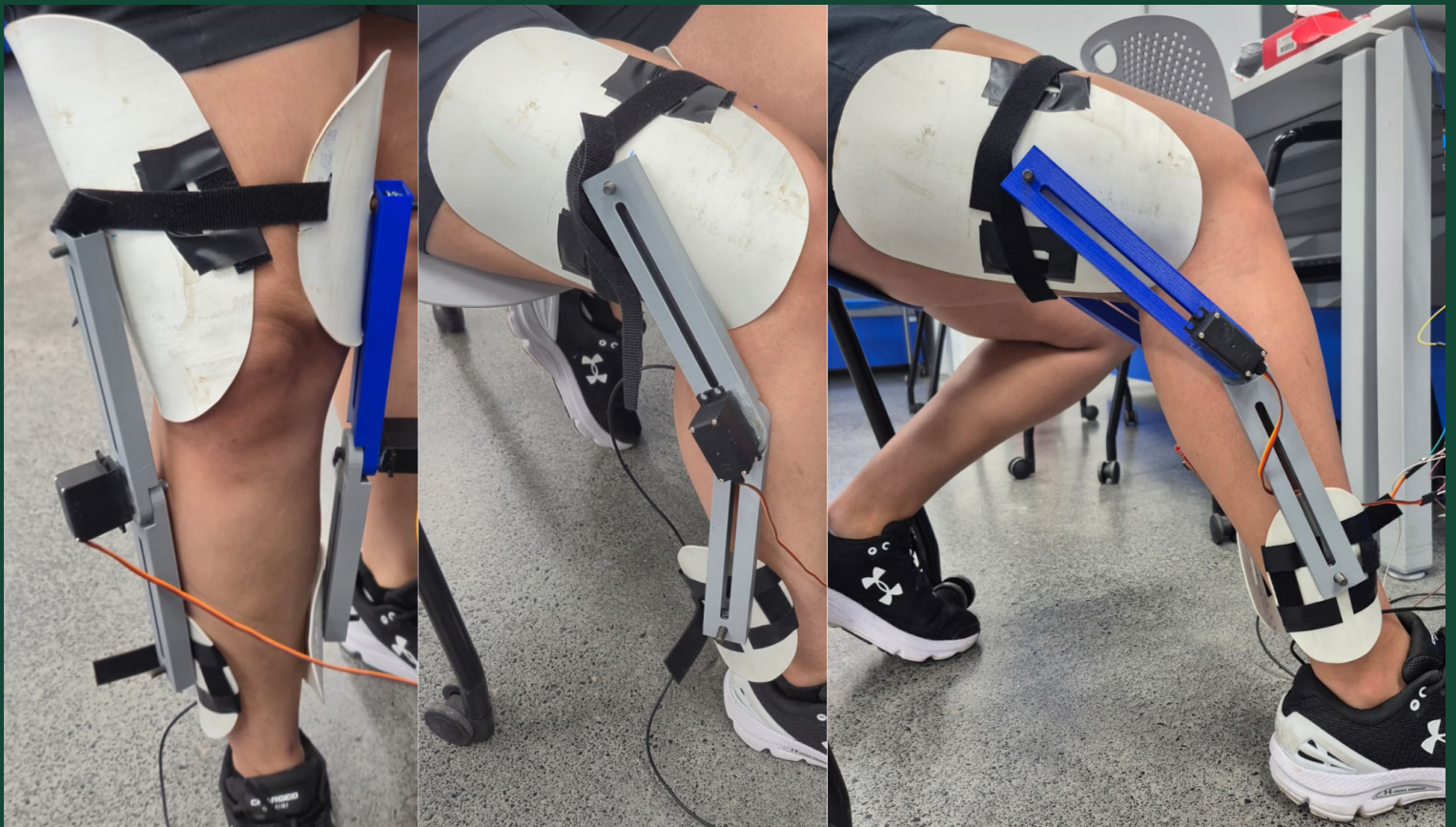

Prototipo de exoesqueleto de rodilla controlado por señales EMG para personas con artrosis

María José Suárez Sipaque



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Prototipo de exoesqueleto de rodilla controlado por señales
EMG para personas con artrosis**

Trabajo de graduación presentado por María José Suárez Sipaque para
optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2025

Vo.Bo.:



(f)

Dr.-Ing. José Leal



(f)

M.Sc. Carlos Esquit

Desde el inicio de mi formación académica, me interesó la convergencia entre la robótica y las ciencias de la salud. Tras cursar biomecánica y fisiología confirmé mi vocación por la robótica médica con la convicción de que la tecnología puede y debe generar impacto en Guatemala. Este trabajo surge ante una realidad local la cual es la ausencia de servicios de rehabilitación robótica y las barreras de acceso que enfrenta la mayoría de la población.

Agradezco profundamente a mi familia, en especial a mis padres, por su apoyo constante, la motivación de todos los días, sus palabras de ánimo y los recursos que me permitieron alcanzar esta meta, sin su acompañamiento este proyecto no habría sido posible. Extiendo mi gratitud a mis amigos, cuya motivación mutua hizo más llevadero cada reto del camino.

Deseo expresar un reconocimiento especial a mi asesor, Dr. Ing. José Andrés Leal Ordoñez, por su guía para concretar la idea y conducirla a resultados satisfactorios, así como su apoyo durante todo el proceso de este trabajo para resolver dudas y guiarme hacia el éxito. Agradezco también al MBA Ing. Pablo Daniel Mazariegos de la Cerda por su apoyo en la resolución de dudas y su apoyo técnico en la impresión 3D y al Departamento de Ingeniería Mecatrónica, Electrónica y Biomédica, por el aporte de materiales y el acceso a laboratorios.

Este proyecto reafirmó mi interés por la Ingeniería Biomédica y la ingeniería de la rehabilitación y me mostró el potencial de los sistemas de bajo costo. Espero que este trabajo continúe desarrollándose y contribuya a un cambio real.

Prefacio	I
Índice de figuras	V
Índice de cuadros	VI
Resumen	VII
Abstract	VIII
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
3. Justificación	4
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	8
6. Marco teórico	9
6.1. Articulación de la rodilla	9
6.2. Exoesqueletos	14
6.3. EMG	21
7. Metodología	24
7.1. Adquisición de señales fisiológicas	24
7.2. Procesamiento de señales y sistema de control	26
7.3. Diseño y fabricación de prototipo de exoesqueleto	29

8. Resultados	34
8.1. Definición y comportamiento del músculo analizado	34
8.2. Determinación del umbral de activación	36
8.3. Comparación entre sistemas de adquisición EMG (BIOPAC vs. MyoWare)	38
8.4. Prototipo final del prototipo de exoesqueleto de rodilla	38
9. Discusión	41
10. Conclusiones	43
11. Recomendaciones	44
12. Referencias	48

1.	Articulación de la rodilla. A) Visión posterior. B) Visión anterior [13]	10
2.	Curva ángulo de rodilla vs. tiempo durante la marcha en el plano sagital, mostrando puntos característicos A–B–C–D [15]	11
3.	Diagramas biomecánicos relevantes en la articulación de la rodilla. A) Esquema mecánico del miembro inferior mostrando fuerzas y momentos articulares. B) Desplazamiento del centro instantáneo de rotación (CIR) durante la flexión de rodilla [16]	13
4.	<i>State of the art</i> de exoesqueletos de miembros inferiores. A) ReWalk. B) Ekso Bionics. C) HAL. D) MindWalker [7], [17], [18]	16
5.	Ejemplo de sistema de accionamiento y transmisión. A) Actuador elástico en serie. B) Implementación de actuador en exoesqueleto [23], [24]	17
6.	Ejemplo de sensores de fuerza y sensor IMU. A) Sensor de fuerza en exoesqueleto de brazo. B) Sensor IMU en exoesqueleto de pierna [25], [26]	18
7.	Ejemplos de exoesqueletos de pierna aplicados a asistencia y rehabilitación de la marcha. A) Exoesqueleto pasivo adaptable. B) Exoesqueleto para rehabilitación de marcha. C) Exoesqueleto tipo “ <i>chairless chair</i> ”. D) Exoesqueleto robótico de pierna [31] [32] [33]	20
8.	Ubicación recomendada de electrodos sEMG según SENIAM. Colocación de electrodos EMG en el bíceps (izquierda) y referencia en el codo (derecha)	22
9.	Esquema simplificado del procesamiento de la señal sEMG: filtrado, rectificación y cálculo del RMS, según las recomendaciones SENIAM y revisiones recientes de procesamiento de EMG [39]	23
10.	Secuencia simplificada de la marcha humana. (1) Contacto inicial y aceptación del peso, (2) apoyo medio con avance del centro de masa, (3) oscilación inicial tras el despegue del pie, (4) oscilación terminal con extensión de la pierna para el siguiente contacto [30]	25
11.	Colocación de electrodos en músculo gastrocnemio y tibial. A) Electrodo +. B) Electrodo -. C) Electrodo de referencia	25

12.	Componentes de medición EMG con dispositivos Myoware. A) ESP32, sensor y Wireless shield. B) Wireless shield puntos de conexión de electrodos V+, V- y GND. C) Conexión de sensor a Wireless shield [40]	27
13.	Procesamiento de la señal EMG para un intervalo de 50 pasos. En la parte superior se presenta la señal cruda rectificadas, mientras que la parte inferior muestra el valor RMS calculado con ventana deslizante de 250 ms, junto con los picos de activación detectados y el umbral correspondiente al percentil 65 % de la distribución RMS	28
14.	Boceto inicial de prototipo de exoesqueleto de rodilla [41]	30
15.	Partes individuales hechas en Inventor que conforman el prototipo de exoesqueleto de rodilla	31
16.	Ensamble tridimensional del mecanismo del exoesqueleto, compuesto por el soporte superior, el eslabón principal y el soporte inferior. El diseño permitió validar la alineación mecánica, el espacio para el servomotor y el rango de movimiento del sistema	32
17.	Diagrama de proceso de funcionamiento del motor controlado por señales EMG	33
18.	Señales EMG de gastrocnemios en crudo y suavizadas (n = 10) . . .	35
19.	Señales EMG de tibiales en crudo y suavizadas (n = 10)	36
20.	Media de la envolvente RMS por sesión (n = 10 sesiones, 50 pasos por sesión)	37
21.	Gráfica de señales EMG de músculos gastrocnemios. Señal en crudo y señal rectificadas con indicador de picos máximos e indicador de umbral	37
22.	Comparación de señales EMG obtenidas con los sistemas BIOPAC y MyoWare	38
23.	Prototipo 1.0 de exoesqueleto de rodilla	39
24.	Prototipo 2.0 a escala real de exoesqueleto de rodilla	39
25.	Detección de activación por sesión de prueba de prototipo de exoesqueleto 2.0	40
26.	Fallas estructurales en el conjunto externo del exoesqueleto. A) Fractura del acople de sujeción que une el eje del servomotor con el eje de transmisión. B) Fractura del eje de sujeción del brazo inferior	40
27.	Diagrama de flujo recomendado para mejorar el sistema de respuesta. Adaptado de [43], [44], [45]	45
28.	Diagrama de flujo recomendado para mejorar el sistema de medición. Imágenes adaptadas de [46], [47], [48], [49]	46
29.	Prototipo comercial BELK (Gogoa Mobility Robots) utilizado como referencia del diseño de exoesqueleto [50]	47

Índice de cuadros

1.	Tratamientos actuales para la artrosis de rodilla en Guatemala [8], [10], [11]	5
2.	Rangos típicos de magnitudes biomecánicas en la articulación de la rodilla durante actividades diarias [15]	12
3.	Exoesqueletos representativos del <i>state of the art</i> en miembros inferiores [17], [18], [7]	15
4.	Comparación de estrategias de control para exoesqueletos de miembro inferior [27] - [29]	19

La osteoartritis de rodilla es una enfermedad degenerativa que afecta el cartílago articular, causando dolor, rigidez y pérdida de movilidad. Este padecimiento se asocia a factores como la edad, el sobrepeso, traumatismos y mala alineación al caminar. A pesar de que existen tratamientos quirúrgicos y no quirúrgicos, muchos pacientes en Guatemala no tienen acceso a terapias personalizadas ni a reemplazos articulares por su alto costo. Las órtesis tradicionales alivian parcialmente los síntomas, pero no contribuyen activamente a la rehabilitación. Por otro lado, los exoesqueletos automatizados se han posicionado como una alternativa prometedora, al proporcionar soporte mecánico activo y adaptativo mediante sistemas de control inteligente. Existen exoesqueletos innovadores, que han demostrado eficacia al utilizar señales EMG para accionar mecanismos de asistencia en tiempo real. Sin embargo, estos sistemas siguen siendo inaccesibles para gran parte de la población guatemalteca.

Se diseñó y construyó un prototipo de exoesqueleto de rodilla de bajo costo con piezas impresas en 3D y soportes de PVC, accionado por un servomotor y controlado mediante señales EMG adquiridas con MyoWare. La señal se rectificó y se calculó la RMS con ventana deslizante (250 ms), para cada sesión se definió un umbral a partir de la media de la RMS, y el sistema activó la asistencia solo cuando la RMS superó ese umbral. El control se ejecutó en un microcontrolador (ESP32) que conmuta el servomotor para aportar asistencia durante la fase activa. La validación incluyó cinco pruebas distribuidas en tres días (10 pasos por prueba), confirmando detección consistente de activaciones musculares y disparo selectivo del servomotor, sin activaciones falsas en reposo. La latencia observada fue compatible con marcha lenta y el conjunto mecánico mantuvo integridad estructural. El prototipo demostró viabilidad técnica y operativa, estableciendo una base para ajustar parámetros de control y avanzar hacia evaluaciones clínicas con personalización por usuario.

Knee osteoarthritis is a degenerative disease that affects joint cartilage, causing pain, stiffness, and loss of mobility. This condition is associated with factors such as age, excess weight, trauma, and poor alignment when walking. Although surgical and non-surgical treatments exist, many patients in Guatemala do not have access to personalized therapies or joint replacements due to their high cost. Traditional orthoses partially relieve symptoms but do not actively contribute to rehabilitation. On the other hand, automated exoskeletons have emerged as a promising alternative, providing active and adaptive mechanical support through intelligent control systems. Innovative exoskeletons have proven effective in using EMG signals to activate assistance mechanisms in real time. However, these systems remain inaccessible to a large part of the Guatemalan population.

A low-cost knee exoskeleton prototype was designed and built using 3D-printed parts and PVC supports, powered by a servomotor and controlled by EMG signals acquired with MyoWare. The signal was rectified and the RMS was calculated with a sliding window (250 ms). For each session, a threshold was defined based on the RMS average, and the system activated assistance only when the RMS exceeded that threshold. Control was executed on a microcontroller (ESP32) that switches the servomotor to provide assistance during the active phase. Validation included five tests spread over three days (10 steps per test), confirming consistent detection of muscle activations and selective triggering of the servomotor, with no false activations at rest. The observed latency was compatible with slow walking, and the mechanical assembly maintained structural integrity. The prototype demonstrated technical and operational feasibility, establishing a basis for adjusting control parameters and moving toward clinical evaluations with user customization.

La osteoartritis de rodilla es una enfermedad articular degenerativa que ocasiona dolor, rigidez y pérdida funcional. En Guatemala, los reportes clínicos señalan una carga relevante de enfermedades reumáticas y limitaciones de acceso a rehabilitación personalizada, lo que deja a muchas personas con tratamientos generales y resultados variables. Este contexto justifica explorar soluciones tecnológicas accesibles que apoyen la marcha y fomenten la participación activa del usuario en su recuperación.

En este proyecto se desarrolló un prototipo de exoesqueleto de rodilla accionado por un servomotor y controlado por señales EMG. La adquisición se realizó con MyoWare 2.0 y ESP32, utilizando un flujo sencillo de procesamiento como rectificación y RMS en ventana deslizante para obtener una envolvente estable, a partir de ella se definió un umbral por sesión que habilita la asistencia cuando la activación muscular supera dicho criterio. El prototipo se ensambló con componentes de bajo costo y se sometió a una validación funcional inicial en condiciones controladas, enfocada en verificar la detección selectiva de activaciones y la coherencia temporal entre el disparo y la fase de impulso de la marcha.

El documento se organiza de la siguiente manera: los capítulos 2 y 3 presentan los antecedentes y la motivación del trabajo. El capítulo 4 expone los objetivos y el alcance que se tuvieron durante el proceso de trabajo. El capítulo 5 reúne los fundamentos teóricos sobre articulación de rodilla, exoesqueletos y electromiografía de superficie. El capítulo 6 detalla la metodología acerca de la adquisición y procesamiento de EMG, electrónica y control, diseño y fabricación del prototipo. El capítulo 7 presenta los resultados que se obtuvieron durante el trabajo. El capítulo 8 desarrolla la discusión de resultados. El capítulo 9 resume las conclusiones y el capítulo 10 plantea recomendaciones y líneas de mejora.

La osteoartritis (OA) es una enfermedad que degenera el cartílago con el paso del tiempo, lo que resulta en mucho dolor y problemas para la movilidad. La rodilla es una articulación periférica que, cuando se degenera, pierde movilidad, se vuelve rígida y causa dolor [1]. Esta enfermedad se puede tratar con procedimientos quirúrgicos que incluyen el reemplazo de la articulación colocando una prótesis o removiendo la articulación por completo. Los tratamientos no quirúrgicos incluyen cambios en el estilo de vida del paciente, órtesis o apoyos mecánicos para reducir el dolor al momento de la marcha, fisioterapia para regular el movimiento y farmacoterapia para aliviar el dolor constante [2].

