas depresivos, sugiriendo que el dolor en el pie puede ser parte de un espectro más amplio que afecta más allá del malestar localizado (Hagedorn et al., 2013). Desde una perspectiva económica, el pie caído también representa una carga considerable, dado que conlleva visitas hospitalarias frecuentes, consultas clínicas continuas y un uso intensivo de los recursos del sistema de salud (Miles et al., 2022; Prompers et al., 2008).

2.3 Estrategias de rehabilitación y asistencia

En el contexto de la rehabilitación, la fisioterapia tradicional representa la primera línea de tratamiento para pacientes diagnosticados con pie caído. Este enfoque está basado en intervenciones terapéuticas aplicadas directamente por profesionales de la salud, sin la utilización de tecnologías avanzadas (Díaz et al., 2011). Su aplicación comprende técnicas manuales y programas de ejercicios individualizados, orientados a restaurar la función motora, optimizar la movilidad articular y disminuir los niveles de discapacidad (Carolus et al., 2019; Díaz et al., 2011). Diferentes estudios respaldan la efectividad de la fisioterapia en la recuperación funcional de pacientes con disfunciones en el tobillo (Kosik et al., 2017).

En un marco asistencial, pacientes crónicos que padecen de esta patología utilizan estructuras pasivas, las cuales actúan como soporte externo, especialmente diseñadas para compensar déficits motores. Estas herramientas permiten al paciente alcanzar un mayor grado de autonomía en la ejecución de ADL (Graham, 2010).

2.3.1 Enfoques terapéuticos convencionales

Los programas de ejercicios físicos desempeñan un papel fundamental en la prevención de complicaciones derivadas de la inmovilización pro-

longada, al tiempo que favorecen el desarrollo de habilidades funcionales necesarias para llevar a cabo actividades de la vida diaria (ADL, por sus siglas en inglés) (Pratama et al., 2021). Dentro de esta estrategia, se incluyen ejercicios pasivos, en los cuales el terapeuta realiza movilizaciones articulares a través del ROM, con el objetivo de evitar la aparición de contracturas y posturas anómalas (Nair & Taly, 2002; Prabhu et al., 2013). Sin embargo, la evidencia sobre la efectividad de este tipo de terapia en el tratamiento y prevención de contracturas no es concluyente (Prabhu et al., 2013).

Asimismo, se incorporan los ejercicios activos, en los que es el propio paciente quien realiza los movimientos de forma voluntaria. Este tipo de entrenamiento suele comenzar con acciones simples en las etapas iniciales del proceso de recuperación y avanza progresivamente hacia tareas de mayor complejidad (Nair & Taly, 2002). Además, suele combinarse con repeticiones para inducir el reaprendizaje motor (Maier et al., 2019; Nair & Taly, 2002). Estudios recientes han demostrado que programas de reaprendizaje motor basados en el desarrollo de tareas específicas de forma activa pueden mejorar el equilibrio, la movilidad y el desempeño en las ADL (Maier et al., 2019).

En este contexto, los enfoques terapéuticos convencionales han dado lugar al desarrollo de múltiples estrategias orientadas a la recuperación motora como lo son el (1) método Bobath, (2) la facilitación muscular propioceptiva y (3) el enfoque Brunnstrom (J.-C. Chen & Shaw, 2014; Nair & Taly, 2002). El primer método busca corregir patrones de movimiento y mejorar el control postural mediante la manipulación de articulaciones clave del segmento corporal afectado. La facilitación neuromuscular está centrada en la estimulación de los propioceptores de los miembros comprometidos. Finalmente, el enfoque Brunnstrom emplea reflejos y movimientos sinérgicos para favorecer la restauración del control motor funcional (Zulifiqar et al., 2024). Estas técnicas se apoyan en distintos tipos de retroalimentación, e.g., verbal, visual y táctil, para optimizar su aplicación clínica (J.-C. Chen & Shaw, 2014).

2.3.2 Tecnologías básicas para la rehabilitación funcional

En conjunto con enfoques terapéuticos convencionales, diferentes tecnologías básicas han sido empleadas para tratar el pie caído, buscando restaurar la funcionalidad del tobillo y mejorar la marcha del paciente. Una de las técnicas más destacadas es la Estimulación Eléctrica Funcional (FES, por sus siglas en inglés), que utiliza impulsos eléctricos para activar los músculos responsables de la dorsiflexión del pie durante la fase de balanceo de la marcha (Carolus et al., 2019; Pratama et al., 2021). Esta intervención ha demostrado ser efectiva en la corrección del pie caído, mejorando la velocidad de la marcha y la calidad de vida de los pacientes (Alnajjar et al., 2021). Sin embargo, la evidencia sugiere que la FES ofrece beneficios comparables a los de las ortesis de tobillo-pie (AFO) tradicionales, sin mostrar una superioridad clara (Alnajjar et al., 2021).

2.3.3 Tratamientos en disfunciones persistentes

Ante las disfunciones residuales del tobillo luego del tratamiento fisioterapéutico, es común la prescripción de ortesis pasivas (Carolus et al., 2019; Graham, 2010). Estos dispositivos consisten en estructuras mecánicas, usualmente diseñadas con plásticos moldeados a medida, que permiten exclusivamente movimientos de dorsi-plantarflexión, limitando el movimiento en otros planos articulares (Graham, 2010). De este modo, las ortesis pasivas proporcionan estabilidad ante la debilidad muscular, previenen lesiones por falta de control articular y mejoran la elevación del pie durante la marcha (Carolus et al., 2019; Graham, 2010).

En cuanto al tratamiento farmacológico, en casos de pie caído asociado a espasticidad, se ha evaluado el uso de toxina botulínica y otros agentes anti-espásticos (Graham, 2010). Estudios aleatorizados y controlados han demostrado que las inyecciones en los músculos de la pantorrilla resultan en una reducción efectiva y dosis-dependiente de la espasticidad del tobillo (Carolus et al., 2019). Sin embargo, la evidencia sobre su impacto en los parámetros de la marcha es contradictoria, y se requieren más investigaciones para establecer su eficacia en la mejora funcional.

2.4 Soluciones robóticas en la actualidad

Recientemente, se han desarrollado soluciones robóticas para asistir y rehabilitar los movimientos del tobillo, demostrando resultados prometedores en comparación con las metodologías tradicionales presentados en la Sección 2.3 (Lora-Millan et al., 2023; Siviý et al., 2023). En este contexto, los esfuerzos de investigación para el desarrollo de robótica en rehabilitación y asistencia se han centrado en tres campos principales: (1) implementación física, (2) vías sensoriomotoras específicas, y (3) objetivos y tipos de interacción (Hobbs & Artemiadis, 2020). Estos aspectos serán abordados y analizados en las secciones 2.4.1, 2.4.2, 2.4.3, centrándonos especialmente en la articulación del tobillo.

A pesar de los significativos avances en estos campos hasta la fecha (Al-Rahmani et al., 2022; Del-Ama et al., 2012; Hobbs & Artemiadis, 2020; Lee et al., 2020; Lora-Millan et al., 2023; Net'uková et al., 2022; Sanchez-Villamañan et al., 2019; Siviý et al., 2023; Slade et al., 2022), aún subsisten brechas y retos que dificultan la creación de una solución definitiva para el pie caído y dificultan el acceso de la población objetivo a esta tecnología. Entre los principales obstáculos identificados se encuentran la falta de resultados concluyentes en validaciones experimentales, los elevados costos de producción, además de la falta de portabilidad y adaptabilidad total para cualquier usuario.

2.4.1 Implementación Física

La implementación física abarca el desarrollo y construcción de robots para asistir los movimientos del tobillo bajo dos tipos: (1) estructuras conectadas a tierra y (2) dispositivos vestibles (Al-Rahmani et al., 2022). La tecnología anclada a tierra engloba plataformas robóticas diseñadas para el entrenamiento en posición sedente y utilizando una caminadora. Estos dispositivos pueden incorporar múltiples sensores, tareas orientadas y estrategias de control avanzadas, siempre en condiciones controladas (Hobbs & Artemiadis, 2020). No obstante, el uso de dichas plataformas durante la realización de ADL se vuelve inviable debido a su voluminosidad y diseño orientado a escenarios estáticos (Al-Rahmani et al., 2022). Por esta razón, resulta atractivo explorar el desarrollo de exoesqueletos vestibles,

ya que estos dispositivos pueden aportar sus capacidades en este tipo de escenarios, brindando una perspectiva más realista y permitiendo una mayor participación en las ADL.

Los trabajos actuales en dispositivos de tobillo vestibles abarcan el diseño de mecanismos de actuación flexibles para mejorar la interacción humano-robot y mejorar la recuperación del paciente (Lora-Millan et al., 2023; Sanchez-Villamañan et al., 2019). Entre estos mecanismos encontramos actuadores elásticos en serie, actuadores de rigidez variable, músculos artificiales neumáticos, entre otros (Cardona et al., 2020). Por un lado, los actuadores neumáticos presentan ventajas como su gran flexibilidad y suavidad, comparables a las de un músculo humano (Davis et al., 2003). Sin embargo, este tipo de actuador necesita generalmente suministros externos de aire, lo que impide la implementación de soluciones portátiles (Davis et al., 2003). Por otro lado, los actuadores elásticos en serie y de rigidez variable incorporan suministros eléctricos que facilitan su implementación en dispositivos portátiles. Sin embargo, estos tipos de actuación presentan inconvenientes relacionados con las variaciones de ancho de banda del sistema, la capacidad de asistencia y la complejidad de control y modelado (Jamwal et al., 2015).

En cuanto al diseño mecánico, la literatura reporta pocos exoesqueletos con estructuras flexibles capaces de asistir los dos movimientos principales del tobillo (i.e., dorsiflexión y flexión plantar) (Gomez-Vargas et al., 2021; Park et al., 2011; Wehner et al., 2013). Estos dispositivos tienen una estructura blanda que busca evitar el bloqueo del tobillo en diferentes planos de movimiento, bajo la premisa de reducir movimientos compensatorios y por ende patrones de marcha anormales. Por ello, los retos actuales se dirigen a crear dispositivos vestibles más ligeros con un mejor rendimiento de suministro de torque, para maximizar tanto la eficiencia como la comodidad del dispositivo (Sanchez-Villamañan et al., 2019; Siviý et al., 2023).

2.4.2 Vías Sensorimotoras Específicas

Las vías sensoriomotoras específicas se basan en el principio de inducción de neuroplasticidad, que anima al cerebro a corregir los déficits mentales y físicos (Morton & Bastian, 2006). En este sentido, las soluciones robóticas no sólo deben centrarse en contrarrestar los efectos de la caída del pie,

sino también incorporar mecanismos que permitan a los usuarios alcanzar cierto grado de independencia en el futuro, reduciendo la dependencia del dispositivo. Por lo tanto, es crucial incorporar estrategias de retroalimentación audiovisual, percepción cutánea y háptica, y mecanismos de coordinación entre extremidades en las soluciones robóticas para una asistencia adecuada y una rehabilitación eficaz (Hobbs & Artemiadis, 2020). La retroalimentación audiovisual combina elementos visuales (por ejemplo, proyección de imágenes, grabación de vídeo, videojuegos, realidad virtual) y auditivos (por ejemplo, música de fondo, pitidos tonales, gestos musicales) para proporcionar información adicional y mejorar el rendimiento del paciente (Rosati et al., 2011). Del mismo modo, las estrategias hápticas tienen como objetivo estimular los receptores de la piel e inducir una sensación cinestésica, ofreciendo retroalimentación al paciente de una manera diferente (El Saddik, 2012). Estas estrategias han demostrado de forma independiente ser complementos terapéuticos útiles para la rehabilitación de la marcha, la función motora, el equilibrio y la movilidad (Howes et al., 2017; Lohse et al., 2013).

Investigaciones previas han demostrado que aunque metodologías basadas en tareas repetitivas promueven la neuroplasticidad, generalmente conducen a una falta de interés del usuario durante el proceso terapéutico (Rego et al., 2010). Por lo tanto, realizar este tipo de actividades mientras se recibe retroalimentación extrínseca se considera una herramienta valiosa para el reaprendizaje de habilidades y la mejora de la motivación (Michaud et al., 2017). Los desarrollos robóticos actuales se enfrentan al reto de mantener el compromiso de los pacientes en programas a largo plazo (Rego et al., 2010). En este sentido, estudios recientes recalcan que sobrecargar a los usuarios con información excesiva y proporcionarles más realimentación de la que ellos pueden procesar, no es útil. Este enfoque no sólo no produce beneficios, sino que puede dificultar el rendimiento limitando el proceso de aprendizaje (Schmidt & Wrisberg, 2008). Sin embargo, es necesario subrayar que la investigación actual sobre el tratamiento del pie caído carece de validaciones experimentales de estas estrategias en programas a largo plazo.

2.4.3 Objetivos y Tipos de Interacción

El objetivo y el tipo de interacción están enfocadas a cómo el exoesqueleto de tobillo debe interactuar eficientemente en función de los objetivos estipulados durante el escenario asistido (Hobbs & Artemiadis, 2020). Por lo tanto, los exoesqueletos pueden utilizar dos criterios (i.e., terapia orientada y asistencia a la marcha) para contrarrestar los efectos del pie caído. Estos enfoques implican una interacción física que se puede categorizar en dos estrategias: (1) corrección de errores (es decir, que un patrón parético se parezca a un patrón sano) y (2) aumento de errores (es decir, que el usuario corrija los movimientos del tobillo que son causados por perturbaciones del dispositivo robótico) (Hobbs & Artemiadis, 2020). Ambas estrategias pretenden mejorar el rendimiento del usuario durante la marcha y otras ADL, pero su eficacia depende de dos factores fundamentales: (1) la adquisición de señales fisiológicas (Schmidt & Wrisberg, 2008) y (2) el desarrollo de estrategias de control (Al-Rahmani et al., 2022; Baud et al., 2021). En consecuencia, los desafíos actuales giran en torno al desarrollo de sensores novedosos capaces de proporcionar la máxima información al usuario al tiempo que garantizan un confort total (Net'uková et al., 2022; Siviý et al., 2023). Además, los retos en términos de estrategias de control giran en torno al desarrollo de técnicas adaptativas y personalizadas que incorporen las señales de los usuarios y puedan operar eficazmente en entornos no controlados (Siviý et al., 2023; Slade et al., 2022).

En el contexto de las señales biomédicas, los exoesqueletos actuales incluyen (1) redes de sensores inerciales para estimar parámetros cinemáticos y espaciotemporales (utilizando datos de acelerómetro y giroscopio) (Lebel et al., 2013; Nogueira et al., 2014), (2) plantillas de fuerza/presión para medir las fuerzas de reacción del usuario (Ahmed et al., 2016; De Rossi et al., 2010; Hassan et al., 2014), y (3) sensores de electromiografía para medir la actividad muscular (Aguilar-Sierra et al., 2015; Gordon & Ferris, 2007; Gordon et al., 2013). No obstante, estos mecanismos de detección presentan limitaciones durante las aplicaciones en tiempo real relacionadas con la fragilidad y durabilidad de los materiales, la portabilidad de los sensores y la capacidad de estimación de datos de usuario más complejos (por ejemplo, movimientos tridimensionales, fuerzas de interacción usuario-dispositivo o dinámica de la articulación del tobillo) (Net'uková et al., 2022).

Como resultado, el desarrollo de sensores basados en textiles inteligentes está ganando popularidad como una solución prometedora (Net'uková et al., 2022; Siviý et al., 2023). Este tipo de sensores ha mostrado características para medir estímulos físicos y químicos traducidos a temperatura, fuerza, presión y deformaciones (Castano & Flatau, 2014; Gonçalves et al., 2018). Por lo tanto, los sensores textiles inteligentes tienen el potencial de mejorar la adquisición de datos fisiológicos y permitir la estimación de la cinemática y cinética del usuario, todo ello manteniendo un alto nivel de comodidad en aplicaciones portables (Net'uková et al., 2022). En consecuencia, el uso de sensores textiles inteligentes en exoesqueletos para el pie caído pretende mejorar la aceptación de esta tecnología por parte del usuario durante escenarios de asistencia prolongada y continua.

En cuanto a las estrategias de control aplicadas a los exoesqueletos de tobillo, los trabajos actuales han implementado arquitecturas en cascada, que pueden dividirse en niveles de control bajo, medio y alto (Baud et al., 2021). Los controladores de bajo nivel (por ejemplo, posición, velocidad, corriente o par) dependen del diseño del exoesqueleto y del tipo de accionamiento implementado (Baud et al., 2021). Sin embargo, no afectan directamente a la interacción física ni a la comodidad del usuario. Para el nivel medio, los exoesqueletos de tobillo proporcionan salidas en cinemática (es decir, ángulo tobillo-pie y perfiles de velocidad de tobillo) y cinética (es decir, perfiles de par o fuerza) (Baud et al., 2021; J. Zhang et al., 2017). No obstante, en el contexto de la asistencia y la rehabilitación, estos resultados deben ajustarse en función de las fuerzas de interacción usuario-robot para garantizar (1) una interacción física limpia y segura y (2) una intervención eficaz del dispositivo en un escenario de asistencia según sea necesario (Lee et al., 2020). En este sentido, desarrollos recientes integran conceptos de controladores de admitancia e impedancia para modificar la sensación del usuario respecto a la interacción física del dispositivo (Lee et al., 2020). Los retos actuales en esta capa están relacionados con la definición de metodologías y parámetros estándar que permitan sintonizar los controladores de forma efectiva para cualquier usuario (Slade et al., 2022).

Por último, los controladores de alto nivel son la capa con mayor interés en un futuro próximo y a la que actualmente se dedican pocos trabajos (Baud et al., 2021). Estas estrategias se centran principalmente en un modo de funcionamiento específico (es decir, caminar sobre terreno llano, subir

escaleras y transiciones de sentado a de pie), y las validaciones se realizan normalmente en entornos controlados de laboratorio (Baud et al., 2021).

Los trabajos emergentes están desarrollando estrategias de control para entornos dinámicos, que han mostrado resultados preliminares prometedores (Bishe et al., 2021; Gasparri et al., 2019; Medrano et al., 2023), pero no pruebas concluyentes. En este sentido, los desafíos siguen siendo el desarrollo de estrategias adaptables a entornos reales donde el dispositivo robótico opera en condiciones no controladas (Baud et al., 2021; Slade et al., 2022). Asimismo, existen vacíos en estos controladores relacionados a cómo el dispositivo puede optimizar el rendimiento de la interacción humano-robot, mejorar la actividad muscular de los usuarios, reducir los costes metabólicos y garantizar una asistencia segura en escenarios demandantes. En este sentido, surge el concepto de algoritmos personalizados con el objetivo de maximizar los beneficios de los exoesqueletos, teniendo en cuenta las necesidades individuales, y al mismo tiempo, empleando modelos adaptables para evitar enfoques de individualización engorrosos (Slade et al., 2022). De esta forma, un algoritmo personalizado podría potenciar el proceso de rehabilitación del pie caído, acelerando la recuperación motora e induciendo neuroplasticidad.

2.5 Actuadores de rigidez variable en robótica vestibular

Considerando los distintos principios mecánicos discutidos en la Sección 2.4.1, los cuales son comúnmente aplicados en soluciones robóticas para la asistencia y rehabilitación del tobillo, los actuadores rígidos se presentan como una solución eficiente para tareas de asistencia. Estos actuadores se caracterizan por utilizar una transmisión basada en motores acoplados directamente a la articulación o mediante sistemas de transmisión compuestos por elementos rígidos (Pratt & Williamson, 1995). Específicamente, los actuadores rígidos presentan características relevantes, como un alto torque proporcionado y un amplio ancho de banda, lo que resulta beneficioso en aplicaciones de asistencia (Pratt & Williamson, 1995). No obstante, los actuadores rígidos siguen presentando una falta de retroconducción pasiva debido al sistema de engranajes, lo que genera una interacción física rígida

(Kong et al., 2011; Pratt & Williamson, 1995; Toxiri et al., 2018). Asimismo, en extremidades humanas que implican movimientos en múltiples planos, los diseños con actuadores rígidos generalmente restringen varios movimientos, induciendo compensaciones anómalas. Además, en términos de interacción, estos actuadores pueden sufrir daños derivados de fuerzas externas (e.g., impactos o movimientos inesperados) durante aplicaciones reales (Pratt & Williamson, 1995).

En este contexto, los dispositivos portátiles basados en mecanismos accionados por cables, actuadores elásticos en serie y actuadores de rigidez variable (VSA, por sus siglas en inglés) están surgiendo como una alternativa para superar las limitaciones de los sistemas rígidos y preservar los actuadores en escenarios de interacción. Estos principios mecánicos incluyen elementos o mecanismos en la salida del actuador para desacoplar la carga, mejorando la interacción humano-robot aunque reduciendo las capacidades del sistema (Cardona et al., 2020).

2.5.1 Definición mecánica

El concepto de los actuadores basados en rigidez variable ha surgido a partir de la teoría de (1) impedancia y (2) actuadores elásticos en serie (SEA, por sus siglas en inglés) (Wolf et al., 2015), que fueron publicadas por Hogan (Hogan, 1984) y Pratt (Pratt & Williamson, 1995), respectivamente. Específicamente, los SEA implican la inclusión de elementos elásticos entre el actuador y la carga (ver Fig. 2.3A). En este sentido, los elementos elásticos en serie pueden devolver las cualidades perdidas de los actuadores cuando se incluye un sistema de engranajes. Los motores con engranajes tienen la intención de aumentar el torque proporcionado, reduciendo la velocidad del motor. Sin embargo, el sistema de engranajes introduce características como (1) alta fricción, (2) holgura, (3) ondulación de torque y (4) ruido, afectando el rendimiento del dispositivo (Kong et al., 2011; Pratt & Williamson, 1995).

Los SEA funcionan como un filtro pasa bajo para cargas de choque, reduciendo las fuerzas pico en los engranajes (Kong et al., 2011). De esta manera, las fuerzas de interacción en aplicaciones asistivas son disipadas principalmente por el elemento elástico, preservando la estructura mecánica del actuador. Del mismo modo, esta característica también afecta el

torque suministrado por el actuador. Sin embargo, la cantidad adecuada de elasticidad puede solucionar este inconveniente sin limitar la capacidad de absorción. En términos de control, los SEA convierten la fuerza en el concepto de impedancia en un problema de control de posición. Así, la fuerza de salida se vuelve proporcional a la diferencia de posición a través de la elasticidad en serie multiplicada por su constante elástica. Además, constantes elásticas más altas proporcionan una mayor estabilidad en el control, similar a un sistema rígido, aunque manteniendo los beneficios de los elementos elásticos (Pratt & Williamson, 1995).

Los VSA siguen el concepto aplicado en los SEA, donde el elemento elástico se incluye entre el actuador y la carga (ver Fig. 2.3A). Sin embargo, la diferencia radica en la inclusión de la impedancia variable en el diseño del actuador (Wolf et al., 2015). Esta impedancia variable permite desviar la posición de equilibrio (es decir, donde el actuador genera fuerza o torque cero) con respecto a las fuerzas externas y las propiedades mecánicas del actuador (Van Ham et al., 2009; Vanderborght et al., 2013). De esta manera, los VSA incluyen elementos elásticos cuya magnitud de resorte toma diferentes valores condicionados por un dispositivo activo (ver Fig. 2.3B).

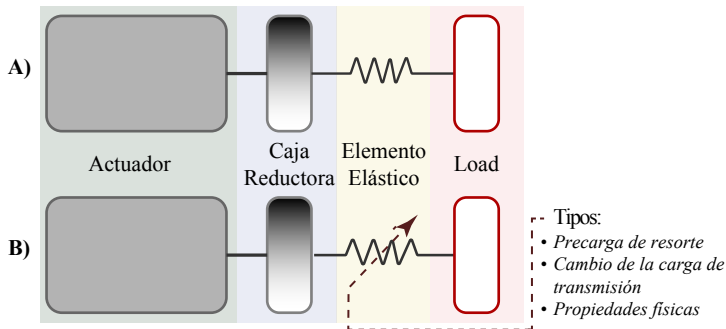


Figura 2.3: Representación esquemática de un (A) actuador elástico en serie (SEA) y un (B) actuador de rigidez variable (VSA) acoplados a una caja reductora.

2.5.2 Tipos de rigidez variable

A nivel de implementación, dos configuraciones se han aplicado principalmente en dispositivos para generar un comportamiento de rigidez variable: (1) la configuración agonista-antagonista y (2) la configuración de motor independiente (Wolf et al., 2015). En el principio agonista-antagonista, dos motores modifican la rigidez de salida (ver Fig. 2.4A). De esta manera, cuando los actuadores giran en la misma dirección, el resultado es la transmisión del movimiento. Por otro lado, cuando los actuadores giran en direcciones opuestas, el sistema exhibe una co-contracción de los resortes, cambiando la rigidez de salida (Petit et al., 2010; Wolf et al., 2015). En términos de diseño, cada conjunto motor-resorte es opuesto al otro y, por lo general, el tamaño del resorte es el mismo (ver Fig. 2.4A).

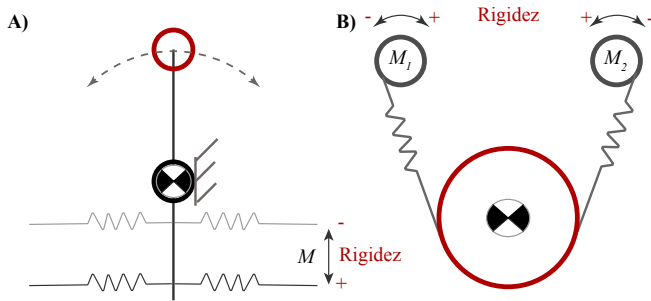


Figura 2.4: Configuración de actuadores para generar un comportamiento de rigidez variable. La parte izquierda (A) muestra la configuración de motor independiente y la parte derecha (B) ilustra la configuración para el principio agonista antagonista.

Por otro lado, en una configuración con motores independientes, un motor varía la posición de salida, resultando en un comportamiento donde la rigidez es variable. En este sentido, solo se requiere un actuador en contraste a la configuración agonista-antagonista. Asimismo, ese actuador se selecciona para lograr la potencia necesaria, la cual suele ser menor que la del actuador principal del sistema (Wolf et al., 2015).

Los efectos positivos de la configuración agonista-antagonista están relacionados con que ambos motores contribuyen a la generación de rigidez

(Jamwal et al., 2015; Petit et al., 2010). Además, en sistemas que acoplan mecanismos accionados por tendones, esta configuración puede compensar rápidamente el cambio de rigidez cuando la longitud entre el actuador y la articulación varía. Por otro lado, la configuración de motor independiente permite dispositivos más pequeños y ligeros, ya que el actuador utilizado para cambiar la rigidez se selecciona exclusivamente para este propósito (Jamwal et al., 2015). Sin embargo, esta configuración utiliza solo un motor para mover la articulación y, en consecuencia, generar el par de salida del sistema.

A partir de las configuraciones descritas anteriormente (i.e., la agonista-antagonista como la de motor independiente) es posible implementar diversas estrategias mecánicas para modificar la rigidez del sistema. Estas estrategias permiten ajustar el comportamiento del actuador frente a diferentes condiciones de interacción o requerimientos de funcionamiento. En particular, se identifican tres enfoques principales: (1) la precarga del resorte, (2) la variación de la carga de transmisión y (3) la modificación de las propiedades físicas del resorte (Wolf et al., 2015) (ver Fig. 2.5). Cada una de estas estrategias presenta ventajas específicas en cuanto al diseño, la complejidad de implementación y la eficiencia del sistema, y su elección dependerá de las características deseadas en el dispositivo final.

En la precarga del resorte (ver Fig. 2.5 A y B), la respuesta del sistema cambia con respecto a la pretensión del resorte. De esta manera, la fuerza del resorte es directamente proporcional al desplazamiento, lo que se logra mediante el actuador acoplado al sistema. Sin embargo, para generar un comportamiento de rigidez variable, la energía debe almacenarse en los resortes y puede no ser recuperable. Por lo tanto, se implementa una configuración agonista-antagonista explicada anteriormente, lo que resulta en una gran deflexión angular pasiva (Wolf et al., 2015).

En la variación de carga de transmisión, la distancia entre el eslabón de salida y el elemento elástico (es decir, la relación de transmisión) varía continuamente, lo que genera un efecto de rigidez variable (ver Fig. 2.5 C y D). Así, cuando los resortes están cerca del pivote, la rigidez es menor que cuando están más alejados. Esta estrategia no requiere energía para cambiar la rigidez, ya que la fuerza del resorte es ortogonal al desplazamiento del mismo (Wolf et al., 2015).

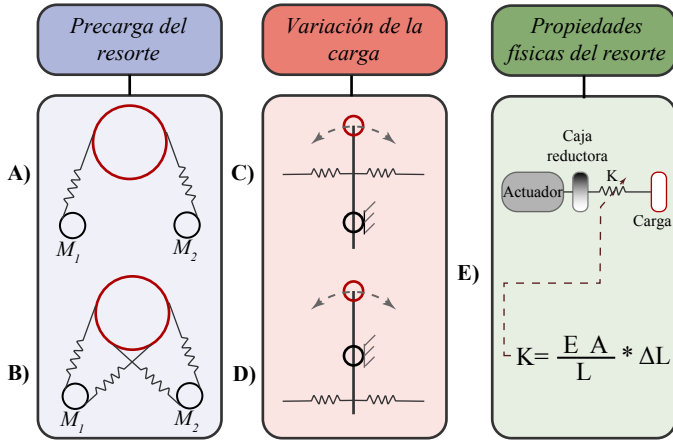


Figura 2.5: Estrategias implementadas en un sistema para generar rigidez variable. La parte izquierda (A y B) muestra la estrategia de precarga del resorte bajo una configuración agonista antagonista. La parte media (C y D) ilustra la rigidez variable por medio de un cambio en la carga de transmisión. La parte derecha (E) representa el cambio de rigidez por medio de la tensión en un tendón con coeficiente variable (ver Ec. 2.1)

Finalmente, la estrategia de rigidez variable por medio de las propiedades físicas del resorte (ver Fig. 2.5E) se logra aplicando la ley básica de elasticidad definida en la Ecuación 2.1.

$$F = \frac{EA}{L_0} \Delta L = K \Delta L \quad (2.1)$$

donde F es la fuerza del resorte, E el módulo del material, A el área de la sección transversal, L_0 la longitud efectiva de la viga, y ΔL el desplazamiento del resorte.

De esta forma, para controlar la rigidez estructural, es necesario modificar alguno de los parámetros involucrados en su definición, es decir, el módulo de elasticidad, el área de la sección transversal o la longitud efectiva del resorte (Wolf et al., 2015). En particular, el módulo E es una propiedad

del material que solo puede modificarse en ciertos materiales mediante variaciones de temperatura o mediante la combinación de materiales con diferentes coeficientes elásticos. Por esta razón, algunos VSA recurren al ajuste del área de la sección transversal como estrategia para generar un efecto de rigidez variable (Wolf et al., 2015).

2.5.3 VSA en escenarios de rehabilitación

Considerando las ventajas de los VSA presentadas en la Sección 2.5.2, junto con los desafíos asociados al desarrollo de dispositivos vestibles discutidos en la Sección 2.4.1, los exoesqueletos que incorporan este tipo de actuación muestran un alto potencial en aplicaciones de rehabilitación. Este potencial radica tanto en el principio de funcionamiento bioinspirado de los VSA como en su capacidad de adaptar la respuesta mecánica del sistema en función de su configuración.

En este contexto, uno de los actuadores más representativos basados en conceptos VSA es el MACCEPA. Este actuador está compuesto por tres cuerpos que pivotan alrededor de un eje de rotación común, cuyo principio de funcionamiento se basa en un resorte de torsión capaz de controlar, de forma independiente, su posición de equilibrio y la rigidez articular (Molledo et al., 2019; Van Ham et al., 2007). Así, el diseño de este actuador ha demostrado altos niveles de torque asistivo (es decir, a partir de 50 Nm), una respuesta en frecuencia amplia (cercana a 30 Hz) y, en consecuencia, un uso potencial en escenarios de rehabilitación (Cestari et al., 2014b; Molledo et al., 2019). Diversos dispositivos de asistencia han aplicado este principio para interactuar con pacientes en este tipo de entornos (Bacek et al., 2017; Bravo et al., 2024; Cherelle et al., 2010; Junius et al., 2014).

Otro actuador enfocado en asistencia y basado en rigidez variable es el ARES. Este diseño presenta características relevantes como una estructura liviana en comparación con otros VSA, una respuesta rápida ante cambios de rigidez y niveles considerables de torque asistivo (es decir, hasta 70 Nm) (Cestari et al., 2014b). ARES incluye un conjunto rígido acoplado a un mecanismo capaz de modificar la rigidez mediante un motor DC. El dispositivo tiene como objetivo controlar la posición de equilibrio de las articulaciones, como ocurre en el actuador MACCEPA (Cestari et al., 2014b). ARES ha sido implementado en el exoesqueleto ATLAS, un

dispositivo pediátrico con actuación en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo (Cestari et al., 2014a; Sancho-Pérez et al., 2017).

Al igual que los diseños anteriores, también se han aplicado actuadores basados en la variación de la carga de transmisión en dispositivos portátiles (Cestari et al., 2014a; Tsagarakis et al., 2011). Específicamente, los actuadores AwAS-II y CompAct-VSA fueron desarrollados e implementados en exoesqueletos de miembro inferior, incluyendo dos resortes acoplados en configuración antagonista a una palanca que puede desplazarse hacia o alejándose del pivote (Jafari et al., 2011, 2012; Tsagarakis et al., 2011). En términos de capacidad, AwAS-II proporciona un rango de torque de hasta 80 Nm con una respuesta rápida para ajustar la rigidez (0.8 s), y CompAct-VSA alcanza una alta capacidad de torque (hasta 117 Nm) junto con una rápida respuesta ante cambios de rigidez (Cestari et al., 2014a).

En este sentido, todos los dispositivos robóticos abordados en esta sección soportan el potencial de los dispositivos basados en VSA para escenarios de asistencia y rehabilitación. Sin embargo, para alcanzar los niveles de torque reportados, los exoesqueletos suelen necesitar estructuras mecánicas voluminosas e invasivas. Estas estructuras, además, se componen típicamente de elementos rígidos que fijan firmemente el actuador a la articulación, lo que conlleva a una restricción del movimiento en los planos no asistidos.

Además de estos desarrollos, se han propuesto recientemente nuevas configuraciones de actuadores para exoesqueletos de tobillo que abordan tanto la variación de rigidez como la eficiencia estructural. Por ejemplo, Shao et al. desarrollaron un actuador de rigidez variable adaptativo a la carga, que ajusta pasivamente la rigidez en función de la carga externa y el ángulo articular, mejorando la eficiencia energética del sistema (Shao et al., 2021). Asimismo, se ha presentado un actuador rotativo compacto basado en mecanismos Hoberman antagonistas, el cual permite un amplio rango de rigidez en un diseño ligero y adecuado para sistemas portátiles (W. Zhang et al., 2024).

Conclusiones

El conocimiento de la anatomía y biomecánica del tobillo así como de las principales disfunciones que afectan su adecuado funcionamiento resulta esencial para comprender los desafíos asociados a su rehabilitación. Particularmente, el pie caído resulta ser una condición de alta incidencia que repercute significativamente en la movilidad, la independencia y la calidad de vida de las personas afectadas. Las estrategias terapéuticas actuales, tanto convencionales como basadas en tecnologías de asistencia, han demostrado diversos niveles de efectividad, pero aún enfrentan limitaciones en términos de personalización, adaptación dinámica y estimulación neuromuscular efectiva.

En este contexto, el uso de soluciones robóticas enfocadas en la interacción activa con el usuario ha abierto nuevas posibilidades en el campo de la rehabilitación. Los exoesqueletos son capaces de replicar patrones de movimiento de forma continua, facilitar el aprendizaje motor y promover una recuperación más eficiente. Además, la inclusión de actuadores de rigidez variable representa un avance significativo al ofrecer mecanismos capaces de modificar su respuesta mecánica en función de las necesidades del usuario y del entorno.

PERSPECTIVA CLÍNICA Y DE LOS PACIENTES SOBRE EL USO DE EXOESQUELETOS DE TOBILLO

3.1	Percepción y aceptación de tecnologías robóticas portables	34
3.1.1	Trabajos Relacionados	35
3.2	Metodología	37
3.2.1	Diseño de la Investigación	37
3.2.2	Participantes	37
3.2.3	Procedimiento de Reclutamiento	39
3.2.4	Procedimiento de Recolección de Datos	40
3.2.5	Declaración Ética	41
3.2.6	Análisis de Datos	42
3.3	Resultados	43
3.3.1	Estadística Descriptiva	43
3.3.2	Análisis Temático	50
3.3.3	System Usability Scale (SUS)	53
3.4	Discusión	53

Este capítulo está basado en la siguiente publicación científicas:

Gomez-Vargas, D., Uchenna, V., Bocahut, M., Roberti, F., Carelli, R., Munera, M. & Cifuentes, C. A. (2025). Patient and Clinician Perceptions, Expectations, and Usability of Ankle Exoskeletons for Daily Living: A Mixed-Methods Survey Study. *Frontiers in Digital Health – Human Factors and Digital Health*. [En revisión].

El desarrollo y aplicación de tecnologías robóticas portables, como los exoesqueletos de tobillo, no solo implica avances en diseño e ingeniería, sino también una comprensión profunda de la experiencia humana asociada a su uso. La percepción, expectativa y aceptación por parte de usuarios finales, tanto clínicos como pacientes, se han convertido en elementos clave para la integración efectiva de estas tecnologías en contextos terapéuticos y cotidianos. Este capítulo aborda de manera sistemática dichas perspectivas, explorando los factores subjetivos que influyen en la receptividad y usabilidad percibida de los exoesqueletos de tobillo. Para ello, se implementó un estudio mixto basado en encuestas aplicadas en dos fases, complementadas con material audiovisual informativo y una evaluación estandarizada de usabilidad. A partir de esta aproximación, se busca identificar las condiciones bajo las cuales estos dispositivos podrían ser incorporados de forma efectiva en actividades de la vida diaria, proporcionando una base empírica que complemente los desarrollos técnicos presentados en el capítulo anterior.

3.1 Percepción y aceptación de tecnologías robóticas portables

La aceptación de tecnologías asistivas por parte de pacientes y profesionales de la salud es crítica para garantizar su adopción e integración en contextos clínicos y cotidianos (Fortin-Bédard et al., 2024). Sin embargo, los estudios centrados explícitamente en la aceptabilidad del usuario siguen siendo escasos (Fortin-Bédard et al., 2024), lo que limita la comprensión de los factores que influyen en su uso real. En este sentido, la percepción del usuario desempeña un rol decisivo, ya que afecta tanto la motivación para interactuar con el dispositivo como la sostenibilidad de su uso a largo plazo (Wolff et al., 2014). Esta percepción incluye elementos como expectativas iniciales, aceptabilidad psicológica, barreras percibidas y preocupaciones relacionadas con el uso cotidiano de un exoesqueleto (Shore et al., 2022; Wolff et al., 2014).

Hasta donde alcanza la evidencia científica disponible, no se han identificado estudios que examinen específicamente la percepción y las expectativas asociadas con el uso de exoesqueletos de tobillo. En consecuencia, la li-

teratura existente aborda estas cuestiones en el contexto más amplio de exoesqueletos de miembros inferiores. Los trabajos publicados presentan una notable heterogeneidad metodológica y muestran que el momento de evaluación de la percepción influye significativamente en la interpretación de los hallazgos.

