

Monitoreo y control de un exoesqueleto para terapia robótica bilateral en pacientes
post-ACV

Carlos Fernando Carreño Jerez, Juan Esteban Pinto Orozco y José Gabriel Candamil Téllez

Trabajo de Grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico

Director

Rodolfo Villamizar Mejia

Doctor en Tecnologías de la Información

CoDirector

Jorge Eduardo Quintero

Ingeniero Electricista

CoDirectora

María Solange Patiño

Magíster en Ciencias del Movimiento

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones

Ingeniería electrónica

Bucaramanga

2026

Agradecimientos

Juan Esteban Pinto: Quiero agradecer, en primer lugar, a mi mamá, por ser el pilar constante durante todo este proceso, por su apoyo incondicional y por darme siempre la fuerza para no rendirme. También a mis abuelos, por creer en mí y por estar dispuestos a ayudarme en todo momento. A mi director y codirectores de tesis, por su orientación, acompañamiento y por cada consejo que aportó al desarrollo de este proyecto. A mis compañeros de trabajo, por compartir este camino y hacer más llevadero cada reto. Al semillero de investigación ERA, por su respaldo, por brindarnos los recursos necesarios y por confiar en este proceso, especialmente a Carlos Roa por su disposición constante y por facilitar los espacios necesarios para la ejecución del trabajo. A mi hermano Rafita, por su cariño y compañía constante. Y a Ximena, por su apoyo constante y por estar presente tanto en los momentos buenos como en los difíciles, siendo un gran apoyo a lo largo de este proceso.

Carlos Carreño: Agradezco a mis padres y a mi hermana por su apoyo incondicional a lo largo de este proceso; pese a las dificultades, siempre me brindaron motivación, paciencia y comprensión. Asimismo, expreso mi gratitud a mis codirectores por su orientación, acompañamiento y valiosos aportes durante el desarrollo de este proyecto. A mis compañeros de tesis, por su paciencia, apoyo constante y disposición para el trabajo en equipo a lo largo de este proceso. De igual manera, agradezco al semillero ERA y a CEMOS Acuaponía por su disposición constante para brindar apoyo y facilitar los espacios necesarios para la ejecución del trabajo. Finalmente, agradezco a la Universidad y a todos los profesores que, con dedicación y compromiso, contribuyeron a mi formación académica, brindando orientación y conocimientos fundamentales para la culminación de esta etapa.

Jose Gabriel Candamil: Agradezco profundamente a mis padres, por ser el pilar de mi vida y por su apoyo constante a lo largo de este proceso; incluso en los momentos más difíciles, su paciencia, comprensión y amor fueron el impulso que necesitaba para seguir adelante en cada etapa. A mi hermano Juan Felipe, por estar siempre presente y ser ese apoyo firme que me motivó a continuar con determinación.

De manera especial, agradezco a mi tía Nancy, por su compañía y por estar pendiente de mí durante mi estancia en Bucaramanga; su apoyo hizo que este camino fuera mucho más llevadero. A Juliana, por su apoyo incondicional y por llenar de alegría mis días durante este proceso. Asimismo, expreso mi gratitud a mi tío Fredy, por haber sido quien me motivó a iniciar este camino en la Ingeniería Electrónica.

Finalmente, quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mis compañeros de tesis, con quienes compartí cada reto, debate técnico y logro en este camino; su colaboración y amistad fueron fundamentales para llevar este proyecto a la realidad.

Este logro también les pertenece.

Nota del autor

Los autores declaran que utilizó la herramienta de inteligencia artificial como apoyo en la redacción, revisión gramatical y mejora de la claridad del texto. Todo el contenido fue revisado y validado por el autor. Las ideas, análisis y conclusiones presentadas en este trabajo son responsabilidad exclusiva del autor. OpenAI (2026)