Las órtesis y apoyos de marcha pueden reducir el dolor y mejorar la función, pero no pueden solucionar el problema de manera permanente. Para eso ha surgido una idea innovadora como los exoesqueletos automatizados seguidores, estos dispositivos ayudan al paciente a poder mejorar gradualmente, ya que se activan solo cuando son necesarios [3]. Los exoesqueletos han sido una herramienta innovadora diseñados para asistir y rehabilitar la extremidad dañada. Los exoesqueletos de rodilla motorizados cumplen la función de asistir y rehabilitar la marcha, también mejorar el rendimiento físico y apoyar la recuperación de la lesión realizando movimientos de flexión, extensión, rodadura y deslizamiento [4]. Combinar el diseño mecánico eficiente y un sistema de control preciso, da lugar a que el exoesqueleto proporcione un soporte adaptativo, mejorando la estabilidad y haciendo la recuperación más eficiente [5].

El sistema de control que más se utiliza en estos dispositivos es un controlador PID (proporcional, integral, derivativo) clásico con parámetros ajustables para obtener una respuesta del sistema eficiente y estable durante la marcha. El sistema opera en lazo cerrado con realimentación de torque, lo que permite ajustar dinámicamente el nivel de asistencia de acuerdo con la fuerza y el movimiento detectado por los sensores EMG [6]. Los sistemas de control ayudan a regular la asistencia proporcionada por el exoesqueleto durante la marcha. Este tipo de controlador es ampliamente utilizado

debido a su capacidad para ajustar dinámicamente la respuesta del sistema a partir de la señal de error.

En los últimos años han surgido algunos exoesqueletos con sistemas de control. Por ejemplo, Indego, creado por Parker Hannifin Corporation la cual proviene de la colaboración entre el Center for Intelligent Mechatronics de la Vanderbilt University, está diseñado para asistir a personas con paraplejia y otras discapacidades motoras, permitiéndoles caminar de manera independiente con un sistema de control por fuerza (EMG) y posición. También, Rex que permite a personas con movilidad reducida ponerse de pie, caminar, girar y sentarse por sí mismas, mejorando su independencia y calidad de vida mediante un sistema de control por balance y fuerza (EMG). Por último, uno de los exoesqueletos más recientes es HAL, que ayuda al usuario a mejorar y recuperar la movilidad mediante un sistema de control por fuerza (EMG) [7]. Estos ejemplos de exoesqueletos utilizan las señales EMG combinadas con sistemas de control PID para estabilizar y realizar una recuperación eficiente.

La osteoartritis (OA) de rodilla es una enfermedad degenerativa articular prevalente que se caracteriza por la pérdida progresiva de la función, el dolor y la rigidez. Su etiología involucra la edad, el sexo, la obesidad y los antecedentes familiares. También factores mecánicos como traumatismos, desgaste ocupacional, mala alineación de las piernas al caminar y laxitud ligamentaria, esta se refiere a que los ligamentos tienden a ser más flexibles de lo normal [1]. El cartílago articular es crucial para el movimiento articular de baja fricción; este se ve afectado a nivel molecular, por lo cual se producen cambios bioquímicos, que se deben al desgaste general de las estructuras de la rodilla en el hueso subcondral, el cartílago articular y la membrana sinovial. Los cambios incluyen una mayor degradación del colágeno tipo II, la disminución de los agregados y el aumento del contenido de agua dentro de la matriz del cartílago [1].

Para diagnosticar la OA de rodilla, se evalúa la historia clínica, luego se realizan exámenes físicos para determinar el funcionamiento y también se toman imágenes radiográficas para poder tener una imagen completa del paciente. Los síntomas más comunes de la OA son el dolor agudo en la articulación, la rigidez que a su vez provoca la reducción del rango de movimiento y la hinchazón del área. Los tratamientos más comunes son los no quirúrgicos; estos se basan en modificaciones en el estilo de vida que incluyen ejercicios de bajo impacto como nadar y andar en bicicleta, así como la pérdida de peso para pacientes con obesidad [8].

En Guatemala, un estudio realizado en 2012 reportó que la artritis reumatoide, una enfermedad degenerativa del cartílago como la artrosis, pero autoinmune, tiene una prevalencia del 0.7 % en la población general, siendo más frecuente entre la cuarta y quinta década de la vida. Además, un estudio regional comparativo de enfermedades reumáticas indicó que la osteoartritis representaba el 13.5 % de los casos en Guatemala, según datos recopilados en hospitales nacionales [9]. Aunque en Guatemala el Instituto Guatemalteco de Seguridad Social IGSS cuenta con un departamento de rehabilitación, este no es personalizado para cada paciente, sino que se otorga una

terapia general ciertos días a la semana a la que los pacientes deben asistir si tienen la posibilidad de asistir.

Actualmente existen tratamientos quirúrgicos y no quirúrgicos para tratar la artrosis de rodilla con diferentes niveles de eficacia en la recuperación, así como costos asociados.

Cuadro 1. Tratamientos actuales para la artrosis de rodilla en Guatemala [8], [10], [11]

Tratamiento	Descripción del tratamiento	Ventajas	Desventajas
Actividad física guiada	Rutinas de bajo impacto como caminar, nadar o andar en bicicleta para fortalecer los músculos y reducir la carga sobre la articulación	Disminuye la presión ejercida en la articulación	Requiere disciplina y constancia para obtener resultados
Electro - estimulación transcutánea	Técnica que aplica impulsos eléctricos a través de electrodos en la piel para estimular los nervios periféricos y aliviar el dolor	Ayuda con el dolor crónico a corto plazo	Su efectividad varía entre pacientes y no trata la causa subyacente
Farmacología	Uso de medicamentos antiinflamatorios no esteroideos (AINEs), analgésicos o suplementos para controlar el dolor y la inflamación articular	Disminuye el dolor a corto y largo plazo	Puede generar efectos secundarios como problemas gastrointestinales o cardiovasculares
Fisioterapia	Terapia física guiada por profesionales que incluye estiramientos y técnicas manuales para mejorar la movilidad y reducir la rigidez	Ayuda al movimiento y disminuye la tensión progresivamente	Requiere de largos períodos de tratamiento para obtener mejoras significativas
Intervención mecánica	Uso de dispositivos ortopédicos como rodilleras, plantillas o bastones que proporcionan soporte y disminuyen el impacto en la articulación afectada	Adecuado y eficaz para mejorar el dolor articular, la rigidez, reducir la dosis de fármacos y la función física	Puede ser incómodo de usar durante tiempos prolongados
Prótesis de rodilla	Procedimiento quirúrgico que reemplaza la articulación dañada por una artificial para restaurar la función y aliviar el dolor	Mejora la función física y reduce el dolor	Requiere cirugía con un período de recuperación prolongado y posible desgaste con el tiempo

Tratamiento	Descripción del tratamiento	Ventajas	Desventajas
Exoesqueleto de rodilla	Dispositivo electromecánico portátil que asiste el movimiento de la rodilla mediante un sistema de control automatizado, basado en señales musculares (EMG)	Mejora la función física progresivamente, optimiza la dinámica de la marcha, reduce el impacto sobre la articulación y fomenta la rehabilitación activa	Necesita ajuste personalizado y entrenamiento para su uso adecuado

4.1. Objetivo general

Desarrollar un prototipo de exoesqueleto de rodilla que integre un sistema de control basado en señales EMG, capaz de apoyar en la marcha.

4.2. Objetivos específicos

- Evaluar los parámetros necesarios para implementar un control por señales EMG en un exoesqueleto de rodilla, mediante el análisis de señales recolectadas en al menos 30 ciclos de marcha continua.
- Diseñar en Inventor y fabricar un prototipo funcional a escala real de un exoesqueleto de rodilla usando impresión 3D, corte CNC y acrílico.
- Desarrollar e implementar un sistema de control por señales EMG para accionar el prototipo del exoesqueleto, validando su funcionamiento con al menos 3 pruebas de marcha asistida antes de finalizar el proyecto.

El presente trabajo se centra en el desarrollo y la validación funcional, en condiciones de laboratorio, de un prototipo de exoesqueleto de rodilla de bajo costo accionado por servomotor y controlado mediante señales EMG. El estudio comprende el diseño mecánico con piezas impresas en 3D y soportes de PVC, la integración electrónica con un microcontrolador ESP32, un servomotor MG996R-180 y un sensor EMG MyoWare Wireless Shield. La adquisición y el procesamiento de la señal (rectificación y RMS con ventana deslizante de 250 ms a 2000 Hz). La definición de un umbral por sesión a partir de la media de la RMS. Y una estrategia de asistencia on/off que activa el servomotor cuando la señal supera dicho umbral.

La validación funcional se realizó bajo condiciones controladas mediante cinco pruebas en tres días (10 pasos por prueba), verificando detección de activaciones, selectividad del disparo, latencia compatible con marcha lenta e integridad estructural básica del conjunto. Quedan fuera del alcance la validación clínica y los ensayos con pacientes, la evaluación de eficacia terapéutica o de resultados a largo plazo, la incorporación de control avanzado (torque/impedancia, umbrales adaptativos en línea, fusión sensorial IMU) y de tallas personalizadas. La autonomía energética portátil (se utiliza fuente externa), el uso en exteriores y las pruebas de fatiga prolongadas, el análisis cinemático y cinético detallado, así como la transmisión en la nube, el cifrado y cualquier proceso de certificación normativa.

6.1. Articulación de la rodilla

6.1.1. Componentes

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo. Es principalmente una articulación de bisagra, lo que permite la flexión y la extensión de la pierna, aunque también son posibles otros movimientos de forma limitada. Los huesos que se articulan en la rodilla son grandes y complejos; entre estos están el fémur, la tibia y la rótula. Entre las estructuras principales se encuentran los meniscos medial y lateral, que actúan como amortiguadores y estabilizadores. Además, cuenta con ligamentos como el cruzado anterior y posterior, y tendones como el tendón rotuliano, que contribuyen a la estabilidad articular [12].

La anatomía de la rodilla (Figura 1) presenta sus vistas posterior y anterior, mostrando la disposición estructural general de la articulación.

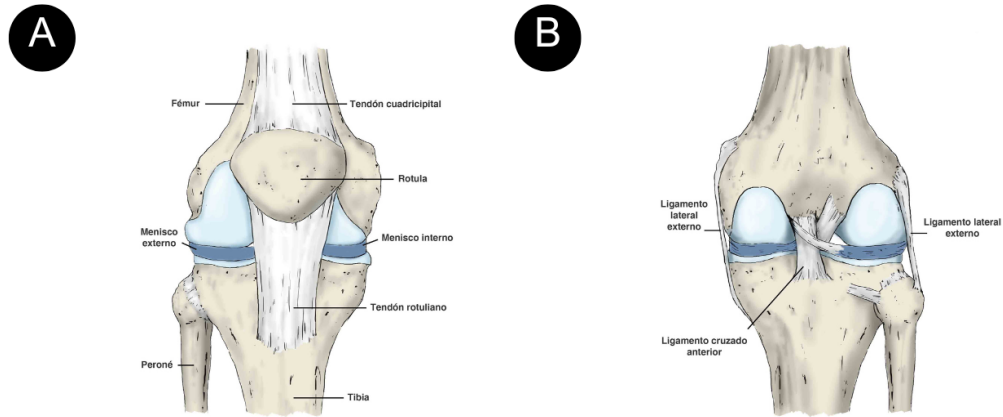


Figura 1. Articulación de la rodilla. A) Visión posterior. B) Visión anterior [13]

6.1.2. Fuerzas

Durante la marcha y otras actividades funcionales, la rodilla está sujeta a fuerzas de compresión, cizallamiento y tracción. Estas fuerzas se distribuyen entre las estructuras óseas, ligamentosas y musculares de la articulación, siendo moduladas en gran parte por la activación del cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios. Estudios biomecánicos del ejercicio de sentadilla han mostrado que las fuerzas de compresión tibiofemorales y patelofemorales aumentan progresivamente con el ángulo de flexión de la rodilla, alcanzando picos en la flexión máxima (alrededor de 90 a 100°), y disminuyen durante la extensión. Las fuerzas de cizallamiento posteriores, que generan carga sobre el ligamento cruzado posterior (LCP), también se incrementan con la flexión, mientras que las fuerzas anteriores sobre el ligamento cruzado anterior (LCA) se observan principalmente entre 0 y 60° al momento de la flexión [14].

Durante un ciclo completo de la marcha, el ángulo de la rodilla sigue un patrón cíclico característico con cuatro eventos clave: (A) una ligera flexión tras el contacto inicial, (B) una mínima flexión durante la fase de apoyo medio, (C) un pico de flexión durante la fase de balanceo que permite el despegue del pie, y (D) una extensión final previa al nuevo contacto. Este comportamiento angular se representa mediante los puntos A–B–C–D en la curva de marcha (Figura 2). La evolución del ángulo de flexión y extensión a lo largo del ciclo completo también se describe mediante esta misma curva, la cual resume la transición entre las fases de apoyo y balanceo.

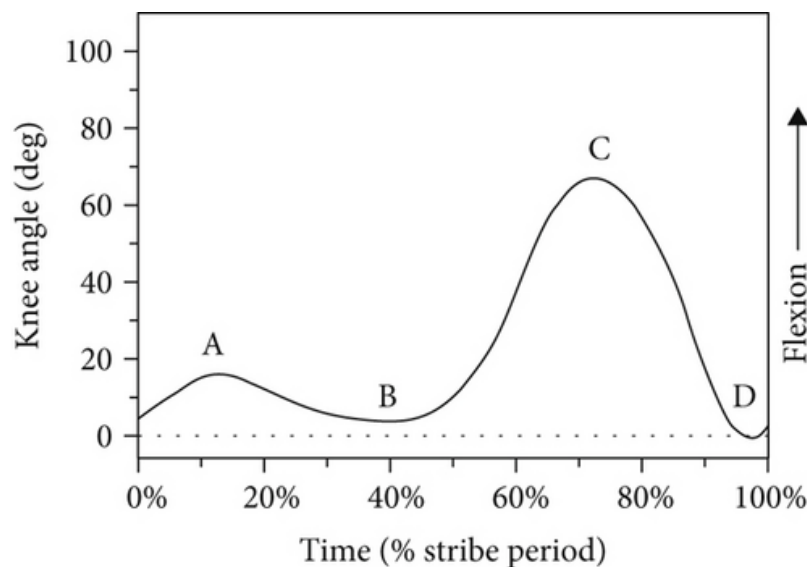


Figura 2. Curva ángulo de rodilla vs. tiempo durante la marcha en el plano sagital, mostrando puntos característicos A–B–C–D [15]

Realizar movimientos dentro del rango de 0° a 50° puede ser seguro y eficaz en contextos de rehabilitación, ya que este intervalo corresponde al rango típico de flexión utilizado durante actividades funcionales de baja carga, según estudios biomecánicos de marcha y ejercicio terapéutico. El equilibrio entre las fuerzas musculares y las reacciones articulares es crucial para mantener la estabilidad de la rodilla y evitar el deterioro de estructuras como los meniscos o el cartílago articular, especialmente bajo cargas repetitivas o mal distribuidas. La magnitud de estas fuerzas puede alcanzar hasta tres veces el peso corporal durante actividades como subir escaleras o correr. Cualquier alteración en este equilibrio, ya sea por debilidad muscular o por laxitud ligamentaria, puede resultar en una distribución anormal de cargas y favorecer el desarrollo de lesiones degenerativas como la artrosis [15].

Las magnitudes biomecánicas características de la rodilla durante actividades funcionales varían ampliamente en función de la demanda mecánica. Estas variaciones incluyen el rango de movimiento, el momento articular máximo y la potencia generada o absorbida por la articulación, parámetros resumidos en el Cuadro 2. En esta tabla se observan los valores típicos durante tareas como marcha, correr, subir y bajar gradas, así como durante la transición de sentarse a pararse.

Cuadro 2. Rangos típicos de magnitudes biomecánicas en la articulación de la rodilla durante actividades diarias [15]

Actividad	ROM (°)	Momento máx. (Nm/kg)	Potencia generada máx. (W/kg)	Potencia absorbida máx. (W/kg)
Marcha	53–75	~0.9	~0.83	–2.7
Correr	60–115	~2.5	~9.4	–12.5
Subir gradas	78–94	~1.4	~2.8	–0.7
Bajar gradas	76–90	~1.5	~0.6	–5.5
Sentarse/Pararse	60–87	~2.1	~2.0	—

Los valores del Cuadro 2 reflejan cómo cambian las exigencias mecánicas sobre la rodilla según la actividad realizada. El rango de movimiento (ROM) aumenta considerablemente de la marcha al correr debido a que la fase de balanceo requiere mayor flexión para permitir el despegue del pie y evitar el contacto del talón con el suelo. El momento articular máximo se incrementa de forma notable al pasar de la marcha al trote, reflejando mayores demandas sobre los extensores de rodilla durante la fase de apoyo, donde la articulación soporta la mayor carga. De forma complementaria, la potencia generada alcanza valores superiores a 9 W/kg al correr, lo cual indica un esfuerzo explosivo durante el impulso. La potencia absorbida, negativa, es particularmente alta al bajar gradas o durante la fase de aterrizaje al correr, lo que evidencia la función del cuádriceps como amortiguador de impactos. En conjunto, estos parámetros permiten identificar en qué fases del ciclo de la marcha o en qué actividades funcionales se producen las mayores exigencias mecánicas sobre la articulación, y justifican la necesidad de control preciso de las cargas en programas de rehabilitación.

Las relaciones entre fuerzas aplicadas, momentos articulares y la trayectoria del centro instantáneo de rotación durante la flexión de la rodilla quedan representadas en los diagramas mecánicos y de CIR (Figura 3), evidenciando la variación del eje de rotación y la distribución de cargas a lo largo del movimiento.