La mayoría de los estudios recogen percepciones después de una interacción directa o demostración del dispositivo (Camardella et al., 2024; McDonald et al., 2022; Mitchell et al., 2023; Reicherzer et al., 2024; Van Noort et al., 2024). Algunos trabajos evalúan la percepción antes del uso (Herrera-Valenzuela et al., 2023; Shore et al., 2022; van Silfhout et al., 2023; Wolff et al., 2014), mientras que otros abarcan ambas etapas (es decir, antes y después), como se presenta en el estudio de (Shore et al., 2020). Sin embargo, en la mayoría de los casos, los participantes son expuestos primero a información sobre la tecnología, lo que puede influir en sus respuestas iniciales. En consecuencia, los trabajos actuales tienden a captar la percepción hacia un dispositivo específico en lugar de explorar la percepción general respecto a la asistencia por medio de robots portables. Esto limita la comprensión sobre la predisposición real de pacientes y clínicos para adoptar estas tecnologías en su vida diaria. Además, gran parte de los estudios se desarrollan en entornos clínicos y bajo condiciones controladas a corto plazo. Por ello, la aplicabilidad de sus resultados a actividades de la vida diaria no se evalúa de manera directa y suele extrapolarse sin considerar las demandas del uso real.

3.1.1 Trabajos Relacionados

Como se mencionó anteriormente, no existen estudios dedicados exclusivamente a la percepción de exoesqueletos de tobillo. No obstante, la literatura en exoesqueletos de miembro inferior ofrece referencias relevantes que emplean metodologías como cuestionarios, entrevistas semiestructuradas y grupos focales. Varios estudios cuantitativos incorporan además análisis cualitativos en profundidad (Mitchell et al., 2023; Reicherzer et al., 2024; Shore et al., 2022), frecuentemente complementados con técnicas descriptivas (Camardella et al., 2024; McDonald et al., 2022).

(Reicherzer et al., 2024) realizaron entrevistas para evaluar percepciones y preocupaciones relacionadas con el exoesqueleto Myosuit, aplicando un

análisis temático cualitativo basado en el marco Theoretical Domains, sin incluir análisis estadístico. Identificaron una familiaridad inicial limitada y percepciones mixtas por parte de usuarios, mientras que los profesionales destacaron barreras relacionadas con la complejidad técnica y los costos. Por su parte, (Mitchell et al., 2023) emplearon grupos focales multidisciplinarios para analizar percepciones respecto a tecnologías de rehabilitación—exoesqueletos, interfaces cerebro-computador y realidad virtual— en personas con lesión medular. La evaluación se centró exclusivamente en temas subjetivos, como costos, beneficios percibidos, usabilidad y accesibilidad.

(Shore et al., 2022) desarrollaron un análisis cualitativo utilizando teoría fundamentada, entrevistas a profundidad y codificación temática para evaluar percepciones iniciales y necesidades de adaptación de tecnologías asistivas, incluyendo exoesqueletos. Este estudio evidenció un conocimiento inicial limitado y la necesidad de explicaciones claras para favorecer la aceptación. De manera similar, (Herrera-Valenzuela et al., 2023) realizaron entrevistas a profesionales y pacientes con lesión medular, destacando la importancia de involucrar activamente a usuarios experimentados en el diseño de estas tecnologías.

Por otro lado, (McDonald et al., 2022) emplearon un enfoque mixto que combinó entrevistas semiestructuradas con una escala Likert de 10 puntos para evaluar la comodidad y naturalidad de la marcha tras la exposición al exoesqueleto EKSO en personas con accidente cerebrovascular. El análisis incluyó estadística descriptiva y correlaciones de Spearman, evidenciando una relación entre el nivel de discapacidad y la percepción positiva de la asistencia del dispositivo.

Existe también variabilidad en las poblaciones estudiadas. (Shore et al., 2022) y (Reicherzer et al., 2024) evaluaron adultos mayores independientes; (McDonald et al., 2022) analizó usuarios con condiciones neurológicas; y estudios como (Camardella et al., 2024), (Herrera-Valenzuela et al., 2023) y (Mitchell et al., 2023) incluyeron participantes sanos, clínicos y expertos multidisciplinarios, respectivamente.

La literatura destaca la importancia de la familiarización inicial con la tecnología y del conocimiento de sus beneficios para favorecer la aceptación. Asimismo, se identifican barreras relacionadas con la complejidad de uso, los costos y factores psicológicos ((Reicherzer et al., 2024); (Mitchell et al.,

2023)). No obstante, se reconocen limitaciones importantes: poblaciones estudiadas muy específicas, evaluaciones realizadas en un único momento temporal y la ausencia de mediciones basales previas a la exposición a la tecnología, lo que dificulta comprender cómo el conocimiento previo influye en la percepción.

3.2 Metodología

3.2.1 Diseño de la Investigación

Este estudio empleó un enfoque de métodos mixtos, centrado principalmente en la recolección de datos cuantitativos mediante encuestas en línea. El diseño de investigación incluyó tres componentes principales: un cuestionario inicial en línea, una sesión de video introductoria sobre exoesqueletos de tobillo y una encuesta de evaluación posterior. La primera encuesta incorporó un cuestionario de Conocimientos, Actitudes y Prácticas (KAP) con el objetivo de capturar el nivel de familiaridad basal, conocimiento y preferencias relacionadas con los exoesqueletos de tobillo. Tras la sesión de video, que presentó las funcionalidades clave, los tipos de dispositivos, ejemplos de usuarios y resultados generales asociados a su uso, los participantes completaron una segunda encuesta para evaluar sus percepciones, expectativas y preferencias actualizadas respecto a posibles aplicaciones en actividades de la vida diaria. Adicionalmente, se administró un cuestionario basado en la System Usability Scale (SUS) para medir la usabilidad percibida de la tecnología.

3.2.2 Participantes

Este estudio involucró un total de 43 participantes, incluidos 27 individuos diagnosticados con pie caído y 16 clínicos, tales como fisioterapeutas y profesionales de rehabilitación (ver Tabla 3.1). La inclusión de usuarios finales y proveedores de salud refleja el objetivo del estudio de involucrar a los principales actores en la adopción de exoesqueletos de tobillo, integrando perspectivas y necesidades diversas. Todos los participantes fueron reclutados siguiendo los criterios de elegibilidad detallados a continuación:

Pacientes con Pie Caído

1. Criterios de Inclusión

- Diagnóstico de una condición neurológica que resulte en pie caído (por ejemplo, daño nervioso o muscular, accidente cerebrovascular, lesión de médula espinal, esclerosis múltiple, parálisis cerebral).
- Tener 18 años o más.
- Autoinforme de habilidades cognitivas y comunicacionales suficientes para comprender y responder a los cuestionarios del estudio.

2. Criterios de Exclusión

- Deterioros cognitivos o comunicacionales severos (incluyendo insuficiente dominio del idioma) que impidan comprender el material del estudio, el contenido del video, los cuestionarios o proporcionar consentimiento informado.
- Condiciones médicas inestables o comorbilidades (por ejemplo, crisis psiquiátrica aguda, dolor severo, hipertensión no controlada sintomática, lesión musculoesquelética aguda) que contraindiquen la participación o puedan sesgar los resultados del estudio.
- Deterioros visuales o auditivos severos que impidan ver las simulaciones en video o completar los cuestionarios.

Clínicos

1. Criterios de Inclusión

- Fisioterapeuta, terapeuta ocupacional, fisiatra, neurocirujano, cirujano ortopédico, enfermero de fisioterapia o médico con licencia profesional.
- Mínimo de 2 años de experiencia trabajando con pacientes diagnosticados con pie caído debido a condiciones neurológicas (por ejemplo, accidente cerebrovascular, lesión de médula espinal, esclerosis múltiple, parálisis cerebral).

2. Criterios de Exclusión

- Personal no clínico o estudiantes sin experiencia directa en atención a pacientes.
- Clínicos que trabajen principalmente con poblaciones no diag-

PERSPECTIVA CLÍNICA Y DE LOS PACIENTES SOBRE EL USO DE EXOESQUELETOS DE TOBILLO

nosticadas con pie caído debido a condiciones neurológicas.

Tabla 3.1: Características demográficas y clínicas de los participantes del estudio. Para los pacientes con pie caído, los datos incluyen tiempo desde el diagnóstico, tratamientos actuales y uso de ayudas para la marcha. Para los clínicos, la tabla resume roles profesionales y años de experiencia.

Pacientes con Pie Caído			Clínicos		
Género	Número	%	Género	Número	%
Masculino	2	7	Masculino	10	63
Femenino	25	93	Femenino	6	38
Edad (años)			Edad (años)		
18–30	2	7	18–30	5	31
31–40	1	4	31–40	5	31
41–50	4	15	41–50	6	38
51–60	6	22	Rol Profesional		
61–70	10	37	Fisioterapeuta	5	31
71+	4	15	Enfermero/a	3	19
Diagnóstico (años)			Médico	10	63
<1	8	30	Nivel Educativo		
1–5	10	37	Pregrado	12	75
>5	9	33	Posgrado	4	25
Tratamientos			Ámbito de Práctica		
Fisioterapia	26	96	Privado	10	63
Ortesis	20	74	Público	6	38
Cirugía	7	26	Experiencia (años)		
Otros	8	30	2–5	11	69
* Tecnológico	2	7	6–10	2	13
* Farmacológico	2	7	11+	3	19
* Basado en ejercicio	4	15	Casos de Movilidad (%)		
Apoyo para caminar			<15	10	63
Ortesis o férula	25	93	15–30	3	19
Ayuda para la marcha	12	44	>30	3	19

3.2.3 Procedimiento de Reclutamiento

Los participantes fueron reclutados mediante una combinación de divulgación dirigida en línea y colaboración profesional. El proceso de reclutamiento buscó asegurar una representación amplia de dos grupos clave

de interés: individuos con pie caído y clínicos involucrados en rehabilitación neurológica. Las primeras acciones de divulgación se realizaron a través de plataformas de redes sociales, donde se identificaron diversos grupos comunitarios y profesionales relevantes. Estos incluyeron redes de fisioterapia, grupos de enfermería y profesionales ortopédicos, así como comunidades del Reino Unido centradas en el pie caído. Se publicó un mensaje en estas plataformas describiendo brevemente el estudio e invitando a participar a las personas interesadas. Aquellos que expresaron interés fueron contactados posteriormente de manera directa y guiados a través del procedimiento de recolección de datos descrito en la sección siguiente.

3.2.4 Procedimiento de Recolección de Datos

El proceso de recolección de datos se llevó a cabo completamente en línea para garantizar la accesibilidad y comodidad de los participantes, permitiéndoles completar los componentes del estudio de forma remota y a su propio ritmo. Este procedimiento consistió en cinco pasos secuenciales:

1. **Invitación y Consentimiento Informado:** Los participantes interesados fueron contactados inicialmente por correo electrónico, el cual incluía una breve descripción de los objetivos del estudio, sus procedimientos y los criterios de inclusión y exclusión. El correo también contenía un hipervínculo que los dirigía a un formulario de consentimiento informado en línea. Los participantes debían revisar y aceptar electrónicamente los términos del consentimiento antes de avanzar a la siguiente fase del estudio.
2. **Encuesta Pre-Simulación:** Tras otorgar el consentimiento, los participantes completaron un cuestionario previo a la simulación (encuesta KAP) diseñado para recolectar datos basales. Esta encuesta recopiló información demográfica, datos sobre la experiencia de los participantes con las ADLs y su familiaridad y uso previo de tecnologías asistivas. El cuestionario combinó preguntas de opción múltiple, ítems tipo escala de Likert y respuestas abiertas, permitiendo obtener información cuantitativa y cualitativa.
3. **Exposición a la Simulación en Video:** Después de completar la encuesta inicial, los participantes fueron expuestos a múltiples videos cortos en línea que mostraban tecnologías de exoesqueletos de tobillo y miembro inferior empleadas en rehabili-

tación y asistencia. Los videos seleccionados incluyeron resultados del exoesqueleto comercial ReWalk (<https://www.youtube.com/watch?v=DyAJZQPHk6c>), el exosuit de tobillo de ReWalk (<https://www.youtube.com/watch?v=ZmCSTJQAcCE>), el exoesqueleto Ankle Ti-Rex desarrollado por la Universidad de Illinois Chicago (https://www.youtube.com/watch?v=-FS-x_YpkOI) y un exoesqueleto de tobillo desarrollado por la Escuela Colombiana de Ingeniería (https://www.youtube.com/watch?v=h_nAn3HbQ2o). Estos videos ofrecieron una visión equilibrada entre sistemas comerciales y dispositivos en desarrollo académico, enfatizando funcionalidades, beneficios potenciales y aplicaciones reales para mejorar la movilidad. El objetivo fue estandarizar la comprensión de los participantes y estimular una reflexión informada.

4. **Encuesta Post-Simulación:** Tras la sesión de videos, los participantes fueron dirigidos a una segunda encuesta destinada a evaluar sus percepciones y expectativas actualizadas respecto al uso del exoesqueleto de tobillo. Esta fase también incluyó una encuesta SUS, permitiendo a los participantes reflexionar sobre su experiencia anticipada con el dispositivo. Estas encuestas abarcaron características preferidas de la tecnología, posibles aplicaciones en la vida diaria y actitudes generales hacia su adopción. Al igual que en la encuesta inicial, los cuestionarios incluyeron preguntas de opción múltiple, ítems tipo Likert y preguntas abiertas.
5. **Envío:** Al completar la encuesta post-simulación, los participantes enviaron sus respuestas electrónicamente mediante la plataforma en línea Qualtrics XM.

3.2.5 Declaración Ética

Este protocolo fue aprobado por el Comité de Ética de la University of the West of England. Todas las interacciones con los participantes y la recolección de datos se realizaron conforme a las directrices éticas establecidas, garantizando una participación informada, voluntaria y confidencial.

3.2.6 Análisis de Datos

El análisis de los datos recolectados involucró métodos cuantitativos y cualitativos para evaluar de manera integral las respuestas de los participantes en torno a características demográficas, medidas de percepción y evaluaciones de usabilidad.

Estadística Descriptiva

Este análisis incorporó los hallazgos estadísticos descriptivos derivados de dos fuentes de datos: la encuesta pre-simulación mediante el cuestionario KAP y la encuesta post-simulación mediante el cuestionario de Reacciones a la Simulación en Video. Estos instrumentos fueron diseñados para captar tanto percepciones basales como cambios en las opiniones de los participantes tras haber sido expuestos a una experiencia simulada del uso de un exoesqueleto de tobillo. Para facilitar esta comparación, se asignaron valores numéricos a ambas encuestas, permitiendo el análisis estadístico de tendencias entre pacientes y clínicos.

Aunque las encuestas KAP para pacientes y clínicos fueron adaptadas a sus respectivos roles, este estudio analizó los datos de manera conjunta con el fin de explorar temas compartidos y contrastes en el conocimiento, actitudes y prácticas relacionadas con los exoesqueletos de tobillo. Los resultados presentados alinearon variables clave de ambas encuestas para permitir una interpretación comparativa y resaltar paralelismos y diferencias entre los dos grupos. En el dominio del conocimiento específicamente, se calculó una puntuación compuesta para cada paciente sumando tres ítems: (1) conocimiento de exoesqueletos en rehabilitación, (2) comprensión de su funcionamiento y (3) familiaridad con su uso para apoyar la marcha. Cada ítem fue puntuado en una escala ordinal que reflejaba un aumento progresivo del conocimiento. En contraste, los clínicos respondieron a una única pregunta tipo Likert sobre familiaridad, reescalada para coincidir con el rango de las puntuaciones compuestas de los pacientes. Para el dominio de actitudes, los pacientes calificaron su disposición a usar un exoesqueleto si este pudiera mejorar su movilidad, mientras que los clínicos indicaron su nivel de acuerdo con la afirmación de que los exoesqueletos pueden mejorar la movilidad de los pacientes. Las respuestas de ambos grupos se puntuaron en escalas ordinales comparables de 5 puntos.

En términos estadísticos, dada la naturaleza no paramétrica de los datos y los tamaños de grupo desiguales, las comparaciones entre pacientes y clínicos se realizaron utilizando la prueba U de Mann–Whitney. Además, para resumir la tendencia central y la variabilidad dentro de cada grupo, se reportaron valores de mediana y rangos intercuartílicos (IQR) en la sección de resultados.

Análisis Temático

Las respuestas a las preguntas abiertas de ambas encuestas, pre y post-simulación, fueron analizadas mediante análisis temático para identificar patrones subyacentes en la retroalimentación de los participantes. Este enfoque cualitativo permitió un examen sistemático de los datos para identificar temas recurrentes que capturaran las principales preocupaciones, expectativas y sugerencias de los participantes respecto al uso de exoesqueletos de tobillo en rehabilitación y para apoyo en actividades de la vida diaria.

System Usability Scale (SUS)

Las puntuaciones SUS se calcularon para evaluar la usabilidad percibida de los exoesqueletos de tobillo tras la estimulación visual. La distribución de las puntuaciones SUS fue evaluada en términos de normalidad utilizando la prueba de Shapiro–Wilk. Dado que la prueba indicó una distribución normal, se realizó una prueba t para muestras independientes con el fin de comparar las percepciones promedio de usabilidad entre clínicos y pacientes, permitiendo una evaluación estadística de las diferencias a nivel de grupo.

3.3 Resultados

3.3.1 Estadística Descriptiva

Pre-simulación

A partir de la encuesta KAP, la Figura 3.1 (superior) muestra el conocimiento de los participantes respecto al concepto de exoesqueletos de miembro

inferior y de tobillo. Este estudio encontró que el 70 % de los pacientes no conocían los exoesqueletos. Entre quienes sí tenían conocimiento, la mayoría (n=7) había obtenido información a través de internet, mientras que un paciente reportó experiencia personal con la tecnología. En cuanto a la comprensión de los exoesqueletos, el 81 % de los pacientes indicó no entender cómo funcionan, con un porcentaje similar que reportó no tener familiaridad con la tecnología. De forma similar, la Figura 3.1 (inferior) muestra que el 19 % de los clínicos reportó no tener familiaridad con la tecnología de exoesqueletos. En contraste, la mayoría indicó estar algo familiarizado (31 %) o moderadamente familiarizado (31 %), mientras que el 19 % se describió como extremadamente familiarizado.

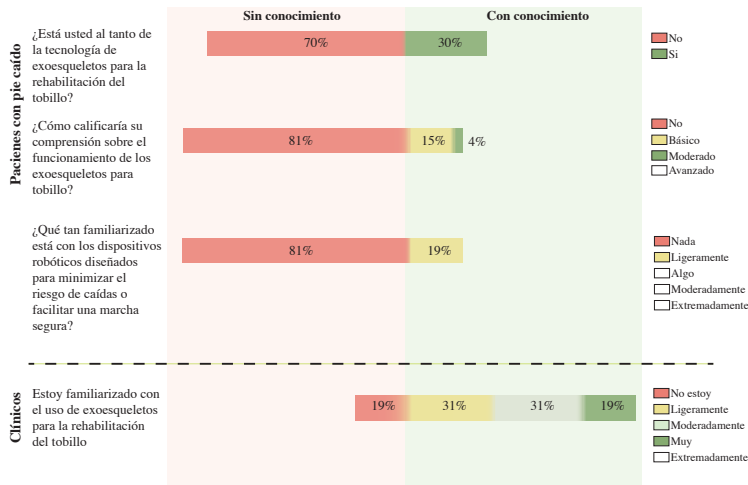


Figura 3.1: Conocimiento de pacientes y clínicos respecto al uso de exoesqueletos de tobillo. El lado izquierdo presenta las preguntas utilizadas para evaluar el conocimiento de cada grupo. Las casillas blancas indican opciones de respuesta no seleccionadas.

Se realizó una comparación de las puntuaciones de conocimiento entre pacientes (Mediana = 0, IQR = 0–1) y clínicos (Mediana = 6, IQR = 4–8) mediante la prueba U de Mann–Whitney. Los resultados indicaron una

diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos ($U = 60$, $p < 0,001$), mostrando que los clínicos presentan niveles de conocimiento sustancialmente mayores. Estos hallazgos sugieren una brecha importante en la familiaridad con el uso de exoesqueletos en rehabilitación, en favor del grupo de clínicos.

De forma consistente con el conocimiento reportado por los participantes, la Figura 3.2 presenta los beneficios percibidos por los clínicos respecto al uso de exoesqueletos, ordenados de mayor a menor importancia. La mejora de la movilidad aparece como el principal beneficio, con un 80 % de los clínicos calificándolo como altamente importante. El aumento de la independencia se sitúa en segundo lugar, con un 60 % que lo considera crucial. La reducción de caídas es considerada un beneficio por el 54 % de los encuestados, mientras que los beneficios emocionales reciben menor prioridad, con solo un 20 %.

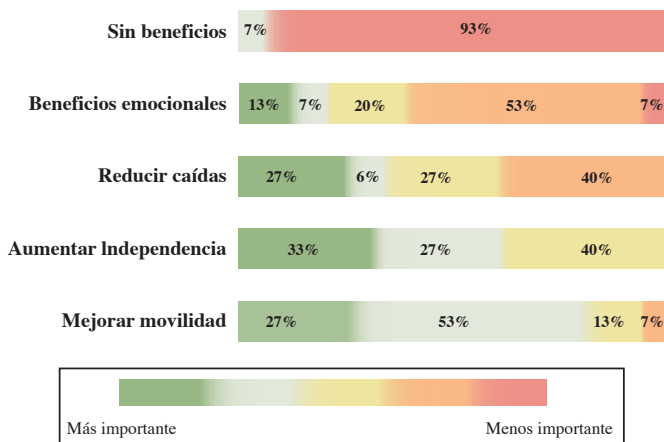


Figura 3.2: Clasificación de los beneficios percibidos por los clínicos respecto al uso de exoesqueletos, desde el menos importante hasta el más importante.

En cuanto a las actitudes de los pacientes hacia la mejora de la movilidad mediante un exoesqueleto de tobillo, una mayoría significativa (81 %)

expresó una fuerte disposición a usar este dispositivo, con un 44 % extremadamente dispuesto y un 37 % muy dispuesto (ver Figura 3.3 parte superior). El resto de los pacientes mostró cierto grado de apertura, con un 15 % algo dispuesto y un 4 % ligeramente dispuesto. Cabe destacar que ningún paciente se mostró no dispuesto a probar la tecnología. En el caso de los clínicos, el 87 % de los encuestados estuvo de acuerdo en que los exoesqueletos pueden mejorar la movilidad, con un 12 % muy de acuerdo y un 75 % de acuerdo. El 12 % restante se mantuvo neutral sin registrarse desacuerdo (ver Figura 3.3 parte inferior).

La mayoría de los pacientes con pie caído (56 %) mantuvo una opinión neutral sobre la utilidad de los exoesqueletos para asistirles, mientras que el 44 % percibió beneficios potenciales (ver Figura 3.3 parte inferior). Por otro lado, los clínicos reportaron una percepción positiva del 94 % en cuanto a la mejora de la independencia, con un 25 % muy de acuerdo y un 69 % de acuerdo (ver Figura 3.3 parte inferior). Solo el 6 % se mantuvo neutral y, nuevamente, ningún clínico expresó desacuerdo.

Se aplicó una prueba U de Mann–Whitney para comparar las actitudes frente a la afirmación de que los exoesqueletos de tobillo mejoran la movilidad. Los pacientes reportaron una mediana = 3, IQR = 3–4, lo que indica actitudes generalmente positivas hacia el uso de un exoesqueleto si este pudiera mejorar su movilidad. Los clínicos mostraron un nivel de acuerdo similar, con una mediana = 3, IQR = 3–3, reflejando un respaldo consistente a los posibles beneficios de los exoesqueletos para la movilidad de los pacientes. La diferencia entre los grupos no fue estadísticamente significativa ($U = 264$, $p = 0,185$), lo que sugiere una actitud positiva compartida en ambos grupos.

Los pacientes identificaron la comodidad como la principal preocupación (82 %) en relación con el uso de exoesqueletos de tobillo, tal como se muestra en la Figura 3.4 (izquierda). El costo se ubicó como el segundo factor más relevante, mencionado por el 64 % de los encuestados. En contraste, la complejidad y el estigma se consideraron menos críticos, con un 32 % y un 12 %, respectivamente. La Figura 3.4 (derecha) ilustra la clasificación que realizan los pacientes sobre los posibles beneficios de los exoesqueletos para el pie caído. La mejora al caminar se percibe como el aspecto más beneficioso, con un 96 % de los pacientes que la sitúan en primer lugar. La reducción de la fatiga y la ayuda en la actividad de subir

PERSPECTIVA CLÍNICA Y DE LOS PACIENTES SOBRE EL USO DE EXOSQUELETOS DE TOBILLO

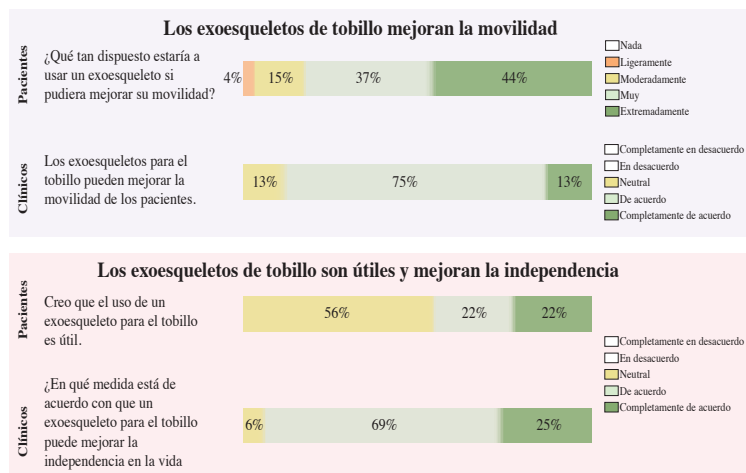


Figura 3.3: Percepciones de pacientes y clínicos sobre las mejoras en movilidad e independencia asociadas al uso de exoesqueletos de tobillo. El lado izquierdo presenta las preguntas utilizadas para evaluar el conocimiento de cada grupo. Las casillas blancas indican opciones de respuesta no seleccionadas.

escaleras se sitúan como segundo y tercer beneficio más importante, con un 39 % y un 35 %, respectivamente. Las transiciones sentado-de pie y la reducción del dolor resultan menos relevantes para los pacientes.

La efectividad emerge como la principal preferencia (ver Figura 3.5 parte izquierda), con un 74 % de los pacientes clasificándola en los dos niveles superiores de importancia (57 % como la más importante y 17 % como la segunda más importante). La comodidad se identifica como la segunda preferencia en importancia (78 % en total), aunque solo el 13 % de los participantes la consideró el aspecto más importante. Las preferencias respecto a la Facilidad de Uso se distribuyeron de forma más uniforme, con un 34 % de los encuestados considerándola un aspecto importante, un 57 % manteniéndose neutral y un 9 % valorándola como el menos importante. La ajustabilidad resultó ser el factor menos priorizado, con solo un 13 % de pacientes que la identificó como una característica relevante. La Figura

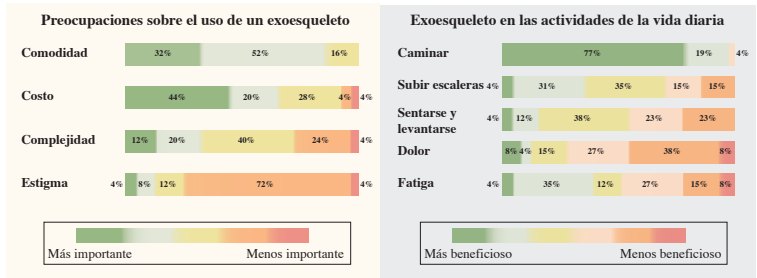


Figura 3.4: Preocupaciones (izquierda) y beneficios percibidos (derecha) por los pacientes respecto al uso de exoesqueletos de tobillo.

3.5 (derecha) muestra las prácticas de los clínicos en relación con diversos factores que influyen en su toma de decisiones. Los clínicos reportaron la preferencia del paciente y la eficacia como los factores más relevantes (44 % y 31 %, respectivamente). Las consideraciones de costo mostraron un impacto mixto, con un 13 % que lo valoró como altamente importante y un 31 % como moderadamente importante. La cobertura de seguro se presentó como el factor menos influyente para los clínicos, con un 50 % que lo calificó como relativamente poco importante.

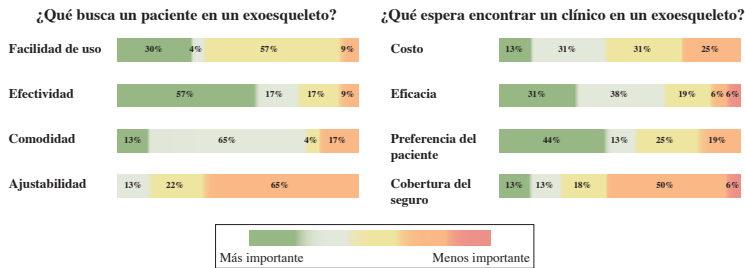


Figura 3.5: Factores que influyen en las decisiones de pacientes (izquierda) y clínicos (derecha) para el uso de exoesqueletos de tobillo en rehabilitación y actividades de la vida diaria.

Post-simulación

En relación con las reacciones al video, las respuestas de los pacientes tras esta etapa mostraron una comprensión clara de la función de los exoesqueletos (96 %, 26 de 27 pacientes), como se presenta en la Figura 3.6. Respecto a la efectividad percibida para la movilidad, el 52 % de los pacientes la calificó como muy o extremadamente efectiva, mientras que el 30 % la consideró moderadamente efectiva. De forma similar, el 94 % de los clínicos (15 de 16) reportó una comprensión clara de la tecnología de exoesqueletos. Este resultado es coherente con el 94 % de los encuestados de la encuesta previa que expresaron una percepción positiva de la efectividad de los exoesqueletos de tobillo para mejorar la movilidad. La comodidad fue el aspecto peor valorado de los exoesqueletos mostrados en la sesión de video, con un 41 % de los pacientes y un 31 % de los clínicos indicando que los dispositivos parecían incómodos o muy incómodos. Además, ambos grupos manifestaron un nivel de acuerdo moderado con la recomendación de utilizar esta tecnología en actividades de la vida diaria y en rehabilitación.

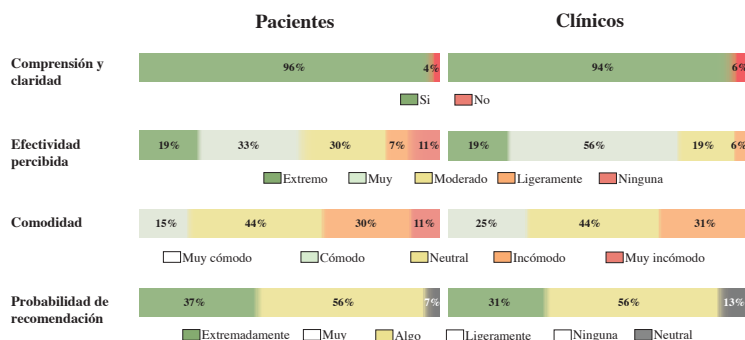


Figura 3.6: Percepciones de pacientes (izquierda) y clínicos (derecha) respecto al uso de exoesqueletos de tobillo tras la simulación en video.

En resumen, los pacientes calificaron la efectividad de los exoesqueletos de tobillo como moderada en promedio, mientras que los clínicos la evaluaron como muy efectiva. Ambos grupos expresaron una percepción neutral respecto a la comodidad. Sin embargo, al preguntarles sobre la probabilidad

de recomendar la tecnología, tanto clínicos como pacientes la calificaron como probable de recomendar. En cuanto a las ADLs consideradas más beneficiosas, ambos grupos identificaron caminar como la principal actividad. Como segunda actividad más beneficiosa, los pacientes seleccionaron subir escaleras, mientras que los clínicos destacaron las actividades al aire libre.

3.3.2 Análisis Temático

El componente cualitativo de este estudio exploró las percepciones de pacientes y clínicos mediante respuestas abiertas recogidas en las encuestas antes y después de la simulación en video. Se llevó a cabo un análisis temático para identificar preocupaciones, expectativas y sugerencias comunes relacionadas con los exoesqueletos de tobillo. Las Tablas 3.2 y 3.3 presentan un resumen de los temas clave, el número de menciones y comentarios ilustrativos de cada grupo.

La Tabla 3.2 describe los temas reportados por los pacientes. Sus respuestas destacaron prioridades como las características de seguridad (por ejemplo, prevención de caídas y protección de la piel), factores de usabilidad (por ejemplo, facilidad para colocar/retirar el dispositivo y compatibilidad con la vestimenta) y condiciones que influyen en su disposición a probar la tecnología, incluyendo el costo, la efectividad y el impacto en la calidad de vida. Los pacientes también comentaron sobre el volumen percibido de los dispositivos y sugirieron mejoras en el diseño, como la reducción del tamaño y la mejora de la comodidad y la apariencia estética.

La Tabla 3.3 presenta las respuestas temáticas de los clínicos. Estos se centraron en preocupaciones prácticas y de implementación, como el costo, la complejidad del dispositivo y la idoneidad del paciente. Sus aportes también reflejaron interés en los posibles beneficios de la tecnología, matizado por la cautela frente al volumen del dispositivo y la necesidad de mejoras estéticas y funcionales. Muchos enfatizaron la importancia de ajustar el uso del dispositivo a la condición del paciente y a los objetivos de rehabilitación a largo plazo.

Tabla 3.2: Análisis temático de las respuestas de pacientes sobre el uso de exoesqueletos de tobillo

Momento	Área Temática	Tema	Menciones	Comentario Representativo
Antes de la sesión de video	Prevención de caídas	Estabilidad Seguridad / Protección de la piel	3 2	— —
	Facilidad de uso	Colocación y retiro	5	—
		Compatibilidad con la vestimenta	4	“Múltiples conexiones con el zapato... perdería la paciencia.”
		Simplicidad	3	—
		Comodidad en uso prolongado	2	—
	Decisión	Costo / seguro médico	6	“Asegurar el costo... muchas férulas... nunca funcionan.”
		Eficacia comprobada	4	—
		Impacto en la calidad de vida	3	“Si pudiera conducir... definitivamente querría uno.”
		Preocupaciones estéticas	3	—
	Reacción inicial	Tamaño / complejidad	6	“Demasiado grande, muy voluminoso...”
Después de la sesión de video		Preocupaciones prácticas	5	—
		Esperanza de movilidad	4	—
		Escepticismo	2	—
		Voluminosidad	8	—
	Diseño	Valoración de la funcionalidad	2	—
		Uso independiente	4	“Vivo solo y me preocupa no poder ponérmelo.”
	Preocupaciones del video	Curva de aprendizaje	2	“Requiere tiempo de entrenamiento.”
		Visibilidad social	2	—
	Sugerencias de mejora	Tamaño / estética / peso	11	“Hazlo más pequeño y ligero. Usa fibra de carbono.”
		Ajuste a ropa / calzado	3	—

Tabla 3.3: Análisis temático de las respuestas de los clínicos sobre el uso de exoesqueletos de tobillo

Momento	Área Temática	Tema	Menciones	Comentario Representativo
Antes de la sesión de vídeo	Preocupaciones de Rehabilitación	Costo / accesibilidad	5	“Evaluuar historial médico, severidad y necesidades.” “Dar seguimiento a los resultados de la rehabilitación.” –
		Curva de aprendizaje	3	
		Problemas de piel / comodidad	2	
		Condición / capacidades	4	
Después de la sesión de vídeo	Idoneidad del Paciente	Objetivos a largo plazo	2	–
		Comodidad / preferencia	2	
	Reacción Inicial	Entusiasmo	6	“Extremadamente positivo, interesado en saber más.” “Preocupación por la viabilidad.” “Entusiasmado por explorar nuevas tecnologías médicas.” “Bastante notable.”
		Complejidad / practicidad	3	
		Curiosidad / aprendizaje	2	
	Diseño	Beneficios	2	“Parece pesado e incómodo.” “Idea genial pero compleja y propensa a errores.” “Necesita mejoras estéticas.” “Inaccesible para pacientes de bajos recursos.”
		Voluminosidad	5	
		Complejidad	2	
	Preocupaciones sobre la Recomendación	Atractivo estético	2	“Preocupación por el peso del equipo.” –
		Asequibilidad	3	
		Peso	2	
	Mejoras	Reducir tamaño/peso	3	
		Mejorar estética	2	

3.3.3 System Usability Scale (SUS)

Los pacientes otorgaron al exoesqueleto una puntuación media SUS de 43.6, lo que sugiere un amplio margen de mejora. Consideraron que los dispositivos eran complejos y potencialmente engorrosos, aunque valoraron positivamente la buena integración de las funciones y la facilidad para aprender a utilizar el dispositivo. Por otro lado, los clínicos calificaron el exoesqueleto de tobillo con una puntuación media SUS de 54.1, la cual se sitúa por debajo de la puntuación promedio de referencia de 68, indicando margen de mejora en su diseño y experiencia de uso. Las principales desventajas identificadas fueron la necesidad de apoyo externo durante las terapias y la necesidad de aprender más sobre el exoesqueleto antes de poder recomendarlo. Entre los aspectos positivos, destacaron el uso y la recomendación de exoesqueletos en la práctica clínica y la adecuada integración de las funciones de estos dispositivos.

Se realizó una prueba de Shapiro–Wilk para evaluar la normalidad de las puntuaciones SUS de pacientes y clínicos. Con valores de $p = 0,25$ para los pacientes y $p = 0,74$ para los clínicos, ambos superiores a 0,05, se determinó que las puntuaciones SUS de ambos grupos siguen una distribución normal. Dada esta normalidad, se aplicó una prueba t para muestras independientes con el fin de comparar las medias de las puntuaciones SUS entre pacientes y clínicos. La prueba t arrojó un estadístico $t = 2,53$ y un valor $p = 0,02$. Este resultado indica una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$) entre las puntuaciones SUS de pacientes y clínicos, lo que sugiere que ambos grupos perciben de manera diferente la usabilidad del exoesqueleto.

3.4 Discusión

A diferencia de la mayoría de los estudios previos, que se han basado principalmente en la percepción del usuario tras la interacción directa con el dispositivo, este estudio analiza la evolución de dicha percepción en respuesta a una intervención educativa, sin contacto físico con la tecnología. Este enfoque permitió investigar cómo la información influye en la aceptación y brindó una perspectiva sobre cómo la concienciación puede modular las expectativas del usuario. Al integrar una encuesta antes y después de la

exposición al contenido informativo, el estudio pone en evidencia cambios perceptuales, un aspecto rara vez abordado en investigaciones previas. Las siguientes secciones exploran estos hallazgos en detalle, centrándose en las percepciones de pacientes y clínicos, así como en las principales barreras para la adopción de exoesqueletos de tobillo y posibles enfoques futuros.

Percepciones de los Pacientes sobre la Tecnología de Exoesqueletos de Tobillo

Las percepciones de los pacientes se caracterizaron por una combinación de alto interés y escaso conocimiento inicial. El estudio evidenció una brecha significativa de información entre los pacientes: el 70 % desconocía los exoesqueletos como opción para tratar el pie caído, y el 81 % indicó no tener comprensión alguna sobre esta tecnología. Esta falta de conocimiento probablemente se deba a la limitada exposición pública a estas tecnologías y a una educación insuficiente sobre nuevas opciones de rehabilitación. A pesar de esta familiaridad inicial reducida, los pacientes mostraron un elevado interés, con un 81 % manifestando una fuerte disposición a utilizar un exoesqueleto.

Tras observar la simulación en video, los pacientes identificaron beneficios potenciales, especialmente relacionados con la marcha (el 63 % lo clasificó como el beneficio más importante) y la capacidad para subir escaleras. Estos resultados coinciden con lo reportado por (Benson et al., 2016), quienes destacan el potencial de estos dispositivos para facilitar actividades cotidianas y promover la autonomía del paciente. Del mismo modo, (Louie et al., 2021) y (Afzal et al., 2022) reportaron mejoras funcionales significativas en la rehabilitación post-ACV y en los patrones de marcha mediante el uso de exoesqueletos. La efectividad del video para mejorar la comprensión, con un 96 % de los pacientes indicando haber comprendido claramente la tecnología tras la visualización, resalta el poder de las demostraciones visuales en la educación del paciente. Este hallazgo puede guiar el desarrollo de materiales educativos, enfatizando el uso de ayudas visuales para explicar tecnologías complejas.