Índice

Introducción	13
1 Objetivos	15
1.1 Objetivo General	15
1.2 Objetivos específicos	15
2 Conceptos Previos	16
2.1 Accidente Cerebrovascular(ACV)	16
2.2 Tipos de Accidente Cerebrovascular	16
2.3 Secuelas del Accidente Cerebrovascular	17
2.4 Rehabilitación del Miembro superior (MS)	17
2.5 Principios de rehabilitación bilateral: Terapia espejo	17
2.6 Terapia robótica	18
2.6.1 Exoesqueletos	18
2.7 Guantes sensoriales	19
2.7.1 Tipos de sensores empleados en guantes sensoriales	19
2.7.2 Unidades de medición inercial (IMU)	19
2.7.3 Aplicaciones en guantes sensoriales	20
2.8 Sistemas de control clásico	20
2.8.1 Control proporcional–derivativo (PD)	21
2.9 Protocolos de comunicación	21
2.9.1 Protocolo I2C	22
2.9.2 ESP-NOW	22
2.9.3 Bluetooth Low Energy (BLE)	22
3 Metodología	23
3.1 Arquitectura general del sistema	23

MONITOREO Y CONTROL DE UN SISTEMAS BILATERAL POST-ACV	5
3.2 Sistema de monitoreo – Guante sensorial	24
3.2.1 Selección de sensores	24
3.2.2 Diseño conceptual y mecánico	25
3.2.3 Diseño electrónico	26
3.2.4 Adquisición y procesamiento de datos	26
3.3 Sistema de comunicación	27
3.3.1 Comunicación ESP-NOW	28
3.3.2 Comunicación Bluetooth Low Energy (BLE)	28
3.3.3 Flujo de datos del sistema	29
3.3.4 Sistema de alimentación	29
3.3.5 Análisis del consumo energético	30
3.4 Sistema de actuación – Exoesqueleto de mano	32
3.4.1 Diseño mecánico	32
3.4.2 Modelado del sistema	32
3.5 Sistema de control y arquitectura bilateral	33
3.5.1 Diseño del controlador PD	33
3.5.2 Implementación en tiempo discreto	34
3.6 Interfaz de usuario y sistema de monitoreo	35
3.6.1 Diseño de la interfaz web	35
3.6.2 Interacción con el usuario	35
4 Resultados	36
4.1 Evaluación de los sistemas individuales	36
4.1.1 Validación del sistema de adquisición de movimiento - Guante Sensorial	36
4.1.2 Validación del sistema de monitoreo - Interfaz web	41
4.1.3 Validación del sistema de control	43
4.2 Evaluación del sistemas completo	44
4.2.1 Evaluación comparativa de estrategias de control en el exoesqueleto	45

MONITOREO Y CONTROL DE UN SISTEMAS BILATERAL POST-ACV	6
4.2.2 Evaluación cuantitativa mediante índices de desempeño	47
4.2.3 Funcionamiento de los modos de terapia	49
4.2.4 Desempeño de comunicación	50
4.2.5 Evaluación de usabilidad del sistema	52
4.2.6 Evaluación de la autonomía y tiempo de carga	53
5 Conclusiones	54
6 Trabajos a futuro	56
Referencias	57

Lista de Figuras

Figura 1.	Arquitectura de intercomunicación en el sistema de rehabilitación	23
Figura 2.	Representación del sensor MPU6050 y sus ejes de medición para la estimación de orientación.	25
Figura 3.	Sistema completo de captura de movimiento del guante sensorial	25
Figura 4.	Diagrama de potencia del guante sensorial	26
Figura 5.	Esquema de conexión inalámbrica mediante protocolo ESP-NOW	28
Figura 6.	Diagrama temporal del ciclo de control escalonado	29
Figura 7.	Diseño del hardware: vista de la carcasa, renderizado de la PCB y carcasas para sensores IMU.	31
Figura 8.	Diseño mecánico del exoesqueleto de mano: (a) desglose de componentes, (b) Diagrama de cinemática y centros de rotación, (c) Modelo CAD 3D y (d) Mecanismo de actuación lineal.	32
Figura 9.	Consola ArduinoIDE	36
Figura 10.	Comportamiento de la señal de ángulo en condiciones de reposo.	37
Figura 11.	Comparación de múltiples repeticiones del movimiento de apertura y cierre de la mano	38
Figura 12.	Comparación entre la señal de ángulo cruda y la señal filtrada	39
Figura 13.	Comportamiento de la señal de ángulo del guante con respecto al ángulo real de la mano	40
Figura 14.	Modalidades de terapia y simulador de datos , Apéndices 6	41
Figura 15.	Métricas de rendimiento de la interfaz gráfica	42
Figura 16.	Controlador Matlab	43
Figura 17.	Controlador probado en el exoesqueleto	44
Figura 18.	Usuario durante la prueba del sistema de rehabilitación	45
Figura 19.	Controlador P	45
Figura 20.	Controlador PD	46