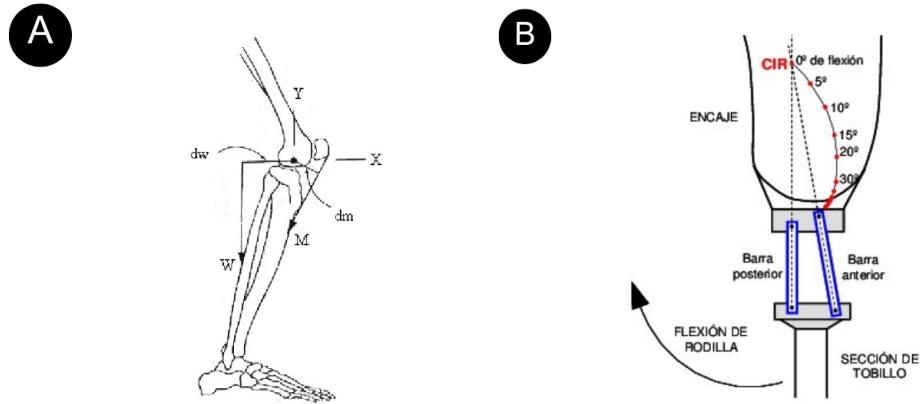


Figura 3. Diagramas biomecánicos relevantes en la articulación de la rodilla. A) Esquema mecánico del miembro inferior mostrando fuerzas y momentos articulares. B) Desplazamiento del centro instantáneo de rotación (CIR) durante la flexión de rodilla [16]

El análisis de cargas articulares se comprende mejor al observar los modelos mecánicos de la rodilla. En el esquema del miembro inferior (Figura 3), el momento extensor, la fuerza peso del segmento y las distancias perpendiculares muestran cómo se generan los momentos internos y externos durante la marcha. Estas fuerzas determinan la carga que reciben los meniscos, el cartílago y los ligamentos en cada fase de apoyo.

Por otro lado, el diagrama del centro instantáneo de rotación (CIR) ilustra cómo el eje de rotación de la rodilla no permanece fijo, sino que se desplaza conforme aumenta la flexión. Este comportamiento es fundamental para entender la distribución de presiones tibiofemorales y la relación entre flexión, momentos y cargas articulares.

6.1.3. Artrosis

La osteoartritis (OA) es una enfermedad que degenera el cartílago con el paso del tiempo, lo que resulta en dolor y limitación de la movilidad. La rodilla, cuando se degenera, pierde movilidad, se vuelve rígida y causa dolor [1]. Puede tratarse con procedimientos quirúrgicos (reemplazo articular o resección) y con opciones no quirúrgicas como cambios en el estilo de vida, órtesis, fisioterapia y farmacoterapia analgésica [2].

En términos biomecánicos, la OA de rodilla modifica de forma considerable el patrón de marcha. La disminución de movilidad, el dolor y la pérdida de estabilidad generan una reducción del rango de movimiento, menor velocidad de la marcha, y una alteración del tiempo de apoyo y balanceo. Estudios biomecánicos han mostrado que las personas con OA tienden a adoptar patrones de descarga medial y estrategias compensatorias en cadera y tobillo para reducir el dolor, lo que incrementa aún más la carga anormal sobre el compartimiento afectado y acelera la progresión de la enfer-

medad [15]. Esta marcha antálgica también se asocia con un aumento del momento aductor de rodilla, uno de los principales marcadores biomecánicos relacionados con la severidad y progresión de la OA.

La alteración en la distribución de fuerzas tibiofemorales es un componente clave en la fisiopatología de la OA. En una rodilla sana, las fuerzas de compresión, cizallamiento y tracción se distribuyen entre meniscos, cartílago y estructuras ligamentarias, lo cual estabiliza la articulación durante el ciclo de marcha. En presencia de OA, el deterioro del cartílago y la debilidad muscular del cuádriceps modifican esta distribución, aumentando la carga sobre el compartimento medial y generando mayores momentos de flexión y aducción [14]. Estas cargas anómalas explican la rigidez, la inestabilidad y la progresión degenerativa observada en fases avanzadas de la enfermedad.

Los déficit musculares también desempeñan un papel fundamental. La debilidad del cuádriceps y la activación irregular de los isquiotibiales afectan el control neuromuscular de la rodilla, reduciendo la capacidad de estabilización durante el apoyo. Este fenómeno aumenta la variabilidad de la marcha y la probabilidad de colapso articular, especialmente en pacientes con dolor severo. La falta de coordinación entre activación muscular y absorción de impacto genera picos de carga de alta frecuencia que contribuyen al daño articular acumulado [8]. Estas alteraciones justifican la necesidad de estrategias que apoyen la función muscular y controlen las cargas durante el movimiento.

Dado que la OA compromete tanto la mecánica articular como la activación muscular, tecnologías de asistencia como los exoesqueletos de rodilla representan una alternativa prometedora para mejorar la marcha y reducir la carga articular. Los exoesqueletos pueden aportar torque externo, limitar picos de carga, asistir la fase de impulso y controlar la trayectoria de flexo - extensión de manera segura, lo que favorece la movilidad sin incrementar el dolor. Además, dispositivos de asistencia ligera permiten entrenar patrones de marcha más eficientes, disminuir el momento aductor y reducir la sobrecarga del compartimento medial, contribuyendo a una progresión más lenta de la enfermedad [3], [4].

6.2. Exoesqueletos

6.2.1. *State of the art*

El término “*state of the art*” en exoesqueletos de miembros inferiores representa el conjunto de avances tecnológicos más relevantes y validados clínicamente hasta la fecha. Estos desarrollos se caracterizan por combinar alta densidad de potencia, sistemas de percepción de intención de usuario, ergonomía optimizada y control adaptable en tiempo real. A continuación, se muestra una tabla con los principales dispositivos que ejemplifican este estado del arte y sus características que los diferencian. Los principales exoesqueletos representativos del *state of the art* en miembros infe-

riores se resumen en el Cuadro 3, donde se comparan año de lanzamiento, tipo de accionamiento, características distintivas y población objetivo.

Cuadro 3. Exoesqueletos representativos del *state of the art* en miembros inferiores [17], [18], [7]

Dispositivo	Año	Tipo de exoesqueleto	Característica distintiva	Destinado a
ReWalk	2012	Eléctrico	Sensores de presión plantar para modulación de torque	Paraplégicos con lesión medular
Ekso Bionics	2014	Eléctrico	Retroalimentación de carga y patrones adaptativos de marcha	Pacientes post-ACV y fisioterapia de marcha
HAL	2015	Por EMG	Control proporcional basado en señales EMG (< 50 ms de latencia)	Debilidad neuromuscular leve
MindWalker	2021	ICM (EEG)	Detección de intención de marcha mediante EEG (85 % precisión)	Daño neurológico severo

Estos dispositivos lideran el mercado porque integran sensores EMG y EEG que reducen el retraso entre señal biológica y acción mecánica. Una actuación eficiente con motores o actuadores blandos con elevada relación torque/peso. Una ergonomía avanzada con estructuras modulares y pesos reducidos que minimizan la fatiga del usuario. Y, por último, un control adaptativo que contiene algoritmos predictivos que ajustan la rigidez y asistencia según la fase de la marcha. El *state of the art* en exoesqueletos de miembros inferiores incluye dispositivos como ReWalk, Ekso Bionics, HAL y MindWalker (Figura 4), cada uno con enfoques distintos de asistencia y control.

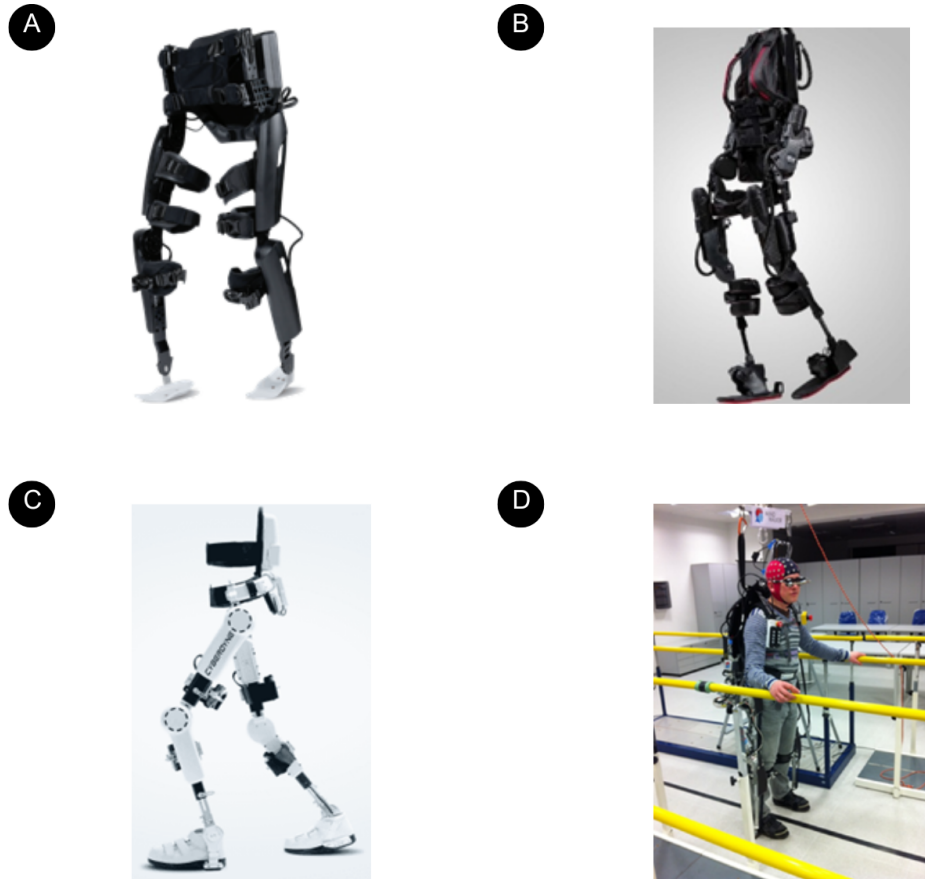


Figura 4. *State of the art* de exoesqueletos de miembros inferiores. A) ReWalk. B) Ekso Bionics. C) HAL. D) MindWalker [7], [17], [18]

6.2.2. Mecanismos de función

Los exoesqueletos de miembros inferiores combinan cuatro bloques principales: (i) accionamiento y transmisión (motores eléctricos con reductores armónicos o actuadores elásticos en serie; transmisiones por cables Bowden para ubicar motores proximalmente y reducir inercia) [19], (ii) percepción de intención (IMU para fases de marcha, EMG de superficie/alta densidad < 50 ms, EEG para inicio/parada > 80 % precisión, sensores de fuerza/torque/presión plantar) [20], (iii) ergonomía e interfaz (ajuste de grados de libertad; arneses/correas y materiales transpirables) [21], y (iv) control y asistencia (control de torque/impedancia y control predictivo por modelos, MPC) [22]. Los principios mecánicos asociados a los actuadores elásticos en serie y su integración en exoesqueletos forman parte del sistema de accionamiento y transmisión (Figura 5).

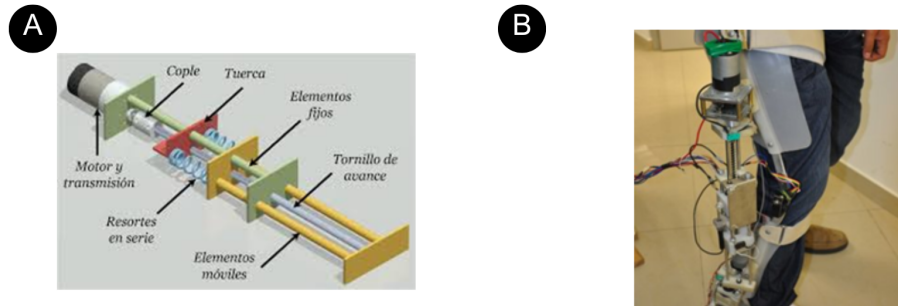


Figura 5. Ejemplo de sistema de accionamiento y transmisión. A) Actuador elástico en serie. B) Implementación de actuador en exoesqueleto [23], [24]

El primero es la unidad de accionamiento y transmisión, este bloque conforma los motores o accionadores que son encargados del funcionamiento y movimiento general del exoesqueleto. Estos motores pueden ser eléctricos combinados con reductores de engranajes armónicos o actuadores elásticos en serie (SEA por sus siglas en inglés), estos proporcionan alta densidad de potencia y permite un control de torque preciso. También existen los actuadores neumáticos que mejoran la relación peso-potencia. Las transmisiones más comunes en los exoesqueletos son las de cables Bowden, que son sistemas de control remoto que utilizan un cable flexible dentro de un tubo para realizar la transferencia de fuerza o movimiento [20]. En exoesqueletos de miembros inferiores, estos permiten colocar los motores proximalmente, reducen la inercia de las articulaciones y mejoran la transparencia mecánica.

El segundo bloque se conforma de percepción de intención (módulo sensorial), en este se integran sensores como el IMU, que es un acelerómetro y giroscopio, que detectan fases de la marcha y permiten estimar ángulos y velocidad angular. También sensores EMG de superficie y de alta densidad, estos anticipan la contracción muscular con latencia $<50\text{ms}$. Y también pueden ser utilizados en interfaces cerebro-máquina para la detección de intención de inicio o parada de la marcha, estos funcionan con una precisión mayor al 80% [21]. En algunos casos se utilizan sensores de apoyo como los de fuerza, torque o presión plantar, para ayudar en la transición de cada fase de la marcha y la carga articular. Los sistemas de percepción emplean combinaciones de sensores de fuerza e IMU para estimar carga, ángulos y aceleraciones del miembro inferior (Figura 6).

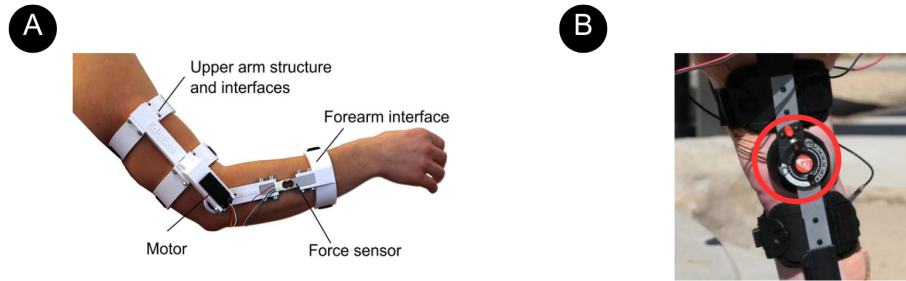


Figura 6. Ejemplo de sensores de fuerza y sensor IMU. A) Sensor de fuerza en exoesqueleto de brazo. B) Sensor IMU en exoesqueleto de pierna [25], [26]

El tercer bloque se conforma de la ergonomía y estructura de soporte (módulo de interfaz usuario - máquina), en la que se observan componentes como el ajuste de grados de libertad, es decir, las direcciones en las que se puede mover el exoesqueleto. Por ejemplo, los exoesqueletos de rodilla son monoarticulares, los de rodilla - tobillo son biactuados y los de cadera - rodilla - tobillo son triactuados. En este bloque también se incluyen los componentes modulares, los cuales son arneses, correas y soportes con espuma de alta densidad y materiales transpirables para minimizar puntos de presión y no incomodar al usuario [4].

El último bloque se conforma de control y estrategia de asistencia, como lo es el control de torque e impedancia que adapta la rigidez mecánica a la fase de la marcha, y así poder replicar la respuesta muscular natural [21]. También se utiliza el control predictivo por modelos (MPC por sus siglas en inglés), que es una técnica de control óptimo en la que las acciones de control calculadas minimizan una función de costo para un sistema dinámico restringido en un horizonte finito y en retroceso. En cada paso de tiempo un controlador MPC recibe o estima el estado actual de la planta [22]. En el caso de los exoesqueletos optimiza la trayectoria y esfuerzos anticipando variaciones de terreno.

6.2.3. Mecanismos de control

La intención neuromuscular del usuario se traduce en comandos de torque y posición en tiempo real. Se utilizan tres enfoques: (i) control mioeléctrico directo (EMG filtrada y normalizada mapeada a actuadores; latencia < 50 ms; requiere calibración) [19], [20]; (ii) control multimodal (EEG como disparador de alto nivel y EMG como modulador de par en tiempo real) [21]; y (iii) aprendizaje/modelos (regresión/aprendizaje con EMG multicanal y modelos dinámicos para predecir ángulo/torque) [22].

El primer mecanismo es control mioeléctrico directo, este tipo de control se centra en utilizar señales EMG, filtrarlas y normalizarlas, para luego realizar un mapeo que se traduce a un actuador para estimar fuerzas articulares logrando que el exoesqueleto

replique la acción humana [27]. Este sistema de control tiene una latencia <50 ms, cuenta con una arquitectura simple y fomenta la participación del usuario. Aunque es altamente sensible, ya que interfiere mucho el ruido en los electrodos y por lo tanto requiere de calibración diaria [28].

El segundo mecanismo de control es el multimodal, es decir que combina un canal EEG para detectar la intención de movimiento, con un canal EMG periférico que cuantifica la magnitud y la dirección del esfuerzo. El EEG actúa como disparador (high-level controller), y el EMG ajusta el par en tiempo real (mid-level controller) [17]. Este tipo de mecanismo es más robusto que el anterior, cuenta con mayor tolerancia a espasmos o contracciones involuntarias. Aunque el procesamiento EEG es costoso y aún más complejo en la traducción de datos.

El tercer mecanismo de control es el control basado en modelos y aprendizaje o como comúnmente se le conoce *machine learning*. En este mecanismo se utiliza un modelo dinámico básico del miembro inferior y aprendizaje supervisado como regresión lineal, que se entrena con una base de datos extensa de señales EMG para predecir la posición y fuerza de torque que necesitará el exoesqueleto [29]. Este mecanismo es capaz de realizar tareas no contempladas, gracias a su aprendizaje continuo y es versátil al adaptarse a usuarios nuevos. Aunque para su gran aprendizaje necesita data sets extensos y mayor demanda de computación.