La comodidad surgió como una preocupación destacada, con un 84 % de los pacientes clasificándola como prioridad principal y un 41 % considerando que el exoesqueleto era incómodo o muy incómodo tras ver la

simulación. La baja puntuación promedio de 43.6 en la escala SUS por parte de los pacientes refuerza los desafíos de usabilidad. En esta misma línea, un estudio reciente destaca que la reducción del dolor articular fue calificada como “extremadamente importante” con mayor frecuencia que cualquier otra característica propuesta, incluso más que la cobertura del seguro (Raitor et al., 2024). Otros estudios como (Van Noort et al., 2024) y (Herrera-Valenzuela et al., 2023) también mencionan la necesidad de un diseño centrado en el usuario para abordar estos aspectos. Por tanto, resulta crucial priorizar la comodidad y la reducción del dolor en el diseño de exoesqueletos de tobillo para mejorar su aceptación y satisfacción por parte del usuario.

Estos hallazgos pueden orientar directamente las estrategias de diseño e implementación de exoesqueletos de tobillo. Priorizar la comodidad, la reducción del dolor y la experiencia general del usuario en futuras versiones podría mejorar significativamente la aceptación entre pacientes. Además, la discrepancia entre el interés del paciente y las preocupaciones relacionadas con la comodidad sugiere la necesidad de implementar periodos de prueba prolongados que permitan evaluar la usabilidad a largo plazo en la vida diaria.

Perspectivas de los Clínicos sobre los Exoesqueletos de Tobillo

Las percepciones de los clínicos sobre los exoesqueletos de tobillo, tanto para la rehabilitación como para la vida independiente, fueron generalmente positivas: el 80 % coincidió en que podrían mejorar la movilidad, y el 60 % consideró que podrían potenciar la independencia. Esta actitud positiva concuerda con lo reportado en un estudio sobre exoesqueletos de miembros inferiores, donde el 60 % de los clínicos indicó estar “moderadamente” a “extremadamente” dispuestos a utilizar este tipo de tecnología en clínicas de rehabilitación durante los próximos cinco años (Raitor et al., 2024). Asimismo, coincide con literatura que destaca el reconocimiento por parte de los clínicos de los beneficios terapéuticos de estos dispositivos (Ehrlich-Jones et al., 2021; Mitchell et al., 2023; Wolff et al., 2014). Además, tras la visualización del video, un 94 % de los clínicos consideró que los exoesqueletos de tobillo eran efectivos para la movilidad, lo que sugiere que las demostraciones visuales no modificaron significativamen-

te las percepciones ya formadas por el conocimiento previo sobre estas tecnologías.

A pesar de estas percepciones favorables, persiste una brecha entre actitud e implementación práctica. El hecho de que el 56 % de los clínicos nunca haya utilizado un exoesqueleto de tobillo y que el 37 % rara vez los recomiende señala barreras en su adopción. Estas barreras probablemente incluyan el acceso limitado a la tecnología en entornos clínicos, preocupaciones sobre la relación costo-beneficio, la comodidad y la necesidad de capacitación especializada. La puntuación promedio baja en la escala SUS (54.1) también sugiere que los problemas de usabilidad contribuyen a esta reticencia.

De manera interesante, un estudio reciente sobre exoesqueletos de miembros inferiores ofrece información adicional sobre las prioridades de los clínicos respecto a las características deseadas: la reducción de caídas, tropiezos o desequilibrios, y la mejora del equilibrio en superficies irregulares fueron calificadas como más importantes, seguidas por la prevención de atrofia muscular y el aumento de la actividad física del usuario (Raitor et al., 2024). Estos hallazgos coinciden con los del presente estudio y subrayan los múltiples beneficios que los clínicos esperan de los exoesqueletos de tobillo.

Estos resultados podrían servir para diseñar estrategias orientadas a incrementar la adopción de esta tecnología en entornos clínicos. Brindar más oportunidades de capacitación práctica para los clínicos podría cerrar la brecha entre el conocimiento teórico y la aplicación real. Asimismo, abordar los problemas de usabilidad evidenciados por la escala SUS y centrarse en las características prioritarias identificadas podrían hacer que estos dispositivos resulten más atractivos en la práctica profesional.

Barreras y Direcciones Futuras para la Adopción de Exoesqueletos de Tobillo

La identificación del costo, el tamaño y el peso como barreras clave por parte de pacientes y clínicos pone de manifiesto la necesidad de diseños más compactos y accesibles. Esto coincide con lo reportado por (Hohl et al., 2022), (Vallée, 2024) y (Reicherzer et al., 2024), quienes también destacan los desafíos económicos para incorporar tecnologías avanzadas

de rehabilitación. Además, la estética surgió como un aspecto relevante entre algunos participantes, quienes expresaron incomodidad respecto al volumen visual y la apariencia general del dispositivo tras la visualización del video. Este hallazgo coincide con los estudios de (Wolff et al., 2014) y (van Silfhout et al., 2023), donde se reportan preocupaciones similares relacionadas con el diseño recargado y el atractivo visual del exoesqueleto.

La comodidad y los posibles problemas dérmicos también fueron preocupaciones recurrentes, particularmente en contextos de uso prolongado. Asimismo, la integración del dispositivo con la vestimenta y las actividades diarias de los usuarios planteó desafíos prácticos, resaltando la necesidad de diseños más versátiles y adaptables. La persistencia de estas preocupaciones, incluso después de intervenciones educativas, sugiere que la comprensión teórica no basta para superar las reticencias de los usuarios. Estos hallazgos refuerzan la importancia de ensayos prácticos prolongados y estrategias de diseño centradas en el usuario, que aborden las prioridades identificadas tanto en este estudio como en la literatura reciente sobre exoesqueletos de miembros inferiores.

Este estudio también evidenció que las intervenciones educativas, particularmente mediante simulaciones en video, tuvieron un impacto positivo significativo en el conocimiento y las actitudes de pacientes y clínicos. En resumen, tras la visualización del video, el 96 % de los pacientes y el 94 % de los clínicos reportaron una comprensión clara de la tecnología. Esta tendencia también fue observada en los estudios de (Shore et al., 2022) y (McDonald et al., 2022), quienes destacaron la importancia de exposiciones informativas para reducir la aprensión inicial. Así, la mejora en la comprensión podría conducir a cambios en las prácticas futuras, con clínicos más seguros al recomendar exoesqueletos y pacientes más dispuestos a incorporarlos en sus rutinas de rehabilitación.

Limitaciones

El tamaño de muestra, compuesto por 27 pacientes y 16 profesionales clínicos, si bien es adecuado para el enfoque metodológico mixto utilizado, podría limitar la generalización de los hallazgos a la población más amplia de personas con pie caído y sus tratantes. Esta muestra relativamente pequeña también restringe la posibilidad de realizar análisis estadísticos

más complejos o comparaciones entre subgrupos. No obstante, cabe señalar que estudios similares enfocados en exoesqueletos de tobillo han empleado tamaños de muestra comparables.

Este estudio, basado en encuestas en línea y simulaciones en video en lugar de experiencias prácticas con exoesqueletos, puede haber limitado la profundidad del análisis respecto a los desafíos y beneficios en contextos reales. Las percepciones de los participantes se formaron a partir de una breve demostración en video, la cual podría no reflejar completamente las complejidades del uso prolongado del dispositivo en la vida cotidiana. Además, la naturaleza transversal del estudio impide observar cómo podrían evolucionar dichas percepciones con un mayor grado de familiarización y uso de la tecnología.

Si bien el enfoque de métodos mixtos, que combina datos cuantitativos de encuestas con análisis temático cualitativo, ofreció una perspectiva enriquecida, también introdujo ciertos desafíos en la integración e interpretación de los datos.

Otra limitación radica en que el estudio se realizó íntegramente en el Reino Unido, lo cual podría restringir la aplicabilidad de los resultados a otros contextos geográficos o socioeconómicos, especialmente en países de ingresos bajos y medios, donde la infraestructura sanitaria, el acceso a tecnologías asistivas y las prioridades en rehabilitación pueden diferir significativamente.

Por último, el uso de la System Usability Scale (SUS) para evaluar la usabilidad percibida del exoesqueleto, si bien es una herramienta validada, podría no captar todos los aspectos específicos de la experiencia del usuario en dispositivos de rehabilitación. Además, aunque la comparación estadística entre las puntuaciones SUS de clínicos y pacientes reveló una diferencia significativa, esta debe interpretarse con cautela debido a la reducida y desigual distribución de las muestras.

Conclusiones

Este capítulo presentó un análisis detallado de las percepciones, expectativas y consideraciones de usabilidad respecto al uso de exoesqueletos de tobillo, desde la perspectiva de pacientes con pie caído y profesionales clínicos. Mediante un enfoque de métodos mixtos, se identificaron tanto oportunidades prometedoras como desafíos persistentes para la integración de esta tecnología asistiva en contextos clínicos y cotidianos.

Se observó una marcada brecha de conocimiento: mientras que la mayoría de los pacientes desconocía esta tecnología antes del estudio, los clínicos mostraban un nivel de familiaridad moderado. Esta diferencia pone de manifiesto la necesidad de fortalecer la educación del paciente y actualizar continuamente la formación profesional, con el fin de promover una adopción informada y crítica de las nuevas herramientas de rehabilitación. A pesar de este contraste, ambos grupos manifestaron actitudes generalmente positivas hacia los exoesqueletos de tobillo, reconociendo su potencial para mejorar la movilidad y fomentar la independencia funcional.

No obstante, se identificaron barreras importantes para su adopción, como preocupaciones en torno al costo, la accesibilidad, la complejidad del dispositivo, la comodidad y su aplicabilidad práctica en las actividades diarias. Estos hallazgos refuerzan la necesidad de adoptar estrategias centradas en el usuario, que contemplen tanto el perfeccionamiento tecnológico como su integración efectiva en los sistemas de atención existentes.

Finalmente, la intervención educativa mediante simulación en video demostró ser eficaz para mejorar la comprensión y moldear las percepciones, lo que sugiere que herramientas similares podrían ser claves para facilitar la adopción de tecnologías emergentes. Las opiniones cualitativas recogidas también subrayan la urgencia de mejorar aspectos de diseño, como la reducción del volumen y el peso, el aumento de la comodidad y la mejora estética, a fin de promover una aceptación social más amplia. Atender estas prioridades será fundamental para que los exoesqueletos de tobillo pasen de ser una innovación experimental a una práctica habitual en la rehabilitación funcional.

DISEÑO DEL EXOESQUELETO ADAPTABLE Y PERSONALIZADO

4.1	Premisas de Diseño	62
4.2	Principios mecánicos	64
4.3	Modelado matemático y dinámico	66
4.3.1	Modelo del exoesqueleto de tobillo	68
4.3.2	Modelo del tobillo humano durante la marcha.	71
4.3.3	Modelo de la interacción humano robot.	76
4.4	Sistema mecatrónico propuesto	77
4.4.1	Estructura mecánica	78
4.4.2	Sistema de actuación de rigidez variable	80
4.4.3	Sistema electrónico	82

Este capítulo está basado en las siguientes publicaciones científicas:
Gomez-Vargas, D., Aguirre-Zapata, E., Barria, P., Munera, M., Cifuentes, C. A., Roberti, F., & Carelli, R. (2024). *Linear Modeling of the Ankle Joint During Walking as Mechanical Impedance for Exoskeletons Control and Gait Analysis*. In International Conference on NeuroRehabilitation (pp. 360-364). Springer, Cham.
[Link](#)

Gomez-Vargas, D., Ballen-Moreno, F., Ramos, O., Múniera, M., Cifuentes, C.A. (2021). *Experimental Characterization of Flexible and Soft Actuators for Rehabilitation and Assistive Devices*. In: Interfacing Humans and Robots for Gait Assistance and Rehabilitation. Springer, Cham. [Link](#)

El diseño de exoesqueletos de tobillo requiere una integración cuidadosa entre criterios biomecánicos, principios de ingeniería y consideraciones centradas en el usuario. A partir de los fundamentos anatómicos y funcionales descritos en el Capítulo 2, así como de las percepciones y necesidades identificadas en el Capítulo 3, este capítulo presenta el desarrollo de un exoesqueleto de tobillo vestible, adaptable y portable. Se abordan sus premisas de diseño, principios mecánicos, modelado dinámico e interacción humano-robot, así como la implementación del sistema de actuación en una estructura pasiva.

4.1 Premisas de Diseño

El diseño del exoesqueleto adaptable y personalizado parte de una serie de premisas funcionales orientadas a garantizar que la interacción humano-robot sea eficiente, suave y segura para el usuario. La finalidad de este dispositivo no es reemplazar completamente la función muscular, sino acompañar y apoyar los movimientos naturales del tobillo, ya sea en procesos de rehabilitación o durante la ejecución de ADL. En este sentido, se busca desarrollar un dispositivo que no solo se adapte anatómicamente y funcionalmente al cuerpo humano, sino que también opere de manera activa y cooperativa en escenarios asistenciales. Así, el exoesqueleto propuesto en esta tesis tiene como objetivo promover la recuperación de funciones motoras en pacientes con disfunciones derivadas del pie caído, mejorando su calidad de vida. A continuación, se describen las premisas fundamentales que están basadas en los capítulos presentados anteriormente y que guiaron el diseño de este exoesqueleto:

- **Asistencia a los movimientos de flexión plantar y dorsal:** El exoesqueleto debe generar el torque necesario para lograr asistir de manera parcial los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar. Esta asistencia tiene como objetivo complementar la acción muscular, mejorando cinemática y dinámicamente la funcionalidad alterada del tobillo (Shin et al., 2023). En términos generales, la asistencia de estos movimientos busca mejorar el patrón de marcha patológico, reduciendo los movimientos compensatorios de otras articulaciones, como la rodilla o la cadera, durante la marcha o la ejecución de otras ADL (Hong et al., 2021; Wutzke et al., 2012).

- **Proporcionar estabilidad:** El exoesqueleto debe ser capaz de ofrecer estabilidad al tobillo en situaciones donde la debilidad muscular o el control neuromotor limitado impidan mantener una postura adecuada. Esta función se logra mediante el incremento de la rigidez del sistema en momentos específicos del ciclo de marcha o durante actividades que requieran sostén prolongado
- **Diseño bioinspirado:** El diseño mecánico y de actuación debe estar basado en el propio cuerpo humano, particularmente en el funcionamiento neuromuscular y articular del tobillo. Se busca emular la coordinación natural entre los músculos que actúan bajo una configuración agonista-antagonista y los tendones que permiten la transmisión de fuerza. De esta forma, el sistema de actuación debe incorporar elementos que imiten el comportamiento dinámico y adaptable del organismo, favoreciendo una interacción más intuitiva entre el usuario y el dispositivo.
- **Actuación con rigidez variable:** Uno de los principales criterios de diseño es la incorporación de un sistema de actuación flexible, basado en un actuador de rigidez variable. Este mecanismo debe permitir el ajuste dinámico de la rigidez del sistema, adaptándose a las necesidades específicas de cada situación o usuario. Así, el dispositivo pretende ofrecer una asistencia más natural y personalizada, imitando la manera en que el cuerpo humano regula su propia rigidez muscular en determinados escenarios
- **Portabilidad y compatibilidad con órtesis pasivas:** El exoesqueleto desde su estructura mecánica pretende ser fácilmente vestible y cómodo de usar en la vida diaria o en contextos terapéuticos. Por lo tanto, su diseño debe permitir la fácil integración sobre una órtesis pasiva preexistente, manteniendo una estructura modular y adaptable a distintas medidas antropométricas. Esta compatibilidad no solo facilita el ajuste individualizado, sino que también favorece una experiencia de uso prolongada sin comprometer la comodidad ni la libertad de movimiento en el plano sagital.
- **Seguridad y adaptabilidad al usuario:** La seguridad del usuario es una prioridad central en el diseño del dispositivo. Por ello, se debe incorporar mecanismos tanto pasivos como activos que aseguren un funcionamiento confiable, incluso ante posibles fallos o eventos inesperados. Además, el sistema debe adaptarse a las particularidades de cada persona, contemplando diferencias en fuerza muscular, rango

de movimiento y objetivos terapéuticos, con el fin de brindar una asistencia personalizada y efectiva.

4.2 Principios mecánicos

A partir de las premisas de diseño presentadas en la Sección 4.1, el exoesqueleto de tobillo integra dos principios mecánicos fundamentales: (1) configuración agonista-antagonista y (2) rigidez variable por propiedades físicas del elemento elástico (ver Figura 4.1).

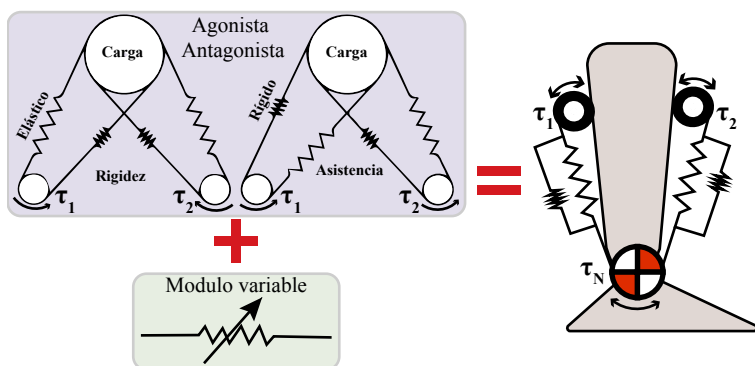


Figura 4.1: Principios mecánicos aplicados en el exoesqueleto de tobillo. La parte superior ilustra la actuación bidireccional agonista-antagonista y la parte inferior representa el cambio de rigidez por propiedades físicas del material. La figura derecha muestra la implementación de estos dos principios en la articulación.

La configuración agonista-antagonista implementada en el exoesqueleto está inspirada en el funcionamiento neuromuscular del cuerpo humano. Este enfoque permite generar momentos articulares en ambas direcciones mediante la acción coordinada de dos actuadores dispuestos en oposición. Además de facilitar el control bidireccional del movimiento, esta arquitectura permite modular la rigidez articular neta a través de la co-contracción de los actuadores, emulando una de las propiedades más relevantes del sistema musculoesquelético: la capacidad de ajustar la resistencia articular

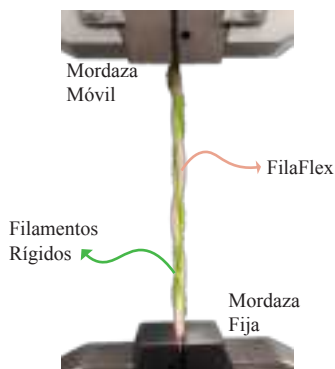


Figura 4.2: Sistema experimental de ensayo de tracción para medir el comportamiento de los tendones bioinspirados

en función de las demandas de la tarea o del entorno.

Por otro lado, el exoesqueleto de tobillo incorpora un tendón bioinspirado diseñado para imitar el comportamiento mecánico del tendón de Aquiles. Este tendón está conformado por una combinación de tres filamentos rígidos, es decir, siete fibras de polietileno de alto módulo (HMPE) y una fibra de alto rendimiento GORE, trenzadas a razón de 32 hebras por pulgada con un diámetro de 0.22 mm, junto con un filamento flexible de elastómero termoplástico (TPE), específicamente FilaFlex de 2.85 mm con dureza 60A.

En este contexto, se llevaron a cabo ensayos de tracción utilizando una máquina universal con el objetivo de determinar el tipo de trenzado más adecuado para el exoesqueleto. En estas pruebas, las probetas se fijaron entre dos mordazas según el montaje ilustrado en la Figura 4.2. Los ensayos se realizaron siguiendo los lineamientos establecidos por la norma ASTM (ASTM C1557-14, 2014), permitiendo evaluar el comportamiento mecánico de las distintas configuraciones propuestas.

Los resultados obtenidos a partir de la interacción entre estos materiales generaron una respuesta mecánica no lineal y adaptable en el tendón bioinspirado, similar a la observada en el tendón de Aquiles humano (ver Figura 4.3). Esta característica otorga al dispositivo la capacidad de adoptar

diferentes configuraciones iniciales según la condición motora del usuario, lo que se traduce en un sistema con mayor o menor rigidez, afectando directamente la estabilidad articular del tobillo. Además, dado que el tendón es el elemento encargado de transmitir el torque a la articulación, su comportamiento elástico inherente permite que el usuario realice movimientos voluntarios sin que se restrinja completamente la movilidad articular.

En términos numéricos, se determinaron los módulos de Young para las dos regiones de comportamiento (A y B), obteniéndose valores de 153,9 MPa y 529,0 MPa, respectivamente. En particular, para la región A, la rigidez del tendón bioinspirado varía en función de la deformación según la siguiente expresión:

$$K(x) = 2062,9x + 38,6 \quad (4.1)$$

donde $x = \frac{\Delta L}{L_0}$ representa la deformación unitaria, siendo ΔL el alargamiento del tendón y L_0 su longitud inicial.

4.3 Modelado matemático y dinámico

A partir de la configuración mecánica implementada en el dispositivo (ver Figura 4.1), se desarrolla un modelo matemático y dinámico que describe el comportamiento del sistema de actuación. Este modelo contempla las fuerzas generadas por los actuadores, las propiedades elásticas de los materiales y la geometría del montaje, permitiendo establecer relaciones entre el desplazamiento de los elementos, el torque aplicado y la rigidez resultante en la articulación del tobillo.

Asimismo, se formula un modelo dinámico del tobillo humano que permite representar su comportamiento biomecánico y analizar la interacción física que se establece con el exoesqueleto durante el movimiento. Dado que el sistema analizado corresponde a un único grado de libertad, asociado al movimiento de dorsi-plantarflexión del tobillo, los modelos presentados se plantean en términos de magnitudes escalares. En consecuencia, las variables que describen el comportamiento del sistema humano-exoesqueleto (torques, desplazamientos, velocidades y rigideces) pertenecen al conjunto de los números reales.

La Figura 4.4 presenta una visión esquemática de la estructura modular

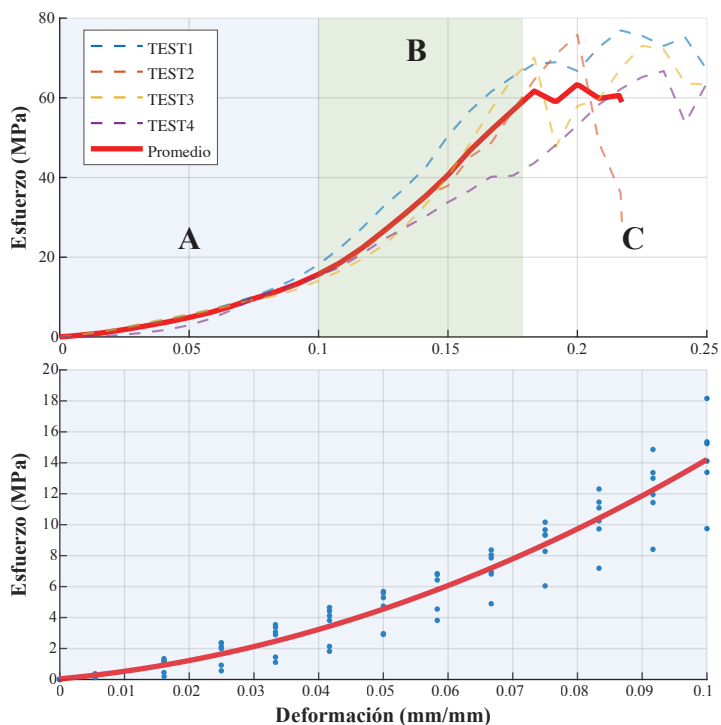


Figura 4.3: Comportamiento mecánico del tendón bioinspirado integrado en el exoesqueleto de tobillo. La imagen superior muestra los ensayos de tracción realizados, junto con la curva promedio del esfuerzo en función de la deformación, segmentada en dos regiones elásticas (A y B) y una región de ruptura (C). La imagen inferior amplía la región A, donde los puntos azules representan los valores experimentales obtenidos y la curva roja muestra la tendencia ajustada de los datos.

del modelado desarrollado, resaltando la interdependencia entre el modelo del exoesqueleto, el modelo del tobillo humano y el modelo de interacción humano-robot, a través del intercambio de fuerzas y torques.

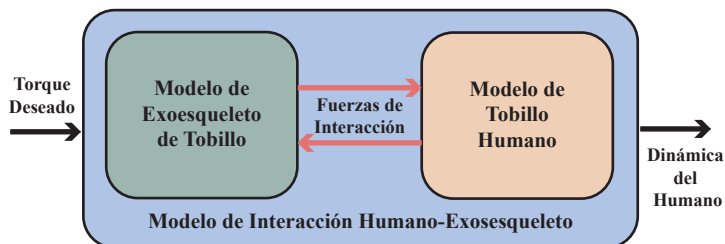


Figura 4.4: Esquema general de los modelos propuestos: exoesqueleto, tobillo humano e interacción físico-dinámica.

4.3.1 Modelo del exoesqueleto de tobillo

La Figura 4.5 muestra el diagrama mecánico simplificado del sistema, a partir del cual se derivan las ecuaciones que gobiernan su comportamiento estático y dinámico. Estas expresiones constituyen la base para el análisis funcional del actuador y su posterior interacción con el usuario.

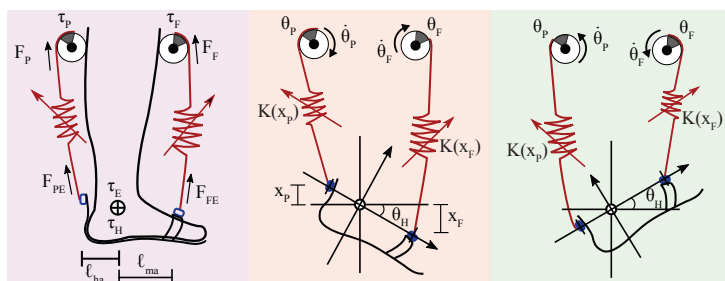


Figura 4.5: Diagrama mecánico del exoesqueleto propuesto. Los colores indican los distintos modos de operación del sistema: aumento de rigidez (violeta), asistencia a la dorsiflexión (naranja) y asistencia a la flexión plantar (verde).

Modelo de Transmisión

La polea transmite el torque al tendón a razón de:

$$\tau_P = F_P r_P \quad (4.2)$$

$$\tau_F = F_F r_F \quad (4.3)$$

en donde $r_{\{p,f\}}$ es el radio de las poleas posterior y frontal unidas al servomotor, y $F_{\{p,f\}}$ es la tensión en cada tendón (es decir, posterior y frontal, respectivamente). Para simplificar, se hace la suposición de que no hay fricción en la transmisión, por lo que el torque del exoesqueleto estaría dado por:

$$\tau_R = \ell_{ha} F_P - \ell_{ma} F_F \quad (4.4)$$

en donde $\ell_{\{ha,ma\}}$ representa la distancia entre el talón y la articulación del tobillo, así como la distancia entre el metatarso y la articulación del tobillo. Es importante notar que estas longitudes dependen inherentemente de las medidas antropométricas individuales del usuario.

Relación Fuerza-Posición

Asumiendo que el tendón bioinspirado tiene un comportamiento similar a un resorte, se define la fuerza como:

$$\begin{aligned} F_P &= K(x_P) x_P \\ &= K(x_P) (r_P \theta_P - \ell_{ha} \theta_H) \end{aligned} \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned} F_F &= K(x_F) x_F \\ &= K(x_F) (r_F \theta_F - \ell_{ma} \theta_H) \end{aligned} \quad (4.6)$$

en donde $K(x_{\{p,f\}})$ es la función de rigidez del tendón (ver Figura 4.3 y Ecuación 4.1), y $\theta_{\{p,f\}}$ y θ_H son los ángulos de las poleas y del tobillo en el plano sagital respecto a la posición cero.

Relación Torque-Ángulo

Definiendo la relación de transmisión del sistema como:

$$R_P = \frac{\ell_{ha}}{r_P} \quad (4.7)$$

$$R_F = \frac{\ell_{ma}}{r_F} \quad (4.8)$$

y reemplazando 4.5 y 4.6 en 4.4, el torque aplicado por el exoesqueleto puede expresarse como:

$$\begin{aligned} \tau_R &= \ell_{ha}F_p - \ell_{ma}F_f \\ &= \ell_{ha}(K(x_P)(r_P\theta_P - \ell_{ha}\theta_H)) - \ell_{ma}(K(x_F)(r_F\theta_F - \ell_{ma}\theta_H)) \\ &= \ell_{ha}r_PK(x_P)(\theta_P - \frac{\ell_{ha}}{r_P}\theta_H) - \ell_{ma}r_FK(x_F)(\theta_F - \frac{\ell_{ma}}{r_F}\theta_H) \\ &= \ell_{ha}r_PK(x_P)(\theta_P - R_P\theta_H) - \ell_{ma}r_FK(x_F)(\theta_F - R_F\theta_H) \\ &= K_{PT}(\theta_P - R_P\theta_H) - K_{FT}(\theta_F - R_F\theta_H) \end{aligned} \quad (4.9)$$

con la rigidez de transmisión, $K_{\{PT,FT\}}$, definida como:

$$K_{PT} = \ell_{ha}r_PK(x_P) \quad (4.10)$$

$$K_{FT} = \ell_{ma}r_FK(x_F) \quad (4.11)$$

En resumen, el torque generado por el exoesqueleto, depende directamente de la interacción entre los ángulos de rotación del sistema de actuación (θ_P, θ_F) y el tobillo humano (θ_H) , modulada por la rigidez de transmisión K_{PT}, K_{FT} , la cual a su vez está determinada por las propiedades geométricas y el comportamiento no lineal del resorte $(K(x))$.

Este modelo revela que el sistema es capaz de alterar la rigidez neta en la articulación, generando un efecto directo sobre la elasticidad efectiva del tobillo humano. Esta modificación puede tener implicancias significativas en el comportamiento dinámico del sistema completo, tal como se discutirá en las siguientes secciones al analizar el modelo acoplado de interacción humano-robot.

Además, se observa que el diseño del exoesqueleto permite ajustar la respuesta mecánica del sistema sin necesidad de control activo, simplemente

variando las condiciones estructurales del mecanismo de transmisión (como los radios de polea, longitudes de brazo o rigidez del tendón). Esta característica es especialmente relevante para la personalización del dispositivo, ya que facilita su adaptación a distintos perfiles de usuario o fases del proceso de rehabilitación mediante simples ajustes mecánicos.

4.3.2 Modelo del tobillo humano durante la marcha.

El modelo del sistema de actuación presentado anteriormente describe cómo el exoesqueleto genera torque y modula su rigidez en función de variables mecánicas internas. Sin embargo, para comprender completamente la dinámica del sistema en funcionamiento, es necesario considerar también la interacción con el usuario. En este contexto, el tobillo humano no es simplemente una articulación pasiva que recibe asistencia, sino un sistema activo con propiedades dinámicas propias. La ecuación propuesta que describe la dinámica del tobillo se define como:

$$\tau_H = J_H \ddot{\theta}_H + D_H \dot{\theta}_H + K_H \theta_H \quad (4.12)$$

donde J_H representa la inercia de la pierna y pie, D_H el coeficiente de fricción o amortiguamiento, y K_H la rigidez pasiva del tobillo humano.

Esta Ecuación 4.12 establece así el modelo del tobillo humano mediante una ecuación lineal de segundo orden que representa su impedancia mecánica. Partiendo de su aplicación durante la marcha, y con el fin de capturar las variaciones fisiológicas que se producen a lo largo del ciclo, se propone ajustar de forma adaptativa los parámetros D_H y K_H en intervalos del 10 % del ciclo ($\Delta_{gc} := 10\%$), lo que permite reflejar los cambios dinámicos en las propiedades del tobillo. Para ello, se llevó a cabo un protocolo experimental y un proceso de identificación, los cuales se describen en las secciones siguientes.

Metodología

Protocolo experimental: Para la recolección de datos, se involucró a un sujeto sano (180 cm, 84 kg) sin antecedentes de enfermedades neuromusculares, quien realizó la prueba de marcha de 10 metros (10MWT). La cinemática y la cinética del participante fueron registradas mediante diez cámaras de un sistema de captura de movimiento y dos plataformas

de fuerza (VICON, UK), utilizando el modelo Plug-in-Gait a través del software NEXUS® (ver Figura 4.6).



Figura 4.6: Montaje experimental utilizado para el registro de variables cinemáticas y cinéticas del tobillo en marcha. Los puntos rojos representan los marcadores colocados en el participante bajo el modelo Plug-in-Gait

Procesamiento y análisis de datos: En la etapa de procesamiento se utilizaron los datos de ángulo y torque del tobillo correspondientes al lado dominante. Posteriormente, se calcularon $\dot{\theta}$ y $\ddot{\theta}$ como las derivadas temporales del ángulo del tobillo, y se suavizaron mediante un método de media móvil con un factor de 0,05. Adicionalmente, los datos de torque fueron normalizados en función del peso del usuario, obteniéndose valores en un rango aproximado de $-0,2$ a $1,3$.

Para el proceso de identificación, los periodos de apoyo y balanceo detectados por las plataformas de fuerza fueron divididos en seis y cuatro fases, respectivamente. Para cada Δ_{gc} , el conjunto de datos incluyó una matriz de tamaño $N \times 3$ definida como $\mathbf{X} = [\ddot{\theta}_m \quad \dot{\theta}_m \quad \theta_m]$, y un vector correspondiente de tamaño $N \times 1$ para la salida del modelo ($\mathbf{y} = [\tau_m]$).

Antes de llevar a cabo la identificación de parámetros, se analizó el acondicionamiento de la matriz de estados del modelo utilizando la expresión $\kappa(\mathbf{X}) = \|\mathbf{X}\| \|\mathbf{X}^\dagger\|$, donde $\mathbf{X}^\dagger$ representa la pseudoinversa de $\mathbf{X}$.

Identificación de parámetros: La etapa de identificación empleó el método de mínimos cuadrados lineales (LS). Considerando el vector de parámetros desconocidos (ver Ecuación 4.13), el problema de optimización se planteó como se muestra en la Ecuación 4.14, donde p_u son los parámetros desconocidos del modelo. Esta optimización estuvo sujeta a cotas inferiores (lb_p) y superiores (ub_p) definidas en las Ecuaciones 4.15-4.16, donde los valores de J representan un rango de inercias de los segmentos corporales involucrados, es decir, pierna y pie (Winter, 2009), mientras que los valores de D y K reflejan el rango de variación de estos parámetros. Esta etapa utilizó el 60 % de los datos que reflejaban mayor consistencia utilizando la correlación de Pearson.

$$\mathbf{p}_u = [J \quad D \quad K]^T \quad (4.13)$$

$$\min_{\mathbf{p}_u} \|\mathbf{X}\mathbf{p}_u - \mathbf{y}\| \quad (4.14)$$

$$\mathbf{lb}_p = [0,001 \quad 0 \quad 0]^T \quad (4.15)$$

$$\mathbf{ub}_p = [0,004 \quad 100 \quad 500]^T \quad (4.16)$$

Validación: Para la validación del modelo, la ecuación diferencial fue implementada en Simulink®, utilizando un método de resolución Runge-Kutta con un tamaño de paso fijo de 0,002. Esta etapa empleó el 40 % restante de los datos obtenidos durante el protocolo experimental. Para esta validación se utilizó el error absoluto medio (MAE) tanto en la estimación del torque como del ángulo, calculado a partir de la diferencia entre los valores estimados y los datos reales.

Resultados

El acondicionamiento de la matriz de estados medida evidenció valores inferiores a 1500, lo que indica que la matriz es moderadamente sensible a los cambios. Si bien sugiere cierta sensibilidad numérica, en general respalda resultados computacionales confiables.

Con respecto a la identificación del modelo, los parámetros D_{gc} y K_{gc} se presentan en la Figura 4.7. En general, la inercia (J) mostró un valor medio normalizado por peso de $0,0012 \text{ m}^2$. Para el amortiguamiento y la rigidez, los valores obtenidos se encuentran dentro del mismo rango y con una

forma similar a los reportados en otros estudios (Lee et al., 2016; Shorter et al., 2019). No obstante, a diferencia del enfoque propuesto en esta tesis, dichos trabajos emplearon dispositivos adicionales para la estimación de estos parámetros, los cuales pueden agregar dinámicas que no son propias de la persona (Au & Herr, 2008; Lee et al., 2016; Nalam et al., 2020; Qiu et al., 2024; Rouse et al., 2012; Shorter et al., 2019). En particular, el amortiguamiento presentó magnitudes cercanas a cero en múltiples fases, lo que difiere de (Lee et al., 2016), en donde la inclusión de una estructura robótica para medir la dinámica del usuario podría haber influido en el proceso de identificación.

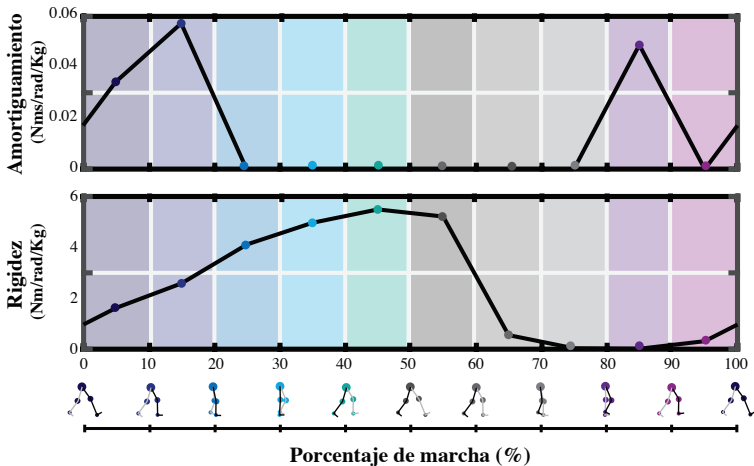


Figura 4.7: Parámetros identificados para el tobillo humano en marcha utilizando el algoritmo lineal de mínimos cuadrados.

Posterior a la identificación de parámetros, la Figura 4.8 compara la predicción del modelo con los datos obtenidos experimentalmente. La respuesta del modelo no solo se mantiene dentro del intervalo de confianza, sino que también predice con precisión la dinámica del tobillo tanto en términos temporales como de amplitud.

Para cuantificar esta predicción, la Tabla 4.1 presenta el Error Absoluto Medio (MAE) para la estimación de ángulo y torque. El modelo propuesto

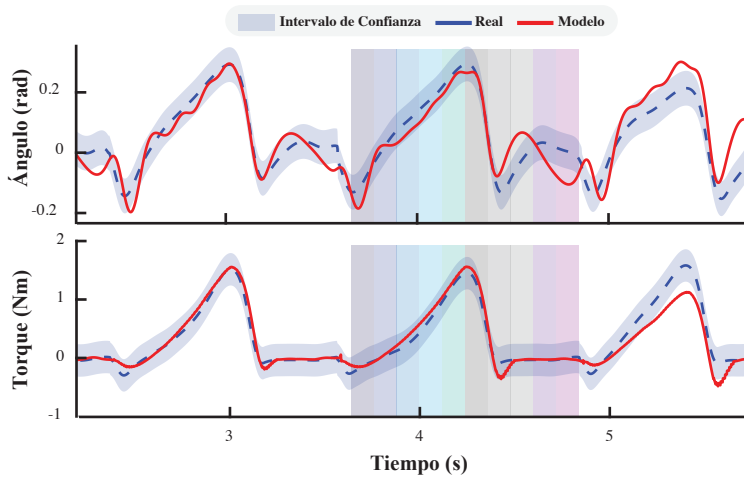


Figura 4.8: Predicción del modelo en contraste con los datos experimentales. Cada franja de color representa el 10 % del ciclo de marcha.

demuestra una alta capacidad predictiva, alcanzando un ajuste del 93 % durante la etapa de validación (celdas azules). Al comparar el MAE con la literatura, el modelo propuesto muestra similitudes con trabajos previos (Lee et al., 2016; Shorter et al., 2019), aunque estos estudios no reportan errores máximos.

Tabla 4.1: MAE para (1) identificación y (2) validación.