Figura 21. Pruebas de funcionamiento del sistema integral en modo de terapia.	49
Figura 22. Variación del tiempo de actualización de datos en la interfaz web durante la comunicación BLE.	50
Figura 23. Pérdida de paquetes en la comunicación	51
Figura 24. Diagrama de radar — perfil de satisfacción	52
Figura 25. Visualizacion Inicio y finalizacion de carga del guante	53

Lista de Tablas

Tabla 1. Resumen de índices de desempeño del sistema (Controladores P y PD), Completo 6	47
------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

Lista de Apéndices

	Pág.
Apéndice A. Análisis comparativo Sensores	62
Apéndice B. Tiempo de funcionamiento	63
Apéndice C. Caracterización Exoesqueleto	67
Apéndice D. modalidades de juego y sus objetivos terapéuticos	68
Apéndice E. Características comunicación	69
Apéndice F. Implementación discreta del controlador PD con filtro derivativo	70
Apéndice G. Interfaz Web	71
Apéndice H. Índices De Desempeño	75
Apéndice I. Resultados Encuestas	77

Resumen

Título: Monitoreo y control de un exoesqueleto para terapia robótica bilateral en pacientes post-ACV *

Autores: Carlos Fernando Carreño Jerez , Juan Esteban Pinto Orozco & José Gabriel Candamil Téllez **

Palabras clave: Rehabilitación robótica, Guante sensorial, Exoesqueleto de mano, IMU, ESP32, Control PD

Descripción

En el contexto de la rehabilitación motora en pacientes post-accidente cerebrovascular (ACV), la recuperación de la funcionalidad de la mano requiere terapias intensivas y continuas, cuyo acceso es limitado. Ante esta problemática, este trabajo aborda el desarrollo de una solución tecnológica de bajo costo orientada a la terapia bilateral.

Se presenta el diseño e implementación de un sistema de monitoreo y control basado en un guante sensorial con unidades de medición inercial (IMU) y un exoesqueleto de mano. El movimiento de la mano no parética es capturado, procesado en un microcontrolador ESP32 y transmitido inalámbricamente para ser replicado mediante un esquema de control proporcional-derivativo (PD). La arquitectura integra comunicación mediante ESP-NOW y Bluetooth Low Energy (BLE), junto con una interfaz web para monitoreo en tiempo real.

Los resultados experimentales en laboratorio evidencian un comportamiento estable, con adecuada replicación del movimiento de apertura y cierre de la mano y una latencia compatible con aplicaciones en tiempo real. En conjunto, el sistema demuestra la viabilidad de implementar soluciones de rehabilitación robótica accesibles, estableciendo una base para futuras validaciones clínicas y mejoras funcionales.

* Trabajo de Grado para optar por los títulos de Ingeniero Electrónico

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones. Director: Rodolfo Villamizar Mejía. Codirectores: Jorge Eduardo Quintero y María Solange Patiño.

Abstract

Title: Monitoring and Control of an Exoskeleton for Bilateral Robotic Therapy in Post-Stroke Patients *

Authors: Carlos Fernando Carreño Jerez, Juan Esteban Pinto Orozco, and José Gabriel Candamil Tellez **

Keywords: Robotic rehabilitation, Sensory glove, Hand exoskeleton, IMU, ESP32, PD control.

In the context of motor rehabilitation for post-stroke patients, recovering hand functionality requires intensive and continuous therapy, which is often limited by accessibility. To address this issue, this work develops a low-cost technological solution for bilateral therapy. This degree project presents the design and implementation of a monitoring and control system based on a sensory glove equipped with inertial measurement units (IMUs) and a hand exoskeleton. The movement of the non-paretic hand is captured, processed by an ESP32 microcontroller, and wirelessly transmitted to be replicated through a proportional-derivative (PD) control scheme. The architecture integrates communication via ESP-NOW and Bluetooth Low Energy (BLE), alongside a web interface for real-time monitoring. Laboratory experiments demonstrate stable performance, achieving adequate replication of hand opening and closing movements with latency levels compatible with real-time applications. Overall, the system proves the feasibility of implementing accessible robotic rehabilitation solutions, establishing a foundation for future clinical validation and functional enhancements.