Cuadro 4. Comparación de estrategias de control para exoesqueletos de miembro inferior [27] - [29]

Mecanismo de control	Principio de operación	Ventajas	Limitaciones
EMG proporcional + modelo	EMG escalado en modelo músculo - esquelético	Se adapta al esfuerzo; evita sobreasistencia	Depende de la calidad de la señal EMG
Multimodal (EMG+EEG)	EEG inicia paso y EMG modula amplitud	Menos falsos positivos; mayor seguridad	EEG costoso; cascos incómodos
ML regresivo profundo	EMG multicanal + <i>datasets</i> extensos para estimar ángulos/torques	Varios grados de libertad simultáneos	Requiere grandes bases de datos y GPU

6.2.4. Exoesqueletos de pierna

Los exoesqueletos han sido una herramienta innovadora diseñados para asistir y rehabilitar la extremidad dañada. Los exoesqueletos de rodilla motorizados cumplen la función de asistir y rehabilitar la marcha, también mejorar el rendimiento físico y apoyar la recuperación de la lesión realizando movimientos de flexión, extensión, rodadura y deslizamiento [4]. Combinar el diseño mecánico eficiente y un sistema de control preciso, da lugar a que el exoesqueleto proporcione un soporte adaptativo, mejorando la estabilidad y haciendo la recuperación más eficiente [5].

Los exoesqueletos de pierna representan una de las soluciones tecnológicas más avanzadas para asistir, rehabilitar o complementar la movilidad en personas con de-

bilidad muscular, lesiones neurológicas o artrosis severa. Estos sistemas actúan principalmente sobre la rodilla y el tobillo, donde se concentran los mayores momentos articulares durante la marcha. Su función no solo consiste en asistir la flexión–extensión, sino también en reducir la carga sobre la articulación, mejorar la estabilidad y facilitar patrones de marcha más eficientes [5], [7].

Desde una perspectiva biomecánica, la marcha humana requiere una coordinación precisa entre el torque generado en la rodilla durante el apoyo y la energía elástica–mecánica liberada en el balanceo. Por ello, muchos exoesqueletos incorporan estructuras pasivas o accionamientos eléctricos diseñados para sincronizarse con los instantes de máxima demanda, como la flexión temprana tras el contacto inicial o el pico de flexión durante el balanceo [15], [30]. Este tipo de asistencia reduce el trabajo muscular del cuádriceps y puede favorecer la rehabilitación al promover un patrón de marcha más simétrico.

Los exoesqueletos de pierna actuales combinan diseños pasivos y motorizados que permiten asistir la marcha, mejorar la estabilidad y proporcionar soporte durante actividades funcionales, incorporando mecanismos de transmisión, sensores inerciales y estrategias de control adaptativo (Figura 7).



Figura 7. Ejemplos de exoesqueletos de pierna aplicados a asistencia y rehabilitación de la marcha. A) Exoesqueleto pasivo adaptable. B) Exoesqueleto para rehabilitación de marcha. C) Exoesqueleto tipo “*chairless chair*”. D) Exoesqueleto robótico de pierna [31] [32] [33]

6.3. EMG

La electromiografía de superficie (sEMG) es una técnica no invasiva que mide micro potenciales eléctricos (0.1mV y 5mV) que se genera por la despolarización de las fibras musculares durante la contracción. Esta señal eléctrica refleja la actividad de las unidades motoras, proporcionando información sobre la activación muscular durante diferentes movimientos o tareas [34]. Su relevancia en la ingeniería Biomédica radica en la información de anticipación (*feedforward*) acerca de la intensidad muscular para evaluar la función muscular, análisis de la marcha, rehabilitación, exoesqueletos o en el desarrollo de nuevas tecnologías como las neuro prótesis [35]

6.3.1. Adquisición de la señal sEMG

La medición de sEMG se fundamenta en el protocolo SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), un proyecto europeo (1996–2000) que estableció directrices estandarizadas sobre colocación de electrodos, configuración del hardware y procesamiento de la señal [36]. Entre sus aportes clave figuran catálogos con diagramas anatómicos que indican el punto óptimo de captación para más de 40 músculos. Seguir estas recomendaciones ayuda a tener un error de fase de medición $< 3\%$, logrando mediciones óptimas y diferenciadas.

Entre las reglas generales para la toma de mediciones con electrodos de superficie están emplear electrodos Ag/AgCl diferenciados con separación de 20 mm y CMRR > 100 dB. La piel debe prepararse con procedimientos rigurosos (rasurado, exfoliación suave y limpieza con alcohol al 70 %) para mantener impedancias < 5 k Ω . Se recomienda muestrear a 1–2 kHz para preservar contenido espectral hasta 450 Hz y evitar *aliasing*. Si se utilizan sistemas inalámbricos, se recomienda baja latencia (< 15 ms) e integración de amplificación y conversión de 16 bits para capturas fiables durante la marcha en diversos entornos [37].

La correcta colocación de los electrodos es esencial para obtener una señal sEMG fiable. Para el tibial anterior, la posición recomendada por SENIAM consiste en ubicar los electrodos paralelos a las fibras musculares, aproximadamente en el tercio proximal del músculo, evitando zonas tendinosas y puntos motores. La separación interelectrodo debe mantenerse en 20 mm y la superficie de contacto debe colocarse sobre piel limpia y con baja impedancia [36]. La orientación y la alineación respecto de las fibras permiten maximizar la relación señal-ruido y reducen artefactos durante la marcha (Figura 8).

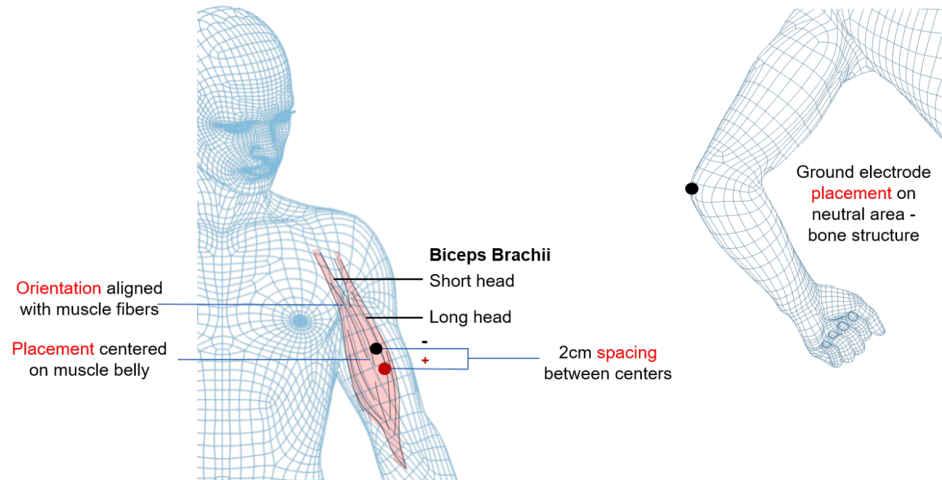


Figura 8. Ubicación recomendada de electrodos sEMG según SENIAM. Colocación de electrodos EMG en el bíceps (izquierda) y referencia en el codo (derecha)

6.3.2. Procesamiento de la señal

El tratamiento de sEMG consta de cuatro fases: (i) preprocesado y supresión de artefactos (filtro *notch* 50–60 Hz; métodos avanzados), (ii) rectificación (valor absoluto para convertir la señal bipolar a unipolar), (iii) normalización (valores 0 - 1 proporcionales al esfuerzo relativo), y (iv) extracción de características (patrones de activación y fatiga para asistencia personalizada).

El preprocesado y supresión de artefactos es la primera fase para observar una señal EMG sin ruido que puede provocar decisiones erróneas. Esta consta de un filtrado digital *notch* de entre 50 y 60 Hz para eliminar picos de alta frecuencia en la señal [38]. Existen también otro tipo de filtros más sofisticados que pueden seguir variaciones de fase y eliminarlas. Este primer proceso permite observar variaciones de baja densidad.

La segunda fase es la rectificación de la señal. Esto se refiere a que una señal EMG que es bipolar, es decir que tiene valores positivos y negativos, no puede ser procesada por un control, ya que estos solamente permiten señales con datos positivos. Esto se realiza tomando el valor absoluto de cada punto de la señal, convirtiendo así todas las amplitudes negativas en positivas. Este proceso permite analizar la magnitud de la señal de tal manera en la que se observa la intensidad de la actividad muscular.

La tercera fase es normalizar la señal, esto facilita la comparación de señales del mismo sujeto o de diferentes sujetos en la misma prueba. Ayuda a interpretar los datos de manera más precisa y significativa, ya que se eliminan las variaciones en la amplitud de la señal. Este proceso devuelve una señal con valores entre 0 y 1 que son directamente proporcionales al esfuerzo relativo que se ha hecho en la prueba. El proceso también facilita el ajuste de ganancias de un sistema de control.

La última fase y la más importante es la extracción de características significativas. Una sola medida de amplitud no captura la fatiga ni patrones de activación complejos, es por eso por lo que el análisis completo de un ciclo de contracción y relajación muscular es la que indica de mejor manera patrones patológicos y diseñar ayuda personalizada. Los pasos anteriores fueron necesarios para obtener una señal limpia y visible para luego procesar matemáticamente lo que está sucediendo.

En conjunto el procesamiento de la señal sEMG sigue un flujo estándar que incluye filtrado pasa banda, rectificación completa y cálculo del valor cuadrático medio (RMS), procedimientos ampliamente descritos en las recomendaciones SENIAM y revisiones de procesamiento moderno de sEMG [34], [36], [37]. Este encadenamiento permite obtener una envolvente estable y representativa del esfuerzo muscular bajo condiciones dinámicas, reduciendo ruido y artefactos (Figura 9).

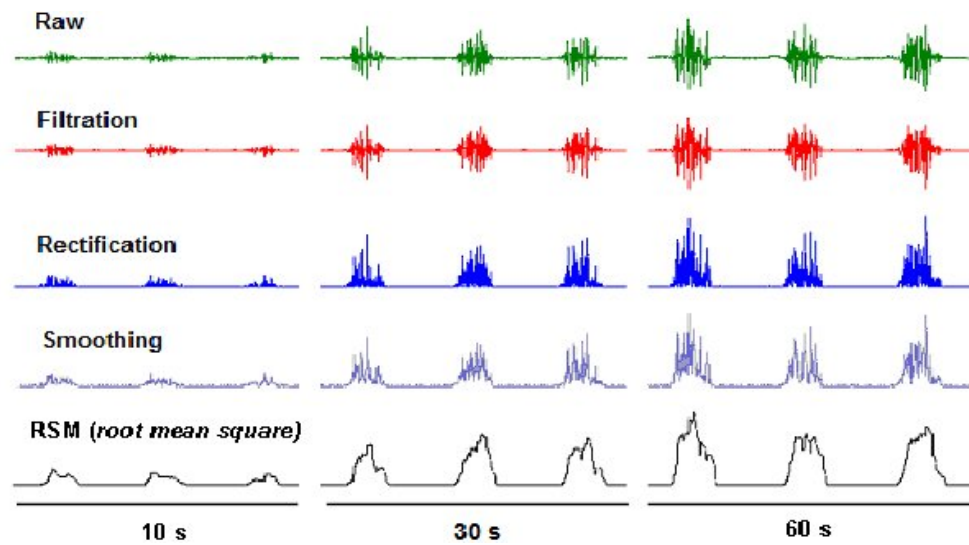


Figura 9. Esquema simplificado del procesamiento de la señal sEMG: filtrado, rectificación y cálculo del RMS, según las recomendaciones SENIAM y revisiones recientes de procesamiento de EMG [39]

7.1. Adquisición de señales fisiológicas

Para definir el músculo a medir, se realizaron pruebas piloto con series de 10 pasos. Se tomó como referencia el final de la fase 1 y el inicio de la fase 2 (Figura 10), momento en que el pie se apoya en la punta y el talón se levanta para impulsar el siguiente paso. En ese intervalo, la señal EMG del músculo gastrocnemio mostró picos altos, claros y repetibles, en cambio, la señal del músculo tibial anterior fue menor para ese mismo momento. Por ello, el músculo gastrocnemio fue elegido como canal de control para activar el exoesqueleto, de modo que el sistema se accionara justo al apoyar la punta y levantar el pie.

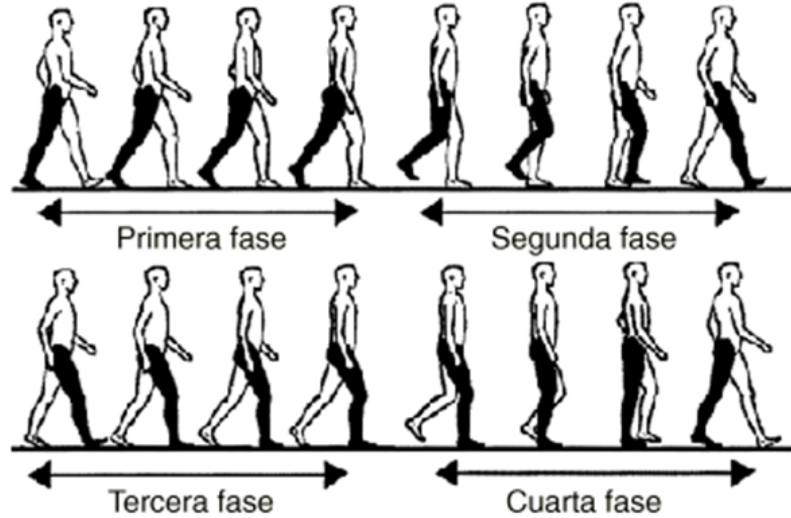


Figura 10. Secuencia simplificada de la marcha humana. (1) Contacto inicial y aceptación del peso, (2) apoyo medio con avance del centro de masa, (3) oscilación inicial tras el despegue del pie, (4) oscilación terminal con extensión de la pierna para el siguiente contacto [30]

Se utilizaron electrodos adhesivos 3M Red Dot (3M Health Care, St. Paul, MN, USA). Las señales EMG de superficie se registraron en modo bipolar a 2000 Hz, con tierra común en el mismo miembro, sobre el músculo gastrocnemio medial (Figura 11). En el músculo gastrocnemio, el electrodo activo (rojo, +) se colocó sobre el vientre del gemelo medial, 5 cm por debajo del pliegue de la rodilla. el electrodo de referencia (blanco, -) se ubicó 2 - 3 cm más distal, en la misma dirección del músculo. La tierra (negro) se fijó sobre una prominencia ósea del mismo lado (tobillo). Cuando se realizaron las mediciones se utilizaron 2 tierras debido a la libertad de movimiento de los cables, se determinó que la tierra se debe colocar en la parte exterior del tobillo.

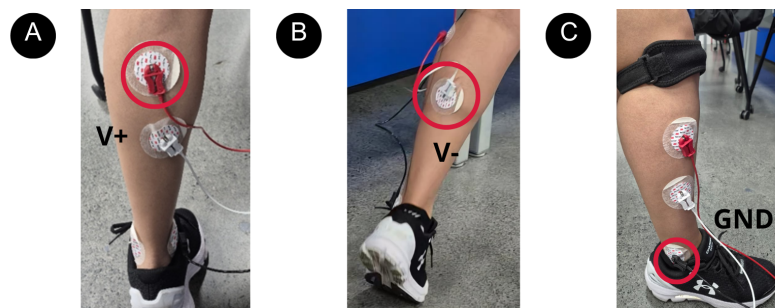


Figura 11. Colocación de electrodos en músculo gastrocnemio y tibial. A) Electrodo +. B) Electrodo -. C) Electrodo de referencia

7.2. Procesamiento de señales y sistema de control

La adquisición de señal se realizó con el BIOPAC MP36 (BIOPAC Systems, Inc., Goleta, CA, USA) en configuración diferencial. Los electrodos se colocaron en los gemelos (músculo gastrocnemio), el positivo se ubicó en el gemelo interno cerca de la línea media (5 cm debajo de la rodilla), el negativo a 2-3 cm por debajo y la referencia en el tobillo (Figura 11). Se limpió la región de contacto de los electrodos con alcohol isopropílico al 70 % (IPA 70 %) para mejorar la impedancia de contacto. Se utilizó el preset “EMG 5-250 w/notch”, etiqueta del canal “EMG” y frecuencia de muestreo de 2 kHz.

Se planificó y se ejecutó la captura de 50 pasos individuales por sesión para estimar estadísticos robustos (RMS, picos y umbral), documentándose la variabilidad entre pasos y reproducibilidad de la señal. Esta repetición de intervalo de 50 pasos se realizó 2 veces a la semana, realizando el movimiento de la fase 2, empezando con el pie plano en el piso y finalizando con la punta del pie aún en contacto con el suelo. La toma de mediciones se realizó por al menos 3 semanas.

Posteriormente, la obtención de la señal EMG se realizó con el MyoWare 2.0 Wireless Shield, diseñado por Advancer Technologies, LLC (Raleigh, NC, USA) y fabricado y comercializado por SparkFun Electronics (Niwot, CO, USA), y con el microcontrolador SparkFun Thing Plus – ESP32-WROOM (USB-C), basado en el módulo ESP32-WROOM de Espressif Systems (Shanghai, China). El microcontrolador se configuró como central BLE (accionador) y el sensor como periférico (envía señal). Tras un escaneo breve se estableció la conexión y se habilitaron notificaciones BLE sobre la característica de datos analógicos EMG. Se priorizó el canal ENVELOPE (ENV) por su estabilidad para recibir los datos en tiempo real en Arduino IDE (Arduino, Italia).

La colocación de electrodos se redujo debido a la interconexión del sensor Myoware, este funciona en forma de triángulo, teniendo electrodos de referencia, positivo y negativo (Figura 12). Una vez cargados los programas de ejemplo de la plataforma Arduino IDE, al central y periférico se puede desconectar el sensor, ya que cuenta con una batería LiPO para mantener la versión inalámbrica. El microcontrolador permanece conectado a la computadora, recibiendo los datos de la señal EMG y los muestra en el monitor serial. La conexión bluetooth no es inmediata, el microcontrolador tarda un aproximado de 8 segundos para empezar a recibir la data, se confirma la conexión cuando la LED azul de ambas partes está encendida.