Etapa	Variable	Absoluto	%	Máx. %	Mín. %
(1)	Torque	0,09	4,58	22,66	0,0001
	Ángulo	0,05	10,33	42,60	0,0027
(2)	Torque	0,12	6,44	25,52	0,0013
	Ángulo	0,06	11,92	37,21	0,0081

En términos generales, el modelo se destaca de otros presentados en la literatura en que considera ambas etapas del ciclo de marcha (apoyo y oscilación), en contraste con lo propuesto por Shorter (Shorter et al., 2019), quien solo modeló la fase de apoyo. Además, el modelo ofrece la ventaja de

ser independiente de plataformas robóticas, en contraste con la propuesta de Lee (Lee et al., 2016). Esto incrementa la usabilidad del modelo y su potencial para ser reparametrizado en diferentes patrones de marcha.

4.3.3 Modelo de la interacción humano robot.

A partir de los modelos presentados en las secciones anteriores, se puede describir la dinámica acoplada del sistema humano-exoesqueleto mediante la siguiente ecuación:

$$\tau_N = \tau_H + \tau_R \quad (4.17)$$

donde τ_H es el torque resistivo generado por el tobillo humano modelado como una impedancia mecánica (ver Ecuación 4.12), τ_R es el torque aplicado por el exoesqueleto a través del sistema de transmisión (ver Ecuación 4.9), y τ_N es el torque neto aplicado a la articulación que resulta de la suma de ambas contribuciones.

De esta forma, sustituyendo estas ecuaciones se tiene que el torque neto está dado por:

$$\begin{aligned} \tau_N = & J_H \ddot{\theta}_H + D_H \dot{\theta}_H + K_H \theta_H \\ & + K_{PT}(\theta_P - R_P \theta_H) - K_{FT}(\theta_F - R_F \theta_H) \end{aligned} \quad (4.18)$$

Así, agrupando los terminos comunes se puede reescribir este torque como:

$$\begin{aligned} \tau_N = & J_H \ddot{\theta}_H + D_H \dot{\theta}_H \\ & + (K_H - K_{PT}R_P + K_{FT}R_F) \theta_H \\ & + K_{PT}\theta_P - K_{FT}\theta_F \end{aligned} \quad (4.19)$$

Finalmente, considerando la inercia efectiva del exoesqueleto en la articulación (J_{EF}), y teniendo en cuenta las características del sistema de actuación empleado, se puede expresar la dinámica acoplada como:

$$\begin{aligned} \tau_N = & (J_H + J_{EF}) \ddot{\theta}_H + D_H \dot{\theta}_H \\ & + (K_H - K_{PT}R_P + K_{FT}R_F) \theta_H \\ & + K_{PT}\theta_P - K_{FT}\theta_F \end{aligned} \quad (4.20)$$

En este modelo, no se adiciona un término de amortiguamiento (D_E) asociado al exoesqueleto por dos razones fundamentales. En primer lugar, el

sistema de actuación está basado en un conjunto motor-resorte que permite un movimiento libre de la articulación sin fricción activa, minimizando la oposición viscosa al desplazamiento angular. Este diseño busca preservar la naturalidad del movimiento humano, evitando introducir fuerzas resistivas no deseadas.

En segundo lugar, la rigidez mecánica asociada al exoesqueleto ya ha sido contemplada explícitamente en los términos K_{PT} y K_{FT} , que modelan la elasticidad del sistema de transmisión. Por lo tanto, no es necesario incluir una rigidez adicional, y el único efecto inercial relevante que se transfiere al sistema humano corresponde a la masa rotacional del exoesqueleto acoplada a la articulación, representada por J_{EF} .

Es importante destacar que este diseño permite modificar activamente la rigidez neta de la articulación tobillo-exoesqueleto. La constante de rigidez global del sistema está gobernada principalmente por la rigidez del tobillo humano K_H , identificada durante la marcha, pero puede ser alterada mediante la configuración del exoesqueleto. En particular, los coeficientes K_{PT} y K_{FT} dependen directamente de la rigidez mecánica del tendón (ver Ecuación 4.1) y de las medidas geométricas del sistema, como el radio de las poleas (r_P , r_F) y las distancias de acoplamiento (ℓ_{ha} , ℓ_{ma}).

Esto implica que el exoesqueleto tiene la capacidad intrínseca de modificar la rigidez aparente del conjunto, lo cual es especialmente relevante para su personalización según el estado funcional del paciente o las exigencias de la tarea motora.

4.4 Sistema mecatrónico propuesto

Los principios mecánicos, los modelos dinámicos y los fundamentos de diseño presentados en las secciones anteriores permiten consolidar una solución mecatrónica integral orientada a la asistencia funcional del tobillo humano. La estructura física y funcional del exoesqueleto surge directamente de la interacción entre estos elementos, dando lugar a un dispositivo que no solo responde a las necesidades biomecánicas del usuario, sino que también permite modular su comportamiento en función del contexto y la tarea motora.

En este marco, la propuesta desarrollada articula la arquitectura mecánica con un sistema de actuación de rigidez variable y una plataforma electrónica embebida, dando lugar a un sistema vestible, adaptable y capaz de generar asistencia personalizada. Esta implementación concreta representa la materialización del modelo de interacción humano-robot descrito previamente, y constituye la base funcional del prototipo final construido en esta tesis.

4.4.1 Estructura mecánica

La estructura mecánica del exoesqueleto se basa en la modificación de una órtesis pasiva comercial genérica inicialmente diseñada para la inmovilización del tobillo. Esta órtesis, mostrada en la Figura 4.9, fue adaptada estructuralmente para permitir la movilidad articular en el plano sagital, integrando una articulación mecánica con topes de seguridad que limita el rango de movimiento según requerimientos funcionales y de seguridad del usuario.

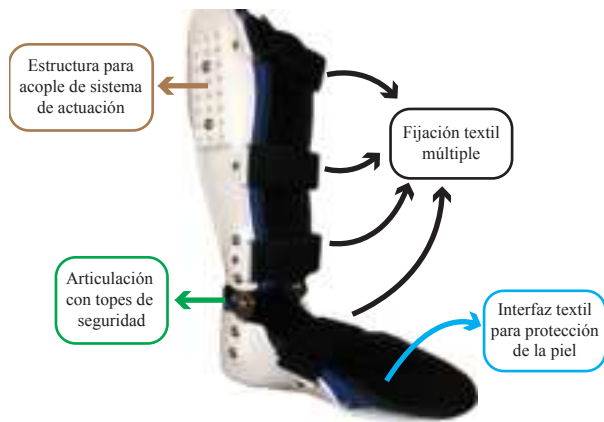


Figura 4.9: Órtesis pasiva comercial adaptada como base estructural del exoesqueleto.

Este soporte incorpora una interfaz suave a través de textiles con espuma, lo cual favorece el confort del usuario y mejora la compatibilidad anató-

mica del sistema. Adicionalmente, se añadieron refuerzos de espuma en zonas específicas susceptibles a generar puntos de presión, considerando la morfología individual del tobillo y pie. Para lograr un ajuste firme y cómodo, se emplean correas textiles en múltiples puntos de la estructura.

A partir de esta base, se diseñaron e integraron una serie de componentes mecánicos adicionales con el fin de adaptar la órtesis al sistema de actuación bioinspirado propuesto (ver Figura 4.10). Estas piezas fueron fabricadas mediante impresión 3D utilizando filamento PLA, lo cual ofrece una combinación adecuada entre bajo peso, rigidez estructural suficiente y facilidad de modificación. Esta estrategia de manufactura aditiva permite la rápida replicación del sistema, así como su personalización para diferentes medidas antropométricas.

El diseño mecánico final permite la integración directa del sistema de actuación con rigidez variable descrito en la Sección 4.2. En particular, se diseñaron piezas para acoplar dos servomotores, dispuestos en configuración agonista-antagonista (ver Figura 4.10 parte 1 2 y 3), a través de un par de poleas que permiten accionar los tendones bioinspirados. Estos tendones están anclados en dos estructuras específicas: una posterior, posicionada en la parte superior del talón, que transmite la tracción desde el tendón posterior hacia la articulación del tobillo (ver Figura 4.10 parte 4), y una frontal, ubicada sobre el antepié, que asegura la fijación al metatarso del usuario (ver Figura 4.10 parte 5).

Ambas estructuras fueron optimizadas geométricamente en función del modelo mecánico presentado en la Sección 4.3, permitiendo una distribución más eficiente del torque aplicado y una mejor capacidad de asistencia durante el ciclo de marcha. La modularidad de las piezas permite, además, realizar ajustes individuales en la posición y orientación de los puntos de anclaje, lo cual es esencial para adaptar el dispositivo a diferentes morfologías y condiciones clínicas.

Todas las piezas mecánicas desarrolladas para este sistema, incluyendo los archivos STL listos para impresión 3D, se encuentran disponibles en el repositorio público asociado a esta tesis doctoral: https://github.com/dagv21/ankle_exoskeleton.

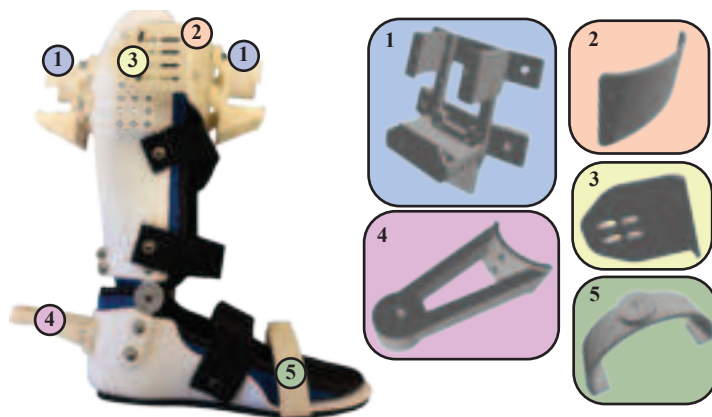


Figura 4.10: Componentes impresos en 3D para la adaptación del sistema de actuación al exoesqueleto de tobillo. Las partes 1, 2 y 3 corresponden a los soportes diseñados para acoplar los servomotores y las poleas al chasis de la órtesis. La parte 4 muestra la estructura posterior utilizada para fijar el tendón bioinspirado al talón del usuario. La parte 5 ilustra la pieza frontal encargada de asegurar el tendón al metatarso.

4.4.2 Sistema de actuación de rigidez variable

El sistema de actuación implementado en el exoesqueleto se fundamenta en el principio de rigidez variable descrito en la Sección 4.2. Esta configuración permite aplicar momentos articulares bidireccionales sobre el tobillo a través de la modulación de la tensión en dos tendones bioinspirados, dispuestos de manera antagonista y accionados por un par de actuadores independientes.

Para generar dicha tensión controlada, se emplearon dos servomotores inteligentes Dynamixel MX-106T (ver Figura 4.11), seleccionados por su alto torque en un factor de forma compacto. Estos actuadores proporcionan una velocidad sin carga de 55 rpm y un torque máximo en condición de estancamiento de 10 Nm a una tensión de alimentación de 14.8 V, lo cual resulta suficiente para generar asistencia parcial durante el ciclo de marcha en tareas de dorsiflexión y flexión plantar.

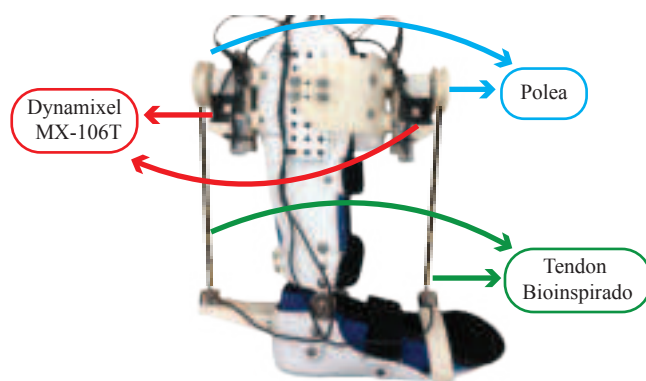


Figura 4.11: Prototipo funcional del exoesqueleto con sistema de rigidez variable. Se indican las ubicaciones de los servomotores Dynamixel MX-106T, las poleas de transmisión y los tendones bioinspirados.

Cada motor está acoplado a una polea mediante un eje rotacional, desde la cual se transmite el movimiento a los tendones trenzados, permitiendo modificar su longitud y, por tanto, su tensión. Como se ha establecido en los modelos descritos en la Sección 4.3, el grado de estiramiento de cada tendón incide directamente en su rigidez efectiva, definida como una función no lineal de la deformación (ver Ecuación 4.1). De esta forma, al accionar simultáneamente ambos motores, se produce una coactivación mecánica análoga a la cocontracción muscular, la cual modula la rigidez neta del sistema.

Cabe destacar que, si bien el principio de control sobre este sistema será abordado en capítulos posteriores, la arquitectura física aquí presentada sienta las bases para la implementación de estrategias de modulación de rigidez activa, capaces de adaptarse dinámicamente a las condiciones funcionales del usuario y a los requerimientos de la tarea.

4.4.3 Sistema electrónico

Hardware

El sistema electrónico del exoesqueleto está diseñado para integrar de forma segura, modular y funcional los distintos subsistemas de control, sensado y actuación, necesarios para operar el dispositivo en condiciones reales de uso.

La alimentación general del sistema se realiza mediante una batería de polímero de litio (LiPo) de cuatro celdas con una capacidad de 14.8 V y 10 000 mAh. Esta batería proporciona autonomía suficiente para sesiones prolongadas y se conecta directamente a un fusible de 20 A, cuya función es proteger los componentes electrónicos ante sobrecorrientes. Como medida de seguridad adicional, el sistema incorpora un botón de parada de emergencia conectado en serie con la fuente de alimentación, que permite cortar el suministro eléctrico de forma inmediata ante situaciones de riesgo o funcionamiento anómalo.

La arquitectura sensorial incluye dos celdas de carga modelo DYMh-103 (100 kg, DAYSENSOR, China) ubicadas en la zona del metatarso y del talón del usuario, respectivamente. Estas celdas permiten medir la tensión ejercida sobre los tendones bioinspirados durante el funcionamiento del sistema. Para su acondicionamiento y digitalización, cada sensor se conecta a un módulo HX711, el cual proporciona amplificación y conversión analógica-digital (ADC) de 24 bits a 80 Hz. La lectura de los sensores se gestiona mediante una placa Arduino Mega 2560, la cual integra el módulo de adquisición completo dentro de una caja impresa en 3D, diseñada para proteger el circuito de impactos externos.

Los actuadores Dynamixel MX-106T cuentan con microcontroladores internos ARM Cortex-M3 de 32 bits a 72 MHz, que permiten ejecutar algoritmos integrados para control y monitoreo de los servomotores a una frecuencia de 120 Hz. Estos motores se comunican a través de un bus TTL (transistor-transistor logic) y reciben comandos digitales provenientes del sistema principal. Para facilitar esta comunicación, se emplea un conversor USB a TTL (U2D2, Robotis, South Korea), que actúa como puente entre los actuadores y el computador principal. La alimentación directa de los motores se realiza mediante un módulo SMPS2 (Robotis, South Korea), el

cual entrega la tensión adecuada desde el módulo de potencia.

La unidad de cómputo principal está constituida por un equipo Intel® NUC con procesador i7-12700H, que ejecuta los algoritmos de control y supervisión del exoesqueleto en tiempo real. No obstante, para aplicaciones portátiles, el sistema ha sido diseñado de forma modular para permitir el reemplazo de la NUC por una Raspberry Pi 5, manteniendo la compatibilidad del stack de software embebido.

En cuanto a la sensórica vestibular, se integran dos unidades inerciales x-IMU3 (100 Hz, x-io Technologies, Reino Unido), ubicadas sobre la pierna y el antepié contralateral al exoesqueleto. Estos sensores permiten estimar la cinemática del tobillo, y se comunican vía WiFi directamente con el computador principal. Adicionalmente, para la estimación de parámetros dinámicos del usuario, se emplea una plantilla de presión OpenGo (100 Hz, Moticon, Alemania), la cual proporciona datos de fuerza vertical de reacción (vGRF), centro de presión (CoP) y mapa de presión plantar. Estos datos se transmiten vía Bluetooth a una tableta Samsung Galaxy Tab SM-T580, que a su vez se conecta al computador central mediante una conexión WiFi.

La Figura 4.12 muestra el esquema general de conexiones entre los módulos del sistema.

Software

El software que gobierna el funcionamiento del exoesqueleto fue desarrollado sobre el entorno de trabajo Robot Operating System (ROS), en su versión Noetic Ninjemys. Esta plataforma proporciona una arquitectura modular y escalable que facilita la integración de múltiples nodos funcionales, permitiendo una comunicación eficiente entre procesos, así como el monitoreo y la depuración en tiempo real durante la operación del dispositivo.

En el marco de esta tesis, se implementó un paquete específico disponible públicamente en https://github.com/dagv21/ankle_exoskeleton, el cual agrupa los nodos encargados del monitoreo, control y supervisión de los distintos subsistemas del exoesqueleto. Entre estos nodos se encuentran aquellos destinados al control y monitoreo de los actuadores Dynamixel MX-106T, desarrollados a partir de las librerías del paquete oficial Dy-

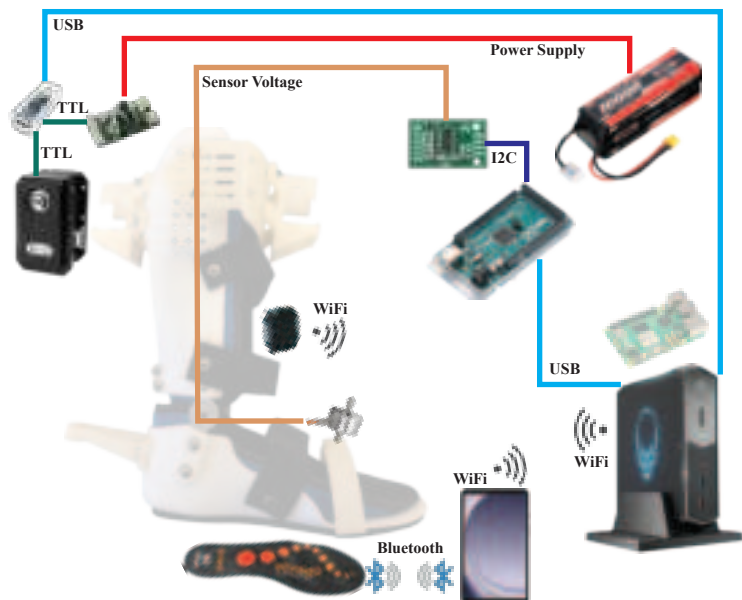


Figura 4.12: Esquema de conexiones electrónicas del exoesqueleto. Se ilustran las rutas de comunicación y alimentación entre los sensores, actuadores, microcontroladores y la unidad de cómputo principal.

namixel Workbench de Robotis. Asimismo, se incluyen nodos para la adquisición y procesamiento de datos provenientes de sensores inerciales, celdas de carga y plantillas de presión.

Adicionalmente, se desarrollaron nodos para la estimación de parámetros biomecánicos a partir de los datos sensoriales, así como nodos específicos para la ejecución de algoritmos de control del dispositivo, incluyendo la regulación de rigidez y la asistencia activa, descritos con mayor detalle en el Capítulo 5.

Conclusiones

El presente capítulo expuso el diseño detallado del exoesqueleto de tobillo desarrollado en esta tesis, orientado a ofrecer asistencia personalizada durante la marcha. A partir de una serie de premisas funcionales y morfológicas, se definieron los principios mecánicos que guiaron la construcción del sistema, los cuales se fundamentan en la emulación del comportamiento agonista-antagonista del sistema musculoesquelético humano mediante un enfoque de rigidez variable.

Se describieron los modelos dinámicos que representan tanto el comportamiento del dispositivo como su interacción con el usuario, los cuales sustentan la elección e implementación del sistema de actuación. El diseño estructural fue realizado sobre una órtesis pasiva modificada, a la que se integraron componentes impresos en 3D y un sistema de actuación con servomotores de alto torque, permitiendo una configuración versátil, ligera y adaptable a distintos perfiles antropométricos.

Finalmente, se detalló la integración electrónica y de software del sistema, incluyendo el desarrollo de una arquitectura modular basada en ROS que permite la adquisición de datos, el control del dispositivo y la supervisión de seguridad en tiempo real. El prototipo final constituye una plataforma funcional preparada para su validación experimental, y representa un paso clave hacia la implementación de estrategias de asistencia activa personalizadas en escenarios reales.

ARQUITECTURA DE CONTROL

5.1	Control de bajo y medio nivel	88
5.1.1	Controlador de velocidad embebido en Dynamixel	88
5.1.2	Controladores de Fuerza, Ángulo y Compliance para el nivel medio	89
5.2	Estimador del vector de progreso de marcha	95
5.2.1	Metodología	96
5.2.2	Resultados	104
5.2.3	Discusión	111
5.3	Control de asistencia adaptativa en función de fase y dinámica articular para marcha	117
5.3.1	Control de admitancia con rigidez adaptativa	117
5.3.2	Modulación del nivel de asistencia en función de la potencia articular	119

El presente capítulo describe la arquitectura completa del sistema de control desarrollado para el exoesqueleto de tobillo, diseñada con el objetivo de lograr una asistencia adaptativa, segura y eficiente durante la marcha humana. Se presenta una estructura jerárquica distribuida en tres niveles: (1) control de bajo nivel embebido en los actuadores, (2) control de medio nivel basado en fuerza, corrección de ángulo y compliance, y una capa de alto nivel orientada a la modulación dinámica de la asistencia en función del estado locomotor estimado.

Las estrategias de control desarrolladas en este capítulo se fundamentan directamente en los modelos biomecánicos, dinámicos y cinemáticos presentados en el capítulo 4. El diseño de los controladores considera las propiedades mecánicas del exoesqueleto, las condiciones de interacción con el usuario y los perfiles de marcha previamente modelados. Además, se

incorpora un estimador continuo del vector de progreso de marcha, basado en algoritmos de aprendizaje, cuya implementación y validación también se presentan. Este estimador proporciona una señal clave para la activación sincronizada y la modulación adaptativa de la asistencia, permitiendo cerrar el lazo de control desde la percepción sensorial hasta la acción motora. A través de esta integración entre modelado, estimación y control jerárquico, se propone una arquitectura capaz de adaptarse al comportamiento del usuario, optimizando la cooperación humano-robot.

5.1 Control de bajo y medio nivel

5.1.1 Controlador de velocidad embebido en Dynamixel

El exoesqueleto de tobillo propuesto cuenta con un nivel de control bajo embebido en los propios actuadores Dynamixel (modelo MX-106T). Este esquema está encargado de regular la velocidad angular de los motores mediante un control tipo Proporcional-Integral (PI). La Figura 5.1 ilustra el diagrama funcional del controlador de velocidad, tal como se encuentra implementado internamente en los actuadores Dynamixel. En este esquema, la señal de velocidad deseada (V_{Md}) es enviada desde el computador principal a través de la interfaz de comunicación, y posteriormente es suavizada por un generador de perfil que limita la aceleración. Este proceso busca evitar cambios abruptos en la consigna que puedan afectar negativamente la integridad mecánica del sistema, especialmente en escenarios de uso prolongado o bajo carga variable (ROBOTIS Co., Ltd., 2025).

El controlador PI evalúa continuamente el error entre la velocidad deseada y la velocidad actual del motor, y genera una señal de control proporcional e integral que alimenta la etapa de modulación por ancho de pulso (PWM). Esta señal se ajusta mediante limitadores internos antes de aplicarse al motor, asegurando que la demanda de esfuerzo se mantenga dentro de los márgenes seguros para el sistema.

Además del núcleo PI, el controlador incluye un mecanismo de anti-windup que previene la acumulación excesiva de la componente integral en condiciones de saturación, mejorando así la estabilidad del sistema (ROBOTIS Co., Ltd., 2025). Tanto este mecanismo como el coeficiente interno de

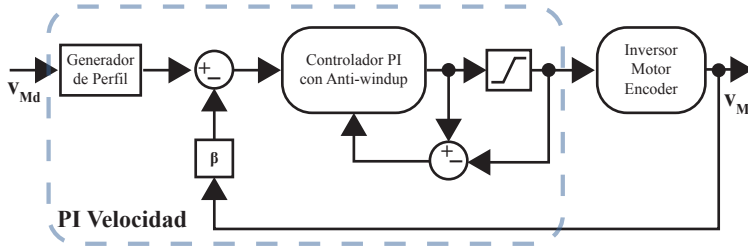


Figura 5.1: Diagrama de control de velocidad PI embebido en actuadores Dynamixel. La señal de velocidad deseada es procesada por un generador de perfil, seguida por un controlador PI con anti-windup, limitadores y una etapa de inversión PWM para el accionamiento del motor.

conversión entre unidades de posición y velocidad (β) forman parte de la arquitectura cerrada del actuador y no pueden ser modificados por el usuario, ya que están predefinidos en el diseño interno del sistema.

Cabe destacar que las ganancias del controlador PI interno ($K_{vp} = 0,7812$ y $K_{vi} = 0,0293$) no fueron modificadas, utilizándose los valores por defecto proporcionados por el fabricante en el firmware del Dynamixel MX-106T.

5.1.2 Controladores de Fuerza, Ángulo y Compliance para el nivel medio

El control de nivel medio del exoesqueleto propuesto tiene como objetivo principal modular la interacción entre el usuario y el dispositivo, ajustando dinámicamente las referencias de actuación en función del estado mecánico del sistema, la cinemática articular y las condiciones de contacto. A diferencia del control embebido de velocidad descrito anteriormente, esta capa de control se ejecuta en el computador principal, utilizando como base las estimaciones sensoriales y cinemáticas provenientes de sensores inerciales y celdas de carga.

El sistema propuesto está compuesto por tres lazos funcionales principales: (1) control de fuerza en los tendones, (2) control de ángulo articular, y (3)

control de compliance a través de un módulo de admitancia. Cada uno de estos lazos opera de manera independiente pero coordinada, compartiendo información sobre el estado del sistema y generando referencias para los actuadores en tiempo real.

La Figura 5.2 presenta el diagrama de flujo general del sistema de control de medio nivel. Este esquema integra la lógica operativa de cada lazo de control (fuerza, ángulo y compliance), mostrando cómo las distintas señales sensadas y calculadas (i.e., fuerzas netas, errores articulares y torques medidos) son procesadas para generar las referencias de velocidad final que alimentan a los motores del exoesqueleto.

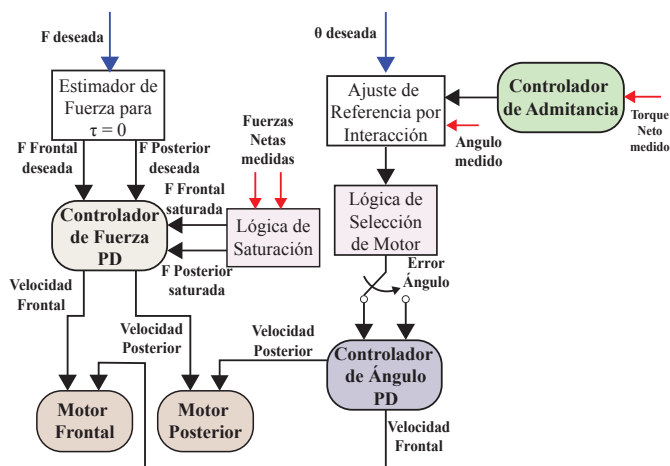


Figura 5.2: Diagrama de flujo del sistema de control de medio nivel. Se muestran los tres módulos principales (fuerza, ángulo y admitancia), la secuencia de procesamiento de señales y las salidas de velocidad que se aplican a los actuadores.

El diagrama anterior proporciona una visión simplificada de la lógica funcional del sistema de control de medio nivel. Para una representación más detallada e integrada, la Figura 5.3 muestra el esquema completo que incluye tanto los controladores de medio nivel (fuerza, ángulo y compliancia) como el lazo de bajo nivel embebido en los actuadores. Además, se

incorpora el modelo mecánico del exoesqueleto, permitiendo visualizar las interacciones físicas y computacionales que se establecen entre los distintos módulos del sistema durante la operación. Esta arquitectura conjunta refleja la implementación real del controlador en el entorno robótico propuesto.

Control de Fuerza en los Tendones

El primer objetivo del control de medio nivel es regular la fuerza de tensión mínima ($F_{Tdesired}$) en los tendones anterior y posterior, garantizando una distribución equilibrada que permita la generación de torque deseado o de torque nulo en estado de reposo. Dado que el sistema posee geometría asimétrica, con longitudes distintas entre metatarso (l_{TA}) y talón (l_{HA}), se implementa un estimador de fuerza que ajusta las referencias de tensión deseadas según la relación geométrica entre los brazos de palanca.

Para cada tendón, se emplea un controlador PD independiente, cuya señal de salida corresponde a la velocidad de referencia enviada al motor correspondiente (V_{FF} y V_{PF}). Esta señal se actualiza en tiempo real en función del error de fuerza, definido como la diferencia entre la fuerza deseada y la fuerza medida por sensores de carga (F_{NF} y F_{NP}). La ecuación general que rige el comportamiento de este controlador está dada por:

$$V_{xF} = K_P(F_{xd} - F_{Nx}) + K_D \frac{d(F_{xd} - F_{Nx})}{dt} \quad (5.1)$$

donde x representa el lado de actuación que se está controlado.

La estructura del controlador considera casos diferenciados para el enrollamiento y desenrollamiento del tendón, ajustando dinámicamente las ganancias proporcional (K_P) y derivativa (K_D). Estas ganancias fueron determinadas experimentalmente a través de un proceso iterativo de prueba y error. Inicialmente, se establecieron valores conservadores para K_P y K_D con el objetivo de evitar oscilaciones mecánicas, observando la respuesta dinámica del sistema ante diferentes magnitudes de perturbación. Posteriormente, se incrementaron gradualmente estas ganancias hasta alcanzar un compromiso adecuado entre tiempo de establecimiento, estabilidad y robustez frente a cambios en la carga.

Dado que el comportamiento del sistema difiere según el sentido de la

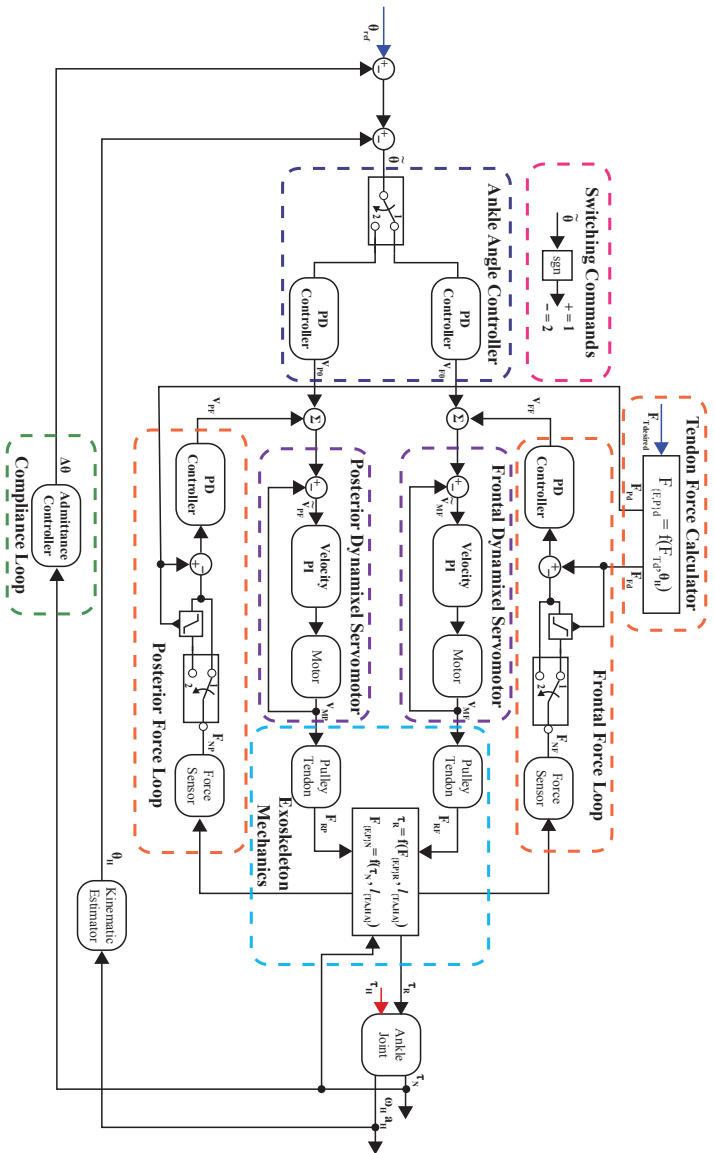


Figura 5.3: Esquema general de control de bajo y medio nivel del exoesqueleto de tobillo, incluyendo control de fuerza, corrección angular y admittance, junto con el modelo mecánico del sistema.

actuación (enrollamiento vs. desenrollamiento), se establecieron dos conjuntos de ganancias:

■ **Tendón frontal:**

- Enrollamiento: $K_P = 4,0$, $K_D = 0,25$
- Desenrollamiento: $K_P = 1,33$, $K_D = 0,125$

■ **Tendón posterior:**

- Enrollamiento: $K_P = 2,5$, $K_D = 0,25$
- Desenrollamiento: $K_P = 1,25$, $K_D = 0,083$

Estas ganancias fueron seleccionadas para mantener el error de fuerza dentro de un umbral aceptable sin inducir oscilaciones ni resonancias mecánicas. Además, se incorporó un factor de escalamiento dinámico (gain factor) que ajusta la magnitud de la acción de control en función de la fuerza deseada, permitiendo reutilizar el mismo conjunto de ganancias para diferentes perfiles de asistencia.

El controlador también incluye lógica de saturación progresiva en función del error angular estimado en el tobillo, modulando la fuerza máxima permitida en cada tendón mediante una interpolación ponderada por el valor absoluto del error (α). Esta estrategia evita que la fuerza generada por el sistema de fuerza entre en conflicto con el controlador de ángulo cuando ambos se encuentran activos simultáneamente.

Control de ángulo articular

El segundo objetivo del sistema es realizar una corrección activa del ángulo articular del tobillo en caso de desviaciones respecto a una referencia cinemática deseada. El ángulo actual (θ_H) se estima mediante un sistema de fusión sensorial que combina información de las unidades inerciales integradas en el dispositivo, mientras que la referencia (θ_{ref}) representa un valor objetivo adaptado al patrón de marcha fisiológico o a una trayectoria impuesta.

La señal de error angular $\tilde{\theta} = \theta_{ref} - \theta_H$ se emplea como entrada de un controlador PD cuya salida corresponde a una velocidad de actuación. Esta señal se transforma en comandos de velocidad para los motores del sistema ($V_{F\theta}$ y $V_{P\theta}$). La ecuación que rige el controlador de ángulo articular está

dada por:

$$V_{x\theta} = K_P \tilde{\theta} + K_D \frac{d\tilde{\theta}}{dt} \quad (5.2)$$

donde x representa el motor que se está controlando.

La arquitectura de este controlador incorpora una lógica de conmutación (switching) que determina qué motor debe intervenir según el signo del error angular. Si $\tilde{\theta} > 0$, se activa el motor frontal; si $\tilde{\theta} < 0$, se activa el motor posterior; y si $\tilde{\theta} = 0$, ambos motores se mantienen inactivos. Esta estrategia permite evitar redundancias y aplicar una corrección focalizada únicamente en el sentido requerido.

Para ambos motores en este controlador se establecieron ganancias simétricas, seleccionadas mediante un proceso experimental de prueba y error. Se evaluaron distintas combinaciones hasta identificar aquellas que garantizaban una respuesta rápida y estable, sin oscilaciones ni sobreimpulsos. Los valores finales adoptados fueron:

- **Motor frontal y posterior:** $K_P = 450,0$, $K_D = 50,0$

Durante el proceso de sintonización, se observó que la inclusión de una componente integral (K_I) no aportaba mejoras significativas y, en cambio, aumentaba el riesgo de acumulación en el error (wind-up). Por este motivo, se optó por una estructura PD pura, lo cual fue suficiente para garantizar un seguimiento preciso del ángulo articular sin comprometer la estabilidad del sistema.

Finalmente, la salida del controlador se envía como referencia de velocidad al motor correspondiente, sincronizándose con los lazos de control de fuerza y compliance descritos previamente, en un esquema jerárquico y modular.

Control de admitancia

El tercer módulo del control de medio nivel corresponde a un lazo de compliance basado en un modelo de admitancia, que modula la rigidez aparente del sistema de asistencia en función de la interacción física entre el exoesqueleto y el usuario. A través de este enfoque, se mejora la seguridad y confortabilidad del sistema, especialmente durante tareas de marcha en terreno variable o ante movimientos inesperados del usuario.

El modelo de admitancia implementado describe la relación entre el torque neto aplicado sobre la articulación (τ_N) y el desplazamiento angular inducido por compliance ($\Delta\theta$), de acuerdo con una ecuación diferencial de segundo orden dada por:

$$M\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K\theta = \tau \quad (5.3)$$

donde M es el término de inercia aparente, B es el coeficiente de amortiguamiento y K representa la rigidez virtual del sistema.

Los parámetros utilizados fueron seleccionados empíricamente a través de pruebas iterativas, observando la respuesta del sistema bajo distintas condiciones de carga y movimiento. Los valores típicos utilizados fueron:

- Masa virtual: $M = 0,2 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$
- Amortiguamiento: $B = 8,0 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$
- Ganancia de rigidez: $K_{gain} = 400,0 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$

Este módulo es particularmente útil para evitar la generación de fuerzas excesivas en condiciones donde el usuario ofrece resistencia pasiva, permitiendo que el sistema ceda parte del movimiento en lugar de imponer una trayectoria rígida.

5.2 Estimador del vector de progreso de marcha

El análisis cuantitativo de la marcha es fundamental tanto para la comprensión de desórdenes locomotores como para la evaluación de intervenciones clínicas y tecnológicas (Hulleck et al., 2022; Quintero et al., 2017; Russo et al., 2025). Tradicionalmente, esta estimación se ha realizado mediante sistemas de captura de movimiento y plataformas de fuerza en entornos de laboratorio controlados, lo cual limita su aplicabilidad en contextos reales (J. Chen et al., 2018; Gurchiek et al., 2019; Kidziński et al., 2019).

La incorporación de sensores portables (por ejemplo, IMUs, plantillas de presión, acelerómetros montados en el calzado y textiles inteligentes) y técnicas avanzadas de aprendizaje automático ha permitido desarrollar

métodos no invasivos y en tiempo real para el monitoreo de la marcha (Avellar et al., 2023; Gholami et al., 2020; Jo et al., 2025; Moghadam et al., 2023; Wei & Wu, 2023; W. Zhang et al., 2023).

En este contexto, esta sección presenta el desarrollo de un estimador continuo del vector de progreso de marcha (GPV, por sus siglas en inglés), basado en sensores inerciales y modelos de regresión estadística y profunda. A diferencia de métodos discretos centrados en eventos como el contacto de talón o el despegue del pie (Gholami et al., 2020; Wouda et al., 2018), el GPV ofrece una representación continua del avance locomotor, útil tanto para el control de dispositivos de asistencia (Vu et al., 2020; Wei & Wu, 2023) como para la caracterización biomecánica detallada (Gurchiek et al., 2019; Kidziński et al., 2019). Esta aproximación resulta especialmente valiosa para entornos clínicos, donde la personalización de la asistencia requiere información granular sobre la evolución temporal del ciclo de marcha (Lambrecht et al., 2017).

5.2.1 Metodología

Participantes

Este trabajo involucró a 10 participantes sanos (véase la Tabla 5.1) conforme a los criterios de inclusión y exclusión descritos a continuación:

- **Criterios de inclusión:** Ausencia de trastornos musculoesqueléticos o neurológicos diagnosticados, capacidad para caminar de forma independiente sin dispositivos de ayuda, y visión normal o corregida a normal.
- **Criterios de exclusión:** Condiciones médicas inestables o comorbilidades que pudieran afectar la marcha, así como alteraciones cognitivas o de comunicación severas que impidieran seguir instrucciones o completar el protocolo.

Plataforma Experimental y Recolección de Datos

Los participantes fueron equipados con dos tipos de sensores portátiles para capturar datos biomecánicos, específicamente la fuerza de reacción vertical del suelo (vGRF, por sus siglas en inglés), el centro de presión (CoP) y la cinemática del tobillo en el plano sagital. Las mediciones se

Tabla 5.1: Características demográficas de los participantes y velocidades de prueba realizadas. Los valores de la última fila representan la media $\pm$ desviación estándar (DE) para edad, estatura, masa y velocidad auto-seleccionada.