* Degree work to opt for the titles of Electronic Engineer

** Faculty of Physicomechanical Engineering. School of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering. Director: Rodolfo Villamizar Mejia. Co-Director: Jorge Eduardo Quintero and María Solange Patiño.

Introducción

El accidente cerebrovascular (ACV) es reconocido a nivel mundial como una de las principales causas de discapacidad, generando secuelas motoras que afectan significativamente la calidad de vida de quienes lo padecen. Entre estas secuelas, la pérdida de funcionalidad en las extremidades superiores, y particularmente en la mano, representa una de las limitaciones más críticas, debido a su impacto directo en la ejecución de actividades básicas de la vida diaria. En Colombia, esta problemática se intensifica debido a limitaciones en el acceso a rehabilitación continua y a la alta demanda de servicios especializados, lo que dificulta la realización de terapias intensivas y sostenidas, necesarias para una adecuada recuperación funcional en pacientes post-ACV.

Desde el punto de vista clínico, la rehabilitación motora se fundamenta en la repetición de movimientos para promover la neuroplasticidad y recuperar el control motor. En este proceso, la intensidad, la frecuencia y la consistencia del movimiento son determinantes. Sin embargo, los métodos tradicionales suelen ser altamente repetitivos, dependientes de la supervisión de un terapeuta y, en muchos casos, poco motivantes para el paciente, lo que puede afectar la adherencia al tratamiento. Ante este panorama, la ingeniería ha impulsado soluciones que integran monitoreo, control y asistencia robótica. En particular, la terapia bilateral utiliza el movimiento del miembro no afectado como referencia para estimular el afectado, favoreciendo la ejecución de patrones motores coordinados.

En este contexto, el presente trabajo propone el diseño e implementación de un sistema integral de monitoreo y control, orientado a la rehabilitación bilateral en pacientes post-ACV. El proyecto se encarga de integrar un guante sensorial basado en IMU para la captura del movimiento, comunicación inalámbrica mediante ESP32, un esquema de control realimentado clásico para la replicación del movimiento y una interfaz gráfica para la visualización e interacción del usuario. El desarrollo se aborda desde un enfoque experimental de ingeniería aplicada, integrando sensores, sistemas embebidos y actuadores, y se valida en

laboratorio con usuarios sanos, evaluando la adquisición de datos, la transmisión de información y la respuesta del sistema. Finalmente, este trabajo busca contribuir al desarrollo de soluciones funcionales dentro del campo de la rehabilitación robótica, orientada a mejorar la accesibilidad y continuidad de los procesos terapéuticos, así como a sentar bases para futuras investigaciones enfocadas en la validación clínica y la optimización del sistema.

1. Objetivos

1.1. Objetivo General

Implementar un sistema bilateral de monitoreo y control en un exoesqueleto de mano, que permita la apertura y cierre del conjunto de dedos, excepto el pulgar, con el fin de contribuir al desarrollo de soluciones de rehabilitación robótica para pacientes post-ACV.

1.2. Objetivos específicos

1. Diseñar e implementar un sistema bilateral basado en sensores comerciales que permita monitorear la posición, capturando el ángulo de apertura y cierre de la mano no parética y replicando la respuesta en la mano parética.
2. Diseñar un sistema de control clásico, que garantice la reproducción del movimiento de apertura y cierre de la mano no parética en el exoesqueleto..
3. Diseñar una interfaz gráfica intuitiva y funcional que permita la visualización en tiempo real de los datos de monitoreo, facilitando la interacción del usuario con el sistema durante las sesiones de rehabilitación.
4. Validar, tanto de forma individual como conjunta, el sistema integral de monitoreo y control mediante pruebas en laboratorio, verificando su correcto funcionamiento en condiciones controladas.

2. Conceptos Previos

El presente estudio aborda el Accidente Cerebrovascular (ACV), sus principales secuelas en el miembro superior y el uso de tecnologías para la recuperación del movimiento en la mano parética. El ACV es un problema de salud pública global y una de las principales causas de muerte y discapacidad. Según el *Global Burden of Disease Study 2021*, se estiman 11.9 millones de nuevos casos y una prevalencia de 93.8 millones de personas afectadas (819.5 por cada 100,000 habitantes) (Feigin y cols. (2025); GBD 2021 Stroke Risk Factor Collaborators (2024)). En Colombia, la prevalencia es de 142 por cada 100,000 habitantes, siendo una causa relevante de discapacidad (Yanez, Useche, Bayona, Porras, y Carrasquilla (2020)).