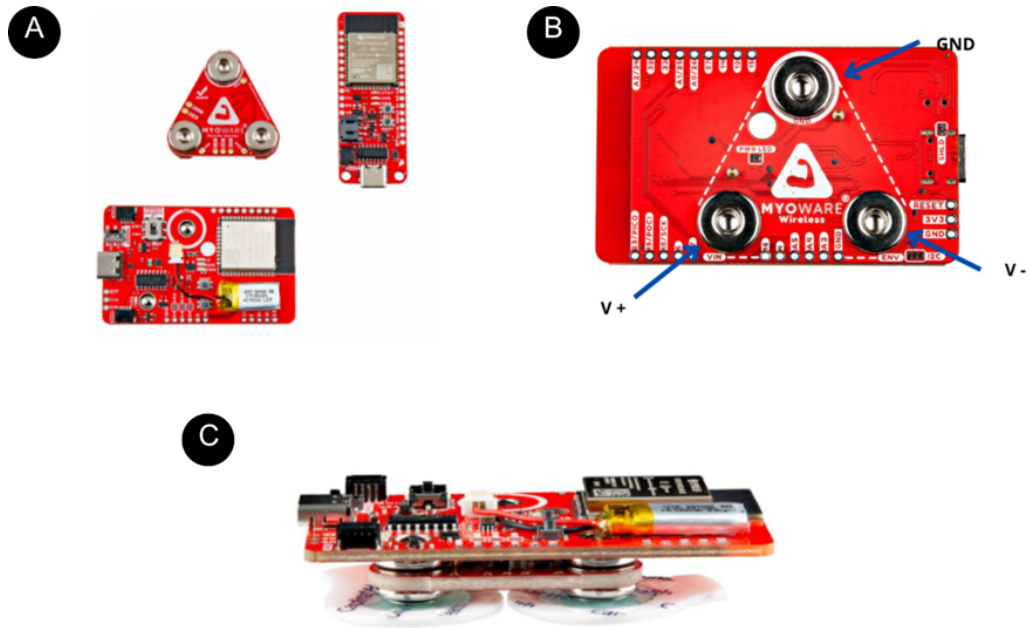


Figura 12. Componentes de medición EMG con dispositivos Myoware. A) ESP32, sensor y Wireless shield. B) Wireless shield puntos de conexión de electrodos V+, V- y GND. C) Conexión de sensor a Wireless shield [40]

7.2.1. Análisis de datos en Matlab

Para el procesamiento de las señales EMG crudas obtenidas con el sistema Biopac MP36 se aplicó un flujo estándar compuesto por tres etapas. Primero, los datos se rectificaron mediante valor absoluto con el fin de transformar la señal bipolar en una magnitud unidireccional adecuada para cálculos de energía. Luego, se calculó la envolvente utilizando el Root Mean Square (RMS) en una ventana deslizante de 250 ms, de acuerdo con las recomendaciones de SENIAM y protocolos comunes de análisis sEMG. Esta ventana se desplazó muestra a muestra para obtener una estimación continua del nivel de activación muscular.

Posteriormente, se identificaron los máximos locales del RMS en cada una de las diez sesiones registradas (50 pasos por sesión). Para cada archivo se obtuvo la distribución de picos y se calculó un umbral individual basado en el percentil 65% de los valores RMS, criterio que permitió discriminar entre activación muscular relevante y ruido basal. Finalmente, se derivó un umbral global promediando los umbrales obtenidos en todas las sesiones, el cual se empleó como criterio de decisión para la activación del motor en el sistema de control.

Todas las gráficas de EMG cruda, RMS procesada, detección de picos y estimación de umbral se generaron en MATLAB, permitiendo visualizar la consistencia entre sesiones y validar el proceso de selección del umbral.

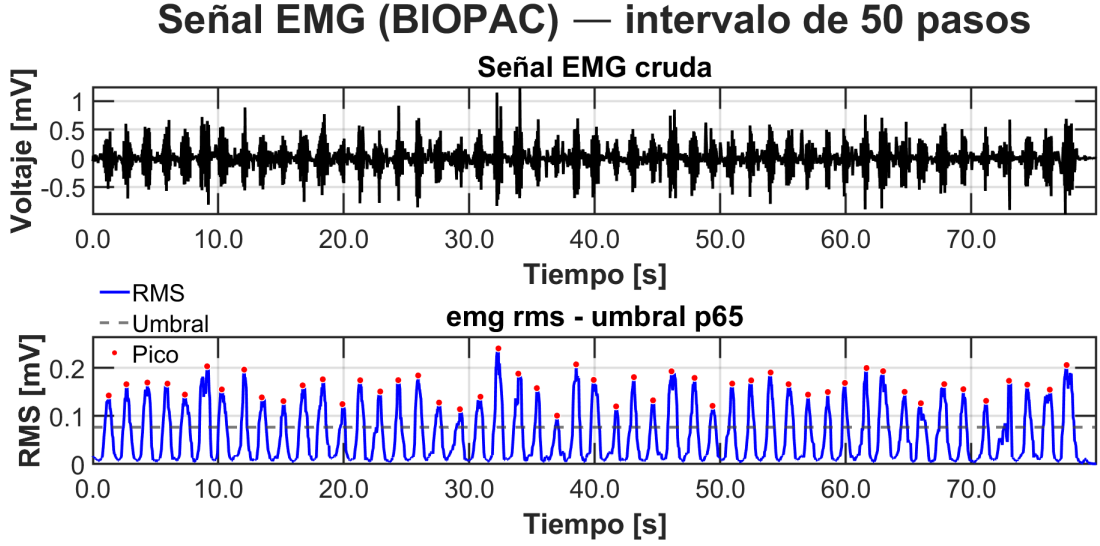


Figura 13. Procesamiento de la señal EMG para un intervalo de 50 pasos. En la parte superior se presenta la señal cruda rectificada, mientras que la parte inferior muestra el valor RMS calculado con ventana deslizante de 250 ms, junto con los picos de activación detectados y el umbral correspondiente al percentil 65 % de la distribución RMS

Se estableció una ventana de 250ms y se calculó el RMS como:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum x^2} \quad (1)$$

El valor RMS (mV) se calculó con (1), donde x_i es la i -ésima muestra de la señal dentro de la ventana (mV) y N es el número de muestras de esa ventana (adimensional). Si la ventana temporal es T_e (s) y la frecuencia de muestreo es f_s (Hz), entonces:

$$N = T_e \cdot f_s \quad (2)$$

Para este estudio, $f_s = 2000$ Hz y $T_e = 0.250$ s, por lo que:

$$N = 500 \quad (3)$$

En Matlab se calculó la media del RMS con los picos máximos y mínimos registrados en cada sesión para observar el comportamiento y determinar una media o promedio general para establecer el umbral final.

7.3. Diseño y fabricación de prototipo de exoesqueleto

Se realizó una revisión extensa de dispositivos de asistencia a la marcha y prototipos de bajo costo para establecer criterios: (i) bajo costo y disponibilidad de componentes, (ii) integración de sistema de control por señales EMG con latencia reducida y (iii) seguridad por limitación de par y topes de ángulo. Se definió como requisito funcional asistir la flexión y extensión de la rodilla disparada por un umbral EMG del músculo índice, para accionar un motor servo y realizar el movimiento de flexión-extensión para asistir en la marcha.

Para realizar el prototipo se consideró que los materiales fueran rígidos para los ejes de movimiento. En los pads de ajuste de pierna se consideró un material que se ajustara a la forma y fuera suave. Y, para el sistema de movimiento, se tuvo en consideración varios motores para controlar la flexión-extensión de la pierna, por lo cual el motor debía de ser capaz de moverse de 0° a 45°

Se realizaron cálculos que determinaron la capacidad de carga del Servomotor MG996R-180 (Tower Pro, Taiwán), que se muestran a continuación:

$$T_{N \cdot m} = T_{kgf \cdot cm} \times \frac{g}{100} \quad (4)$$

$$T_{servo} = 11_{kgf \cdot cm} \times 0.098 \frac{N \cdot m}{kgf \cdot cm} \quad (5)$$

$$T_{servo} = 1.079 N \cdot m \quad (6)$$

Se elaboró un boceto (Figura 14) para definir los componentes del exoesqueleto. El diseño incluyó dos ejes superiores y dos ejes inferiores puestos en paralelo, así como dos pads de soporte (superior e inferior) también en paralelo, fijados a la pierna mediante correas de velcro. Se ubicaron dos servomotores a nivel de la rodilla, en la intersección entre los ejes superior e inferior. Los servomotores quedaron acoplados a los ejes mediante tornillos de unión fabricados por impresión 3D.

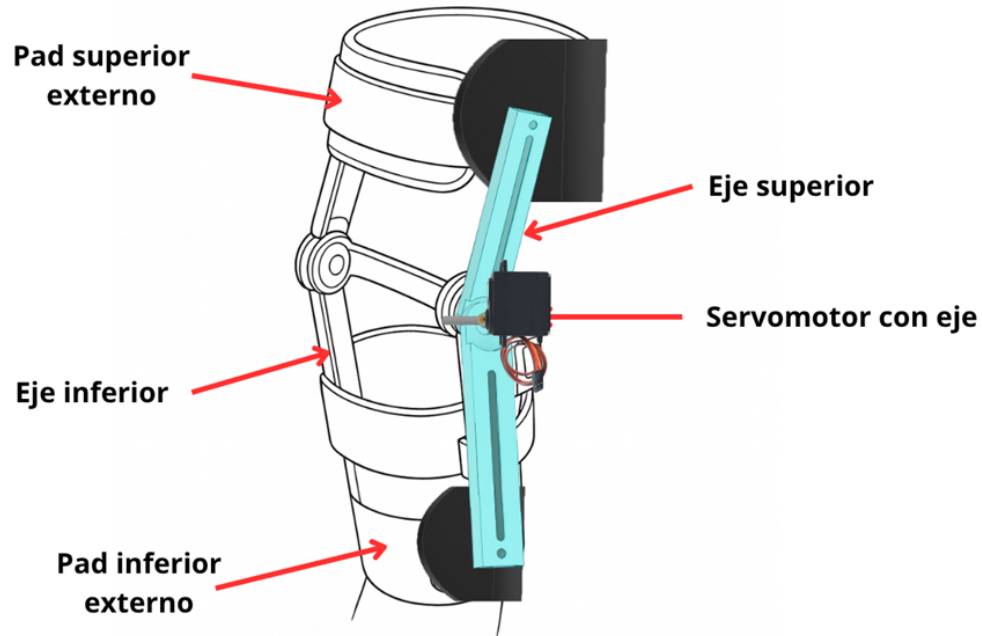


Figura 14. Boceto inicial de prototipo de exoesqueleto de rodilla [41]

Se realizaron dos mediciones independientes de la porción superior (muslo) e inferior (pierna) de la extremidad derecha con cinta métrica flexible. Se utilizó el promedio para dimensionar el armazón. Con base en estas medidas, se fijó una longitud de 19 cm para los ejes superiores y ejes inferiores (pares interno y externo), con el fin de cubrir el movimiento de la rodilla hacia arriba y hacia abajo. Para los pads de sujeción se registraron las circunferencias del muslo y de la pierna. Se definieron dimensiones nominales de 22 cm (pad superior) y 11 cm (pad inferior). Las piezas se cortaron inicialmente en formato cuadrado y luego se redondearon los bordes para mejorar el ajuste y la comodidad.

Se elaboraron bocetos 3D en Autodesk Inventor (Autodesk, Inc., San Rafael, CA, USA) y se imprimieron piezas para ejes y acoples con una Ender-3 Pro (Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd., Shenzhen, China), utilizando filamento PLA blanco de eSUN (Shenzhen eSUN Industrial Co., Ltd., Shenzhen, China). Los *pads* fueron fabricados a partir de un tubo de PVC, siguiendo moldes de la pierna recortados en papel. Tras el corte de cada pieza, estas fueron calentadas con pistola de calor hasta ablandamiento y moldeadas sobre la pierna con una toalla interpuesta para protección térmica. El procedimiento se repitió para cada *pad* (Figura 15).

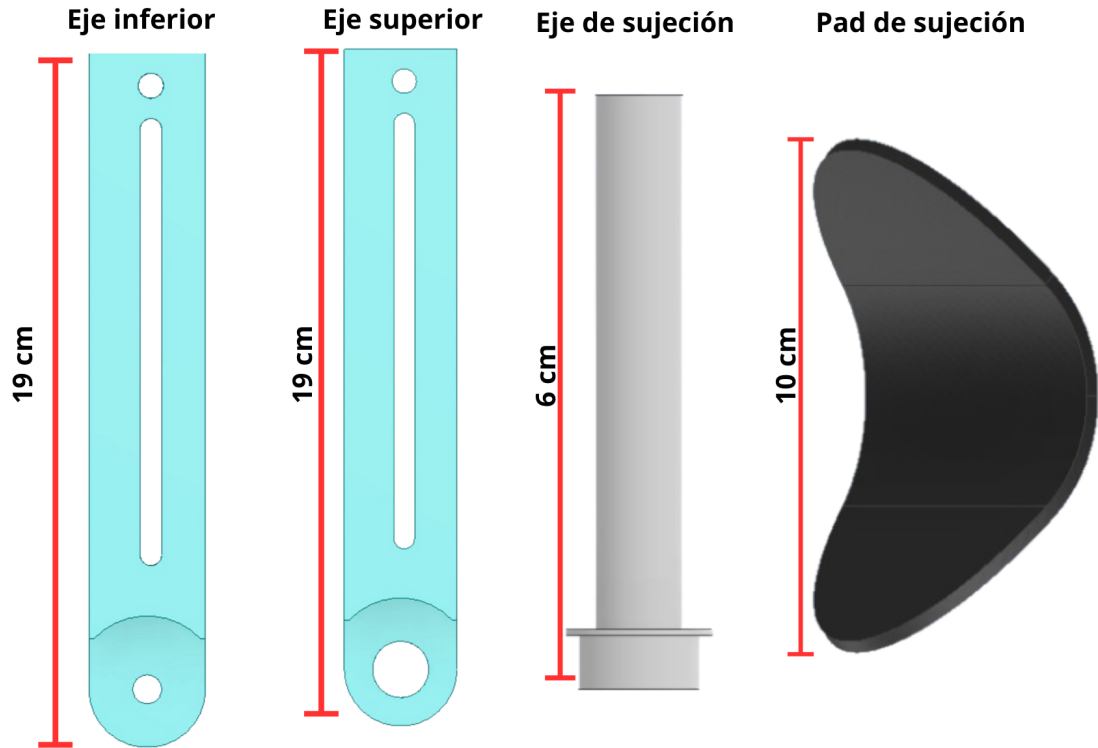


Figura 15. Partes individuales hechas en Inventor que conforman el prototipo de exoesqueleto de rodilla

Los ejes se atornillaron para formar una configuración en “L”, aprovechando el espacio de movimiento disponible en el extremo del eje que corresponde al rango funcional de flexión y extensión de la rodilla. En este punto se instaló el servomotor mediante un eje de sujeción para transmitir el movimiento al mecanismo. Para la fijación al usuario se integraron pads con sistema de velcro, permitiendo un soporte estable y ajustable durante las pruebas.

Como parte del proceso de diseño, se elaboró un ensamble tridimensional del mecanismo en software Inventor, lo cual permitió verificar la alineación entre componentes, evaluar posibles interferencias y validar el rango de movimiento antes de la fabricación (Figura 16).

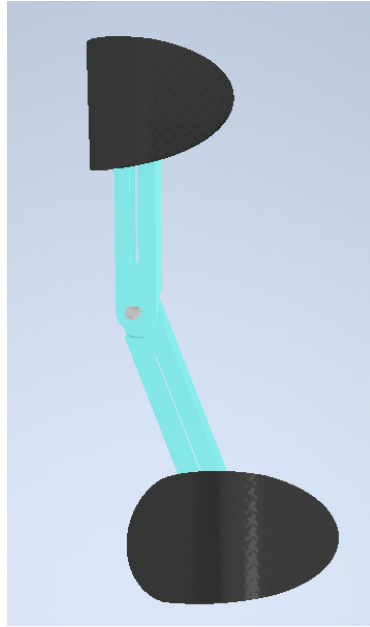


Figura 16. Ensamble tridimensional del mecanismo del exoesqueleto, compuesto por el soporte superior, el eslabón principal y el soporte inferior. El diseño permitió validar la alineación mecánica, el espacio para el servomotor y el rango de movimiento del sistema

El sistema quedó concebido para accionar el servomotor cuando el RMS supera el umbral global estimado, en caso contrario, el actuador permanece en reposo (Figura 17). La lectura de la señal se realizó con el sensor MyoWare, el procesamiento se efectuó en MATLAB y la salida se generó como PWM hacia el servomotor con el microcontrolador por medio de la interfaz de Arduino IDE.

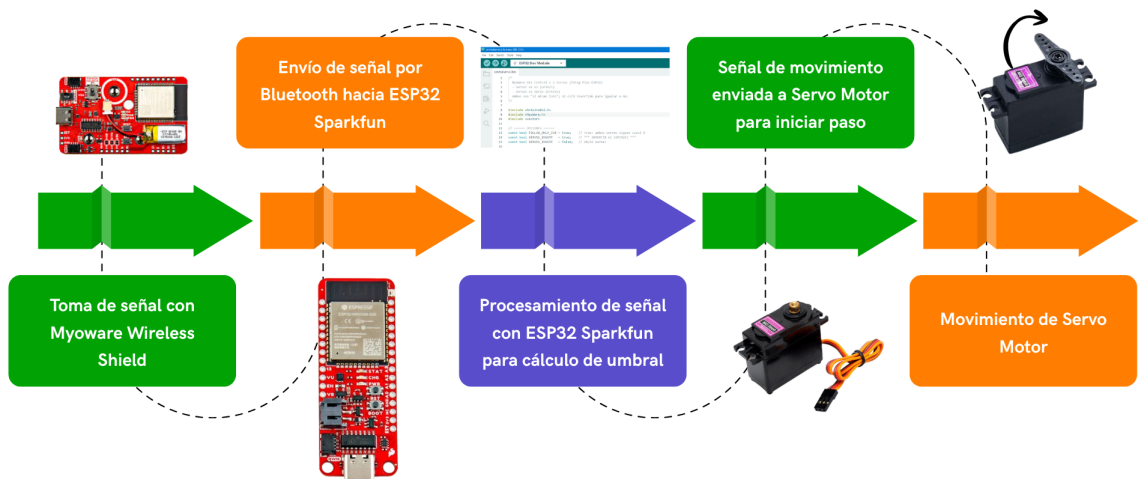


Figura 17. Diagrama de proceso de funcionamiento del motor controlado por señales EMG

Para la validación del prototipo se realizaron cinco pruebas de movilización con la versión final del exoesqueleto siguiendo la secuencia mencionada anteriormente. Las pruebas se realizaron en tres días diferentes, con pasos regulares y sobre superficie plana, manteniendo un umbral de activación fijo definido en la calibración. En cada prueba se registraron 10 pasos y se tomó como referencia el final de la fase 1 e inicio de la fase 2 de la marcha. Al finalizar cada serie se verificó la integridad mecánica del dispositivo general, ejes y pads, También se realizaron inspecciones mecánicas para verificar que no hubiera fisuras. El sistema operó alimentado por la fuente de laboratorio, con enlace BLE activo entre el sensor y el microcontrolador.