Participante	Edad (años)	Estatura (cm)	Masa (kg)	Lado medido	Velocidad Propia (km/h)	Velocidades de prueba			
1	22	177	70	Izquierda	4.0	Media	Patológica	Propia	Lenta
2	24	165	58	Izquierda	3.5	Media	Patológica	Propia	Lenta
3	29	178	75	Izquierda	3.4	Patológica	Lenta	Propia	Media
4	18	172	58	Izquierda	4.0	Propia	Media	Patológica	Lenta
5	32	172	70	Derecha	4.1	Lenta	Media	Propia	Patológica
6	24	173	80	Izquierda	3.5	Lenta	Media	Patológica	Propia
7	23	160	60	Izquierda	3.4	Media	Patológica	Lenta	Propia
8	21	175	73	Izquierda	3.6	Propia	Lenta	Patológica	Media
9	26	167	50	Izquierda	3.6	Propia	Lenta	Patológica	Media
10	34	161	53	Izquierda	4.8	Patológica	Propia	Media	Lenta
Media $\pm$ DE	25 $\pm$ 5	170 $\pm$ 6	65 $\pm$ 10	—	3,8 $\pm$ 0,4	—	—	—	—

obtuvieron utilizando plantillas de presión (OpenGo, Moticon, Alemania) y un par de unidades de medición inercial (x-IMU3, x-io Technologies, Reino Unido) colocadas en la pierna y en la punta del pie del lado no dominante.

Tras la instrumentación, los participantes realizaron pruebas de caminata de 6 minutos (6MWT) en una cinta a cuatro velocidades de marcha distintas. La primera condición correspondió a la velocidad propia (véase Tabla 5.1), determinada individualmente mediante la prueba de caminata de 10 metros (10MWT). La segunda condición fue la velocidad patológica, definida en la literatura como 2,1 km/h. Además, los participantes caminaron a una velocidad intermedia (1,4 km/h) y a una velocidad lenta (1,0 km/h). Las velocidades incluidas en este experimento fueron aleatorizadas para todos los participantes (véase Tabla 5.1).

Un ordenador NUC (i7-12700H, Intel, EE.UU.) con el sistema Robot Operating System (ROS) versión Noetic adquirió y registró los datos de los participantes. Ambos sensores transmitieron datos de forma inalámbrica al ordenador con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Los flujos de datos adquiridos se registraron en archivos bag de ROS para su posterior pre-procesamiento, entrenamiento y validación.

Preprocesamiento de Datos

En una etapa preliminar, las pruebas registradas se agruparon y particionaron para generar archivos bag específicos por participante para entrenamiento y validación en tiempo real. Para cada velocidad de marcha evaluada en este estudio, los bags de entrenamiento contenían el 70 % de los datos, mientras que los de validación comprendían el 30 % restante.

Los datos de los sensores en bruto, incluyendo vGRF, CoP y ángulo del tobillo, se extrajeron de los archivos bag de entrenamiento e interpolaron para asegurar la sincronización temporal. A continuación, se calcularon sus derivadas temporales empleando diferencias de primer orden con relleno cero para preservar la consistencia en longitud. Todas las señales fueron filtradas con un filtro Butterworth de tercer orden: frecuencia de corte de 5 Hz para fuerza, ángulo y CoP, y de 10 Hz para sus derivadas.

El vector continuo de progreso de marcha (0-100 %) se estimó offline a partir de la vGRF normalizada mediante la detección de transiciones entre

las fases de apoyo y balanceo. Se aplicó un umbral de 0,04 a la fuerza normalizada: valores por debajo de ese umbral indicaban apoyo y valores por encima, balanceo. A partir de estas transiciones, el progreso de la marcha se asignó de forma lineal, con la fase de apoyo correspondiente a 0-60 % y la fase de balanceo a 60-100 %.

Los datos etiquetados se segmentaron posteriormente en ciclos de marcha individuales y se realizó un análisis de consistencia para seleccionar las muestras más representativas. Específicamente, se seleccionaron el 90 % superior de los ciclos que presentaron la mayor correlación (es decir, la intersección de las medidas de similitud basadas en fuerza y ángulo) para el proceso de entrenamiento.

Modelos de Estimación del Vector de Progreso de Marcha

Todos los modelos propuestos que se describen a continuación fueron diseñados para realizar estimaciones supervisadas del vector de progreso continuo de la marcha, definido como $\mathbf{y}(t) \in [0, 100]$, donde t denota el índice de tiempo interpolado. La entrada en cada instante de tiempo fue un vector de características de cinco dimensiones definido como:

$$\mathbf{x}(t) = [\mathbf{vGRF}(t) \quad \dot{\mathbf{vGRF}}(t) \quad \theta(t) \quad \dot{\theta}(t) \quad \text{CoP}(t)] \quad (5.4)$$

que comprende la fuerza de reacción vertical del suelo ($\mathbf{vGRF}$), su derivada temporal ($\dot{\mathbf{vGRF}}$), el ángulo de la articulación del tobillo (θ) y la velocidad angular ($\dot{\theta}$) en el plano sagital, y el centro de presión (CoP).

Se empleó un reparto estándar de 80/20 para entrenamiento y prueba de los modelos, con la semilla aleatoria fijada en 42 para asegurar reproducibilidad. Durante el entrenamiento se monitorizaron los errores medios cuadráticos (MSE) tanto de entrenamiento como de validación para detectar sobreajuste y guiar el ajuste de hiperparámetros. Cada modelo fue entrenado individualmente para cada participante con el fin de abordar la variabilidad entre sujetos y asegurar el aprendizaje de patrones de marcha específicos de cada individuo.

Regresores Clásicos de Aprendizaje Automático: Esta categoría incluyó tres regresores clásicos: (1) un Gradient Boosting Regressor (GBR), (2)

un Random Forest Regressor (RFR), y (3) un Voting Regressor (VR) que combina una regresión lineal y dos aprendices basados en árboles.

El GBR se configuró con 100 etapas de impulso (boosting), tasa de aprendizaje de 0,1 y profundidad máxima de árbol de 9. Estos hiperparámetros se eligieron basándose en el rendimiento empírico en pruebas preliminares. Para monitorizar la generalización, las pérdidas de entrenamiento y validación se registraron a lo largo de las iteraciones de impulso. El RFR empleó 100 árboles de decisión con muestreo bootstrap y criterios de selección de características por defecto. Finalmente, el VR integró un modelo de regresión lineal con los modelos GBR y RFR previamente descritos, combinando sus salidas mediante votación suave. Para el entrenamiento, tanto el RFR como el VR llevaron a cabo un procedimiento de pasada única, evaluando su desempeño tras el entrenamiento.

Una descripción general de los modelos, incluyendo sus hiperparámetros clave, aprendices base y características de diseño, se presenta en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2: Resumen de los regresores clásicos de aprendizaje automático y sus principales ajustes

Modelo	Hiperparámetros principales	Aprendices base	Características especiales
Gradient Boosting Regressor (GBR)	$n_{\text{estimators}} = 100$, learning_rate=0,1, max_depth=9, random_state=42	Árboles de decisión	Pérdida de predicción registrada por iteración
Random Forest Regressor (RFR)	$n_{\text{estimators}} = 100$, random_state=42	Árboles de decisión	Entrenamiento de pasada única, sin registro por etapa
Voting Regressor (VR)	(parámetros de modelos previos)	Regresión lineal, RFR, GBR	Ensemble de votación suave de modelos heterogéneos

Modelos de Aprendizaje Profundo: Esta categoría comprendió cuatro arquitecturas neuronales: una red Long Short-Term Memory (LSTM) apilada, una red recurrente de dos capas basada en LSTM (RNN), un

híbrido convolucional-recurrente (CNN-LSTM) y un modelo autorregresivo exógeno no lineal con atención (NARX). Para todos los modelos profundos, las características se estandarizaron mediante normalización con z-score (es decir, media cero y varianza unitaria). La optimización empleó el algoritmo Adam con tasa de aprendizaje de 10^{-4} y pérdida de error medio cuadrático. Los mini-lotes fueron de tamaño 32, entrenando hasta 1000 épocas con parada temprana (early stopping).

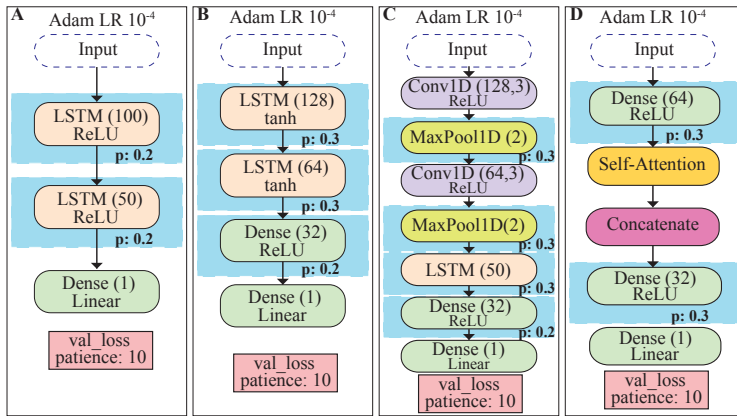


Figura 5.4: Arquitecturas de aprendizaje profundo implementadas para la estimación del progreso de marcha. (A) LSTM, (B) RNN, (C) Híbrido CNN-LSTM, y (D) NARX con atención. Todos los modelos fueron entrenados usando el optimizador Adam (tasa de aprendizaje = 10^{-4}), tamaño de lote = 32, hasta 1000 épocas, pérdida MSE, y parada temprana basada en pérdida de validación (20 % de división). Las entradas fueron estandarizadas con normalización z-score

- A) LSTM:** Este modelo contenía dos capas LSTM apiladas con 100 y 50 unidades, activaciones ReLU y capas de abandono (dropout) con tasa de 0,2 aplicadas tras cada capa recurrente. Una neurona de salida lineal generó la predicción de regresión (véase la Figura 5.4A). Se empleó parada temprana basada en pérdida de validación con paciencia de 10 épocas.
- B) RNN:** Como línea de base recurrente, esta arquitectura consistió en

dos capas LSTM con 128 y 64 unidades respectivamente, activaciones tanh, cada una seguida por una capa Dropout (tasa 0,3), una capa densa con 32 unidades ReLU y una neurona de salida lineal (véase la Figura 5.4B). Se aplicó parada temprana basada en pérdida de validación con paciencia de 10 épocas.

C) CNN-LSTM: La red combinó procesamiento convolucional y recurrente, con dos bloques de convolución temporal de 128 y 64 filtros, seguidos por una única capa LSTM de 50 unidades. Cada bloque fue seguido por un Dropout (tasa 0,3), una capa densa con 32 unidades ReLU y una neurona de salida lineal (véase la Figura 5.4C). Se aplicó parada temprana basada en pérdida de validación con paciencia de 5 épocas.

D) NARX: Este modelo feed-forward integró un mecanismo de atención para mejorar la representación temporal de características en cada instante. La arquitectura incluyó una capa densa de 64 unidades ReLU, seguida por un bloque de auto-atención cuyo resultado se concatenó con la representación original. La salida pasó por una segunda capa densa de 32 unidades ReLU y una neurona de salida lineal (véase la Figura 5.4D). Se aplicó Dropout de 0,3 tras la primera y segunda capas densas. La parada temprana monitorizó la pérdida de entrenamiento con paciencia de 10 épocas.

Validación en Tiempo Real

Para evaluar el desempeño de los modelos en un escenario en tiempo real, los archivos bag de validación se reproducían utilizando el paquete `rosbag` de ROS a la frecuencia de adquisición original, simulando la transmisión de datos en vivo desde sensores portables. Estos bags contenían señales sincronizadas en el tiempo incluyendo fuerza de reacción vertical del suelo (vGRF), ángulo de tobillo en el plano sagital y centro de presión (CoP).

A medida que los datos llegaban a cada nodo de ROS, se calculaban en tiempo real las derivadas correspondientes (es decir, derivada de la vGRF y velocidad angular del tobillo). Cada algoritmo se ejecutaba secuencialmente en un nodo aislado, estimando el vector de progreso de marcha a partir de las características de entrada transmitidas y derivadas. Las predicciones generadas se publicaban como topics de ROS y se registraban para análisis

posterior.

Este montaje permitió emular un escenario en tiempo real, asegurando que cada modelo funcionara bajo condiciones de entrada consistentes y reproducibles, a la vez que preservaba la arquitectura prevista para su despliegue en vivo.

Análisis de Datos

Este trabajo analizó el rendimiento de cada modelo en las predicciones de salida durante las etapas de entrenamiento y validación en tiempo real. Para la fase de entrenamiento, al final del entrenamiento del modelo, se guardaron las predicciones y los valores reales del progreso de marcha. Durante la validación en tiempo real, los registros de los bags de ROS almacenaron las salidas del modelo para un análisis offline usando MATLAB R2023b (MathWorks, EE.UU.).

Las métricas de rendimiento incluyeron error medio cuadrático (MSE), raíz del error medio cuadrático (RMSE), error medio absoluto (MAE) y el coeficiente de determinación (R^2). Durante el entrenamiento se registraron los valores finales de las pérdidas de entrenamiento y validación para evaluar el ajuste del modelo. Además, para evaluar el comportamiento de sobreajuste, este estudio incluyó un análisis de entrenamiento incremental usando porciones del 10 %, 20 %, 40 %, 60 %, 80 % y 100 % del conjunto de entrenamiento (es decir, el 70 % del total de pruebas).

Para la validación en tiempo real y además de las métricas estándar, el ciclo de marcha fue segmentado en fases de apoyo y balanceo para una evaluación offline más detallada. Así, las métricas de rendimiento se calcularon por separado para cada sub-fase. El análisis también incluyó el número de puntos de datos correctamente clasificados y el retraso temporal entre el vector de progreso predicho y el real, lo cual proporcionó información sobre la capacidad de respuesta y precisión del modelo bajo condiciones de despliegue realistas.

Para comparar cuantitativamente los algoritmos, cada métrica fue clasificada de 1 (mejor) a 6 (peor) entre los seis modelos probados. Se calculó una puntuación de desempeño general promediando las clasificaciones en todas las métricas. Este enfoque permitió una comparación normalizada entre indicadores de rendimiento heterogéneos y facilitó la identificación

de los modelos más efectivos para la estimación del progreso de marcha en tiempo real.

En términos estadísticos, el análisis de las métricas evaluadas incluyó dos partes: (1) entre algoritmos, usando valores promediados por velocidad (un valor por sujeto $\times$ algoritmo), y (2) entre velocidades dentro de cada algoritmo, usando todos los datos disponibles (un valor por velocidad $\times$ sujeto). Primero, se aplicó la prueba de Shapiro–Wilk para determinar la distribución de ambos conjuntos de datos, con $p > 0,05$ indicando normalidad. Posteriormente, para identificar diferencias estadísticas entre los grupos ($p < 0,05$), las métricas con distribución normal emplearon la prueba ANOVA, mientras que las métricas no normales utilizaron la prueba Friedman. Finalmente, para los casos con diferencias significativas, se realizaron comparaciones por pares post hoc usando la prueba t (con corrección de Holm) tras ANOVA, y la prueba de Wilcoxon (con corrección de Bonferroni) tras Friedman. Todas las pruebas estadísticas se ejecutaron en RStudio2025 (Posit Software, EE.UU.).

5.2.2 Resultados

Sobreajuste de los Modelos

La Figura 5.5 muestra la brecha de generalización (es decir, la diferencia entre la pérdida de validación y la de entrenamiento) y el coeficiente de determinación (R^2) en función del tamaño del conjunto de datos. Los regresores clásicos mostraron brechas de generalización pequeñas y decrecientes al incluir más datos de entrenamiento (véase la Figura 5.5A). Específicamente, considerando la pendiente estimada mediante regresión lineal entre la brecha de generalización y el porcentaje de entrenamiento utilizado, el GBR presentó el valor negativo más pronunciado (-0,167), seguido del Voting Regressor (-0,065) y el Random Forest (-0,024). En contraste, todos los modelos de aprendizaje profundo mostraron pendientes positivas, lo que indica que las pérdidas de validación son menores que las de entrenamiento (véase la Figura 5.5A). Entre ellos, el NARX mostró la mayor sensibilidad (pendiente = 0,366), mientras que el CNN, LSTM y RNN exhibieron incrementos moderados (pendientes = 0,139, 0,155 y 0,209, respectivamente).

Por otra parte, en términos de R^2 (Figura 5.5B), el CNN alcanzó la mayor precisión predictiva ($R^2 \approx 0,99$ con el 100 % del subconjunto de entrenamiento), seguido por LSTM y RNN ($R^2 \approx 0,96$). El NARX presentó la mayor variación, comenzando en $R^2 = 0,90$ con el 10 % de los datos y alcanzando 0,95 con el 100 %. Los regresores clásicos mantuvieron un rendimiento estable en el rango de 0,96-0,97 a lo largo de todos los tamaños de conjunto, lo que indica una menor sensibilidad a la disponibilidad de datos.

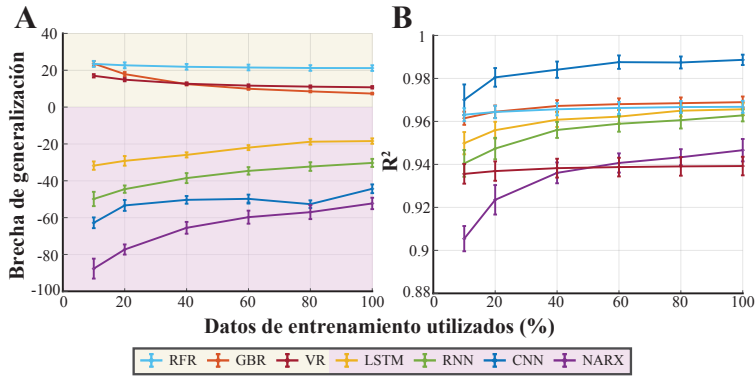


Figura 5.5: Brecha de generalización (parte A) y R^2 (parte B) según el tamaño del conjunto de entrenamiento para todos los modelos propuestos.

Etapas de Entrenamiento

La Tabla 5.3 resume el rendimiento en la etapa de entrenamiento para cada modelo, informando media y desviación estándar para RMSE, MAE, R^2 , pérdida de entrenamiento y de validación, así como el tiempo total de entrenamiento. Se calculó una puntuación compuesta, basada en métricas seleccionadas (resaltadas), para apoyar la clasificación de los modelos.

En general, el CNN obtuvo la mejor puntuación (i.e., 2,00) entre todos los modelos, comprendiendo los mínimos errores, R^2 , y valor de pérdida de validación. Sin embargo, este modelo requirió uno de los mayores tiempos de entrenamiento para lograr estos resultados. En contraste, el GBR reportó el menor tiempo de entrenamiento ($27,7 \pm 1,49$ s) y obtuvo

Tabla 5.3: Rendimiento en la etapa de entrenamiento para cada modelo. Menor es mejor para RMSE, MAE y pérdida; mayor es mejor para R^2 . Los parámetros resaltados con celdas coloreadas fueron incluidos en el cálculo de la puntuación final. La escala de color indica la clasificación relativa de mejor (claro) a peor (oscuro).

Modelo	Tiempo de Entrenamiento (s)	RMSE	MAE	R^2	Pérdida Entrenamiento	Pérdida Validación	Puntuación
CNN	707.02 ± 289.64	2.89 ± 0.87	1.73 ± 0.31	0.99 ± 0.01	58.60 ± 4.19	10.56 ± 4.95	2.00
GBR	27.87 ± 1.49	4.79 ± 0.54	2.77 ± 0.42	0.97 ± 0.01	15.79 ± 3.75	23.17 ± 5.03	2.20
RFR	37.53 ± 1.95	4.95 ± 0.56	2.76 ± 0.41	0.97 ± 0.01	3.44 ± 0.74	24.77 ± 5.39	2.40
LSTM	1104.80 ± 365.96	5.07 ± 0.56	3.13 ± 0.42	0.96 ± 0.01	45.09 ± 5.85	26.34 ± 5.89	4.00
RNN	707.37 ± 217.90	5.26 ± 0.58	3.29 ± 0.43	0.96 ± 0.01	57.10 ± 5.71	28.28 ± 6.28	5.00
VR	65.01 ± 3.91	6.71 ± 0.55	4.92 ± 0.43	0.94 ± 0.01	34.56 ± 6.01	45.30 ± 7.27	6.20
NRAX	668.21 ± 124.68	5.72 ± 0.52	3.87 ± 0.39	0.96 ± 0.01	69.77 ± 6.10	33.41 ± 6.97	6.20



el segundo mejor desempeño en la mayoría de las métricas. RFR y VR mostraron equilibrios variados entre precisión y coste computacional. Otros modelos de aprendizaje profundo presentaron comportamientos diversos en el entrenamiento, con NRAX y RNN alcanzando niveles similares de desempeño en términos de ajuste métricas, pero diferentes en perfiles de pérdida y puntuación total.

Validación en Tiempo Real

Para ilustrar el comportamiento de los algoritmos propuestos bajo condiciones de tiempo real, la Figura 5.6 muestra las salidas estimadas del progreso de marcha de todos los modelos frente a la señal de referencia. En general, los algoritmos reproducen la dinámica cíclica del progreso de la marcha con distintos grados de precisión y suavidad. No obstante, los regresores clásicos, así como los modelos LSTM y RNN, evidenciaron un retraso en la detección del valor inicial de la fase de apoyo. En contraste, CNN y NARX exhibieron respuestas más inmediatas al inicio de la fase de apoyo, aunque con distintos niveles de variabilidad en las predicciones posteriores.

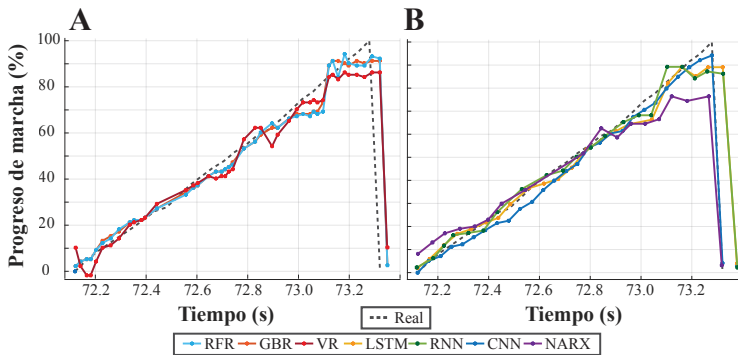


Figura 5.6: Respuestas típicas en tiempo real de los algoritmos propuestos frente a la señal de referencia del progreso de la marcha. El ejemplo corresponde al sujeto 5 en la condición de velocidad propia, ilustrando patrones representativos en regresores clásicos (parte A) y modelos de aprendizaje profundo (parte B).

En cuanto al rendimiento para todos los modelos propuestos (regresores clásicos y algoritmos de aprendizaje profundo), la Figura 5.7 muestra el error medio cuadrático (RMSE) y el error medio absoluto (MAE) a través de las fases de apoyo y balanceo, y el coeficiente de determinación (R^2) para todo el ciclo de marcha. Valores menores de RMSE y MAE indican predicciones más precisas por fase, mientras que valores mayores de R^2 denotan mejor acuerdo global con la trayectoria de marcha basada en referencia.

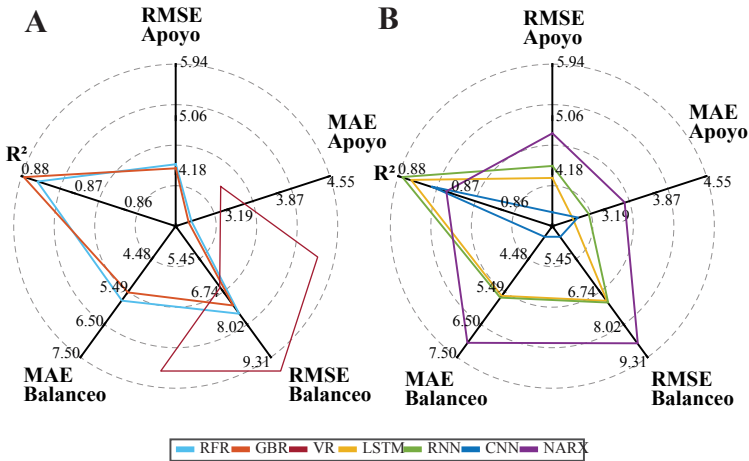


Figura 5.7: Resumen del error de predicción en tiempo real a través de las fases de marcha para todos los modelos considerados. La Parte A (izquierda) presenta el desempeño de los regresores clásicos (i.e., RFR, GBR y VR), mientras que la Parte B (derecha) incluye los modelos basados en aprendizaje profundo (i.e., LSTM, RNN, CNN y NARX). RMSE y MAE se reportan por separado para la fase de apoyo y la fase de balanceo, mientras que R^2 refleja el ajuste del modelo a lo largo del ciclo completo.

Los modelos de regresión clásicos demostraron un rendimiento comparable al de algunos enfoques de aprendizaje profundo durante la validación en tiempo real. Entre los algoritmos clásicos, el GBR obtuvo resultados aceptables, reportando el valor más alto de R^2 entre todos los modelos. Específicamente, este regresor obtuvo valores de RMSE y MAE de 4,2 y 2,7

en la fase de apoyo, y de 7,3 y 5,5 en la fase de balanceo, respectivamente. Este desempeño fue similar al del RFR y casi igual al de los modelos de aprendizaje profundo LSTM y RNN. En contraste, VR y NARX evidenciaron los resultados más débiles, con los valores más bajos de R^2 y los mayores errores en las fases de apoyo y balanceo. En general, el CNN mostró un desempeño consistente en ambas fases de marcha, alcanzando errores de 2,8 % (MAE) y 3,5 (RMSE) para la fase de apoyo, y 3,8 % (MAE) y 4,6 (RMSE) para la fase de balanceo. De igual modo, el coeficiente de variación para el ciclo total alcanzó 0,8. La Tabla 5.4 ofrece un resumen detallado de la media y desviación estándar de estas métricas para el ciclo completo, así como para las fases de apoyo y balanceo.

En términos de la puntuación compuesta, el CNN alcanzó el mejor valor general (1,78), impulsado por los menores errores en las fases de apoyo, balanceo y el ciclo completo, salvo para el MAE durante la fase de apoyo (véase la Tabla 5.4). Aunque su R^2 se ubicó en cuarto lugar entre los modelos, la diferencia con el mejor valor fue 0,01, lo que indica una brecha insignificante en poder explicativo. Entre los regresores clásicos, el GBR obtuvo la mayor puntuación (tercer lugar general), respaldado por el mejor R^2 y el menor MAE en la fase de apoyo de todos los algoritmos.

En lo que respecta a la frecuencia del algoritmo, los modelos de aprendizaje profundo operaron en general a valores menores en comparación con los regresores clásicos (véase la Tabla 5.4). Concretamente, el CNN alcanzó la mayor frecuencia entre los modelos de aprendizaje profundo, con 22 Hz, lo que corresponde a un promedio de 39 muestras estimadas por ciclo de marcha (27 durante apoyo y 12 durante balanceo). Por otra parte, los regresores clásicos registraron una frecuencia mayor cercana a 41 Hz, estimando alrededor de 61 muestras (43 para apoyo y 18 para balanceo). No obstante, estos métodos clásicos presentaron mayor variabilidad en la estimación de muestras, con cambios entre 25 % y 33 % para ambas fases.

En términos estadísticos, las pruebas de Shapiro-Wilk determinaron que los errores y el coeficiente de variación siguieron una distribución normal ($p > 0,05$), salvo por el R^2 para CNN, GBR y VR, y el MAE para CNN (véase la Tabla 5.4). De esta forma, las pruebas ANOVA y Friedman mostraron diferencias significativas para todas las métricas (i.e., RMSE, MAE, y R^2), excepto para el R^2 en el ciclo total de marcha. La Tabla 5.5 resume la comparación estadística entre algoritmos para las métricas evaluadas en

Tabla 5.4: Rendimiento en tiempo real de validación por modelo y segmento de ciclo de marcha. Menor es mejor para RMSE/MAE, mayor es mejor para R^2 . Los parámetros resaltados con celdas coloreadas fueron incluidos en la puntuación (colores claros implican mejor y oscuros peor). Los valores con asterisco siguieron una distribución no normal ($p < 0,05$). La tabla también lista Frecuencia (Hz) y Muestras Estimadas (por ciclo/fase).

Modelo	Frecuencia (Hz)	Ciclo de Marcha	Muestras Estimadas	RMSE	MAE	R^2
CNN	22,11 ±1,22	Total	38,89 ± 9,46	8.14 ± 1.19	3.88 ± 0.86	0.87 ± 0.03 *
		Apoyo	27,33 ± 7,60	3.52 ± 1.13	2.85 ± 0.93	0.94 ± 0.04
		Balanceo	11,56 ± 2,32	4.59 ± 1.28	3.81 ± 1.06 *	0.79 ± 0.12 *
LSTM	16,62 ±3,13	Total	27,98 ± 7,27	8.30 ± 1.22	4.41 ± 0.67	0.87 ± 0.04
		Apoyo	19,67 ± 5,78	4.08 ± 0.89	2.78 ± 0.55	0.93 ± 0.03
		Balanceo	8,31 ± 1,79	7.10 ± 0.73	5.62 ± 0.59	0.57 ± 0.08
GBR	40,74 ±14,48	Total	61,58 ± 18,32	8.74 ± 1.19	4.19 ± 0.70	0.88 ± 0.03
		Apoyo	43,38 ± 14,55	4.25 ± 1.22	2.68 ± 0.66	0.92 ± 0.04 *
		Balanceo	18,21 ± 4,40	7.27 ± 0.87	5.50 ± 0.72	0.55 ± 0.09
RNN	16,51 ±3,08	Total	27,80 ± 7,24	8.31 ± 1.11	4.53 ± 0.64	0.88 ± 0.03
		Apoyo	19,53 ± 5,74	4.27 ± 0.91	2.99 ± 0.56	0.92 ± 0.03
		Balanceo	8,26 ± 1,80	7.17 ± 0.73	5.68 ± 0.58	0.56 ± 0.09
RFR	40,75 ±14,51	Total	61,59 ± 18,32	8.86 ± 1.23	4.30 ± 0.74	0.87 ± 0.03
		Apoyo	43,38 ± 14,56	4.32 ± 1.24	2.72 ± 0.67	0.92 ± 0.04
		Balanceo	18,21 ± 4,40	7.59 ± 0.81	5.76 ± 0.73	0.52 ± 0.09
NARX	16,85 ±3,10	Total	28,41 ± 7,38	9.05 ± 0.70	5.30 ± 0.54	0.87 ± 0.02
		Apoyo	19,96 ± 5,85	4.80 ± 0.75	3.46 ± 0.52	0.90 ± 0.03
		Balanceo	8,45 ± 1,85	8.76 ± 0.69	7.06 ± 0.55	0.38 ± 0.10
VR	40,76 ±14,51	Total	61,58 ± 18,32	9.24 ± 0.79	5.76 ± 0.66	0.85 ± 0.09 *
		Apoyo	43,38 ± 14,56	5.72 ± 0.68	4.38 ± 0.53	0.88 ± 0.03 *
		Balanceo	18,20 ± 4,40	8.88 ± 0.84	7.17 ± 0.73	0.34 ± 0.12

Modelo	CNN	LSTM	GBR	RNN	RFR	NARX	VR
Puntuación	1.78	2.56	2.67	3.78	4.22	6.00	7.00

1 2 3 4 5 6 7

los tres casos de ciclo de marcha.

En general, el modelo CNN presentó el mayor número de diferencias significativas entre algoritmos, particularmente durante la fase de oscilación, donde alcanzó niveles altamente significativos en términos de RMSE, MAE y R^2 en comparación con los demás. En contraste, los modelos VR y NARX fueron los de menor rendimiento, mostrando diferencias frecuentes con CNN, LSTM, RNN, GBR y RFR en múltiples métricas. Para la fase de apoyo, las diferencias más claras se observaron en los errores RMSE y MAE. No obstante, la fase de oscilación resultó ser la condición más discriminativa en general, evidenciando el mayor número de diferencias significativas entre modelos. Por último, el R^2 del ciclo completo de marcha fue la métrica menos sensible, sin diferencias significativas detectadas entre los algoritmos.

Por otra parte, considerando las distintas velocidades de marcha evaluadas en este estudio, la Figura 5.8 ilustra las métricas de rendimiento (R^2 y MAE) para cada algoritmo durante las fases de apoyo, oscilación y el ciclo de marcha completo. El modelo CNN mostró un rendimiento consistente en ambas fases de la marcha, manteniendo valores estables de R^2 y MAE a lo largo de las velocidades analizadas. En los algoritmos restantes, el coeficiente de variación promedio durante la fase de oscilación fue inferior a 0.6. En general, los valores de MAE fueron más altos en la fase de oscilación que en la fase de apoyo, y los errores tendieron a incrementarse en el ciclo completo de marcha a velocidades más altas. CNN y LSTM no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre velocidades. En contraste, los modelos GBR, RNN, RFR y NARX presentaron variaciones significativas, especialmente en R^2 para el ciclo completo de marcha (Figura 5.8). En cuanto al MAE, se observaron diferencias significativas en GBR y RFR para el ciclo completo, y en NARX y VR durante la fase de apoyo.

5.2.3 Discusión

Sobreajuste entre modelos

El sobreajuste de los modelos se evaluó mediante el coeficiente de determinación (R^2) y la brecha de generalización, realizando múltiples en-

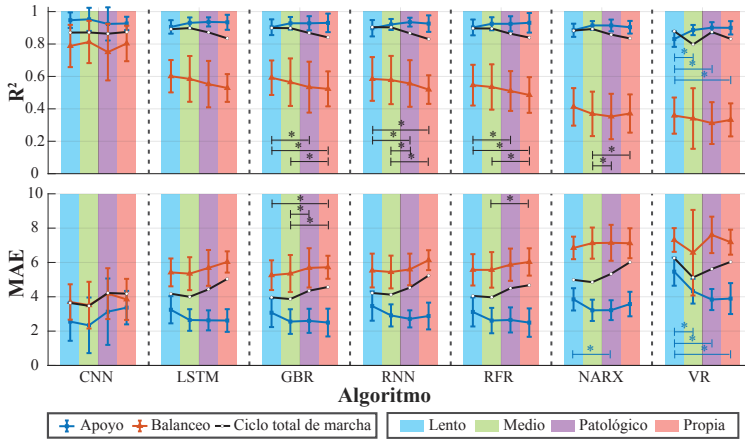


Figura 5.8: Rendimiento en validación en tiempo real de todos los algoritmos bajo diferentes velocidades de marcha (lenta, media, propia y patológica). Las métricas incluyen el coeficiente de determinación (R^2 , arriba) y el error absoluto medio (MAE, abajo), reportados por separado para la fase de apoyo (azul), oscilación (rojo) y ciclo completo de marcha (negro). Los asteriscos (*) indican diferencias estadísticamente significativas entre velocidades, identificadas mediante pruebas t pareadas o de Wilcoxon ($p < 0,05$).

trenamientos utilizando hasta el 100 % del subconjunto disponible para entrenamiento—equivalente al 70 % del conjunto de datos total. El análisis mostró que las métricas de rendimiento se estabilizaron a medida que aumentaba la proporción de datos de entrenamiento, lo que sugiere que el conjunto de datos era suficientemente grande para capturar eficazmente la dinámica del sistema. Notablemente, la brecha de generalización fue negativa para los modelos de aprendizaje profundo, pero positiva para los regresores clásicos. Esta inversión podría estar relacionada con las técnicas de regularización (por ejemplo, *dropout*) utilizadas durante el entrenamiento de redes profundas, las cuales incrementan artificialmente la pérdida de entrenamiento (Liu et al., 2023), mientras que la pérdida de validación no se ve afectada por este ruido. En contraste, los modelos clásicos minimizan

directamente el error de entrenamiento sin tales perturbaciones, lo que resulta en pérdidas de entrenamiento consistentemente más bajas y brechas de generalización positivas. En general, la brecha en los modelos implementados tendió a converger hacia cero con el aumento de los datos de entrenamiento, lo que sugiere un aprendizaje más estable y generalizable.

Análisis del entrenamiento

La etapa de entrenamiento reveló patrones distintos entre los regresores clásicos y las arquitecturas de aprendizaje profundo en términos de convergencia, demanda computacional y ajuste. Los modelos clásicos alcanzaron convergencias estables con tiempos de entrenamiento relativamente bajos. Su rendimiento comparable en RMSE, MAE y R^2 indica que estos modelos capturaron eficazmente la varianza del conjunto de datos manteniendo una baja carga computacional. Por otro lado, los algoritmos de aprendizaje profundo requirieron tiempos de entrenamiento sustancialmente mayores, pero lograron ajustes similares o más estables, como se evidenció con el modelo CNN. Este último obtuvo puntuaciones generales más altas, lo que sugiere que sus capacidades jerárquicas de extracción de características y modelado temporal proporcionaron una mejor representación interna de los patrones biomecánicos.

En general, aunque la arquitectura CNN mostró características predictivas ligeramente superiores durante el entrenamiento, las diferencias con los demás modelos no fueron lo suficientemente grandes como para determinar un enfoque claramente superior para esta aplicación. El error absoluto medio se mantuvo por encima del 5 % en todos los modelos, mientras que el R^2 superó consistentemente el 0,94, lo que indica un rendimiento comparable en términos de varianza explicada. Por tanto, en esta etapa, la elección del modelo podría depender más de las restricciones operativas que de la superioridad predictiva. La distinción más notable entre los métodos fue el tiempo de entrenamiento, que puede ser un factor crítico en arquitecturas que requieren adaptación continua o reentrenamiento en tiempo real. En tales escenarios, la mayor carga computacional de las redes profundas podría representar una limitación práctica frente a enfoques más ligeros basados en ensamblados.

Modelos clásicos y de aprendizaje profundo en una aplicación en tiempo real

El análisis de validación en tiempo real reveló una disminución considerable en la precisión predictiva respecto a la etapa de entrenamiento. Específicamente, considerando el ciclo completo de marcha, tanto el R^2 como las métricas de error mostraron una degradación del rendimiento. Esta reducción indica que todos los modelos experimentaron cierto grado de pérdida de generalización al pasar de condiciones de entrenamiento a operación en tiempo real, fenómeno común en modelos basados en datos expuestos a señales temporales dinámicas. No obstante, a pesar de la disminución general de las métricas, las diferencias entre algoritmos en el ciclo completo fueron similares para todos los modelos. Este hallazgo respalda la idea de que las arquitecturas propuestas, incluso bajo restricciones computacionales, mantuvieron un nivel aceptable de fiabilidad predictiva.

Por otro lado, un análisis más detallado por fases reveló una variabilidad considerable entre algoritmos al descomponer las predicciones en fases de apoyo y oscilación. Las pruebas estadísticas confirmaron diferencias significativas entre modelos en casi todas las métricas, excepto en el R^2 del ciclo completo, donde el rendimiento convergió. Esto sugiere que la segmentación por fases introduce una complejidad adicional en la tarea de predicción, acentuando diferencias entre modelos que no eran evidentes en las métricas globales.

La fase de apoyo produjo, en general, valores más bajos de RMSE y MAE, así como puntajes R^2 más altos en todos los modelos, lo cual refleja patrones cinemáticos más estables y menor variabilidad dinámica en comparación con la fase de oscilación. En contraste, la fase de oscilación resultó ser la condición más discriminativa y desafiante, mostrando diferencias estadísticamente significativas entre casi todos los pares de modelos. Esta dificultad podría atribuirse al movimiento rápido del miembro, su corta duración temporal y la ausencia de datos de fuerza de reacción y centro de presión, dejando únicamente entradas cinemáticas disponibles. Como resultado, los modelos tuvieron menos información para aprender, lo que probablemente amplificó el efecto del retraso temporal y los campos receptivos limitados en modelos secuenciales (por ejemplo, LSTM, RNN), contribuyendo a su menor rendimiento.