2.1. Accidente Cerebrovascular(ACV)

El Accidente Cerebrovascular (ACV), también denominado ictus o ataque cerebral, es un síndrome asociado a alteraciones en la vascularización del sistema nervioso central (World Health Organization (2024)). La interrupción del flujo sanguíneo o la presencia de un sangrado cerebral impiden el suministro adecuado de oxígeno y nutrientes, provocando daño neuronal en pocos minutos (Organización Panamericana de la Salud (2021)). Como consecuencia, los pacientes pueden presentar alteraciones neurológicas de tipo motor, sensorial o cognitivo, dependiendo de la región afectada. Dado que el cerebro regula funciones esenciales como el movimiento, el lenguaje y la memoria, el ACV impacta directamente la funcionalidad y la calidad de vida del paciente (Texas Heart Institute (s.f.)).

2.2. Tipos de Accidente Cerebrovascular

El accidente cerebrovascular (ACV) se clasifica en tres tipos principales. El ACV isquémico, el más frecuente, ocurre cuando el flujo sanguíneo hacia el cerebro se reduce o bloquea por la obstrucción de un vaso, provocando la muerte del tejido afectado (Brown (2024)). El ACV hemorrágico se presenta cuando un vaso cerebral se rompe, generando sangrado dentro o alrededor del cerebro National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI)

(2023). Por otra parte, el ACV transitorio se caracteriza por una interrupción temporal del flujo sanguíneo, con síntomas que desaparecen sin daño permanente, aunque con alto riesgo de eventos posteriores (GBD 2021 Stroke Risk Factor Collaborators (2024); Organización Mundial de la Salud (2023)).

2.3. Secuelas del Accidente Cerebrovascular

El ACV es una de las principales causas de discapacidad en adultos. Las secuelas que se presentan dependen de la localización y la magnitud del daño cerebral, así como de la rapidez con la que se inicia el tratamiento. Estas alteraciones pueden afectar la movilidad, la percepción sensorial, la función cognitiva, el lenguaje y el estado emocional del paciente (Chen y cols. (2025)).

2.4. Rehabilitación del Miembro superior (MS)

La rehabilitación del miembro superior (MS) es un proceso personalizado y multidisciplinario, adaptado a las necesidades del usuario (Nelson y cols. (2025)). Emplea modalidades de ejercicio terapéutico apoyadas por tecnologías como neuroestimulación, electroterapia, terapia robótica, realidad virtual y exoesqueletos, incluyendo ejercicios de rango de movimiento, estiramiento, reeducación neuromuscular y tareas funcionales (Huang y cols. (2022)).

La recuperación funcional se asocia a la plasticidad cortical y subcortical, así como al aprendizaje sensoriomotor, que genera cambios neurofisiológicos y estructurales en el sistema nervioso (Gargini (2024)).

2.5. Principios de rehabilitación bilateral: Terapia espejo

La terapia espejo es una estrategia de rehabilitación motora basada en retroalimentación visual, donde el paciente observa el movimiento de la mano no afectada reflejado, generando la percepción de movimiento en la extremidad afectada (Yavuzer y cols. (2008)). Este enfoque repetitivo favorece el reaprendizaje motor mediante la activación de áreas corticales asociadas. Su efectividad en la recuperación del miembro superior ha sido ampliamente demostrada, especialmente en combinación con terapias convencionales, al contribuir a la reorganización cortical (Liao y cols. (2025); Yavuzer y cols. (2008)).

Aunque este trabajo no implementa directamente la terapia espejo, adopta su principio fundamental: usar el movimiento de la extremidad no afectada como referencia para estimular la afectada, base de la rehabilitación bilateral propuesta.

2.6. Terapia robótica

El uso de tecnologías en la rehabilitación del miembro superior ha permitido incorporar sistemas robóticos orientados a mejorar la recuperación funcional mediante la ejecución de movimientos repetitivos, controlados y de alta intensidad. Estos sistemas, tal como los exoesqueletos, permiten asistir y replicar el movimiento del paciente, facilitando procesos de aprendizaje motor y promoviendo la neuroplasticidad. Además, permite la personalización de la terapia y, en algunos casos, su aplicación en entornos domiciliarios (Rocha y cols. (2025)).