8.1. Definición y comportamiento del músculo analizado

Las señales EMG obtenidas de los músculos gastrocnemios presentan niveles bajos de ruido de alta frecuencia a lo largo de las repeticiones. Después del suavizado, se evidenciaron ondas con picos regulares y de forma similar entre ensayos, con una línea base estable y una baja variación en la amplitud entre ciclos. La amplitud pico-pico en promedio por ciclo en gastrocnemios fue de 1.942 ± 0.537 mV, ($n = 100$ ciclos en 10 archivos). Tras el suavizado RMS, la amplitud de pico de la envolvente alcanzó 0.317 ± 0.086 mV (Figura 18).

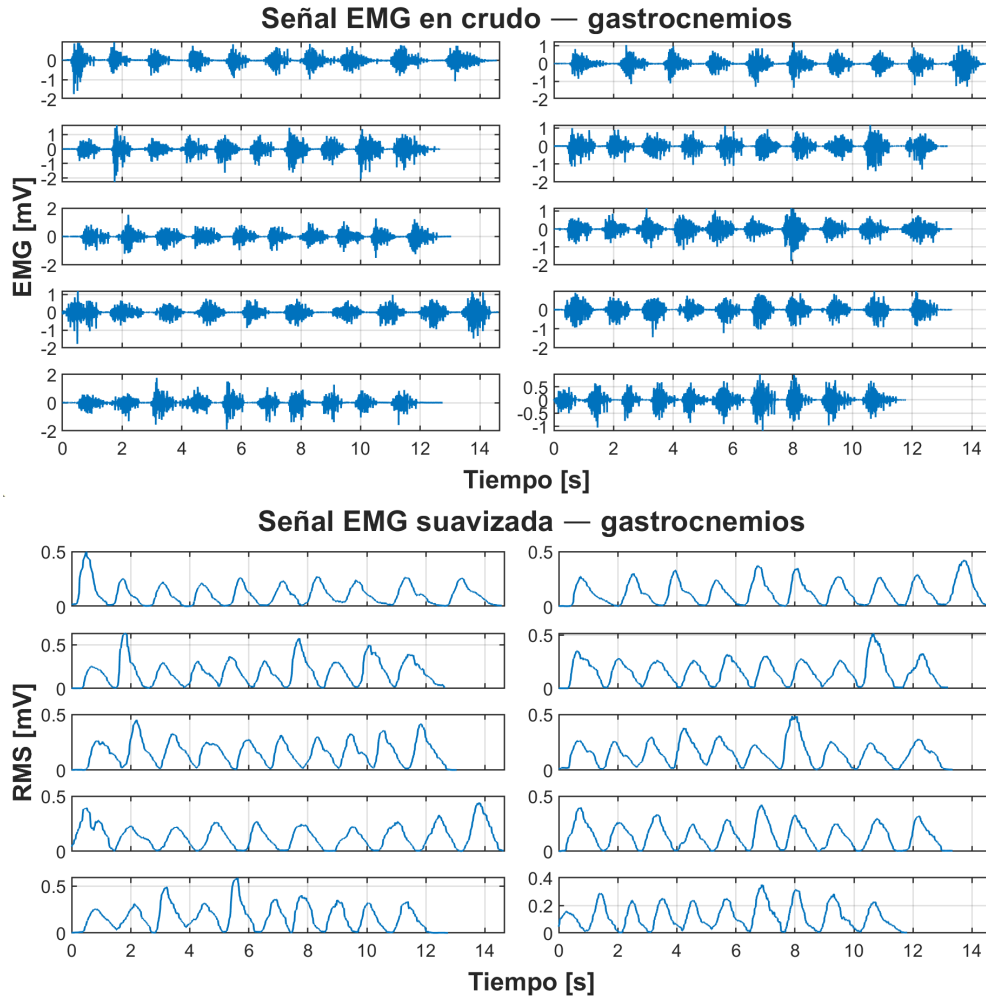


Figura 18. Señales EMG de gastrocnemios en crudo y suavizadas ($n = 10$)

En contraste, las señales EMG obtenidas del músculo tibial en crudo mostraron mayor dispersión de amplitudes entre archivos y la aparición de picos de ruido abruptos y cambios de nivel que afectaron la estabilidad la forma de la señal. Las curvas suavizadas mostraron una forma menos uniforme, con picos irregulares y variabilidad entre ensayos apreciable. En tibiales, la amplitud pico-pico fue de 0.200 ± 0.107 mV ($n = 100$), mientras que la amplitud de pico de la envolvente RMS fue de 0.029 ± 0.014 mV (Figura 19).

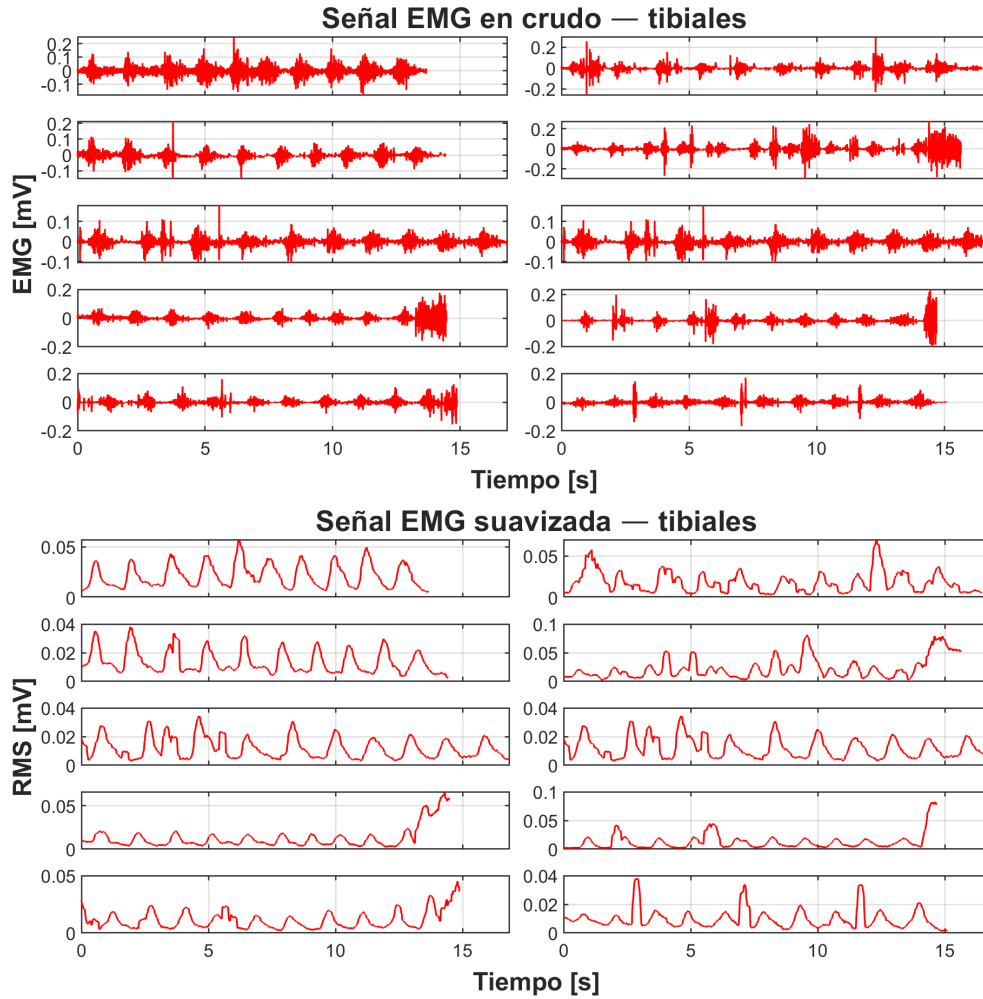


Figura 19. Señales EMG de tibiales en crudo y suavizadas (n = 10)

8.2. Determinación del umbral de activación

Se analizaron 10 sesiones de 50 pasos cada una y se calculó el percentil 65 en cada sesión (Figura 20). El percentil se ubicó entre 69 μV y 99 μV , creando un error medio inter - sesión del 8% .

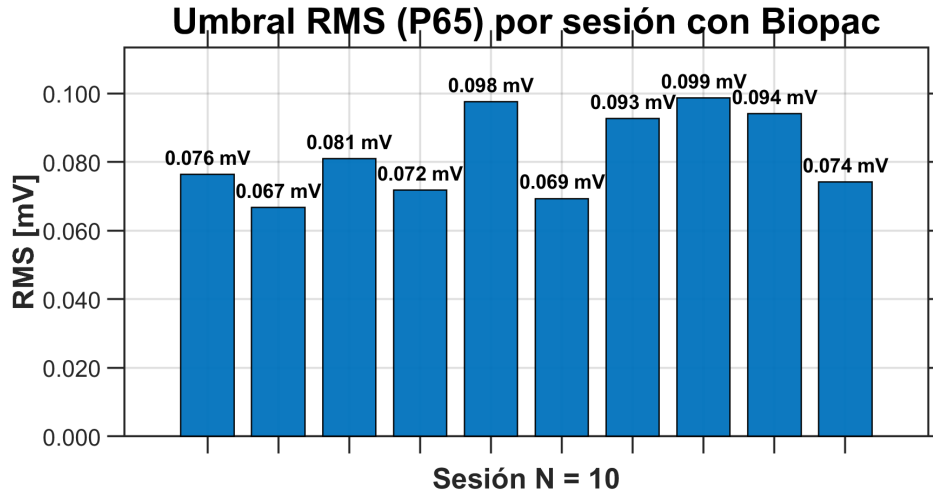


Figura 20. Media de la envolvente RMS por sesión (n = 10 sesiones, 50 pasos por sesión)

Se registraron 10 sesiones de 50 contracciones en 79.7 s, con una frecuencia de 0.6628 Hz (periodo medio de 1.51 s) por sesión. La amplitud pico de la RMS presentó un promedio de 0.1594 mV y se mantuvo típicamente entre 0.12 y 0.22 mV, con variación moderada entre ciclos. La duración sobre el umbral fue 0.5281 s en promedio. El umbral de detección se fijó como el percentil 65 de la distribución de la RMS del registro (0.085 mV), y todas las contracciones superaron dicho umbral (Figura 21).

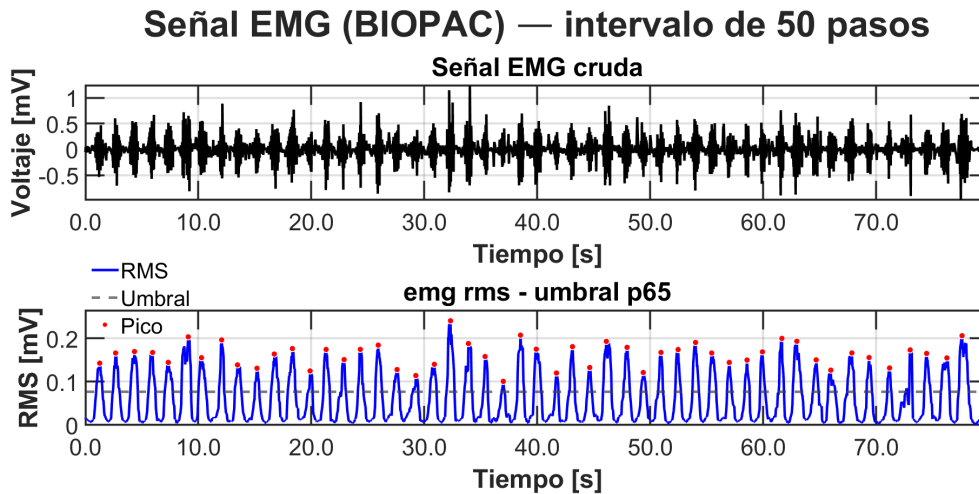


Figura 21. Gráfica de señales EMG de músculos gastrocnemios. Señal en crudo y señal rectificada con indicador de picos máximos e indicador de umbral

8.3. Comparación entre sistemas de adquisición EMG (BIOPAC vs. MyoWare)

En el segmento común analizado (Figura 22), las amplitudes pico de la envolvente RMS promediaron BIOPAC: 0.155 ± 0.039 mV ($n = 59$) y MyoWare: 0.154 ± 0.054 mV ($n = 63$). El nivel de línea base fue $4 \mu\text{V}$ en BIOPAC y $6 \mu\text{V}$ en MyoWare. Tras la igualación de amplitud, la diferencia relativa de medias fue de 4.65% , el coeficiente de variación inter - ciclo resultó mayor en MyoWare (CV 34.8% vs 25.3%). Se detectaron 4 picos atípicos en BIOPAC y 7 en MyoWare.

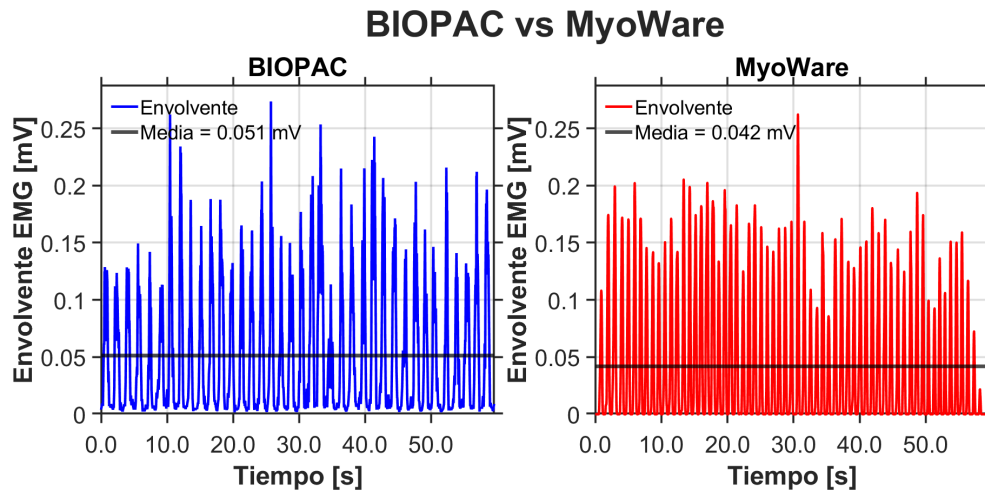


Figura 22. Comparación de señales EMG obtenidas con los sistemas BIOPAC y MyoWare

8.4. Prototipo final del prototipo de exoesqueleto de rodilla

Para la versión 1.0 del exoesqueleto (Figura 23), el servomotor fue anclado solamente al eje inferior. No se incorporó un acople al eje superior. Durante las pruebas, el movimiento del eje inferior requirió sujeción manual de los servomotores, por lo que el movimiento correspondió solo al eje inferior y no se ejecutó de forma autónoma.

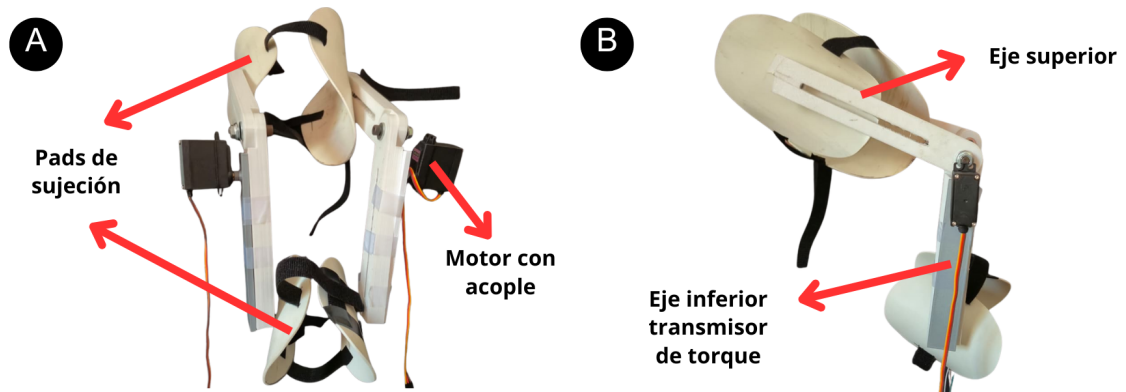


Figura 23. Prototipo 1.0 de exoesqueleto de rodilla

El prototipo final ensamblado a escala real (Figura 24), integrando las piezas modeladas e impresas y los elementos de fijación, tienen buen rango de movimiento, mantiene la coaxialidad con el eje de la rodilla, los pads moldeados y las bandas de velcro aseguran la fijación y distribuyen la presión. El servomotor acoplado transmite el torque al conjunto de ejes y el cableado externo se guía con pasacables para evitar enganches.