Otro aspecto relevante es la frecuencia de salida de los algoritmos. Los regresores clásicos suelen generar más puntos de salida que los modelos de aprendizaje profundo, que operan a frecuencias más bajas. A pesar de ello, los valores de R^2 durante la fase de apoyo fueron comparables entre ambos tipos de modelos, lo que sugiere que una mayor densidad de datos no necesariamente mejora la precisión en dicha fase. Sin embargo, durante la fase de oscilación, la menor frecuencia de salida de los modelos de aprendizaje profundo podría haber actuado como un suavizado temporal, filtrando el ruido de alta frecuencia y mejorando la estabilidad de las predicciones. Por tanto, dependiendo de las necesidades específicas de la aplicación, especialmente cuando se requiere una resolución temporal densa, los regresores clásicos pueden seguir siendo una alternativa viable e interpretable frente a los modelos de aprendizaje profundo.

En términos de ranking, los puntajes se mantuvieron en línea con los patrones observados durante el entrenamiento. Por ejemplo, el modelo CNN superó consistentemente a los demás enfoques, mientras que VR y NARX mostraron el rendimiento más bajo. Esto sugiere que las representaciones temporales aprendidas por el CNN fueron más robustas ante la variabilidad en tiempo real.

En resumen, aunque todos los modelos evaluados ofrecieron un desempeño comparable en la predicción del vector de progreso de marcha, el modelo basado en redes convolucionales (CNN) demostró una mayor robustez frente a la variabilidad dinámica y la segmentación por fases. Esta característica lo posiciona como un candidato idóneo para alimentar arquitecturas de control que requieren una estimación fiable y continua del estado de marcha. En particular, su integración resulta ser estratégica en el diseño del controlador de alto nivel que se abordará en la siguiente sección, el cual se apoya en la fase estimada para modular dinámicamente el nivel de asistencia. La capacidad del modelo CNN para capturar patrones biomecánicos complejos con estabilidad temporal lo convierte en una herramienta clave para cerrar el lazo de control en tiempo real entre percepción cinemática y acción motriz, habilitando esquemas de asistencia adaptativa fase-dependiente.

5.3 Control de asistencia adaptativa en función de fase y dinámica articular para marcha

La integración de estrategias de asistencia adaptativa representa una evolución necesaria para maximizar la utilidad funcional de exoesqueletos durante la marcha. En la sección anterior se evaluaron múltiples modelos de predicción del estado de marcha, destacando la arquitectura CNN como el estimador más robusto y preciso del vector de progreso de marcha. Aprovechando esta capacidad, el control de alto nivel propuesto tiene como objetivo coordinar los módulos de control de medio nivel (fuerza, ángulo y compliance) en función del estado global del usuario durante la marcha, como lo muestra la Figura 5.9. Esta capa supervisora permite adaptar la magnitud y rigidez de la asistencia ofrecida, no solo en función de errores articulares instantáneos, sino también considerando variables dinámicas como la potencia generada por la articulación del tobillo en ciclos de marcha anteriores.

Para lograrlo, se integran dos componentes clave: (1) un generador de referencia articular y (2) un mecanismo de modulación adaptativa. El generador de referencia articular está basado en un perfil cinemático estándar, el cual se sincroniza en tiempo real mediante un estimador continuo de fase de marcha (modelo CNN) descrito en la Sección 5.2. Por otro lado, el mecanismo de modulación adaptativa actúa sobre la rigidez virtual del controlador de compliance y sobre las fuerzas mínimas requeridas en los tendones durante el proceso de asistencia. Las siguientes secciones describen en detalle el diseño y la implementación de estos dos mecanismos de control adaptativo.

5.3.1 Control de admitancia con rigidez adaptativa

En lugar de utilizar una rigidez fija en el modelo de compliance, se implementa una estrategia de admitancia adaptativa, que ajusta dinámicamente la rigidez aparente del sistema en función del error angular $\hat{\theta}$ entre la referencia deseada y la posición real del tobillo. Esta adaptación permite disminuir la rigidez cuando el error es elevado, promoviendo una intervención más firme, y aumentarla en condiciones de pequeño error, favoreciendo una interacción más flexible y pasiva con el usuario.

La rigidez virtual se define como:

$$K(\tilde{\theta}) = K_{\text{base}} - K_{\text{gain}}|\tilde{\theta}| \quad (5.5)$$

donde K_{base} representa el valor mínimo de rigidez (compliance máxima), y K_{gain} actúa como un factor de amplificación proporcional al error angular. Los valores utilizados para estas dos ganancias están dados por:

$$K_{\text{base}} = 50,0 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}, \quad K_{\text{gain}} = 400,0 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}^2 \quad (5.6)$$

Adicionalmente, para evitar efectos no deseados en condiciones de alta saturación o ruido, la rigidez se limita al rango:

$$K(\tilde{\theta}) \in [2,0, 50,0] \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad} \quad (5.7)$$

El valor actualizado de rigidez, una vez saturado, se integra en la formulación de la ecuación diferencial de segundo orden correspondiente al controlador de admitancia. Esta integración permite que la respuesta del sistema se mantenga proporcional al nivel de error articular detectado. De este modo, se facilita una transición suave y continua entre modos de asistencia más pasivos y más activos, promoviendo una mayor adaptabilidad del exoesqueleto ante variaciones en la dinámica de la marcha.

5.3.2 Modulación del nivel de asistencia en función de la potencia articular

El segundo mecanismo de control adaptativo se basa en la evaluación de la dinámica de la articulación del tobillo, específicamente la potencia neta generada durante el ciclo de marcha anterior. Este parámetro integra tanto el momento articular como la velocidad angular, permitiendo estimar la demanda funcional del usuario.

La estimación de la potencia articular se fundamenta en tres señales biomecánicas: (1) el ángulo del tobillo θ_H , (2) la velocidad angular correspondiente $\dot{\theta}_H$ obtenida mediante diferenciación numérica, y (3) el momento

articular neto M_H (Winter, 2009). Este último se calcula a partir de la interacción entre la dinámica del sistema y las mediciones del exoesqueleto, mediante la siguiente expresión:

$$M_H = (CoP_y F_z) BW - \tau_R \quad (5.8)$$

donde F_z representa la fuerza vertical de reacción del suelo (vGRF) y CoP_y la posición del centro de presión respecto al talón, ambos medidos mediante plantillas instrumentadas. BW es el peso corporal del usuario, y τ_R corresponde al torque resistivo estimado por el exoesqueleto.

A partir del momento articular neto y la velocidad angular, la potencia mecánica generada o absorbida por la articulación se calcula como (Winter, 2009):

$$P_H = -M_H \dot{\theta}_H \quad (5.9)$$

Durante la fase de propulsión (definida entre el 40 % y 60 % del ciclo de marcha), se integra P_H para obtener la energía neta generada por el usuario. Este valor se normaliza respecto a los valores extremos observados experimentalmente, y se utiliza para ajustar dinámicamente la fuerza mínima deseada de los tendones en el siguiente ciclo. La expresión matemática propuesta que define la fuerza deseada mínima para los tendones $F_{T\text{desired}}$ está dada por:

$$F_{T\text{desired}} = F_{\max} - G_P E_{H\text{norm}} \quad (5.10)$$

donde $G_P = F_{\max} - F_{\min}$ representa el rango operativo del sistema, y $E_{H\text{norm}}$ es la integral de potencia normalizada, utilizando como límites $P_{\min} = 0$ y $P_{\max} = 3$. Bajo este esquema, una baja generación de energía por parte del usuario incrementa la asistencia ofrecida por el exoesqueleto, mientras que una mayor participación activa reduce dicha asistencia, favoreciendo una interacción más cooperativa y natural.

Finalmente, la referencia de fuerza calculada es posteriormente utilizada por los controladores de fuerza de medio nivel (ver Sección 5.1.2), cerrando

así el bucle de control adaptativo desde el nivel alto hasta la ejecución motora.

Conclusiones

En este capítulo se presentó la arquitectura completa de control desarrollada para el exoesqueleto de tobillo, organizada jerárquicamente en tres niveles funcionales: (1) bajo, (2) medio y (3) alto. El control de bajo nivel, embebido en los actuadores Dynamixel, garantiza una ejecución robusta de las referencias de velocidad mediante esquemas PI internos. A nivel medio, se implementaron lazos independientes de control de fuerza, ángulo y compliance, diseñados para modular la interacción física entre el usuario y el dispositivo de manera precisa y adaptable. Estos controladores se basan en sensores de carga, unidades inerciales y modelos biomecánicos simplificados.

En el nivel superior de la jerarquía se integró un estimador continuo del vector de progreso de marcha basado en redes convolucionales, que permite sincronizar en tiempo real los perfiles de referencia y adaptar dinámicamente el nivel de asistencia en función de variables cinemáticas y dinámicas del usuario, como el error articular y la potencia generada. La combinación de estas capas habilita un esquema de asistencia cooperativa, donde la rigidez virtual y la fuerza mínima deseada se ajustan automáticamente según el estado funcional del usuario y la fase del ciclo de marcha.

La arquitectura resultante de diseño modular y jerárquico, permite adaptar el comportamiento del exoesqueleto a diferentes condiciones de marcha y perfiles de usuario. Su implementación facilita la incorporación de estrategias de control personalizadas, con posibilidad de ajuste y reentrenamiento en tiempo real. Asimismo, la integración del estimador de fase basado en redes neuronales ofrece una herramienta robusta para contextualizar la asistencia, habilitando una respuesta proactiva del sistema frente a las variaciones dinámicas del patrón de marcha.

VALIDACIONES EXPERIMENTALES

6.1	Validación de control de bajo y medio nivel	124
6.1.1	Protocolo Experimental	124
6.1.2	Resultados	127
6.2	Validación de control adaptativo en asistencia a la marcha	141
6.2.1	Protocolo Experimental	141
6.2.2	Resultados	144

Este capítulo presenta la validación experimental de la arquitectura de control propuesta para el exoesqueleto de tobillo, descrita previamente en el Capítulo 5. La evaluación abarca tanto escenarios controlados en condiciones estáticas como entornos dinámicos de marcha. En una primera etapa, se analizó el desempeño del sistema frente a referencias sinusoidales, lo que permitió estudiar el comportamiento de los módulos de control de fuerza, ángulo y admitancia bajo diferentes niveles de interacción física. En una segunda fase, se validó la arquitectura durante la marcha a velocidad patológica, con el objetivo de examinar su capacidad de adaptación en tiempo real ante variaciones biomecánicas del usuario. Los resultados obtenidos permiten comparar el efecto de cada módulo de control sobre el seguimiento articular, la transparencia de la interacción y la eficiencia energética del sistema.

6.1 Validación de control de bajo y medio nivel

6.1.1 Protocolo Experimental

Participantes

El estudio involucró a ocho participantes sanos, sin antecedentes de trastornos musculoesqueléticos o neurológicos, con capacidad para realizar movimientos repetitivos de flexo-extensión en posición bípeda sin ayuda.

Condiciones Experimentales

El objetivo del experimento fue validar el desempeño de la arquitectura de control de bajo y medio nivel del exoesqueleto de tobillo, previamente descrita en el Capítulo 5. Para ello, se implementaron cinco condiciones de control distintas, evaluando la interacción entre el usuario y el sistema:

- A **Fuerza solamente - Participación activa:** El usuario intenta seguir una trayectoria visual impuesta, con control de fuerza activo.
- B **Fuerza + Corrección de ángulo - Participación activa:** Se adiciona un controlador de ángulo al de fuerza, mientras el usuario intenta seguir la trayectoria.
- C **Fuerza + Ángulo + Compliance - Participación activa:** Se activa también el controlador de admitancia, con esfuerzo activo del usuario.

Cada condición fue llevada a cabo con seis niveles de referencia de fuerza mínima deseada: 3 N, 6 N, 9 N, 12 N, 15 N y 18 N. Estos valores fueron presentados de forma secuencial, cambiando cada 30 segundos. Las condiciones de control fueron aleatorizadas para todos los participantes a fin de evitar efectos de aprendizaje o fatiga sistemática.

La trayectoria deseada que debían seguir los participantes fue una señal sinusoidal en el ángulo articular, generada por la siguiente expresión:

$$\theta_{\text{ref}}(t) = A \cdot \sin(2\pi f t) \quad (6.1)$$

donde $A = 15^\circ$ (amplitud) y $f = 0,3 \text{ Hz}$ (frecuencia). Esta referencia

oscilante fue mostrada en tiempo real en una interfaz visual, facilitando el seguimiento voluntario de la tarea.

Plataforma Experimental y Recolección de Datos

Durante la prueba, los participantes permanecieron en posición sentada, con la rodilla flexionada a 90° , utilizando el exoesqueleto de tobillo descrito en el Capítulo 4. Este dispositivo permitió la ejecución de movimientos de flexo-extensión bajo distintas condiciones de control.

Los ángulos articulares fueron registrados mediante las unidades inerciales vestidas por el usuario, mientras que la fuerza aplicada en los tendones anterior y posterior se midió mediante los sensores de carga integrados en la estructura del exoesqueleto, ambos sistemas están descritos detalladamente en el Capítulo 4.

Todo el sistema se ejecutó dentro del entorno Robot Operating System (ROS), incluyendo la generación de la trayectoria deseada y la adquisición de datos. Se utilizó un ordenador Intel[®] NUC con procesador i7-12700H para controlar el exoesqueleto y recolectar los datos utilizando el paquete rosbag, lo que permitió su posterior análisis y reproducción sincronizada.

Análisis de Datos

El análisis de datos tuvo como objetivo cuantificar el desempeño de la arquitectura de control de bajo y medio nivel del exoesqueleto de tobillo bajo distintas configuraciones y niveles de interacción usuario-sistema. Se evaluaron tres aspectos principales:

- **Seguimiento de trayectoria articular:** Se compararon las trayectorias deseadas y logradas del ángulo articular para evaluar el seguimiento durante la tarea propuesta.
- **Seguimiento de fuerza:** Se analizaron las fuerzas deseadas y registradas en los tendones anterior y posterior, como medida del desempeño de los controladores de fuerza.
- **Control de bajo nivel:** Se evaluó el seguimiento de las velocidades deseadas y reales en los actuadores para validar la respuesta del controlador embebido de velocidad.

El análisis fue realizado a nivel de ciclo completo, considerando un periodo

completo de la trayectoria sinusoidal impuesta. Para cada ciclo, se extrajeron métricas de error incluyendo el error medio absoluto (MAE), el error cuadrático medio (RMSE) y el retardo temporal entre la señal deseada y la señal lograda. El retardo se calculó como el desplazamiento temporal que maximiza la correlación cruzada entre ambas señales.

Los datos fueron procesados utilizando MATLAB R2025b (MathWorks, EE.UU.) y Python 3.11 para la extracción de características, segmentación de ciclos y visualización. El análisis estadístico se realizó en R 4.3.1 (Posit Software, EE.UU.).

Para cada métrica, se revisó la normalidad de los datos mediante la prueba de Shapiro–Wilk. En caso de distribución normal ($p > 0,05$), se aplicó un análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas. En caso contrario, se empleó la prueba no paramétrica de Friedman. Para comparaciones post hoc, se usó la prueba t pareada con corrección de Holm tras ANOVA, o la prueba de Wilcoxon con corrección de Bonferroni tras Friedman, según correspondiera.

La comparación pretendió evaluar el impacto de incluir controladores adicionales (ángulo y admitancia) respecto al esquema base de fuerza.

Aspectos Éticos y Consentimiento

Este protocolo experimental fue aprobado por el Comité de Ética de la University of the West of England bajo el proyecto *Evaluation of Ankle Function, Exoskeleton Performance, and Sensorimotor Integration during Activities of Daily Living in Healthy and Pathological Populations*.

Todos los participantes recibieron información detallada sobre los objetivos, procedimientos y posibles riesgos del estudio. Firmaron un consentimiento informado antes de su inclusión y se les garantizó el derecho a retirarse del estudio en cualquier momento sin consecuencias.

6.1.2 Resultados

Seguimiento de ángulo articular

La Figura 6.1 muestra la respuesta del usuario 5 en términos del ángulo del tobillo bajo tres niveles crecientes de rigidez impuestos por el exoesqueleto, modulados a través del valor mínimo de fuerza deseada en los tendones. Específicamente, se presentan ejemplos representativos de ciclos de movimiento para condiciones con 3 N (A), 9 N (B) y 18 N (C) de tensión mínima.

A medida que se incrementa la rigidez del sistema, se observan variaciones notables en la capacidad del usuario para seguir la trayectoria sinusoidal impuesta. En la condición de menor rigidez (3 N), la señal lograda presenta un buen ajuste de fase y amplitud respecto a la referencia, lo que sugiere una mayor participación activa del usuario y una menor interferencia mecánica. Sin embargo, al aumentar la rigidez a 9 N (Figura 6.1B), aparece una reducción leve en la amplitud lograda, junto con una ligera desincronización temporal. Esta tendencia se acentúa en la condición de mayor rigidez (18 N), donde el sistema muestra una respuesta más rígida, con retardo de fase y una disminución en la amplitud de movimiento alcanzada.

Seguimiento de fuerza en los tendones

La Figura 6.2 y la Figura 6.3 muestran ejemplos representativos del seguimiento de fuerza en los tendones para el usuario 5, bajo condiciones de baja (3 N) y alta rigidez (18 N), respectivamente. Cada figura compara tres arquitecturas de control distintas: (A) controlador de fuerza solamente, (B) controlador de fuerza más corrección de ángulo, y (C) esquema completo con controlador de admitancia.

En ambos niveles de rigidez, se observan desviaciones sistemáticas entre la fuerza deseada (línea horizontal de referencia) y las fuerzas medidas en los tendones. Estas discrepancias son especialmente pronunciadas durante fases en las que la articulación se desplaza con mayor rapidez que la capacidad de respuesta del sistema actuador, provocando valores de fuerza momentáneamente inferiores a los deseados. No obstante, este comportamiento no debe interpretarse necesariamente como un error de control, sino como una manifestación de la autonomía del usuario: durante esos

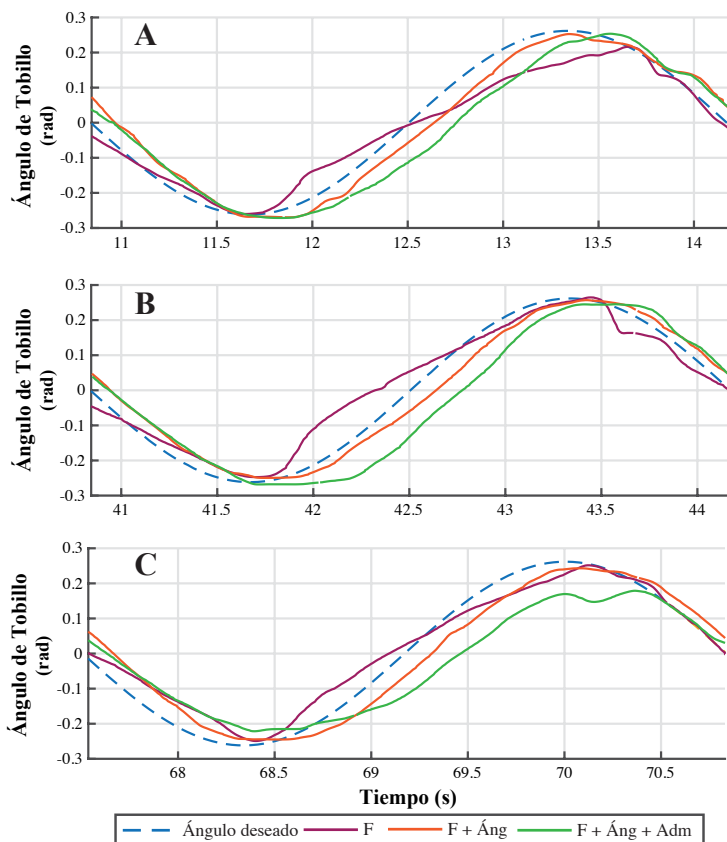


Figura 6.1: Seguimiento de la trayectoria articular del usuario 5 bajo tres niveles de rigidez definidos por la fuerza mínima deseada: (A) 3 N, (B) 9 N y (C) 18 N. Se muestra la comparación entre la señal de referencia (línea discontinua) y la señal medida (línea continua) en un ciclo representativo.

intervalos, el esfuerzo voluntario es suficiente para completar la tarea, lo que reduce la necesidad de asistencia.

En la condición con control de fuerza solamente (parte A), la fuerza mues-

tra mayor variabilidad, con una capacidad limitada de acoplamiento ante los movimientos rápidos del usuario. Al incluir el controlador de ángulo (parte B), se observa una mejora en la estabilidad y simetría entre los tendones, lo cual sugiere un control más eficaz del momento articular. Finalmente, la incorporación del modelo de admitancia (parte C) contribuye a una adaptación más progresiva del sistema ante las acciones del usuario, reduciendo los picos abruptos y distribuyendo mejor la carga entre ambos tendones. Esta progresión indica que las arquitecturas con mayor complejidad permiten una modulación más fina de la asistencia, facilitando un acoplamiento biomecánico más natural.

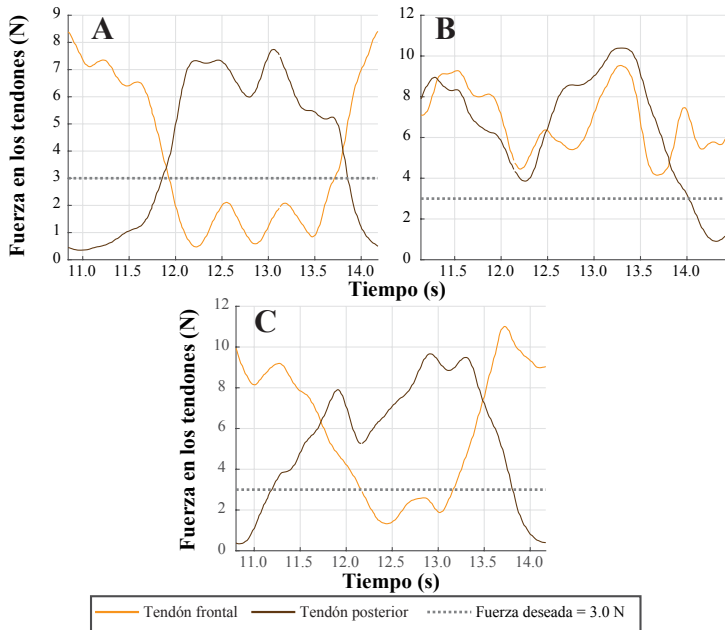


Figura 6.2: Seguimiento de la fuerza en los tendones bajo una rigidez baja (3 N) para tres arquitecturas de control: (A) fuerza solamente, (B) fuerza + ángulo, (C) fuerza + ángulo + admitancia.

Complementariamente, la Figura 6.4 presenta el comportamiento del torque neto de interacción en el tobillo para la condición de alta rigidez (18 N).

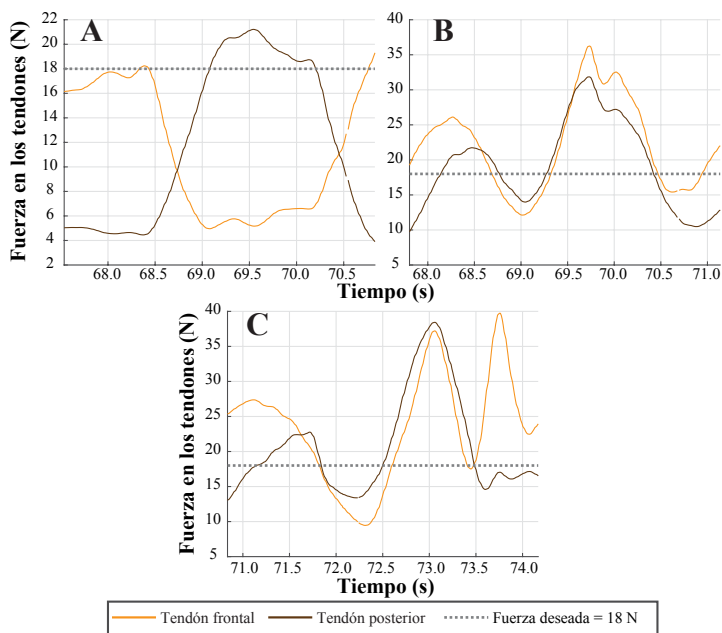


Figura 6.3: Seguimiento de la fuerza en los tendones bajo una rigidez alta (18 N) para tres arquitecturas de control: (A) fuerza solamente, (B) fuerza + ángulo, (C) fuerza + ángulo + admitancia.

Esta métrica refleja la contribución neta de las fuerzas actuantes sobre la articulación durante el movimiento, integrando tanto el esfuerzo del usuario como la resistencia y asistencia generada por el exoesqueleto.

Se observa que el controlador de fuerza solamente (línea purpura), que no aplica asistencia directa sino que incrementa la rigidez estructural para acompañar el movimiento, genera torques más elevados en comparación con las demás condiciones. Esta respuesta indica una mayor oposición al movimiento voluntario, posiblemente asociada a un desacoplamiento dinámico entre el usuario y el sistema. En otras palabras, aunque el controlador no empuja, sí impone una resistencia pasiva significativa al desplazamiento articular.

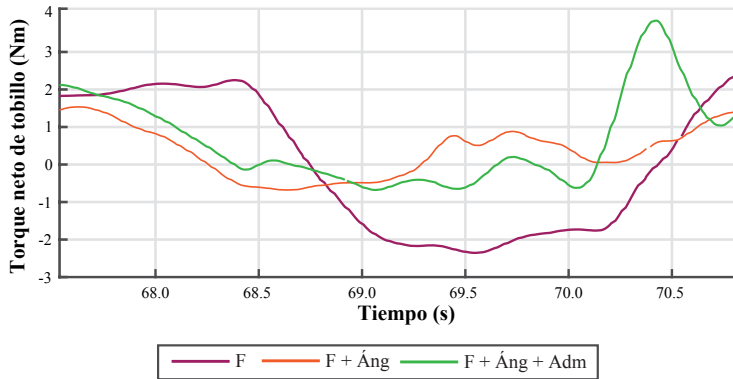


Figura 6.4: Torque neto de interacción en el tobillo bajo condición de rigidez alta (18 N) para las tres arquitecturas de control.

La incorporación del controlador de ángulo (línea naranja) modera el perfil de torque, favoreciendo un comportamiento más alineado con la trayectoria deseada. En tanto, el esquema que incluye el modelo de admitancia (línea verde) presenta una dinámica de interacción muy similar, lo que sugiere que el usuario no impuso restricciones activas significativas durante la ejecución de la tarea. Sin embargo, se identifica un instante puntual donde el sistema adapta su referencia de control con el objetivo de mitigar un aumento en el torque, evidenciando la capacidad de respuesta adaptativa del modelo. Este comportamiento refleja que la arquitectura completa no solo mantiene un buen seguimiento, sino que también regula activamente la intervención para preservar un acoplamiento fluido y minimizar la resistencia mecánica, mejorando así la transparencia del sistema durante la interacción física.

Seguimiento de velocidad y respuesta de corriente

La Figura 6.5 muestra el seguimiento de la velocidad angular deseada y registrada por los actuadores del exoesqueleto, bajo una condición de rigidez elevada (18 N). El controlador embebido de velocidad logra reproducir con precisión la referencia impuesta en los tres esquemas de control evaluados, aunque con diferencias significativas en la dinámica de respuesta.

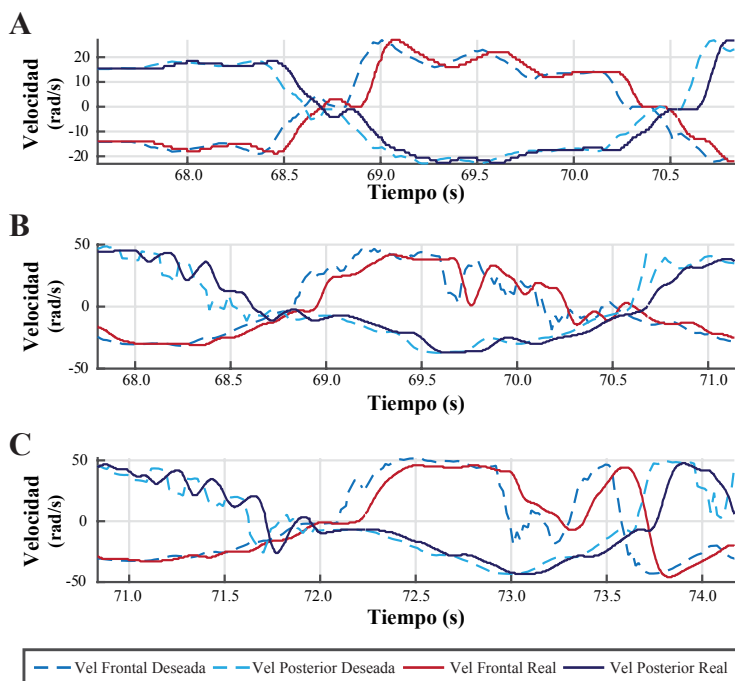


Figura 6.5: Velocidad angular deseada vs. medida para cada arquitectura de control: (A) Fuerza, (B) Fuerza + Ángulo, (C) Fuerza + Ángulo + Admitancia.

En el caso del esquema basado únicamente en control de fuerza (A), las referencias de velocidad generadas por el sistema presentan una dinámica más suave y regular. A medida que se incorporan controladores adicionales, como el de ángulo (B) y posteriormente el modelo de admitancia (C), las señales de control se vuelven progresivamente más complejas. Esta complejidad se refleja en la aparición de oscilaciones adicionales en el perfil de velocidad, especialmente en la condición C, donde la arquitectura completa responde dinámicamente a la interacción con el usuario. No obstante, en todos los casos los actuadores embebidos lograron seguir las referencias con un pequeño retardo, atribuible a la latencia de comunicación.

electrónica y a los retardos mecánicos inherentes al sistema.

Por otra parte, se observa que el actuador frontal presenta valores de referencia de velocidad sistemáticamente mayores en comparación con el actuador posterior. Este comportamiento se justifica por el diseño mecánico del exoesqueleto, en el cual el tendón anterior requiere un mayor enrollamiento para transmitir fuerza efectiva al tobillo, en contraste con la configuración más directa del tendón posterior.

La Figura 6.6 presenta la respuesta en corriente de los motores anterior y posterior para cada arquitectura de control. En general, se observa un incremento en la corriente medida a medida que se incorporan controladores adicionales, reflejando una mayor demanda de esfuerzo por parte del sistema. En la condición A (control de fuerza), se observa un perfil de corriente con menor variabilidad y ausencia de picos pronunciados. Este comportamiento se alinea con la suavidad de las referencias de velocidad generadas bajo este esquema, lo que reduce la exigencia eléctrica sobre los actuadores.

Al incluir el controlador de ángulo (condición B), se evidencia un aumento significativo en la corriente, donde se registran varios picos pronunciados en ambos actuadores. Esto se atribuye a la exigencia del sistema por alcanzar y mantener la trayectoria deseada con mayor precisión, lo que conlleva a un incremento en la corriente requerida.

Finalmente, al integrar el módulo de admitancia en la condición C, se observa una reducción notable de los picos de corriente en el motor frontal, lo que indica que el controlador ajusta su intervención para atenuar esfuerzos innecesarios. Sin embargo, en el motor posterior, el perfil de corriente permanece relativamente similar al observado en la condición B, lo cual sugiere que el ajuste dinámico introducido por la admitancia tiene un mayor efecto sobre el actuador frontal.

Estos resultados reflejan que la inclusión del módulo de compliance no solo mejora el acoplamiento mecánico, sino que también contribuye a una gestión más eficiente del esfuerzo eléctrico, particularmente en las condiciones donde el sistema debe asistir movimientos más exigentes.

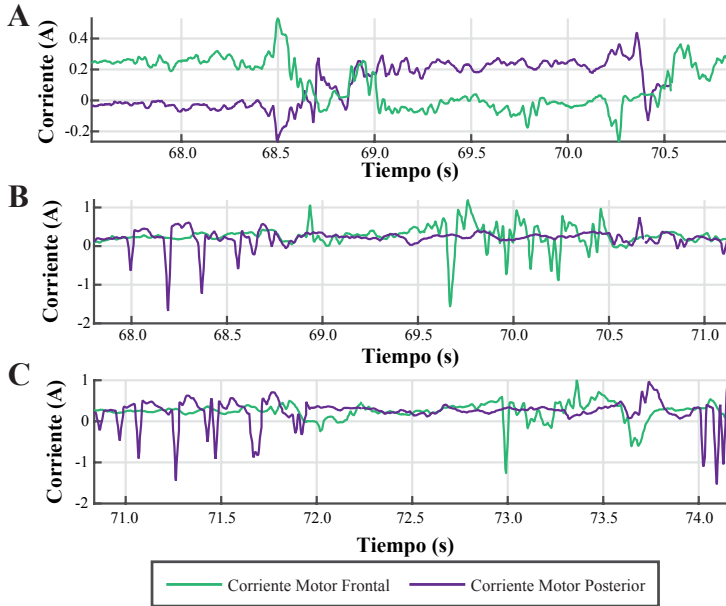


Figura 6.6: Respuesta en corriente de los actuadores para cada arquitectura de control: (A) Fuerza, (B) Fuerza + Ángulo, (C) Fuerza + Ángulo + Admitancia.

Analisis cuantitativo del desempeño del sistema

Con el fin de complementar el análisis cualitativo presentado en las secciones anteriores, se calcularon métricas de error sobre las señales registradas de ángulo articular, velocidad de los actuadores y corriente eléctrica, así como sobre el torque de interacción. La Tabla 6.1 y la Tabla 6.2 resume los valores promedio y desviaciones estándar para el error medio absoluto (MAE), el error cuadrático medio (RMSE) y el retardo temporal (Lag) en función de la condición de control y del nivel de rigidez deseada. Los valores del MAE se reportan en radianes para el ángulo articular y en revoluciones por minuto (rpm) para las velocidades de los motores. Además, los torques se reportan en newton-metros (Nm) y la corriente de los actuadores

en amperios según se indica en la Tabla 6.2. Aquellos indicadores que no siguieron una distribución normal (según la prueba de Shapiro–Wilk, $p < 0,05$) se marcan con un asterisco.

En términos de precisión articular, se observaron errores bajos en todas las condiciones, con valores de MAE inferiores a 0,05 rad en promedio. Las menores desviaciones se registraron consistentemente bajo el esquema *Fuerza + Ángulo*, lo que sugiere que la incorporación del lazo de posición mejora el seguimiento de trayectoria respecto al esquema de fuerza pura o al modelo completo con admitancia. En niveles de rigidez intermedia (6 N y 9 N), esta tendencia fue especialmente marcada, con reducciones sistemáticas del RMSE respecto al control basado únicamente en fuerza.

Por otra parte, el análisis de las velocidades de los actuadores revela un incremento progresivo del MAE al pasar de la condición de solo fuerza al esquema con control de ángulo, y posteriormente al modelo completo con admitancia. Este patrón es evidente tanto en el motor frontal como en el posterior, con valores que alcanzan hasta 14,68 rpm en RMSE para la condición más exigente (18 N, esquema completo). Este incremento está asociado al aumento de complejidad en las referencias de velocidad impuestas por los controladores adicionales. No obstante, el retardo temporal se mantuvo estable y bajo en todas las condiciones -0.1 seg, reflejando una buena respuesta del controlador embebido.

Respecto al torque de interacción (Tabla 6.2), se evidenció un incremento con el nivel de rigidez para todas las condiciones de control. Sin embargo, la arquitectura completa con admitancia permitió reducir significativamente estos valores, especialmente a partir de 9 N en adelante. Por ejemplo, el MAE disminuyó de $4,16 \pm 1,20$ Nm en la condición de fuerza pura a $2,10 \pm 0,65$ Nm bajo el esquema con compliance, en el nivel de rigidez más alto (18 N).

Finalmente, las corrientes medias también incrementaron de forma progresiva con la rigidez, con valores más altos en el motor frontal. Aunque el esquema completo demandó mayores niveles de corriente, su inclusión logró reducir los picos abruptos observados en las otras condiciones, contribuyendo a una operación más estable del sistema.

Tabla 6.1: Errores (MAE, RMSE, Lag) para el ángulo (rad), velocidad de motores (rpm) y retardo (s), bajo tres esquemas de control y seis niveles de rigidez. Valores con asterisco indica no normalidad ($p < 0,05$).

		3N			6N			9N		
		F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F + Áng + Adm
Ángulo	MAE	0.04 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.04 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.02 ± 0.01	0.04 ± 0.01	0.04 ± 0.02	0.03 ± 0.01	0.05 ± 0.01
	RMSE	0.05 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.05 ± 0.02	0.03 ± 0.01	0.05 ± 0.01
	Lag	0.00 ± 0.03	0.00 ± 0.02*	-0.02 ± 0.02	0.00 ± 0.01	-0.01 ± 0.02	-0.03 ± 0.03*	0.01 ± 0.01*	-0.02 ± 0.02	-0.04 ± 0.03
Vel	MAE	6.83 ± 0.78	10.38 ± 1.90	10.80 ± 1.87	3.97 ± 0.48	8.99 ± 1.67	9.23 ± 0.95	3.42 ± 0.65	8.53 ± 1.39	9.26 ± 1.03
Motor	RMSE	10.65 ± 0.94	14.64 ± 2.30	15.31 ± 2.19	6.46 ± 0.70	12.85 ± 2.14	13.33 ± 1.35	5.42 ± 0.93	12.17 ± 1.81	13.67 ± 1.46
Frontal	Lag	-0.08 ± 0.01	-0.10 ± 0.01	-0.09 ± 0.01	-0.07 ± 0.02*	-0.09 ± 0.01	-0.10 ± 0.02*	-0.07 ± 0.01	-0.09 ± 0.01	-0.09 ± 0.01
Vel	MAE	4.46 ± 0.93*	8.95 ± 2.31	9.08 ± 1.02	3.54 ± 0.59	8.58 ± 1.84*	8.99 ± 1.30	3.26 ± 0.57	7.99 ± 1.68	8.80 ± 0.76
Motor	RMSE	7.76 ± 1.48*	12.99 ± 2.91	13.42 ± 1.68	5.96 ± 1.10	12.49 ± 2.34*	13.28 ± 2.02	5.16 ± 0.97	11.37 ± 2.17	13.13 ± 0.84
Posterior	Lag	-0.07 ± 0.01	-0.09 ± 0.01	-0.09 ± 0.01	-0.06 ± 0.03	-0.08 ± 0.02	-0.09 ± 0.01	-0.06 ± 0.02	-0.08 ± 0.02*	-0.09 ± 0.01
		12N			15N			18N		
		F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F + Áng + Adm
Ángulo	MAE	0.04 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.05 ± 0.01
	RMSE	0.05 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.06 ± 0.01	0.05 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.06 ± 0.01	0.06 ± 0.02	0.04 ± 0.01	0.06 ± 0.01
	Lag	0.01 ± 0.01	0.00 ± 0.02*	-0.04 ± 0.05*	0.00 ± 0.01	-0.02 ± 0.04*	-0.06 ± 0.04	0.00 ± 0.02	-0.05 ± 0.04	-0.08 ± 0.05
Vel	MAE	3.22 ± 0.63	8.14 ± 1.55	9.32 ± 0.90	3.07 ± 0.73	8.47 ± 1.59	9.55 ± 1.06	2.94 ± 0.66	8.34 ± 1.27	10.20 ± 1.18
Motor	RMSE	4.95 ± 0.87	11.62 ± 2.16	13.61 ± 1.40	4.70 ± 1.05	11.96 ± 2.18	13.93 ± 1.46	4.39 ± 1.02	11.95 ± 2.04	14.68 ± 1.86
Frontal	Lag	-0.06 ± 0.02	-0.09 ± 0.01	-0.10 ± 0.01	-0.06 ± 0.01	-0.10 ± 0.01	-0.09 ± 0.01	-0.06 ± 0.03	-0.09 ± 0.02*	-0.09 ± 0.01
Vel	MAE	3.10 ± 0.61	8.07 ± 2.19	9.18 ± 0.75	2.99 ± 0.74	8.22 ± 2.11*	9.20 ± 0.56	2.82 ± 0.62	8.06 ± 2.01*	9.69 ± 0.67
Motor	RMSE	4.77 ± 0.96	11.57 ± 2.88	13.77 ± 1.16	4.63 ± 1.18	11.72 ± 2.86*	13.56 ± 0.71*	4.21 ± 0.94	11.71 ± 2.65*	14.37 ± 1.20
Posterior	Lag	-0.06 ± 0.02	-0.09 ± 0.01	-0.09 ± 0.02	-0.05 ± 0.02	-0.09 ± 0.02	-0.09 ± 0.01	-0.05 ± 0.03	-0.09 ± 0.02	-0.09 ± 0.01

Tabla 6.2: Errores en torque de interacción (Nm) y corriente media (A) en motores, para tres esquemas de control y seis niveles de rigidez. Valores con asterisco indica no normalidad ($p < 0,05$).