2.6.1. Exoesqueletos

Los exoesqueletos son dispositivos portables diseñados para asistir, rehabilitar o ampliar las capacidades motoras humanas. Dependiendo de su funcionamiento, se clasifican principalmente en pasivos y activos, como describe (Preethichandra y cols. (2024)). Los exoesqueletos pueden clasificarse en:

Pasivos: No requieren fuentes externas de energía y funcionan mediante mecanismos mecánicos como resortes o estructuras elásticas. Se caracterizan por su simplicidad y bajo costo, aunque presentan limitaciones en control y adaptabilidad.

Activos: Incorporan actuadores y sensores que permiten un control preciso del movimiento, siendo ampliamente utilizados en rehabilitación por su capacidad de replicar y asistir el movimiento de forma controlada.

Exoesqueletos de Mano. Los exoesqueletos de mano se orientan a la recuperación de funciones motoras finas, como el agarre y la manipulación, y se clasifican según su uso en rehabilitación, asistencia o interacción háptica (Sarac, Solazzi, y Frisoli (2019)). En rehabilitación, permiten terapias repetitivas y controladas, y pueden integrar sensores como EMG o guantes instrumentados para captar la intención de movimiento y replicarla en la mano afectada, facilitando la rehabilitación bilateral (Cisnal, Pérez-Turiel, Fraile, Sierra, y

de la Fuente (2021); Ho y cols. (2011); Yang y cols. (2021)). Asimismo, se diferencian por su complejidad mecánica, grados de libertad y nivel tecnológico, reflejando su evolución y potencial en la rehabilitación motora (Barreda-Galvez y Terrazas-Rodas (2023)).

2.7. Guantes sensoriales

Los dispositivos portables orientados a la evaluación y rehabilitación de la función motora de la mano han adquirido una relevancia creciente en la neurorrehabilitación, especialmente en pacientes post-ACV. Estos sistemas permiten la monitorización del movimiento manual, proporcionando mediciones objetivas y cuantificables frente a las evaluaciones clínicas tradicionales. La complejidad biomecánica de la mano, que presenta múltiples grados de libertad controlados por diversos grupos musculares, dificulta su evaluación mediante métodos convencionales. En este contexto, los guantes sensoriales emergen como dispositivos instrumentados capaces de capturar variables cinemáticas del movimiento, permitiendo su análisis en tiempo real y su integración en sistemas de rehabilitación (Bates y Sunderam (2023)).

2.7.1. Tipos de sensores empleados en guantes sensoriales

Los guantes sensoriales integran diversas tecnologías para medir el movimiento de la mano, tales como sensores de flexión para estimar la curvatura de los dedos, IMUs para orientación y movimiento angular, sensores de fuerza para la interacción con objetos y electromiografía (EMG) para detectar actividad muscular. Algunos sistemas también incorporan sensores ópticos para aplicaciones de mayor precisión. Estas alternativas han sido ampliamente reportadas en la literatura, con distintos niveles de complejidad, costo y precisión (Bates y Sunderam (2023); Ho y cols. (2011); Yang y cols. (2021)).

2.7.2. Unidades de medición inercial (IMU)

Las Unidades de Medición Inercial (IMU) son ampliamente utilizadas en la captura de movimiento en sistemas portables. Integran acelerómetros y giróscopos, y en algunos casos magnetómetros, permitiendo estimar la orientación y el movimiento angular del segmento corporal. El acelerómetro mide aceleraciones en el plano cartesiano, el giroscopio velocidad

en el plano rotacional y el magnetómetro proporciona una referencia respecto al campo magnético terrestre (Bates y Sunderam (2023)).

Diversos estudios demuestran su viabilidad para el seguimiento del movimiento de los dedos mediante modelos cinemáticos de cadenas articuladas. Estos sistemas emplean algoritmos de fusión sensorial para mejorar la estimación de la orientación. Sin embargo, presentan desafíos como deriva, necesidad de calibración y sensibilidad a perturbaciones externas, lo que motiva configuraciones optimizadas según la aplicación (Liao y cols. (2025)).