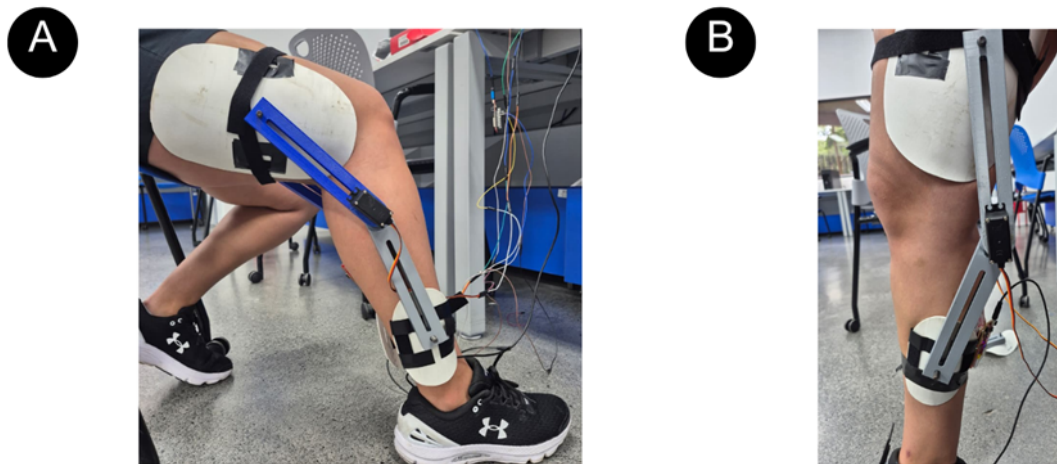


Figura 24. Prototipo 2.0 a escala real de exoesqueleto de rodilla

8.4.1. Validación experimental del sistema de control EMG

Se verificó el control del servomotor mediante señales EMG en tiempo real, las activaciones que superaron el umbral generaron el movimiento de flexo-extensión del mecanismo (Figura 25). El actuador instalado presenta un torque nominal de 7.079 N·m. En las pruebas estáticas del exoesqueleto, se determinó una carga máxima de 0.58 kg. Durante los ensayos, la sujeción inferior permaneció sin abrochar, el sistema no se configuró para soportar el peso completo de la pierna, aunque sostuvo el peso

propio del prototipo sin fallos.

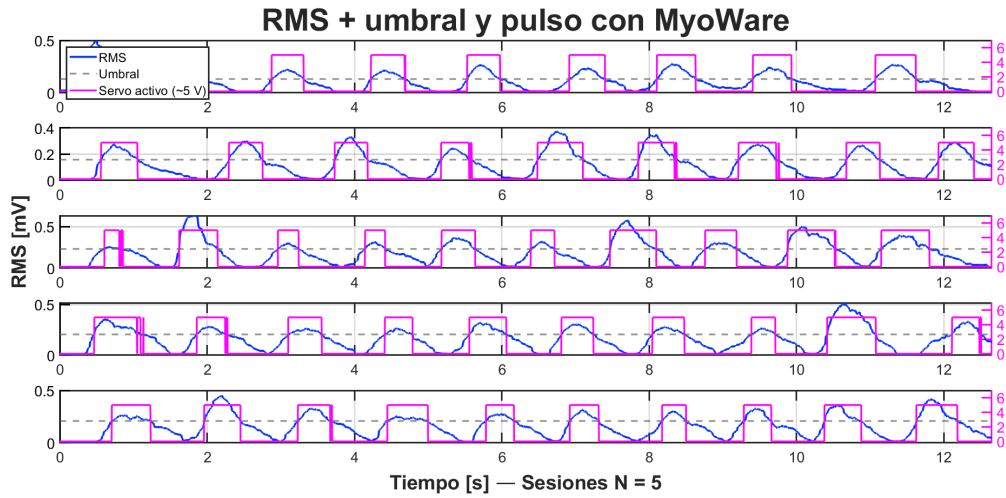


Figura 25. Detección de activación por sesión de prueba de prototipo de exoesqueleto 2.0

Durante las pruebas finales, el sistema fue alimentado con una fuente de 7 V y 2 A. El servomotor se conectó mediante cables macho - hembra, y el ESP32 se enlazó al computador vía USB. Con esta configuración, se registró en el computador la activación de la señal y los cambios de estado del actuador.

Durante las pruebas repetidas y maniobras de ajuste del mecanismo, se produjo la falla del acople (Figura 26). Se quebró el eje de sujeción que une el eje del servomotor con los ejes superior e inferior, interrumpiendo la transmisión de torque. El componente correspondía a una pieza fabricada mediante impresión 3D.

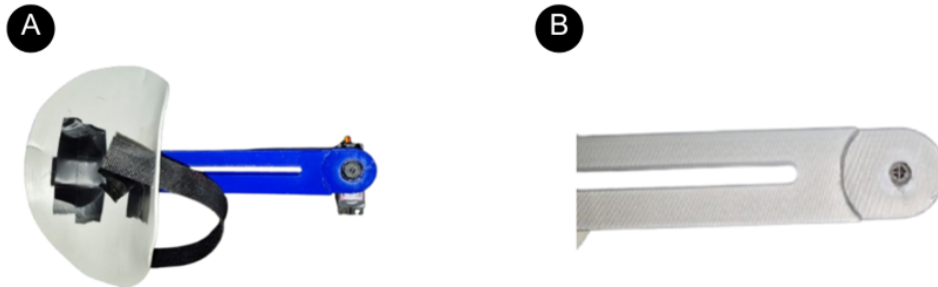


Figura 26. Fallas estructurales en el conjunto externo del exoesqueleto. A) Fractura del acople de sujeción que une el eje del servomotor con el eje de transmisión. B) Fractura del eje de sujeción del brazo inferior

El objetivo principal fue desarrollar y evaluar un prototipo de exoesqueleto de rodilla controlado por señales EMG. Para ello, se caracterizó la calidad de la señal en distintos músculos con el fin de seleccionar el músculo más adecuado, se validó un esquema de procesamiento y un umbral capaces de accionar el motor de forma estable, y se identificaron restricciones de latencia y del sistema mecánico para la asistencia de la marcha.

Las señales EMG de gastrocnemios presentaron una línea base estable, picos regulares y menor variabilidad entre ciclos que las de tibial anterior, lo cual favoreció la detección estable de la contracción en la transición de fases de la marcha (Figura 9). Este comportamiento de señal sustenta la selección del músculo gastrocnemio como músculo índice. La colocación de electrodos, la preparación entre ellos y el muestreo a 2 kHz documentados en la metodología brindaron estabilidad a la medida y redujeron artefactos. Se realizó en línea con directrices SENIAM para sEMG de superficie [36].

Se aplicó una rectificación y cálculo del valor Root mean square (RMS) en una ventana móvil de 250 ms con muestreo de 2 kHz, y se usó una regla de decisión por un umbral definido a partir de la distribución de la RMS. Este procedimiento estabilizó la amplitud y redujo activaciones falsas, sin embargo, se introdujo una latencia aproximada de 125 ms (la mitad de la ventana), aceptable para pruebas estáticas pero elevada para asistencia dinámica. En los registros de prueba de funcionamiento, el umbral se fijó en el percentil 65 de la RMS y todas las contracciones lo superaron, con una duración media sobre umbral de 0.53 s y frecuencia de contracción de 0.66 Hz (Figura 21). Para iteraciones futuras, se recomienda usar ventanas más cortas (50–100 ms) o detectores causales con menor retraso, con el fin de acercarse a latencias < 50 ms típicas en control mioeléctrico directo [42] [7].

En la comparación de uso de dispositivo entre el sistema BIOPAC y MyoWare, la envolvente RMS mostró amplitudes pico prácticamente equivalentes (0.155 ± 0.039 mV vs 0.154 ± 0.054 mV, respectivamente), con diferencia relativa de medias de 0.6 % (Figura 22). El coeficiente de variación fue mayor con el sistema MyoWare debido a su mayor sensibilidad a variaciones de contacto y por su electrónica compacta, aunque sin comprometer su uso como entrada funcional por lo que se decidió utilizar este sistema como registro de señales EMG final. Esta relación respalda el uso del canal ENV inalámbrico cuando se prioriza la simplicidad de integración y movilidad, siempre que se mantenga una colocación estandarizada y baja latencia [36] [37].

En las pruebas, el servomotor se activó cuando la RMS superó el umbral, con transiciones ON/OFF definidas y sin activaciones en línea base (figura 25). El inicio del comando quedó desplazado, en promedio, 125 ms respecto al ascenso de la señal por el suavizado, por lo que la asistencia tendió a iniciarse hacia la parte final del impulso. En las 5 pruebas registradas, todas las contracciones superaron el umbral y el motor se activó correctamente, demostrando un control correcto del prototipo por medio de señales EMG. El prototipo mantuvo la coaxialidad con el eje de la rodilla y un rango de movimiento funcional de 0 a 45° , adecuado para ejercicios seguros de flexo-extensión [15]. Las pruebas estáticas confirmaron la viabilidad del ciclo detección y acción, pero también evidenciaron limitaciones de transmisión de torque. La sujeción inferior se mantuvo sin abrochar y se registró la fractura del eje de sujeción entre el motor y los ejes superior e inferior impreso en 3D. Se determinó una concentración de esfuerzos y sección crítica en el eje, lo que sugiere que no cumple con los requerimientos dinámicos de la marcha activa.

En conjunto, se demostró que un disparo mioeléctrico del gastrocnemio, con umbral robusto, puede accionar de forma estable un mecanismo de flexo-extensión. También, que la captura inalámbrica con el sistema MyoWare en el canal ENV es funcionalmente equivalente al sistema BIOPAC en amplitud de envolvente, y que la latencia de suavizado y la capacidad de transmisión de torque del prototipo constituyen las principales limitantes para asistencia de marcha. Las líneas de desarrollo inmediatas deben enfocarse en reducir la latencia del sistema principalmente optimizando el cálculo de la envolvente y el procesamiento de la señal para que la detección sea más rápida y consistente. También es necesaria una mejora en la estabilidad del umbral, a través de estrategias simples como ventanas más cortas o la actualización periódica del umbral en función de la variabilidad de la señal. Finalmente, el prototipo requiere un refuerzo del acople mecánico y de los puntos de unión, ya que las fallas estructurales observadas limitaron la transmisión de torque y la repetibilidad de las pruebas. Estas mejoras no buscan expandir el alcance del sistema más allá de lo demostrado, sino consolidar su funcionamiento básico y alinearlos con prácticas mínimas de seguridad biomecánica para la articulación de la rodilla.

- Se logró construir un prototipo operativo del dispositivo empleando materiales accesibles, obteniendo una estructura mecánica estable únicamente para ensayos de prueba en laboratorio. Si bien el sistema no cuenta con la fuerza necesaria para mover una pierna humana y por tanto no puede considerarse funcional a nivel asistivo, sí permitió validar el ensamblaje, el acoplamiento mecánico, el rango de movimiento del mecanismo y la integración del servomotor.
- Se implementó la cadena de señal requerida y un criterio de disparo por umbral calculado por sesión a partir de la RMS. La asistencia se activó únicamente cuando la RMS superó el umbral, minimizando activaciones falsas en reposo. Los resultados demuestran que el control mioeléctrico directo es viable con el hardware propuesto y permite una lógica de asistencia simple y reproducible.
- El protocolo con cinco pruebas distribuidas en tres días (10 pasos por prueba) evidenció detección consistente de activaciones y disparo selectivo del servomotor. La latencia observada fue compatible con marcha lenta, lo que respalda la utilidad del sistema para escenarios de baja cadencia.
- En conjunto, se verificó la viabilidad técnica del sistema de control mioeléctrico desarrollado, el cual fue capaz de detectar activaciones musculares de manera estable mediante un criterio de umbral y generar señales de salida consistentes para accionar un actuador. Sin embargo, el exoesqueleto como conjunto mecánico no alcanzó un nivel funcional completo, ya que el servomotor instalado no logró transmitir el torque suficiente para mover la pierna, limitando las pruebas a la evaluación del sistema en vacío. Aun así, el prototipo permitió validar la adquisición, procesamiento RMS, selección de umbral y generación de pulsos en tiempo real, cumpliendo con los objetivos técnicos básicos de señal y control. Para alcanzar una implementación funcional en asistencia de marcha, será necesario fortalecer el diseño mecánico, aumentar la capacidad del actuador y optimizar la sincronización entre la señal EMG y el movimiento.

El desarrollo presentado valida la viabilidad de un sistema de asistencia mioelétrica selectiva bajo condiciones controladas, pero persisten desafíos clave en latencia, robustez frente a variaciones de señal, portabilidad del sistema y cuantificación objetiva del impacto biomecánico. La continuidad del proyecto debe enfocarse en reducir el retardo de activación, aumentar la confiabilidad de la detección, mejorar la ergonomía y la seguridad, e incorporar instrumentación que permita caracterizar de forma rigurosa la contribución del dispositivo a la marcha.

Para disminuir la latencia se propone sustituir el esquema de RMS con ventana de 250 ms por una cadena de rectificación seguida de filtrado paso bajo (IIR de segundo orden) con ventana efectiva ≤ 100 ms y alto solape de ruido. Esta salida debe complementarse con detección de onsets basada en umbrales con histéresis, de modo que se reduzcan falsos disparos sin penalizar el tiempo al disparo. Su validación requiere comparar, respecto del método actual, el tiempo de activación, la precisión y cobertura de detección.

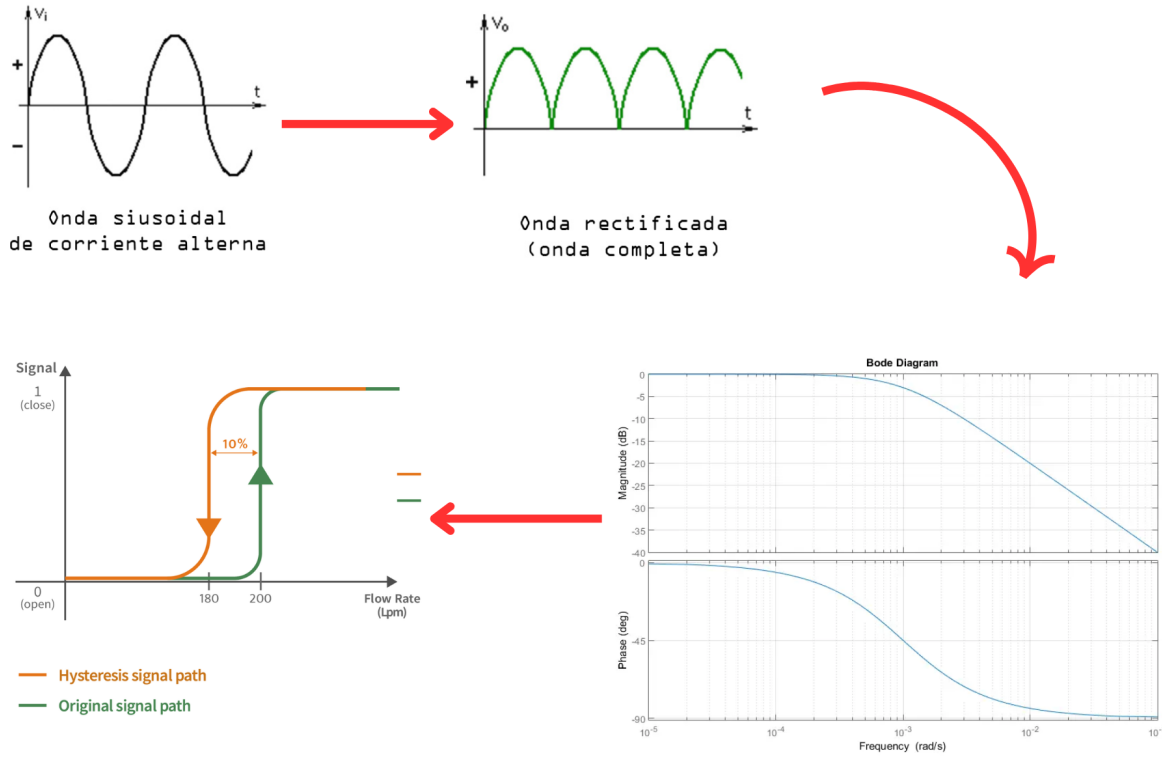


Figura 27. Diagrama de flujo recomendado para mejorar el sistema de respuesta. Adaptado de [43], [44], [45]

Más allá del esquema binario, conviene evolucionar a un control proporcional o por impedancia. La EMG normalizada luego debería de ajustarse a una contracción voluntaria máxima (MVC) e implementar un sensor IMU ya que esta puede mapear la posición, velocidad o torque, incorporando límites de corriente y rampas para asegurar suavidad. En paralelo, la plataforma de actuación debe considerarse como un servo de mayor velocidad o un actuador automático tipo pistón, puesto que mejorará el tiempo de respuesta, seguimiento y seguridad. Las comparativas deben incluir rango de movilidad de 0 a 45°, corriente pico, temperatura, ruido y capacidad de seguimiento de perfiles rápidos. Además de implementar una captura de señal multicanal para poder tener una mejor señal y ajustar el tiempo de acción del actuador.