		3N				6N				9N			
		F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F	F + Áng	F + Áng + Adm	F + Áng + Adm
Torque de Interacción	MAE	0.92 ± 0.13	1.32 ± 0.64	0.99 ± 0.23	1.60 ± 0.33	1.94 ± 1.07	1.27 ± 0.45	2.20 ± 0.41	2.31 ± 1.27	1.73 ± 0.49			
	RMSE	1.01 ± 0.14	1.53 ± 0.72	1.15 ± 0.25	1.74 ± 0.35	2.22 ± 1.19	1.48 ± 0.51	2.38 ± 0.42	2.60 ± 1.34	1.97 ± 0.53			
Corriente Motor Frontal	Media	0.14 ± 0.01	0.21 ± 0.03	0.20 ± 0.02	0.13 ± 0.01	0.22 ± 0.03	0.23 ± 0.02	0.15 ± 0.01*	0.25 ± 0.04	0.28 ± 0.03			
Corriente Motor Posterior	Media	0.12 ± 0.02*	0.19 ± 0.04	0.18 ± 0.02	0.13 ± 0.01	0.22 ± 0.05	0.23 ± 0.01	0.15 ± 0.01	0.26 ± 0.05	0.28 ± 0.03			

		12N				15N				18N			
		F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F + Áng + Adm	F	F + Áng	F	F + Áng	F + Áng + Adm	F + Áng + Adm
Torque de Interacción	MAE	2.94 ± 0.75	2.88 ± 1.74	1.68 ± 0.53	3.72 ± 1.14	2.93 ± 1.32	1.86 ± 0.49	4.16 ± 1.20	2.75 ± 0.82	2.10 ± 0.65			
	RMSE	3.17 ± 0.80	3.23 ± 1.86	1.97 ± 0.57	4.00 ± 1.22	3.33 ± 1.41	2.13 ± 0.50	4.50 ± 1.28	3.18 ± 0.89	2.44 ± 0.72			
Corriente Motor Frontal	Media	0.17 ± 0.01	0.29 ± 0.04	0.35 ± 0.04	0.20 ± 0.01	0.36 ± 0.05	0.42 ± 0.04	0.23 ± 0.01	0.45 ± 0.07	0.49 ± 0.05			
Corriente Motor Posterior	Media	0.17 ± 0.02	0.30 ± 0.05	0.35 ± 0.03	0.20 ± 0.02	0.35 ± 0.05	0.44 ± 0.04	0.22 ± 0.02	0.40 ± 0.05	0.50 ± 0.05			

Comparación estadística entre esquemas de control

Los resultados de la comparación post-hoc revelan diferencias estadísticamente significativas en el desempeño de los esquemas de control según la métrica evaluada y el nivel de fuerza deseada en los tendones (F_d). En el caso del ángulo del tobillo (Tabla 6.3), se observaron diferencias consistentes entre el esquema de control basado solo en fuerza (F) y los esquemas que incorporan control de ángulo (F + Áng) o admitancia (F + Áng + Adm), especialmente para las métricas de error (MAE y RMSE). Estas diferencias fueron más pronunciadas en niveles intermedios y altos de F_d (por ejemplo, 12–18 N), donde se registraron valores altamente significativos ($p \leq 0,001$ o menores). Esto sugiere que la inclusión de regulación posicional mejora significativamente la precisión del seguimiento articular. En contraste, la métrica de retardo (Lag) presentó diferencias menores y menos consistentes entre esquemas, indicando que el retardo temporal en la respuesta se mantiene relativamente estable.

Tabla 6.3: Comparación post-hoc para las métricas del ángulo del tobillo (MAE, RMSE y Lag) entre esquemas de control bajo distintos niveles de fuerza deseada en los tendones (F_d). Se indican los pares con diferencias significativas tras corrección. Los niveles de significancia ajustada se representan como sigue: **** $p \leq 0,0001$, *** $p \leq 0,001$, ** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, ns = no significativo.

	Ángulo del Tobillo								
	MAE			RMSE			Lag		
	F vs F + Áng	F vs F + Áng + Adm	F + Áng vs F + Áng + Adm	F vs F + Áng	F vs F + Áng + Adm	F + Áng vs F + Áng + Adm	F vs F + Áng	F vs F + Áng + Adm	F + Áng vs F + Áng + Adm
3N	**	ns	*	**	ns	*	ns	ns	ns
6N	**	ns	**	***	ns	**	-	-	-
9N	*	ns	**	**	ns	**	*	*	ns
12N	***	**	****	***	ns	****	ns	ns	ns
15N	**	ns	***	**	ns	***	ns	ns	ns
18N	*	ns	**	*	ns	**	*	**	ns

Respecto al torque de interacción y la corriente media de los motores (Tabla 6.4), los resultados muestran que las diferencias más destacadas se

producen a altos niveles de rigidez (12–18 N). En particular, el esquema completo ($F + \dot{\text{Áng}} + \text{Adm}$) mostró reducciones estadísticamente significativas en el torque de interacción respecto al esquema intermedio ($F + \dot{\text{Áng}}$), lo que indica que la inclusión del módulo de compliance contribuye a una interacción más suave y controlada. Para la corriente media, tanto en el motor frontal como posterior, se encontraron aumentos progresivos al comparar F con los esquemas más complejos, aunque la comparación entre $F + \dot{\text{Áng}}$ y $F + \dot{\text{Áng}} + \text{Adm}$ evidenció, en algunos casos, una reducción significativa en los picos de corriente, particularmente en los niveles más altos de F_d . Esto refuerza el papel del controlador de admitancia en mitigar el esfuerzo de los actuadores sin comprometer el desempeño general del sistema.

En conjunto, los resultados obtenidos permiten concluir que la arquitectura de control jerárquico propuesta, que integra módulos de control de fuerza, seguimiento angular y admitancia, ofrece ventajas sustanciales frente a estrategias de control más simples. En términos de seguimiento articular, la incorporación del controlador de ángulo mejora de manera significativa la precisión, lo que se refleja en menores errores promedio y cuadráticos, especialmente en condiciones de alta rigidez. Esta mejora es fundamental para garantizar una asistencia más alineada con el patrón de marcha natural del usuario.

Además, la inclusión del módulo de admitancia se traduce en una reducción efectiva del torque de interacción, contribuyendo a una experiencia de uso más confortable y a una mayor transparencia en la intervención del dispositivo. Esta suavización de la interacción indica que el sistema no impone trayectorias rígidas, sino que se adapta dinámicamente a las acciones del usuario, un atributo deseable en contextos de rehabilitación o asistencia adaptativa.

Por otro lado, si bien la corriente promedio requerida por los actuadores tiende a aumentar con la complejidad del control, la arquitectura con admitancia logra moderar estos incrementos, especialmente en el motor frontal, evitando picos innecesarios y promoviendo una operación más eficiente desde el punto de vista energético.

Por lo tanto, se puede afirmar que la arquitectura completa no solo optimiza el seguimiento de la trayectoria deseada y reduce la resistencia mecánica

Tabla 6.4: Resultados de comparaciones post-hoc entre esquemas de control para el torque de interacción (MAE y RMSE) y la corriente media en los motores frontal y posterior, evaluados en distintos niveles de fuerza deseada (F_d). Se indican los pares con diferencias significativas tras corrección. Los niveles de significancia ajustada (p_{adj}) se codifican como: **** $p \leq 0,0001$, *** $p \leq 0,001$, ** $p \leq 0,01$, * $p \leq 0,05$, **ns** = no significativo.

Torque de Interacción						
F_d	MAE			RMSE		
	F vs F + Áng	F vs F + Áng + Adm	F + Áng vs F + Áng + Adm	F vs F + Áng	F vs F + Áng + Adm	F + Áng vs F + Áng + Adm
12N	ns	*	*	-	-	-
15N	*	****	**	ns	****	**
18N	***	****	*	***	****	*

Corriente Media						
F_d	Frontal			Posterior		
	F vs F + Áng	F vs F + Áng + Adm	F + Áng vs F + Áng + Adm	F vs F + Áng	F vs F + Áng + Adm	F + Áng vs F + Áng + Adm
3N	***	***	ns	*	*	ns
6N	****	****	ns	****	****	ns
9N	*	*	ns	****	****	ns
12N	***	****	**	****	****	**
15N	****	****	*	****	****	***
18N	****	****	ns	****	****	****

al usuario, sino que también regula de forma inteligente el esfuerzo de los actuadores, consolidando un enfoque de asistencia adaptativa robusto, eficiente y fisiológicamente coherente.

6.2 Validación de control adaptativo en asistencia a la marcha

6.2.1 Protocolo Experimental

Participantes

El estudio involucró a cuatro participantes sanos, sin antecedentes de trastornos musculoesqueléticos o neurológicos, con capacidad para caminar de forma independiente. Todos caminaron con el exoesqueleto de tobillo acoplado al lado no dominante.

Condiciones Experimentales

El objetivo de este experimento fue validar el desempeño del esquema de control de alto nivel propuesto en el Capítulo 5, evaluando su capacidad de adaptación durante la marcha patológica simulada. En particular, se buscó determinar si el sistema podía ajustar de forma dinámica su comportamiento en función de variables biomecánicas como la fase de marcha y el nivel de propulsión.

Se evaluaron tres configuraciones de control:

- A **Esquema general adaptativo:** integración de los módulos de fuerza, ángulo y control de admitancia, con modulación dinámica de la rigidez en función del estimador de fase y la propulsión detectada.
- B **Controlador de fuerza y ángulo**
- C **Controlador de fuerza solamente**

Cada participante realizó una única caminata de 6 minutos en una caminadora convencional a una velocidad patológica de 2.1 km/h, definida previamente en el sistema de estimación de fase. El orden de las condiciones fue aleatorizado para cada participante con el fin de reducir sesgos de aprendizaje o fatiga.

Plataforma Experimental y Recolección de Datos

El experimento se llevó a cabo utilizando el mismo sistema de sensores descrito en los estudios anteriores, incluyendo unidades inerciales y sensores de fuerza en los tendones del exoesqueleto. Adicionalmente, se integró una plantilla de presión capacitiva descrita previamente en el diseño del dispositivo (véase Capítulo 4), encargada de medir la fuerza de reacción vertical del suelo (vGRF) y el centro de presión (CoP).

Durante toda la prueba, se registraron los siguientes datos: ángulo articular del tobillo, fuerzas de los tendones anterior y posterior, velocidades de los actuadores, señales de vGRF y CoP, así como la salida en tiempo real del estimador de fase de marcha.

La adquisición de datos y la ejecución de los controladores se realizaron en el entorno ROS, utilizando un ordenador Intel® NUC con procesador i7-12700H. Todos los datos fueron almacenados mediante archivos `rosbag` para su posterior análisis.

Análisis de Datos

El análisis de datos tuvo como propósito evaluar el desempeño de la arquitectura de control de alto nivel en el contexto de velocidad de marcha patológica asistida, bajo tres esquemas de control diferenciados: solo fuerza, fuerza más ángulo, y control adaptativo completo. Se evaluaron los siguientes aspectos:

- **Seguimiento de trayectoria articular:** Se analizó la concordancia entre la señal de referencia generada por el sistema de estimación de fase y la trayectoria articular registrada durante la marcha.
- **Seguimiento de fuerza:** Se examinó la correspondencia entre la fuerza deseada y medida en los tendones, incluyendo la acción del módulo de rigidez adaptativa basada en propulsión.
- **Control de bajo nivel:** Se estudió el comportamiento de los actuadores en términos de velocidad y corriente, para validar la capacidad del sistema embebido de seguir las referencias en condiciones dinámicas reales.

Los análisis gráficos se centraron en dos ciclos consecutivos representativos por condición, extraídos de la caminata de seis minutos registrada por un

participante. Para el análisis cuantitativo, se calcularon métricas de error como el error medio absoluto (MAE), el error cuadrático medio (RMSE) y el retardo temporal entre señal deseada y medida para todos los ciclos. El retardo fue estimado mediante la correlación cruzada máxima entre ambas señales.

El procesamiento de datos se realizó en MATLAB R2025b (MathWorks, EE.UU.) y Python 3.11, utilizando rutinas personalizadas para la segmentación de ciclos, alineamiento temporal y visualización de datos. Los análisis estadísticos se llevaron a cabo en R 4.3.1 (Posit Software, EE.UU.).

Debido al reducido tamaño muestral ($N = 4$), se aplicó la prueba no paramétrica de Friedman para detectar diferencias entre condiciones. Para métricas con resultados significativos ($p < 0,05$), se planificaron comparaciones post hoc mediante la prueba de Wilcoxon con corrección de Bonferroni. También se calculó el coeficiente de concordancia de Kendall (W) como medida del efecto del tamaño y la consistencia entre participantes.

Seguridad y Monitoreo

El protocolo fue diseñado para evaluar el comportamiento del sistema ante el primer uso por parte del usuario. Por ello, durante toda la sesión, el estado físico de cada participante fue monitorizado de forma continua, incluyendo consultas repetidas sobre su nivel de comodidad y la ausencia de discomfort. Ante cualquier indicio de molestia o riesgo, se preveía la interrupción inmediata del experimento.

Aspectos Éticos y Consentimiento

Este protocolo experimental fue aprobado por el Comité de Ética de la University of the West of England bajo el proyecto *Evaluation of Ankle Function, Exoskeleton Performance, and Sensorimotor Integration during Activities of Daily Living in Healthy and Pathological Populations*.

Todos los participantes recibieron información detallada sobre los objetivos, procedimientos y posibles riesgos del estudio. Firmaron un consentimiento informado antes de su inclusión y se les garantizó el derecho a retirarse del estudio en cualquier momento sin consecuencias.

6.2.2 Resultados

Seguimiento de ángulo articular

La Figura 6.7 muestra la respuesta articular del sistema durante dos ciclos consecutivos de marcha en condiciones de velocidad patológica, bajo tres configuraciones de control. En cada caso se presenta la trayectoria de referencia (línea discontinua) generada por el estimador de fase, junto con la respuesta real de la articulación (línea continua).

En la condición A (esquema completo adaptativo), se observa que el sistema logra adaptarse dinámicamente al perfil de referencia, alcanzando de forma consistente los valores máximos y mínimos esperados. Sin embargo, en ciertas fases se identifican errores de mayor magnitud, posiblemente relacionados con el aumento del torque de interacción. Este comportamiento sugiere que el controlador de admitancia introduce ajustes activos para preservar la seguridad y comodidad del usuario ante posibles discrepancias biomecánicas.

La condición B (control de fuerza y ángulo sin admitancia) muestra una asistencia más limitada, con dificultades notorias en las fases de contacto inicial y despegue, donde la trayectoria se ve parcialmente restringida. Esto podría reflejar una rigidez insuficiente o una falta de compensación ante perturbaciones dinámicas.

Por último, en la condición C (solo fuerza), la trayectoria articular se ve alterada de forma más evidente. La ausencia de una referencia explícita de ángulo, combinada con una rigidez fija, modifica la biomecánica de la marcha, generando una interacción que limita el rango natural de movimiento incluso cuando el sistema intenta seguir la intención del usuario.

Seguimiento de fuerza en los tendones

La Figura 6.8 presenta el comportamiento de la fuerza en los tendones durante dos ciclos consecutivos para las tres configuraciones de control. En la condición A (esquema completo), se evidencia un componente de tensión adaptativa en donde a partir de la detección de bajos niveles de propulsión, el sistema ajusta dinámicamente la rigidez mediante el aumento de la fuerza objetivo, promoviendo así una interacción más fuerte durante

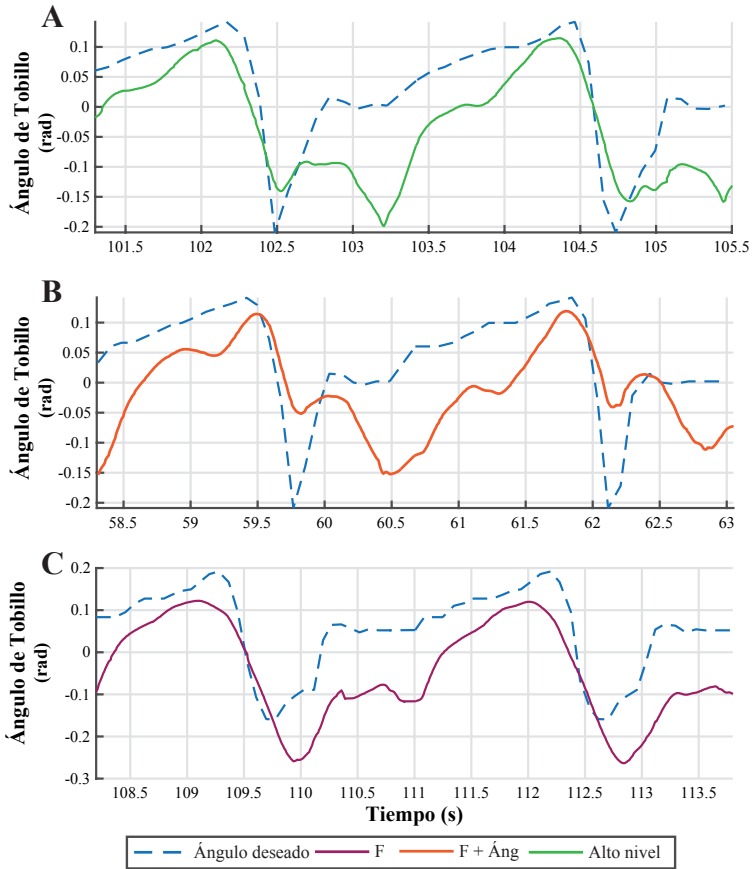


Figura 6.7: Seguimiento del ángulo articular durante marcha asistida. Comparación entre referencia (línea discontinua) y señal real (línea continua) para tres esquemas de control: A) adaptativo completo, B) fuerza + ángulo, C) solo fuerza.

la siguiente fase.

En la condición B (fuerza + ángulo), el sistema mantiene una tensión mínima constante en ambos tendones a lo largo del ciclo. Esto evita el desajuste

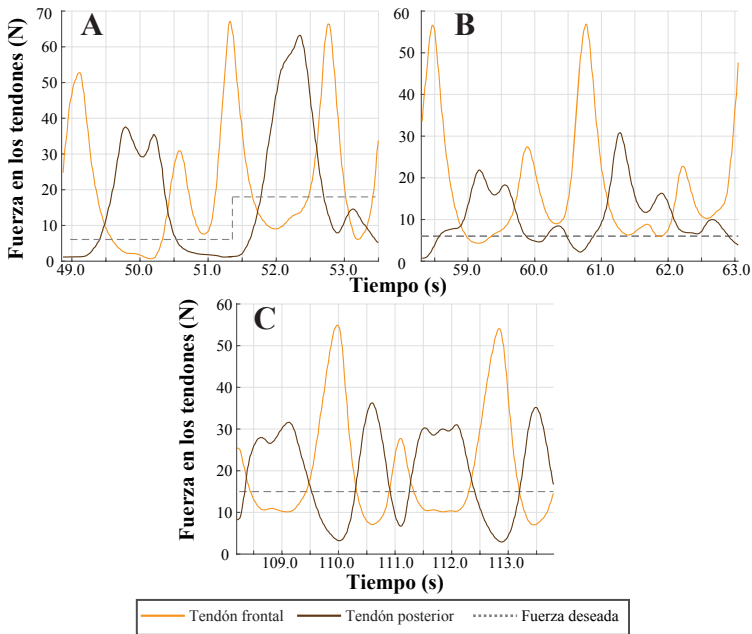


Figura 6.8: Seguimiento de fuerza en tendones durante marcha asistida. Se comparan referencia y señal real para: A) control adaptativo, B) fuerza + ángulo, C) solo fuerza.

mecánico con el usuario, asegurando que siempre exista acoplamiento, aunque este enfoque puede restringir el movimiento articular, como se observó en la sección anterior.

Por último, la condición C (solo fuerza) muestra instantes en los que la fuerza medida cae por debajo de la referencia, lo cual no necesariamente representa un desajuste problemático, como se mencionó previamente en la validación anterior. Este comportamiento indica que el sistema no impone oposición al movimiento del usuario cuando este se adelanta a la referencia. Por tanto, el controlador de fuerza actúa de manera pasiva, permitiendo libertad de movimiento y solo interviniendo cuando se presenta una fuerza de interacción.

En cuanto al torque de interacción (Figura 6.9), el controlador de solo fuerza (F) genera los mayores picos, asociados a la incapacidad del sistema de predecir o atenuar la respuesta mecánica. La condición F + Áng muestra una reducción moderada del torque, aunque todavía presenta eventos de rigidez alta en transiciones rápidas. El esquema Alto nivel mitiga significativamente los picos en algunos instantes, promoviendo una interacción más suave, lo cual es coherente con el comportamiento adaptativo del módulo de admitancia.

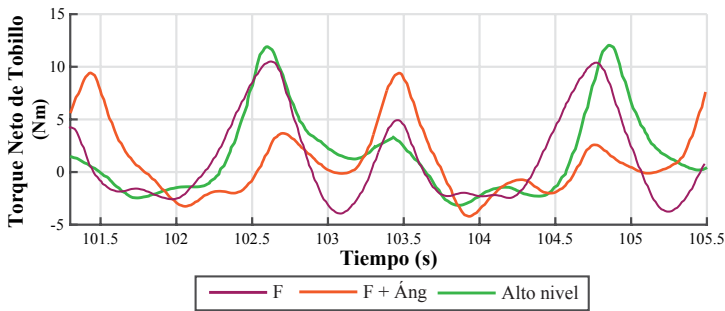


Figura 6.9: Torque de interacción en marcha asistida para los tres esquemas de control. (1) Alto nivel, (2) fuerza + ángulo y (3) solo fuerza

Seguimiento de velocidad y respuesta de corriente

La Figura 6.10 muestra la respuesta de velocidad de los actuadores durante la marcha asistida bajo tres configuraciones de control. En la condición C (solo fuerza), los perfiles de referencia son más suaves y con menor magnitud, lo que refleja la naturaleza pasiva de este esquema, donde el sistema ajusta su comportamiento con base únicamente en la tensión deseada, sin imponer explícitamente una trayectoria articular. Esta condición genera un menor esfuerzo en los motores, con trayectorias que dependen en gran medida del movimiento espontáneo del usuario.

En las condiciones B (fuerza + ángulo) y A (control adaptativo completo), se observa una mayor complejidad en los perfiles de referencia, asociada a la inclusión del control de trayectoria. Esta complejidad se traduce en setpoints de mayor variabilidad y magnitud en ambos servomotores. Pese

a estas exigencias, los actuadores demostraron una capacidad consistente para seguir las referencias, presentando únicamente un retardo mínimo en la respuesta, atribuible tanto a la latencia de comunicación electrónica como a la inercia mecánica del sistema, como se mencionó previamente en la validación anterior.

Por otra parte, el esquema adaptativo (A) logró una regulación más estable de la velocidad, mitigando oscilaciones abruptas a pesar de la modulación dinámica de rigidez impuesta por el controlador de alto nivel. Este comportamiento indica que, aunque se incrementa la complejidad del sistema, la arquitectura completa mantiene una buena capacidad de adaptación sin comprometer la estabilidad del seguimiento.

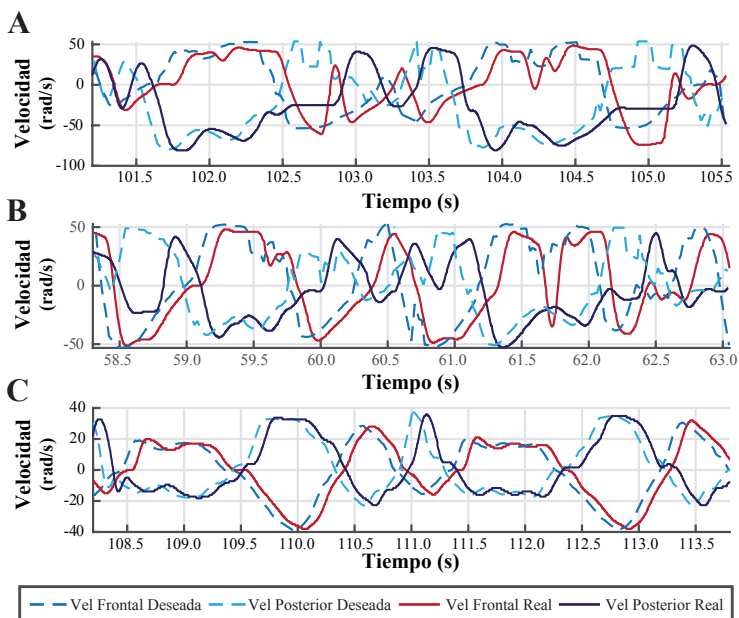


Figura 6.10: Velocidad de los actuadores durante marcha asistida. Comparación entre referencia y señal real para: A) control adaptativo, B) fuerza + ángulo, C) solo fuerza.

La Figura 6.11 presenta los perfiles de corriente registrados para los mo-

tores frontal y posterior durante dos ciclos consecutivos de marcha. En general, la condición C (solo fuerza) mostró el menor consumo energético, con niveles de corriente relativamente estables cercanos a 1 A, lo cual es consistente con la naturaleza pasiva de este esquema, que actúa principalmente como un seguidor del movimiento sin imponer trayectorias explícitas.

Por su parte, las condiciones B (fuerza + ángulo) y A (control adaptativo completo) presentaron demandas energéticas más elevadas, producto de la incorporación de referencias de posición articular y la modulación activa de la rigidez. En particular, el controlador adaptativo (A) evidenció picos de corriente de mayor magnitud, especialmente en el motor frontal, lo que puede atribuirse a los cambios sostenidos de dirección que se generan por la intervención combinada de los lazos de control de fuerza, ángulo y admitancia. Estos picos no necesariamente reflejan un sobreesfuerzo, sino una respuesta adaptativa más agresiva del sistema ante variaciones biomecánicas durante la marcha.

En contraste, el motor posterior mantuvo un comportamiento similar entre las condiciones A y B, indicando que la mayor exigencia energética del esquema adaptativo se concentra en el actuador responsable de asistir la flexión plantar. Este patrón es coherente con el diseño del sistema, donde el motor frontal requiere mayor enrollamiento del tendón para generar fuerza en la dirección de empuje.

Análisis cualitativo del desempeño del sistema

La Tabla 6.5 resume los principales indicadores de desempeño del sistema de asistencia durante la velocidad de marcha patológica impuesta, considerando tres configuraciones de control: solo fuerza, fuerza más ángulo, y el esquema adaptativo completo. Se evaluaron variables biomecánicas clave, incluyendo el seguimiento del ángulo articular, la fuerza en los tendones, la velocidad de los motores, la corriente consumida y el torque de interacción.

En términos generales, el seguimiento angular fue consistente entre condiciones, con errores MAE y RMSE cercanos entre sí. El retardo (lag) fue ligeramente positivo para el esquema adaptativo, lo que indica una respuesta que acompaña la marcha sin anticiparse o restringir el movimiento del usuario. En contraste, el controlador de solo ángulo presentó un

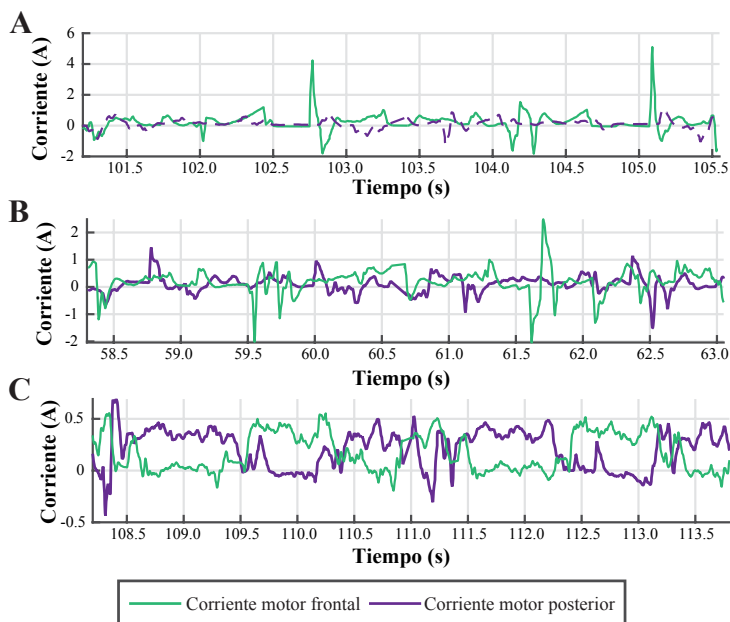


Figura 6.11: Corriente de los motores durante marcha asistida. Comparación entre condiciones de control: A) adaptativo, B) fuerza + ángulo, C) solo fuerza.

pequeño retardo negativo, sugiriendo una respuesta más anticipada que podría limitar la extensión articular.

Respecto al control de velocidad de los actuadores, los valores de MAE y RMSE fueron notablemente mayores en las condiciones que incluían control de ángulo, en particular para el motor frontal. Esto es consistente con el aumento en la complejidad de las señales de referencia y las exigencias del control de trayectoria. Sin embargo, este incremento en la actividad motora no se tradujo necesariamente en un mayor retardo, manteniéndose valores bajos y similares entre condiciones.

En términos de corriente, el controlador de solo fuerza presentó los valores medios más bajos en ambos motores (i.e., aproximadamente 0.18–0.19 A),

Tabla 6.5: Resumen de métricas de desempeño del sistema durante la validación en marcha asistida para tres configuraciones de control: solo fuerza (F), fuerza + ángulo (F + Áng) y control adaptativo de alto nivel. Se reportan los errores de seguimiento (MAE, RMSE), retardo (Lag), torque de interacción, corriente media y fuerza en tendones para cada caso.

		F	F + Áng	Alto Nivel
Ángulo	MAE	0.09 ± 0.02	0.10 ± 0.01	0.09 ± 0.01
	RMSE	0.10 ± 0.03	0.12 ± 0.01	0.11 ± 0.02
	Lag	0.23 ± 0.41	-0.17 ± 0.17	0.04 ± 0.17
Motor Frontal Velocidad	MAE	12.35 ± 2.89	27.85 ± 2.79	31.41 ± 6.99
	RMSE	14.77 ± 3.09	34.01 ± 3.06	38.01 ± 7.09
	Lag	-0.07 ± 0.01	-0.07 ± 0.01	-0.12 ± 0.04
Motor Posterior Velocidad	MAE	10.38 ± 0.35	27.13 ± 0.83	25.62 ± 3.30
	RMSE	12.87 ± 0.78	33.65 ± 1.01	32.13 ± 3.49
	Lag	-0.06 ± 0.01	-0.07 ± 0.05	-0.07 ± 0.06
Torque de Interacción	MAE	2.08 ± 0.32	2.37 ± 0.52	3.00 ± 0.67
	RMSE	2.50 ± 0.40	2.95 ± 0.69	3.75 ± 0.75
Motor Frontal Corriente	MEAN	0.18 ± 0.02	1.61 ± 2.22	1.02 ± 1.36
Motor Posterior Corriente	MEAN	0.19 ± 0.02	2.28 ± 3.21	1.08 ± 1.41
Fuerza Tendón Frontal	MAE	6.61 ± 1.34	9.89 ± 3.24	11.32 ± 1.23
	RMSE	9.04 ± 2.34	13.84 ± 5.04	15.41 ± 2.72
Fuerza Tendón Posterior	MAE	7.20 ± 1.49	8.19 ± 1.01	11.19 ± 2.80
	RMSE	8.91 ± 1.93	11.34 ± 1.45	14.84 ± 3.73

mientras que las configuraciones con control de ángulo (F + Áng y Alto Nivel) elevaron el consumo, especialmente en el motor posterior. No obstante, el esquema adaptativo logró reducir este valor frente al control de ángulo puro, lo que sugiere una mejor regulación del esfuerzo aplicado mediante el ajuste dinámico de la rigidez.

En cuanto a la fuerza en los tendones, se observó un aumento progresivo del error (tanto MAE como RMSE) al avanzar de solo fuerza hacia el esquema adaptativo. Esta tendencia puede interpretarse como una consecuencia del comportamiento reactivo del sistema en escenarios donde se permite mayor autonomía del usuario, provocando oscilaciones momentáneas en la tensión mientras se ajusta el nivel de asistencia.

Por último, el torque de interacción fue mayor en la condición de control

adaptativo, coherente con una mayor intervención del sistema. Aunque este valor podría interpretarse como un aumento de la rigidez, en este caso refleja el efecto de la modulación activa de la asistencia basada en fase y propulsión, y no una oposición al movimiento.

Adicionalmente, se realizó un análisis estadístico no paramétrico mediante la prueba de Friedman debido al tamaño muestral reducido ($N = 4$). Se encontraron diferencias significativas ($p < 0,05$) en algunas variables como la corriente media, el torque de interacción y la velocidad de los motores. Sin embargo, los análisis post-hoc no permitieron identificar de forma concluyente entre qué grupos existieron estas diferencias. A pesar de esta limitación, los valores de Kendall's W indicaron niveles de concordancia moderados a altos (hasta $W = 1,0$ en algunas métricas), reforzando la tendencia observada a una mayor actividad y esfuerzo en las condiciones con control más complejo.

Conclusiones

Los resultados presentados en este capítulo permiten validar experimentalmente la arquitectura de control propuesta para el exoesqueleto de tobillo en distintos contextos de asistencia. En condiciones estáticas, el análisis detallado de los controladores de bajo y medio nivel evidenció que la integración progresiva de módulos (fuerza, ángulo y admitancia) mejora el seguimiento articular y la estabilidad del sistema, reduciendo picos de corriente y promoviendo una interacción más fluida. En particular, el módulo de admitancia demostró un rol relevante en la moderación del esfuerzo mecánico, adaptando la rigidez del sistema sin comprometer la transparencia ni imponer restricciones innecesarias al usuario.

Durante la validación dinámica, el sistema mostró una respuesta adecuada frente a variaciones biomecánicas asociadas a la marcha en velocidad patológica. Aunque no se identificaron diferencias estadísticamente significativas en todas las métricas debido al tamaño muestral reducido, los análisis descriptivos y cualitativos revelaron que el esquema adaptativo es capaz de mantener niveles consistentes de asistencia, ajustando la tensión

de los tendones según la demanda funcional. La arquitectura completa logró preservar el rango de movimiento y acompañar de manera más natural el patrón de marcha, en comparación con esquemas más simples que tienden a restringir o a interferir con el movimiento espontáneo del usuario.

En consecuencia, estos hallazgos respaldan la eficacia de una arquitectura jerárquica que integre control de fuerza, trayectoria y admitancia, al ofrecer una asistencia personalizable, eficiente y biomecánicamente coherente para tareas funcionales como la marcha.

CONCLUSIONES Y LINEAS DE INVESTIGACIÓN ABIERTAS

7.1 Conclusiones

Esta tesis doctoral ha abordado de manera integral el desarrollo de un exoesqueleto de tobillo adaptable y personalizado, centrado en la asistencia y rehabilitación de usuarios con alteraciones motoras. Los aportes de cada capítulo convergen para sustentar una solución robusta, innovadora y centrada en el usuario.

En el **Capítulo 1**, se establecieron las motivaciones centrales del trabajo, destacando el papel crítico del tobillo en la movilidad y la calidad de vida, y se definieron objetivos específicos enfocados en el diseño mecánico, modelado dinámico, control multinivel y validación experimental. Además, se evidenció un enfoque investigativo sólido con múltiples publicaciones y colaboraciones internacionales, lo que sustenta el valor científico del desarrollo.

En el **Capítulo 2**, se presentó una revisión del complejo tobillo-pie, abordando sus fundamentos anatómicos, biomecánicos y funcionales en el contexto de la locomoción humana. Se detallaron los movimientos articulares claves (i.e., dorsi-plantarflexión) y su papel durante las fases del ciclo de marcha, así como la distribución de cargas y el torque necesario para la propulsión eficiente. Desde el punto de vista clínico, se profundizó en disfunciones neuromotoras comunes, siendo el pie caído una de las más relevantes por su prevalencia y severo impacto funcional.

Además, se exploraron enfoques terapéuticos convencionales, como la fisioterapia basada en ejercicios activos y pasivos y herramientas tecnológicas como la estimulación eléctrica funcional (FES). Estas alternativas, si bien eficaces en ciertos casos, mostraron limitaciones en términos de

adaptabilidad, sostenibilidad en el tiempo y alcance funcional. En este contexto, se revisaron también las soluciones robóticas actuales, diferenciando entre plataformas ancladas y dispositivos portables. Se identificaron desafíos persistentes como la falta de portabilidad, rigidez estructural y pobre personalización.

Finalmente, este capítulo permitió fundamentar conceptualmente la necesidad de avanzar hacia diseños más bioinspirados y adaptativos. Se justificó el uso de actuadores de rigidez variable como una solución prometedora para emular el comportamiento fisiológico del tobillo humano, facilitar una interacción más natural y segura con el usuario, y superar los límites de las órtesis pasivas o de los exoesqueletos rígidos convencionales. Esta revisión, por tanto, sentó las bases teóricas y aplicadas para el diseño del dispositivo desarrollado en los capítulos posteriores.

El **Capítulo 3** aportó una perspectiva centrada en el usuario a través de un estudio mixto, combinando metodologías cuantitativas y cualitativas para explorar las percepciones, expectativas y nivel de aceptación de tecnologías robóticas portables por parte de pacientes y profesionales de la salud. Se implementó una estrategia rigurosa de recolección de datos que incluyó encuestas estructuradas, permitiendo captar tanto métricas objetivas de usabilidad como interpretaciones subjetivas sobre el potencial del exoesqueleto.

Los resultados obtenidos evidenciaron una percepción predominantemente positiva hacia el uso de exoesqueletos de tobillo, siempre que estos cumplan ciertos criterios clave como comodidad, facilidad de uso, portabilidad y adaptabilidad al entorno cotidiano. Los pacientes valoraron especialmente el potencial del dispositivo para mejorar la independencia y facilitar la realización de actividades de la vida diaria, mientras que los clínicos destacaron su utilidad como complemento a terapias tradicionales y su posible integración en programas de rehabilitación domiciliaria.

Asimismo, se identificaron preocupaciones asociadas a la estética, el peso y la facilidad de colocación del dispositivo, así como a la confianza en la tecnología y la percepción de seguridad. Estos hallazgos fueron fundamentales para orientar decisiones de diseño centradas en el usuario, como la elección de materiales livianos, componentes modulares, estructuras ajustables y esquemas de control intuitivos. De esta forma, este capítulo

no solo aportó una validación inicial de la aceptabilidad del concepto, sino que también estableció un marco de referencia empírico para garantizar que el desarrollo tecnológico se alinea con las verdaderas necesidades y expectativas de sus potenciales usuarios finales.

En el **Capítulo 4** se presentó en detalle el proceso de diseño e implementación mecánica del exoesqueleto de tobillo desarrollado en esta tesis. El diseño se basó en principios de rigidez variable, una característica clave que permite emular el comportamiento fisiológico del cuerpo humano durante la marcha. Se utilizaron componentes impresos en 3D, lo que permitió no solo reducir costos y facilitar modificaciones iterativas, sino también mantener una estructura ligera, ergonómica y adaptable a distintas morfologías de usuarios.

Desde el punto de vista del modelado, se propuso un modelo dinámico del exoesqueleto así como un modelo biomecánico del tobillo humano durante la marcha, basado en el concepto de impedancia mecánica. Este enfoque permitió representar de manera simplificada pero precisa la interacción articular a lo largo del ciclo completo de marcha, considerando tanto las variaciones cinemáticas como dinámicas. La validación del modelo mediante datos experimentales confirmó su capacidad para predecir con precisión la respuesta del tobillo ante estímulos externos, sentando así las bases para estrategias de control eficientes.

Además, el capítulo describió la integración del sistema mecatrónico completo, que incluyó el diseño de la estructura mecánica, la selección de actuadores de rigidez variable (con mecanismo elástico adaptable), sensores inerciales y de fuerza, y el desarrollo de la electrónica de control embebido. Esta arquitectura permitió una modulación activa del comportamiento del exoesqueleto en función de la dinámica articular del usuario, es decir, ajustando su respuesta a cada fase del ciclo de marcha en tiempo real. En conjunto, este capítulo demuestra cómo la combinación de diseño bioinspirado, modelado dinámico validado y electrónica integrada puede dar lugar a una solución robótica funcional, portable y centrada en el usuario, capaz de asistir eficazmente el movimiento del tobillo humano.

En el **Capítulo 5** se desarrolló una arquitectura de control jerárquica en tres niveles, diseñada para lograr una interacción dinámica entre el usuario y el exoesqueleto durante la marcha. Esta arquitectura permitió combinar el

control a bajo nivel de los actuadores con la adaptabilidad del nivel medio y decisiones inteligentes a nivel alto. Concretamente, en el nivel medio, se diseñaron controladores basados en torque, ángulo y compliance, que permitieron modular la respuesta del sistema, asegurando una interacción fluida sin imponer trayectorias rígidas al usuario. Estos controladores facilitaron un comportamiento más fisiológico y confortable, clave para la aceptación del dispositivo.

El nivel alto integró un componente de inteligencia artificial orientado a la detección continua del estado del ciclo de marcha. Se desarrolló un estimador del vector de progreso de marcha utilizando señales biomecánicas provenientes de sensores inerciales y de presión plantar. Este estimador se entrenó con modelos de aprendizaje automático tanto clásicos (GBR, RFR, VR) como avanzados (redes neuronales profundas tipo LSTM y modelos híbridos). La combinación de estas técnicas permitió predecir en tiempo real la fase de marcha con alta precisión y bajo retardo, incluso en condiciones no vistas durante el entrenamiento.

Gracias a esta estimación en tiempo real, fue posible aplicar una modulación adaptativa de la asistencia ofrecida por el exoesqueleto en función de la dinámica articular y de la potencia requerida en cada fase. Esta estrategia permitió sincronizar el aporte del dispositivo con la intención del usuario, reduciendo esfuerzos innecesarios y evitando interferencias con el patrón de marcha natural. Así, este capítulo consolidó la integración entre biomecánica, control robótico y aprendizaje automático, proponiendo una arquitectura inteligente capaz de asistir de forma adaptativa y eficiente la locomoción humana.

El **Capítulo 6** estuvo dedicado a la validación experimental del sistema propuesto, enfocándose en la evaluación funcional del exoesqueleto en sujetos sanos. Se diseñaron protocolos de prueba para analizar el comportamiento del sistema bajo condiciones controladas, incluyendo distintos niveles de rigidez y diferentes arquitecturas de control. Esta etapa resultó fundamental para verificar el cumplimiento de los objetivos de asistencia sin comprometer la biomecánica natural del usuario.

Durante las pruebas, se recopilaban datos cinemáticos, cinéticos y eléctricos para caracterizar la interacción entre el exoesqueleto y el tobillo humano. Se evaluó el seguimiento de trayectorias articulares, el comportamiento

del sistema de rigidez variable, la respuesta en corriente de los actuadores y el torque neto de interacción en múltiples fases del ciclo de marcha. También se compararon tres arquitecturas de control diferentes, analizando su rendimiento en términos de precisión, tiempo de respuesta y estabilidad.

Los resultados mostraron que el exoesqueleto fue capaz de asistir eficazmente los movimientos articulares de dorsi-plantarflexión sin perturbar el patrón de marcha fisiológico. Se evidenció que, incluso en configuraciones con alta rigidez, el dispositivo logró una interacción fluida y segura, adaptándose a la dinámica del usuario. Además, las distintas estrategias de control demostraron niveles de error bajos en la estimación del ángulo articular, torque y velocidad, validando la consistencia y robustez del sistema en condiciones de escenarios reales.

La validación en tiempo real también reveló que la arquitectura de control propuesta puede ajustarse eficientemente a diferentes demandas de asistencia, modulando el aporte del dispositivo según la fase de marcha y las características individuales del usuario. Estos hallazgos confirman la viabilidad de aplicar esta solución en escenarios reales, representando un paso clave hacia futuras evaluaciones clínicas con poblaciones patológicas y hacia la integración del sistema en entornos domiciliarios o ambulatorios.

7.2 Líneas de Investigación Abiertas

A partir de los resultados obtenidos en esta tesis y considerando tanto los desafíos tecnológicos como los hallazgos experimentales, se han identificado varias líneas de investigación que permitirán profundizar y extender el alcance de este trabajo. Estas líneas no solo buscan mejorar el rendimiento técnico del exoesqueleto desarrollado, sino también facilitar su adopción en escenarios clínicos reales, adaptarlo a una mayor diversidad de usuarios y actividades, y explorar nuevos paradigmas de control y personalización.

1. **Modelado del tobillo en pacientes patológicos y actividades diversas:** Se propone ampliar el modelado biomecánico del tobillo humano a sujetos con disfunciones neuromusculares como hemiparesia post-ACV, parálisis cerebral o esclerosis múltiple. Además, se sugiere estudiar su comportamiento no solo en marcha lineal,

sino también en tareas funcionales complejas como subir escaleras, levantarse, girar o caminar en superficies irregulares. Esto permitirá validar si modelos simplificados como el de impedancia mecánica siguen siendo aplicables, o si es necesario incorporar nuevos parámetros dinámicos que reflejen mejor la variabilidad interindividual.

2. **Fusión de algoritmos de machine learning y redes profundas:** Esta línea busca combinar modelos de aprendizaje automático clásicos (e.g., regresores de bosques aleatorios, máquinas de soporte vectorial) con redes neuronales profundas (e.g., LSTM, Transformers) para la estimación del vector de progreso de marcha. El objetivo es lograr un balance entre precisión, granularidad de fases detectadas y viabilidad computacional en tiempo real, habilitando la adaptación continua del control en entornos dinámicos y con distintos perfiles de marcha.
3. **Control predictivo y personalización automática:** Se plantea desarrollar arquitecturas de control predictivo que consideren el retardo mecánico del sistema, anticipando la acción necesaria a partir de modelos internos del usuario y el entorno. Asimismo, se propone implementar módulos de personalización automática, capaces de generar configuraciones iniciales a partir de señales biomecánicas capturadas en una sesión inicial de calibración, reduciendo la necesidad de ajustes manuales y facilitando el uso clínico generalizado.
4. **Evaluación con distintas configuraciones mecánicas:** Resulta relevante probar el dispositivo bajo variaciones estructurales como el alargamiento de palancas, la reconfiguración de la rigidez pasiva o el cambio en los puntos de aplicación de fuerza. Estas modificaciones permitirán explorar el impacto sobre la asistencia, adaptabilidad y percepción del usuario, así como definir parámetros óptimos según características antropométricas o tipos de disfunción.
5. **Caracterización funcional completa:** Es necesario realizar una caracterización cuantitativa del exoesqueleto para establecer métricas clave como el torque máximo entregado, los límites de seguimiento de trayectoria, el consumo energético y la respuesta ante perturbaciones. Estos datos son fundamentales para certificar la seguridad, definir protocolos clínicos y establecer comparaciones con otros dispositivos existentes.
6. **Validación clínica y evaluación subjetiva:** Finalmente, se plantea realizar estudios clínicos con pacientes reales, tanto en contextos

hospitalarios como en el hogar. Además de indicadores biomecánicos y de desempeño motor, se recomienda aplicar encuestas de usabilidad (como el System Usability Scale), entrevistas cualitativas y escalas de percepción subjetiva, con el fin de integrar la voz del usuario en el proceso de validación y refinamiento del sistema.

BIBLIOGRAFÍA

- Afzal, T., Zhu, F., Tseng, S.-C., Lincoln, J. A., Francisco, G. E., Su, H., & Chang, S.-H. (2022). Evaluation of muscle synergy during exoskeleton-assisted walking in persons with multiple sclerosis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 69(10), 3265-3274.
- Aguilar-Sierra, H., Yu, W., Salazar, S., & Lopez, R. (2015). Design and control of hybrid actuation lower limb exoskeleton. *Advances in Mechanical Engineering*, 7(6), 1687814015590988.
- Ahmed, A., Cheng, H., Lin, X., Omer, M., & Atieno, J. (2016). Variable Admittance Control for Climbing Stairs in Human-Powered Exoskeleton Systems. *Adv Robot Autom*, 5(157), 2.
- Alnajjar, F., Zaier, R., Khalid, S., & Gochoo, M. (2021). Trends and technologies in rehabilitation of foot drop: a systematic review. *Expert review of medical devices*, 18(1), 31-46.
- Al-Rahmani, N., Mohan, D. M., Awad, M. I., Wasti, S. A., Hussain, I., & Khalaf, K. (2022). Lower-limb robotic assistance devices for drop foot: a review. *IEEE Access*, 10, 51964-51994.
- Angin, S., & Demirbüken, İ. (2020). Ankle and foot complex. En *Comparative Kinesiology of the Human Body* (pp. 411-439). Elsevier.
- ASTM C1557-14. (2014). Standard Test Method for Tensile Strength and Young's Modulus of Fibers. <https://doi.org/10.1520/C1557-14>
- Au, S. K., & Herr, H. M. (2008). Powered ankle-foot prosthesis. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 15(3), 52-59.
- Avellar, L., Frizera, A., & Leal-Junior, A. (2023). POF Smart Pants: a fully portable optical fiber-integrated smart textile for remote monitoring of lower limb biomechanics. *Biomedical Optics Express*, 14(7), 3689-3704.
- Bacek, T., Moltedo, M., Langlois, K., Prieto, G. A., Sanchez-Villamañan, M. C., Gonzalez-Vargas, J., Vanderborght, B., Lefeber, D., & Moreno, J. C. (2017). BioMot exoskeleton—Towards a smart wearable robot

- for symbiotic human-robot interaction. *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 1666-1671.
- Baud, R., Manzoori, A. R., Ijspeert, A., & Bouri, M. (2021). Review of control strategies for lower-limb exoskeletons to assist gait. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18, 1-34.
- Benson, I., Hart, K., Tussler, D., & van Middendorp, J. J. (2016). Lower-limb exoskeletons for individuals with chronic spinal cord injury: findings from a feasibility study. *Clinical rehabilitation*, 30(1), 73-84.
- Better Health Channel. (2024). Multiple sclerosis (MS) – common symptoms. <https://www.betterhealth.vic.gov.au/health/conditionsandtreatments/multiple-sclerosis-ms-common-symptoms>
- Bishe, S. S. P. A., Nguyen, T., Fang, Y., & Lerner, Z. F. (2021). Adaptive ankle exoskeleton control: Validation across diverse walking conditions. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 3(3), 801-812.
- Błażkiewicz, M., Wyszomirska, I., Kaczmarczyk, K., Brzuszkiewicz-Kuźmicka, G., & Wit, A. (2017). Mechanisms of compensation in the gait of patients with drop foot. *Clinical Biomechanics*, 42, 14-19.
- Bravo, A. G., et al. (2024). Design and evaluation of an ankle exoskeleton with adjustable stiffness using MACCEPA-based actuation for assist-as-needed rehabilitation. *HardwareX*, 15, e00427. <https://doi.org/10.1016/j.ohx.2024.e00427>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and trauma*, 30(3), 232-238.
- Burdett, R. (1982). Forces predicted at the ankle during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(4), 308-316.
- Camardella, C., Lippi, V., Porcini, F., Bassani, G., Lencioni, L., Mauer, C., Haverkamp, C., Avizzano, C. A., Frisoli, A., & Filipponi, A. (2024). User-Centered Evaluation of the Wearable Walker Lower Limb Exoskeleton; Preliminary Assessment Based on the Experience Protocol. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 24(16), 5358.
- Cardona, M., Solanki, V. K., García Cena, C. E., Sierra, S., Arciniegas, L., Ballen-Moreno, F., Gomez-Vargas, D., Munera, M., & Cifuentes, C. A. (2020). Adaptable robotic platform for gait rehabilitation and

- assistance: Design concepts and applications. *Exoskeleton Robots for Rehabilitation and Healthcare Devices*, 67-93.
- Carolus, A., Becker, M., Cuny, J., Smektala, R., Schmieder, K., & Brenke, C. (2019). The interdisciplinary management of foot drop. *Deutsches Ärzteblatt International*, 116(20), 347.
- Castano, L. M., & Flatau, A. B. (2014). Smart fabric sensors and e-textile technologies: A review. *Smart Materials and structures*, 23(5), 053001.
- Cestari, M., Sanz-Merodio, D., Arevalo, J. C., & Garcia, E. (2014a). An adjustable compliant joint for lower-limb exoskeletons. *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, 20(2), 889-898.
- Cestari, M., Sanz-Merodio, D., Arevalo, J. C., & Garcia, E. (2014b). ARES, a variable stiffness actuator with embedded force sensor for the ATLAS exoskeleton. *Industrial Robot: An International Journal*, 41(6), 518-526.
- Chen, J.-C., & Shaw, F.-Z. (2014). Progress in sensorimotor rehabilitative physical therapy programs for stroke patients. *World Journal of Clinical Cases: WJCC*, 2(8), 316.
- Chen, J., Zhang, X., Cheng, Y., & Xi, N. (2018). Surface EMG based continuous estimation of human lower limb joint angles by using deep belief networks. *Biomedical Signal Processing and Control*, 40, 335-342.
- Cherelle, P., Grosu, V., Beyl, P., Mathys, A., Van Ham, R., Van Damme, M., Vanderborght, B., & Lefeber, D. (2010). The MACCEPA actuation system as torque actuator in the gait rehabilitation robot ALTACRO. *2010 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 27-32.
- Childbirth Injuries. (2024). Cerebral Palsy Statistics. <https://www.childbirthinjuries.com/cerebral-palsy/statistics/>
- Cleveland Clinic. (2022). Peripheral Neuropathy: What It Is, Symptoms & Treatment. <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/14737-peripheral-neuropathy>

- Davis, S., Tsagarakis, N., Canderle, J., & Caldwell, D. G. (2003). Enhanced modelling and performance in braided pneumatic muscle actuators. *The International Journal of Robotics Research*, 22(3-4), 213-227.
- De Rossi, S. M. M., Vitiello, N., Lenzi, T., Ronsse, R., Koopman, B., Persichetti, A., Vecchi, F., Ijspeert, A. J., Van der Kooij, H., & Carrozza, M. C. (2010). Sensing pressure distribution on a lower-limb exoskeleton physical human-machine interface. *Sensors*, 11(1), 207-227.
- Del-Ama, A. J., Koutsou, A. D., Moreno, J. C., De-Los-Reyes, A., Gil-Agudo, A., & Pons, J. L. (2012). Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 49(4).
- Denche-Zamorano, Á., Adsuar, J. C., Barrios-Fernandez, S., & Salas-Gómez, D. (2025). Associations Between Physical Activity Frequency, Handgrip Strength, and Limitations in Activities of Daily Living in Middle-Aged and Older Adults with Widespread Pain: A Cross-Sectional Study Using Data from the SHARE Project. *Geriatrics*, 10(5), 125.
- Díaz, I., Gil, J. J., & Sánchez, E. (2011). Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. *Journal of Robotics*, 2011(1), 759764.
- Ehrlich-Jones, L., Crown, D. S., Kinnett-Hopkins, D., Field-Fote, E., Furbish, C., Mummidisetty, C. K., Bond, R. A., Forrest, G., Jayaraman, A., & Heinemann, A. W. (2021). Clinician perceptions of robotic exoskeletons for locomotor training after spinal cord injury: a qualitative approach. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 102(2), 203-215.
- El Saddik, A. (2012). *Haptics rendering and applications*. BoD—Books on Demand.
- Feigin, V. L., Abate, M. D., Abate, Y. H., Abd ElHafeez, S., Abd-Allah, F., Abdelalim, A., Abdelkader, A., Abdelmasseh, M., Abd-Elsalam, S., Abdi, P., et al. (2024). Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *The Lancet Neurology*, 23(10), 973-1003.

- Fortin-Bédard, N., Déry, J., Simon, M., Blanchette, A. K., Bouyer, L., Gagnon, M., Routhier, F., & Lamontagne, M.-E. (2024). Acceptability of rehabilitation exoskeleton from the perspective of users with spinal cord injury and healthcare professionals: a mixed methods systematic review. *medRxiv*, 2024-09.
- Frontera, W., & Silver, J. (2018). *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation E-Book: Musculoskeletal Disorders, Pain, and Rehabilitation*. Elsevier Health Sciences.
- Gasparri, G. M., Luque, J., & Lerner, Z. F. (2019). Proportional joint-moment control for instantaneously adaptive ankle exoskeleton assistance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(4), 751-759.
- Gholami, M., Napier, C., & Menon, C. (2020). Estimating lower extremity running gait kinematics with a single accelerometer: a deep learning approach. *Sensors*, 20(10), 2939.
- Gomez-Vargas, D., Ballen-Moreno, F., Rodriguez-Guerrero, C., Munera, M., & Cifuentes, C. A. (2021). Experimental characterization of the T-FLEX ankle exoskeleton for gait assistance. *Mechatronics*, 78, 102608.
- Gonçalves, C., Ferreira da Silva, A., Gomes, J., & Simoes, R. (2018). Wearable e-textile technologies: A review on sensors, actuators and control elements. *Inventions*, 3(1), 14.
- Gordon, K. E., & Ferris, D. P. (2007). Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton. *Journal of biomechanics*, 40(12), 2636-2644.
- Gordon, K. E., Kinnaird, C. R., & Ferris, D. P. (2013). Locomotor adaptation to a soleus EMG-controlled antagonistic exoskeleton. *Journal of neurophysiology*, 109(7), 1804-1814.
- Graham, J. (2010). Foot drop: explaining the causes, characteristics and treatment. *British Journal of Neuroscience Nursing*, 6(4), 168-172.
- Gurchiek, R. D., Cheney, N., & McGinnis, R. S. (2019). Estimating biomechanical time-series with wearable sensors: A systematic review of machine learning techniques. *Sensors*, 19(23), 5227.
- Hagedorn, T. J., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., Menz, H. B., Casey, V. A., & Hannan, M. T. (2013). Severity of foot pain

- is linked to the prevalence of depressive symptoms. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(5), 373-379.
- Hassan, M., Kadone, H., Suzuki, K., & Sankai, Y. (2014). Wearable gait measurement system with an instrumented cane for exoskeleton control. *Sensors*, 14(1), 1705-1722.
- Hazari, A., Maiya, A. G., Nagda, T. V., Hazari, A., Maiya, A. G., & Nagda, T. V. (2021). Kinematics and kinetics of ankle and foot complex. *Conceptual Biomechanics and Kinesiology*, 165-180.
- Herrera-Valenzuela, D., Díaz-Peña, L., Redondo-Galán, C., Arroyo, M. J., Cascante-Gutiérrez, L., Gil-Agudo, Á., Moreno, J. C., & Del-Ama, A. J. (2023). A qualitative study to elicit user requirements for lower limb wearable exoskeletons for gait rehabilitation in spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20(1), 138.
- Hobbs, B., & Artemiadis, P. (2020). A review of robot-assisted lower-limb stroke therapy: unexplored paths and future directions in gait rehabilitation. *Frontiers in neurorobotics*, 14, 19.
- Hogan, N. (1984). Impedance control: An approach to manipulation. *1984 American control conference*, 304-313.
- Hohl, K., Giffhorn, M., Jackson, S., & Jayaraman, A. (2022). A framework for clinical utilization of robotic exoskeletons in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 19(1), 115.
- Hong, J.-C., Cheng, H., Yasuda, K., Ohashi, H., & Iwata, H. (2021). Effects of assisted dorsiflexion timing on voluntary efforts and compensatory movements: A feasibility study in healthy participants. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 29, 2222-2231.
- Howes, S. C., Charles, D. K., Marley, J., Pedlow, K., & McDonough, S. M. (2017). Gaming for health: systematic review and meta-analysis of the physical and cognitive effects of active computer gaming in older adults. *Physical therapy*, 97(12), 1122-1137.
- Hulleck, A. A., Menoth Mohan, D., Abdallah, N., El Rich, M., & Khalaf, K. (2022). Present and future of gait assessment in clinical practice: Towards the application of novel trends and technologies. *Frontiers in medical technology*, 4, 901331.

- Jafari, A., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2011). AwAS-II: A new actuator with adjustable stiffness based on the novel principle of adaptable pivot point and variable lever ratio. *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4638-4643.
- Jafari, A., Tsagarakis, N. G., Sardellitti, I., & Caldwell, D. G. (2012). A new actuator with adjustable stiffness based on a variable ratio lever mechanism. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 55-63.
- Jamwal, P. K., Hussain, S., & Xie, S. Q. (2015). Review on design and control aspects of ankle rehabilitation robots. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 10(2), 93-101.
- Jo, J., Kong, D., & Park, H. T. (2025). Elastomeric Fiber Optic-Embedded Gait Monitoring Insole. *Clothing and Textiles Research Journal*, 0887302X251376673.
- Junius, K., Brackx, B., Grosu, V., Cuypers, H., Geeroms, J., Moltedo, M., Vanderborght, B., & Lefeber, D. (2014). Mechatronic design of a sit-to-stance exoskeleton. *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 945-950.
- Kidziński, Ł., Delp, S., & Schwartz, M. (2019). Automatic real-time gait event detection in children using deep neural networks. *PloS one*, 14(1), e0211466.
- Kong, K., Bae, J., & Tomizuka, M. (2011). A compact rotary series elastic actuator for human assistive systems. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 17(2), 288-297.
- Kosik, K. B., McCann, R. S., Terada, M., & Gribble, P. A. (2017). Therapeutic interventions for improving self-reported function in patients with chronic ankle instability: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 51(2), 105-112.
- Lambrecht, S., Harutyunyan, A., Tanghe, K., Afschrift, M., De Schutter, J., & Jonkers, I. (2017). Real-time gait event detection based on kinematic data coupled to a biomechanical model. *Sensors*, 17(4), 671.
- Lebel, K., Boissy, P., Hamel, M., & Duval, C. (2013). Inertial measures of motion for clinical biomechanics: comparative assessment of accu-

- racy under controlled conditions-effect of velocity. *PloS one*, 8(11), e79945.
- Lee, H., Ferguson, P. W., & Rosen, J. (2020). Lower limb exoskeleton systems—overview. *Wearable Robotics*, 207-229.
- Lee, H., Rouse, E. J., & Krebs, H. I. (2016). Summary of human ankle mechanical impedance during walking. *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, 4, 1-7.
- Leung, J., & Moseley, A. (2003). Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia: systematic literature review. *Physiotherapy*, 89(1), 39-55.
- Liu, Z., Xu, Z., Jin, J., Shen, Z., & Darrell, T. (2023). Dropout reduces underfitting. *International Conference on Machine Learning*, 22233-22248.
- Lohse, K., Shirzad, N., Verster, A., Hodges, N., & Van der Loos, H. M. (2013). Video games and rehabilitation: using design principles to enhance engagement in physical therapy. *Journal of neurologic physical therapy*, 37(4), 166-175.
- Lora-Millan, J. S., Nabipour, M., van Asseldonk, E., & Bayón, C. (2023). Advances on mechanical designs for assistive ankle-foot orthoses. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 11, 1188685.
- Louie, D. R., Mortenson, W. B., Durocher, M., Schneeberg, A., Teasell, R., Yao, J., & Eng, J. J. (2021). Efficacy of an exoskeleton-based physical therapy program for non-ambulatory patients during subacute stroke rehabilitation: a randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18, 1-12.
- Macki, M., Lim, S., Elmenini, J., Fakih, M., & Chang, V. (2018). Clinching the cause: a review of foot drop secondary to lumbar degenerative diseases. *Journal of the neurological sciences*, 395, 126-130.
- Maier, M., Ballester, B. R., & Verschure, P. F. (2019). Principles of neuro-rehabilitation after stroke based on motor learning and brain plasticity mechanisms. *Frontiers in systems neuroscience*, 13, 74.
- McDonald, C., Fingleton, C., Murphy, S., & Lennon, O. (2022). Stroke survivor perceptions of using an exoskeleton during acute gait rehabilitation. *Scientific Reports*, 12(1), 14185.

- Medrano, R. L., Thomas, G. C., Keais, C. G., Rouse, E. J., & Gregg, R. D. (2023). Real-time gait phase and task estimation for controlling a powered ankle exoskeleton on extremely uneven terrain. *IEEE Transactions on Robotics*, 39(3), 2170-2182.
- Michaud, B., Cherni, Y., Begon, M., Girardin-Vignola, G., & Roussel, P. (2017). A serious game for gait rehabilitation with the Lokomat. *2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, 1-2.
- Miles, D. T., Mendez, E., White, D., McGwin, G., Shah, A., Ponce, B. A., & Irwin, T. A. (2022). Workers' compensation: The burden on healthcare resource utilization after foot and ankle surgery. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 30(1), 23094990221076964.
- Mitchell, J., Shiota, C., & Clanchy, K. (2023). Factors that influence the adoption of rehabilitation technologies: a multi-disciplinary qualitative exploration. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20(1), 80.
- Moghadam, S. M., Yeung, T., & Choisine, J. (2023). A comparison of machine learning models' accuracy in predicting lower-limb joints' kinematics, kinetics, and muscle forces from wearable sensors. *Scientific reports*, 13(1), 5046.
- Molledo, M., Cavallo, G., Baček, T., Lataire, J., Vanderborght, B., Lefeber, D., & Rodriguez-Guerrero, C. (2019). Variable stiffness ankle actuator for use in robotic-assisted walking: Control strategy and experimental characterization. *Mechanism and Machine Theory*, 134, 604-624.
- Morton, S. M., & Bastian, A. J. (2006). Cerebellar contributions to locomotor adaptations during splitbelt treadmill walking. *Journal of Neuroscience*, 26(36), 9107-9116.
- Nair, K., & Taly, A. (2002). Stroke rehabilitation: traditional and modern approaches. *Neurology India*.
- Nakagawa, R., Yamaguchi, S., Kimura, S., Sadamasu, A., Yamamoto, Y., Sato, Y., Akagi, R., Sasho, T., & Ohtori, S. (2017). Association of anxiety and depression with pain and quality of life in patients with chronic foot and ankle diseases. *Foot & Ankle International*, 38(11), 1192-1198.

- Nalam, V., Adjei, E., & Lee, H. (2020). Quantification and modeling of ankle stiffness during standing balance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 68(6).
- Net'uková, S., Bejtíc, M., Malá, C., Horáková, L., Kutílek, P., Kauler, J., & Krupička, R. (2022). Lower limb exoskeleton sensors: state-of-the-art. *Sensors*, 22(23), 9091.
- Nogueira, S. L., Siqueira, A. A., Inoue, R. S., & Terra, M. H. (2014). Markov jump linear systems-based position estimation for lower limb exoskeletons. *Sensors*, 14(1), 1835-1849.
- Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N., & Pringsheim, T. (2013). An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(6), 509-519.
- Park, Y.-L., Chen, B.-r., Young, D., Stirling, L., Wood, R. J., Goldfield, E., & Nagpal, R. (2011). Bio-inspired active soft orthotic device for ankle foot pathologies. *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 4488-4495.
- Peishun, C., Haiwang, Z., Taotao, L., Hongli, G., Yu, M., & Wanrong, Z. (2021). Changes in gait characteristics of stroke patients with foot drop after the combination treatment of foot drop stimulator and moving treadmill training. *Neural plasticity*, 2021(1), 9480957.
- Peripheral Neuropathy Research Group, University of Antwerp. (2025). Charcot-Marie-Tooth disease. <https://www.uantwerpen.be/en/research-groups/peripheral-neuropathies-group/screen4pn-website/cmt-problemstatement/>
- Perry, J. (2008). Normal gait. *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices. E-Book*, 61.
- Petit, F., Chalon, M., Friedl, W., Grebenstein, M., Albu-Schäffer, A., & Hirzinger, G. (2010). Bidirectional antagonistic variable stiffness actuation: Analysis, design & implementation. *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4189-4196.
- Prabhu, R. K., Swaminathan, N., & Harvey, L. A. (2013). Passive movements for the treatment and prevention of contractures. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (12).

- Pratama, C. S. P., Sari, D. R. K., & Widiatmi, S. (2021). PHYSIOTHERAPY MANAGEMENT FOR DROP FOOT: A CASE REPORT. *Academic Physiotherapy Conference Proceeding*.
- Pratt, G. A., & Williamson, M. M. (1995). Series elastic actuators. *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots, 1*, 399-406.
- Prenton, S., Kenney, L., Stapleton, C., Cooper, G., Reeves, M., Heller, B., Sobuh, M., Barker, A., Healey, J., Good, T., & Thies, S. (2014). Feasibility study of a take-home array-based functional electrical stimulation system with automated setup for current functional electrical stimulation users with foot-drop. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(10), 1870-1877.
- Prompers, L., Huijberts, M., Schaper, N., Apelqvist, J., Bakker, K., Edmonds, M., Holstein, P., Jude, E., Jirkovska, A., Mauricio, D., et al. (2008). Resource utilisation and costs associated with the treatment of diabetic foot ulcers. Prospective data from the Eurodiale Study. *Diabetologia*, 51, 1826-1834.
- Qiu, X., Zhao, H., Xu, P., & Li, J. (2024). Research on a Calculation Model of Ankle-Joint-Torque-Based sEMG. *Sensors*, 24(9).
- Quintero, D., Lambert, D. J., Villarreal, D. J., & Gregg, R. D. (2017). Real-time continuous gait phase and speed estimation from a single sensor. *2017 IEEE Conference on Control Technology and Applications (CCTA)*, 847-852.
- Raitor, M., Ruggles, S. W., Delp, S. L., Liu, C. K., & Collins, S. H. (2024). Lower-limb exoskeletons appeal to both clinicians and older adults, especially for fall prevention and joint pain reduction. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 32, 1577-1585.
- Rego, P., Moreira, P. M., & Reis, L. P. (2010). Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy. *5th Iberian conference on information systems and technologies*, 1-6.
- Reicherzer, L., Scheermesser, M., Kläy, A., Duarte, J. E., Graf, E. S., et al. (2024). Barriers and Facilitators to the Use of Wearable Robots

- as Assistive Devices: Qualitative Study With Older Adults and Physiotherapists. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 11(1), e52676.
- ROBOTIS Co., Ltd. (2025). *DYNAMIXEL MX-106T/R (2.0) e-Manual* [Accessed: 2025-11-19]. <https://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/mx/mx-106-2/#what-is-the-profile>
- Rosati, G., Oscari, F., Reinkensmeyer, D. J., Secoli, R., Avanzini, F., Spagnol, S., & Masiero, S. (2011). Improving robotics for neurorehabilitation: enhancing engagement, performance, and learning with auditory feedback. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1-6.
- Rouse, E. J., Hargrove, L. J., Perreault, E. J., & Kuiken, T. A. (2012). Estimation of human ankle impedance during walking using the perturbator robot. *2012 4th IEEE RAS & EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics (BioRob)*.
- Russo, M., Amboni, M., Pisani, N., Volzone, A., Calderone, D., Barone, P., Amato, F., Ricciardi, C., & Romano, M. (2025). Biomechanics parameters of gait analysis to characterize Parkinson's disease: a scoping review. *Sensors*, 25(2), 338.
- Saeed, F., Ramakrishnan, P., Ahuja, S., & Pal, D. (2022). A national survey on the management of foot drop secondary to lumbar degenerative disease in the United Kingdom. *British Journal of Neurosurgery*, 36(5), 639-642.
- Sanchez-Villamañan, M. d. C., Gonzalez-Vargas, J., Torricelli, D., Moreno, J. C., & Pons, J. L. (2019). Compliant lower limb exoskeletons: a comprehensive review on mechanical design principles. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 16, 1-16.
- Sancho-Pérez, J., Pérez, M., García, E., Sanz-Merodio, D., Plaza, A., & Cestari, M. (2017). Mechanical description of ATLAS 2020, a 10-DOF paediatric exoskeleton. En *Advances in cooperative robotics* (pp. 814-822). World Scientific.
- Schmidt, R. A., & Wrisberg, C. A. (2008). *Motor learning and performance: A situation-based learning approach*. Human kinetics.

- Shah, J., Pillai, L., Williams, D. K., Doerhoff, S. M., Larson-Prior, L., Garcia-Rill, E., & Virmani, T. (2018). Increased foot strike variability in Parkinson's disease patients with freezing of gait. *Parkinsonism & related disorders*, 53, 58-63.
- Shao, Y., Zhang, W., Su, Y., & Ding, X. (2021). Design and optimisation of load-adaptive actuator with variable stiffness for compact ankle exoskeleton. *Mechanism and Machine Theory*, 161, 104323. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2021.104323>
- Shin, W., Nam, D., Ahn, B., Kim, S. J., Lee, D. Y., Kwon, S., & Kim, J. (2023). Ankle dorsiflexion assistance of patients with foot drop using a powered ankle-foot orthosis to improve the gait asymmetry. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 20(1), 140.
- Shore, L., de Eyto, A., & O'Sullivan, L. (2022). Technology acceptance and perceptions of robotic assistive devices by older adults—implications for exoskeleton design. *Disability and rehabilitation: assistive technology*, 17(7), 782-790.
- Shore, L., Power, V., Hartigan, B., Schülein, S., Graf, E., de Eyto, A., & O'Sullivan, L. (2020). Exoscore: a design tool to evaluate factors associated with technology acceptance of soft lower limb exosuits by older adults. *Human Factors*, 62(3), 391-410.
- Shorter, A. L., Finucane, S., & Rouse, E. J. (2019). Ankle mechanical impedance during waling in chronic stroke: Preliminary results. *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*.
- Siviy, C., Baker, L. M., Quinlivan, B. T., Porciuncula, F., Swaminathan, K., Awad, L. N., & Walsh, C. J. (2023). Opportunities and challenges in the development of exoskeletons for locomotor assistance. *Nature biomedical engineering*, 7(4), 456-472.
- Slade, P., Kochenderfer, M. J., Delp, S. L., & Collins, S. H. (2022). Personalizing exoskeleton assistance while walking in the real world. *Nature*, 610(7931), 277-282.
- Toxiri, S., Calanca, A., Poliero, T., Caldwell, D. G., & Ortiz, J. (2018). Actuation requirements for assistive exoskeletons: Exploiting knowledge of task dynamics. *International symposium on wearable robotics*, 381-385.

- Tsagarakis, N. G., Sardellitti, I., & Caldwell, D. G. (2011). A new variable stiffness actuator (CompAct-VSA): Design and modelling. *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 378-383.
- Vallée, A. (2024). Exoskeleton technology in nursing practice: assessing effectiveness, usability, and impact on nurses' quality of work life, a narrative review. *BMC nursing*, 23(1), 156.
- van Silfhout, L., Hosman, A. J., van de Meent, H., Bartels, R. H., & Edwards, M. J. (2023). Design recommendations for exoskeletons: Perspectives of individuals with spinal cord injury. *The journal of spinal cord medicine*, 46(2), 256-261.
- Van Ham, R., Sugar, T. G., Vanderborght, B., Hollander, K. W., & Lefeber, D. (2009). Compliant actuator designs. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 16(3), 81-94.
- Van Ham, R., Vanderborght, B., Van Damme, M., Verrelst, B., & Lefeber, D. (2007). MACCEPA, the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator: Design and implementation in a biped robot. *Robotics and Autonomous Systems*, 55(10), 761-768.
- Van Noort, L., Van Crey, N., Rouse, E. J., Martínez-Caballero, I., Van Asseldonk, E. H., & Bayón, C. (2024). A usability study on the inGAIT-VSO: effects of a variable-stiffness ankle-foot orthosis on the walking performance of children with cerebral palsy. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 21(1), 132.
- Vanderborght, B., Albu-Schäffer, A., Bicchi, A., Burdet, E., Caldwell, D. G., Carloni, R., Catalano, M., Eiberger, O., Friedl, W., Ganesh, G., et al. (2013). Variable impedance actuators: A review. *Robotics and autonomous systems*, 61(12), 1601-1614.
- Vu, H. T. T., Dong, D., Cao, H.-L., Verstraten, T., Lefeber, D., Vanderborght, B., & Geeroms, J. (2020). A review of gait phase detection algorithms for lower limb prostheses. *Sensors*, 20(14), 3972.
- Walton, C., King, R., Rechtman, L., Kaye, W., Leray, E., Marrie, R. A., Robertson, N., La Rocca, N., Uitdehaag, B., van Der Mei, I., et al.

- (2020). Rising prevalence of multiple sclerosis worldwide: Insights from the Atlas of MS. *Multiple Sclerosis Journal*, 26(14), 1816-1821.
- Wehner, M., Quinlivan, B., Aubin, P. M., Martinez-Villalpando, E., Baumann, M., Stirling, L., Holt, K., Wood, R., & Walsh, C. (2013). A lightweight soft exosuit for gait assistance. *2013 IEEE international conference on robotics and automation*, 3362-3369.
- Wei, S., & Wu, Z. (2023). The Application of Wearable Sensors and Machine Learning Algorithms in Rehabilitation Training: A Systematic Review. *Sensors*, 23, 7667. <https://doi.org/10.3390/s23187667>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & sons.
- Wolf, S., Grioli, G., Eiberger, O., Friedl, W., Grebenstein, M., Höppner, H., Burdet, E., Caldwell, D. G., Carloni, R., Catalano, M. G., et al. (2015). Variable stiffness actuators: Review on design and components. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 21(5), 2418-2430.
- Wolff, J., Parker, C., Borisoff, J., Mortenson, W. B., & Mattie, J. (2014). A survey of stakeholder perspectives on exoskeleton technology. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11, 1-10.
- Wouda, F. J., Giuberti, M., Bellusci, G., Maartens, E., Reenalda, J., Van Beijnum, B.-J. F., & Veltink, P. H. (2018). Estimation of vertical ground reaction forces and sagittal knee kinematics during running using three inertial sensors. *Frontiers in physiology*, 9, 218.
- Wutzke, C. J., Sawicki, G. S., & Lewek, M. D. (2012). The influence of a unilateral fixed ankle on metabolic and mechanical demands during walking in unimpaired young adults. *Journal of biomechanics*, 45(14), 2405-2410.
- Yao, X., Han, D., & Lu, Q. (2025). The mediating effect of activities of daily living (ADL) disability on the association between depressive symptoms and cognitive impairment in older adults: a National study. *BMC geriatrics*, 25(1), 713.
- Zhang, J., Cheah, C. C., & Collins, S. H. (2017). Torque control in legged locomotion. En *Bioinspired Legged Locomotion* (pp. 347-400). Elsevier.

- Zhang, W., Zhou, Z., Chen, S., Zhang, Y., & He, B. (2023). Synergy of porous and air-gap structures for pressure sensing arrays with high sensitivity and wide detection range towards machine learning-assisted gait analysis. *Physica Scripta*, 98(5), 055925.
- Zhang, W., Shao, Y., Su, Y., & Ding, X. (2024). Design and control of a novel variable stiffness actuator based on antagonistic Hoberman linkage mechanism. *ISA Transactions*, 147, 104323. <https://doi.org/10.1016/j.isatra.2024.02.011>
- Zulifiqar, A., Javaid, M. U., Ahmed, R. A. M. A., et al. (2024). Effects of Brunnstrom movement therapy versus mirror therapy on hand function in post-stroke hemiplegic population. *Journal of Musculoskeletal Surgery and Research*, 8(4), 389-394.