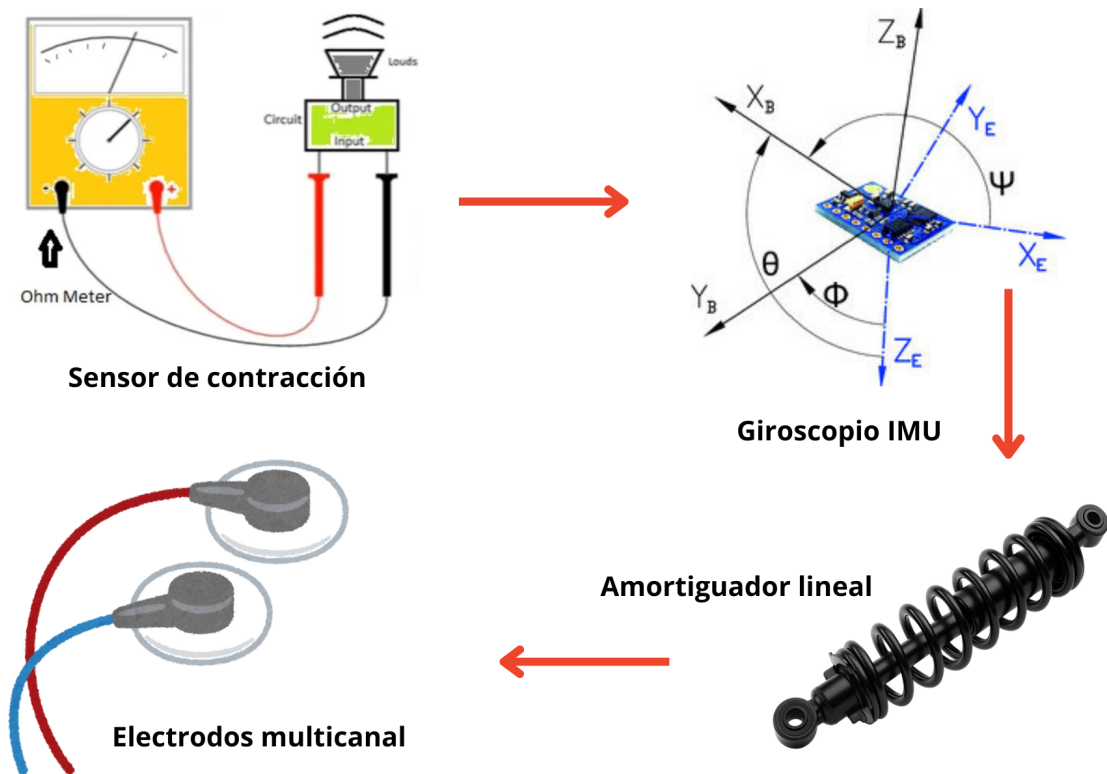


Figura 28. Diagrama de flujo recomendado para mejorar el sistema de medición. Imágenes adaptadas de [46], [47], [48], [49]

Para habilitar ensayos fuera de laboratorio, se recomienda integrar alimentación portátil con batería LiPo, fusible e interruptor de paro accesible. Las pruebas deben cubrir autonomía, respuesta ante bloqueo del actuador y recuperación segura ante fallos. En lo mecánico, un rediseño con bisagra policéntrica o guía elíptica, tallas ajustables, materiales más resistentes como el nylon, rieles o ejes metálicos en puntos de carga y pads acolchonados con correas, esto incrementará alineación, durabilidad y confort. Esto requiere ensayos de fatiga ($\geq 10,000$ ciclos), evaluación de presión de contacto y encuestas de comodidad en sesiones prolongadas.



Figura 29. Protótipo comercial BELK (Gogo Mobility Robots) utilizado como referencia del diseño de exoesqueleto [50]

Finalmente, tras consolidar seguridad y desempeño en laboratorio, el siguiente hito debe ser un estudio piloto con voluntarios sanos y, posteriormente, con personas con osteoartritis, bajo aprobación ética. Los desenlaces propuestos incluyen seguridad ante eventos adversos, usabilidad y métricas funcionales como tiempos de marcha. En términos de planificación, a corto plazo se prioriza la detección rápida con umbral adaptativo a mediano plazo, el control por impedancia, actuador automático tipo pistón y multicanal EMG. A largo plazo, el rediseño general, la autonomía portátil, la instrumentación biomecánica completa y los pilotos con usuarios. Este itinerario transforma el prototipo de laboratorio en una plataforma robusta y escalable, apta para validaciones clínicas iniciales y personalización por perfil muscular y patrón de marcha.

-
- [1] F. V. Wilder, B. J. Hall, J. P. Barrett y N. B. Lemrow, «History of acute knee injury and osteoarthritis of the knee: a prospective epidemiological assessment: The Clearwater Osteoarthritis Study,» *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 10, págs. 611-616, 8 ago. de 2002, ISSN: 1063-4584. DOI: 10.1053/JOCA.2002.0795.
- [2] S. M. Hussain, D. W. Neilly, S. Baliga, S. Patil y R. M. Meek, «Knee osteoarthritis: A review of management options,» *Scottish Medical Journal*, vol. 61, págs. 7-16, 1 feb. de 2016, ISSN: 20456441. DOI: 10.1177/0036933015619588/FORMAT/EPUB.
- [3] J. R. Meda-Gutiérrez, L. A. Zúñiga-Avilés, A. H. Vilchis-González y J. C. Ávila-Vilchis, «Knee Exoskeletons Design Approaches to Boost Strength Capability: A Review,» *Applied Sciences 2021, Vol. 11, Page 9990*, vol. 11, pág. 9990, 21 oct. de 2021, ISSN: 2076-3417. DOI: 10.3390/APP11219990. dirección: <https://www.mdpi.com/2076-3417/11/21/9990/htm%20https://www.mdpi.com/2076-3417/11/21/9990>.
- [4] Z. Wu, M. Yang, Y. Xia y L. Wang, «Mechanical Structural Design and Actuation Technologies of Powered Knee Exoskeletons: A Review,» *Applied Sciences 2023, Vol. 13, Page 1064*, vol. 13, pág. 1064, 2 ene. de 2023, ISSN: 2076-3417. DOI: 10.3390/APP13021064. dirección: <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/2/1064/htm%20https://www.mdpi.com/2076-3417/13/2/1064>.
- [5] Y. Yao, D. Shao, M. Tarabini, S. A. Moezi, K. Li y P. Saccomandi, «Advancements in Sensor Technologies and Control Strategies for Lower-Limb Rehabilitation Exoskeletons: A Comprehensive Review,» *Micromachines 2024, Vol. 15, Page 489*, vol. 15, pág. 489, 4 abr. de 2024, ISSN: 2072-666X. DOI: 10.3390/MI15040489. dirección: <https://www.mdpi.com/2072-666X/15/4/489/htm%20https://www.mdpi.com/2072-666X/15/4/489>.
- [6] Q. Wu, Y. Zhang e Y. Chen, «Design, control, and experimental verification of a soft knee exoskeleton for rehabilitation during walking,» *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part I: Journal of Systems and Control Engineering*, vol. 236, págs. 138-152, 1 ene. de 2022, ISSN: 20413041. DOI: 10.1177/09596518211014325.

- [7] T. Wang et al., «A Review on the Rehabilitation Exoskeletons for the Lower Limbs of the Elderly and the Disabled,» *Electronics* 2022, Vol. 11, Page 388, vol. 11, pág. 388, 3 ene. de 2022, ISSN: 2079-9292. DOI: 10.3390/ELECTRONICS11030388. dirección: <https://www.mdpi.com/2079-9292/11/3/388/htm%20https://www.mdpi.com/2079-9292/11/3/388>.
- [8] J. C. Mora, R. Przkora e Y. Cruz-Almeida, «Knee osteoarthritis: Pathophysiology and current treatment modalities,» *Journal of Pain Research*, vol. 11, págs. 2189-2196, 2018, ISSN: 11787090. DOI: 10.2147/JPR.S154002. dirección: <https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=djpr20>.
- [9] D. C. de Andrade, D. Saaibi, N. Sarría, N. Vainstein, L. C. Ruiz y R. Espinosa, «Assessing the burden of osteoarthritis in Latin America: a rapid evidence assessment,» *Clinical Rheumatology*, vol. 41, pág. 1285, 5 mayo de 2022, ISSN: 14349949. DOI: 10.1007/S10067-022-06063-9. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9056472/>.
- [10] K. Rönn, N. Reischl, E. Gautier y M. Jacobi, «Current Surgical Treatment of Knee Osteoarthritis,» *Arthritis*, vol. 2011, pág. 454873, 1 ene. de 2011, ISSN: 2090-1992. DOI: 10.1155/2011/454873. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1155/2011/454873%20https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1155/2011/454873%20https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1155/2011/454873>.
- [11] H. S. Kan et al., «Non-surgical treatment of knee osteoarthritis,» *Hong Kong Medical Journal*, vol. 25, págs. 127-133, 2 abr. de 2019, ISSN: 10242708. DOI: 10.12809/HKMJ187600, . dirección: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30919810/>.
- [12] M. Gupton, O. Imonugo, A. C. Black, M. V. Launico y R. R. Terreberry, *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Knee*, StatPearls [Internet], Treasure Island, FL, nov. de 2023. visitado 1 de jul. de 2025. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK500017/>.
- [13] Unidad de Cirugía Artroscópica, *Rodilla | Patologías | Unidad de Cirugía Artroscópica*, In Spanish, 2025. visitado 1 de jul. de 2025. dirección: <https://www.ucaorthopedics.com/patologias/rodilla/>.
- [14] J. P. Pollard, W. L. Porter y M. S. Redfern, «Forces and Moments on the Knee During Kneeling and Squatting,» *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 27, n.º 3, págs. 233-241, ago. de 2011. DOI: 10.1123/jab.27.3.233.
- [15] L. Zhang et al., «Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review,» *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2020, n.º 1, pág. 7451683, ene. de 2020. DOI: 10.1155/2020/7451683.
- [16] A. Altamirano, L. Leija, A. Vera, R. Muñoz y A. Valentino, «Low cost knee bionic prosthesis based on polycentric mechanisms,» en *Pan American Health Care Exchanges (PAHCE) 2012*, 2012. DOI: 10.1109/PAHCE.2012.6233447. dirección: <https://doi.org/10.1109/PAHCE.2012.6233447>.
- [17] S. Y. Gordleva et al., «Real-Time EEG-EMG Human-Machine Interface-Based Control System for a Lower-Limb Exoskeleton,» *IEEE Access*, vol. 8, págs. 84070-84081, 2020. DOI: 10.1109/ACCESS.2020.2991812.
- [18] A. M. Dollar y H. Herr, «Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art,» *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, n.º 1, págs. 144-158, feb. de 2008. DOI: 10.1109/TR0.2008.915453.

- [19] M. Tiboni, A. Borboni, F. V érit é, C. Bregoli y C. Amici, «Sensors and Actuation Technologies in Exoskeletons: A Review,» *Sensors*, vol. 22, n.º 3, pág. 884, ene. de 2022. DOI: 10.3390/s22030884.
- [20] Y. Shi et al., «Learning-Based Repetitive Control of a Bowden-Cable-Actuated Exoskeleton with Frictional Hysteresis,» *Micromachines*, vol. 13, n.º 10, pág. 1674, oct. de 2022. DOI: 10.3390/mi13101674.
- [21] D. Pinto-Fernandez et al., «Performance Evaluation of Lower Limb Exoskeletons: A Systematic Review,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, n.º 7, págs. 1573-1583, jul. de 2020. DOI: 10.1109/TNSRE.2020.2989481.
- [22] *What Is Model Predictive Control?* Documentation, MathWorks, 2025. visitado 2 de jul. de 2025. dirección: <https://www.mathworks.com/help/mpc/gs/what-is-mpc.html>.
- [23] *Modelado y simulación de un actuador elástico en serie*, ResearchGate preprint (PDF), In Spanish, 2017. visitado 4 de jul. de 2025. dirección: https://www.researchgate.net/publication/319234259_Modelado_y_simulacion_de_un_actuador_elastico_en_serie.
- [24] *Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla*, ResearchGate (PDF), In Spanish, 2014. visitado 4 de jul. de 2025. dirección: https://www.researchgate.net/publication/267046674_Desarrollo_de_un_exoesqueleto_para_rehabilitacion_de_tobillo_y_rodilla.
- [25] *EduExo, el primer kit de exoesqueleto robótico para la educación*, In Spanish, 2025. visitado 4 de jul. de 2025. dirección: <https://descubrearduino.com/exoesqueleto-robotico/>.
- [26] N. V. Divekar, G. C. Thomas, A. R. Yerva, H. B. Frame y R. D. Gregg, «A versatile knee exoskeleton mitigates quadriceps fatigue in lifting, lowering, and carrying tasks,» *Science Robotics*, vol. 9, n.º 94, sep. de 2024. DOI: 10.1126/scirobotics.adr8282.
- [27] A. Kot y A. Nawrocka, «Using the EMG Signal to Control a Wheelchair,» en *Proceedings of the 24th International Carpathian Control Conference (ICCC)*, 2023, págs. 209-213. DOI: 10.1109/ICCC57093.2023.10178941.
- [28] A. K. Mishra, A. Srivastava, R. P. Tewari y R. Mathur, «EMG Analysis of Lower Limb Muscles for Developing Robotic Exoskeleton Orthotic Device,» *Procedia Engineering*, vol. 41, págs. 32-36, ene. de 2012. DOI: 10.1016/j.proeng.2012.07.139.
- [29] J. Fu, R. Choudhury, S. M. Hosseini, R. Simpson y J. H. Park, «Myoelectric Control Systems for Upper Limb Wearable Robotic Exoskeletons and Exosuits—A Systematic Review,» *Sensors*, vol. 22, n.º 21, pág. 8134, nov. de 2022. DOI: 10.3390/s22218134.
- [30] A. Martín Noguerras, J. L. Calvo Arenillas, J. Orejuela Rodríguez, F. J. Barbero Iglesias y C. Sánchez Sánchez, «Fases de la marcha humana,» *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, vol. 2, n.º 1, págs. 44-49, ene. de 1998, In Spanish. visitado 22 de oct. de 2025. dirección: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana-13012714>.

- [31] Agencia SINC, *Un nuevo exoesqueleto se adapta a cada forma de caminar*, <https://www.agenciasinc.es/Noticias/Un-nuevo-exoesqueleto-se-adapta-a-cada-forma-de-caminar>, Accedido: 2025-11-24, 2025.
- [32] Materialise NV, *HANK: Exoesqueleto para rehabilitación de marcha*, <https://www.materialise.com/es/inspiracion/casos/hank-exoesqueleto-rehabilitacion-marcha>, Accedido: 2025-11-24, 2025.
- [33] Xataka, *Una silla sin silla: el wearable exoesqueleto que permite sentarse en cualquier lugar*, <https://www.xataka.com/investigacion/una-silla-sin-silla-asi-se-define-este-wearable-exoesqueleto-que-permite-que-te-sientes-en-cualquier-lugar>, Accedido: 2025-11-24, 2025.
- [34] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković y S. Ostojíc, «Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation in Biomechanics,» *Clinical Biomechanics*, vol. 24, n.º 4, págs. 327-340, mayo de 2009. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.
- [35] V. Alcan y M. Zinnuroğlu, «Current developments in surface electromyography,» *Turkish Journal of Medical Sciences*, vol. 53, n.º 5, págs. 1019-1034, 2023. DOI: 10.55730/1300-0144.5667.
- [36] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug y G. Rau, «Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, n.º 5, págs. 361-374, oct. de 2000. DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
- [37] J. Wu, X. Li, W. Liu y Z. J. Wang, «sEMG Signal Processing Methods: A Review,» en *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1237, jun. de 2019, pág. 032008. DOI: 10.1088/1742-6596/1237/3/032008.
- [38] M. Ait Yous, S. Agounad y S. Elbaz, «Detection, Identification and Removing of Artifacts from sEMG Signals: Current Studies and Future Challenges,» *Computers in Biology and Medicine*, vol. 186, pág. 109651, mar. de 2025. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2025.109651.
- [39] L. R. Altimari, J. L. Dantas, M. Bigliassi, T. F. D. Kanthack, A. C. de Moraes y T. Abrão, «Influence of Different Strategies of Treatment Muscle Contraction and Relaxation Phases on EMG Signal Processing and Analysis During Cyclic Exercise,» en *Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, Open access, InTech, 2012. DOI: 10.5772/50599. dirección: https://www.researchgate.net/publication/258344784_Influence_of_Different_Strategies_of_Treatment_Muscle_Contraction_and_Relaxation_Phases_on_EMG_Signal_Processing_and_Analysis_During_Cyclic_Exercise.
- [40] CNX Software, *MyoWare 2.0 Muscle Sensor Wireless Kit Targets Electromyography (EMG) Applications*, jul. de 2024. visitado 22 de oct. de 2025. dirección: <https://www.cnx-software.com/2024/07/02/myoware-2-0-muscle-sensor-wireless-kit-targets-electromyography-emg-applications/>.
- [41] OpenAI, *Esquema conceptual de un exoesqueleto de rodilla con actuadores eléctricos*, Spanish, Digital image, Imagen generada por inteligencia artificial, 2025.
- [42] D. R. Louie y J. J. Eng, «Powered Robotic Exoskeletons in Post-Stroke Rehabilitation of Gait: A Scoping Review,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, n.º 1, págs. 1-10, jun. de 2016. DOI: 10.1186/s12984-016-0162-5.

- [43] *Rectificación de onda completa*, https://www.electronics-tutorials.ws/diode/diode_6.html, Electronics Tutorials, consultado en 2025, 2025.
- [44] *Hysteresis in Sensor and Control Systems*, <https://sensing.honeywell.com>, Honeywell Application Notes, consultado en 2025, 2025.
- [45] MathWorks, *Bode Plot - Control System Toolbox*, <https://www.mathworks.com/help/control/ref/bode.html>, Consultado en 2025, 2025.
- [46] Electronics Tutorials, *Basic Ohmmeter Operation*, Accedido: 22-Nov-2025, 2020. dirección: <https://www.electronics-tutorials.ws>.
- [47] STMicroelectronics, *Euler Angles: Roll, Pitch, and Yaw for Inertial Sensors*, Accedido: 22-Nov-2025, 2019. dirección: <https://www.st.com>.
- [48] Ambu A/S, *Surface EMG Adhesive Electrodes Overview*, Accedido: 22-Nov-2025, 2020. dirección: <https://www.ambu.com>.
- [49] Engineering Toolbox, *Linear Damper: Basic Mechanical Model*, Accedido: 22-Nov-2025, 2021. dirección: <https://www.engineeringtoolbox.com>.
- [50] Gogo Mobility Robots, *BELK - Exoesqueleto de rehabilitación para una pierna*, <https://www.medicalexpo.es/prod/gogo-mobility-robots/product-123750-887913.html>, Accedido: 24-Nov-2025, 2025.