2.7.3. Aplicaciones en guantes sensoriales

Las IMUs se han utilizado ampliamente en sistemas comerciales y de investigación para la captura del movimiento de la mano. Algunas soluciones emplean múltiples sensores distribuidos en las falanges para obtener modelos articulares detallados, mientras que otras adoptan configuraciones más simples orientadas a tareas específicas. Por ejemplo, sistemas comerciales como Xsens MVN Awinda permiten el seguimiento de segmentos corporales mediante redes de sensores inerciales, destacando por su alta precisión a costa de mayor costo y complejidad. En contraste, desarrollos de investigación han explorado configuraciones con menos sensores para reducir complejidad y facilitar su uso en aplicaciones portables de rehabilitación. También existen diseños con IMUs en cada articulación digital, que permiten reconstrucciones cinemáticas más completas, aunque incrementan el número de sensores requeridos (Bates y Sunderam (2023); Liao y cols. (2025)).

2.8. Sistemas de control clásico

El control clásico constituye una metodología fundamental para el análisis y diseño de sistemas de control lineales e invariantes en el tiempo (LTI). Este planteamiento se basa en el uso de funciones de transferencia y en el análisis del comportamiento del sistema en el dominio de la frecuencia y el tiempo, permitiendo evaluar estabilidad y desempeño dinámico (Nise (2006); Ogata (2010)).

2.8.1. Control proporcional–derivativo (PD)

El controlador proporcional–derivativo (PD) combina una acción proporcional y una acción derivativa con el objetivo de mejorar el desempeño dinámico del sistema. En este tipo de controlador, la señal de control depende tanto del valor instantáneo del error como de su tasa de cambio en el tiempo. La ley de control en tiempo continuo se expresa como:

$$u(t) = k_p e(t) + k_d \frac{de(t)}{dt}$$

donde k_p representa la ganancia proporcional, k_d la ganancia derivativa y $e(t)$ el error entre la señal de referencia y la salida del sistema.

La acción proporcional genera una señal de control proporcional al error, reduciendo el error en estado estacionario y acelerando la respuesta. La acción derivativa actúa sobre la tasa de cambio del error, aportando un efecto anticipativo que mejora el amortiguamiento y disminuye las oscilaciones (Franklin, Powell, y Emami-Naeini (2015); Kuo (1996); Ogata (2010)).

Un controlador PD bien ajustado mejora el comportamiento transitorio, reduciendo sobreimpulso, tiempo de levantamiento y asentamiento, además de aumentar los márgenes de estabilidad (Kuo (1996); Ogata (2010)). Como limitación, la acción derivativa amplifica el ruido de medición, por lo que requiere una implementación cuidadosa (Franklin y cols. (2015)).

2.9. Protocolos de comunicación

En sistemas embebidos e Internet de las Cosas (IoT), los protocolos de comunicación inalámbrica definen el intercambio de datos entre dispositivos, determinando latencia, consumo energético, alcance y confiabilidad. Una selección inadecuada puede degradar el desempeño del sistema (Eridani, Rochim, y Cesara (2021)).

En aplicaciones de monitoreo y control para rehabilitación, como redes corporales inalámbricas (WBAN), esta elección impacta la respuesta en tiempo real y la eficiencia energética, por lo que se requiere un equilibrio entre latencia, consumo y estabilidad (Herbst,

Müller, y Schotten (2025)).

2.9.1. Protocolo I2C

I2C es un protocolo de comunicación serial síncrona usado en sistemas embebidos para conectar múltiples dispositivos mediante dos líneas: datos (SDA) y reloj (SCL). Opera bajo un esquema maestro-esclavo, donde el maestro controla la comunicación y direcciona los dispositivos en el bus. Presenta bajo costo de implementación, con limitaciones en velocidad y alcance.

2.9.2. ESP-NOW

ESP-NOW es un protocolo inalámbrico propietario de Espressif Systems, diseñado para microcontroladores como el ESP32 y ESP8266, que permite comunicación directa entre dispositivos sin necesidad de un punto de acceso Wi-Fi. Está basado en tramas del estándar IEEE 802.11 y utiliza un esquema (*peer-to-peer*) mediante direcciones MAC. Opera en la banda de 2.4 GHz, admite cargas útiles de hasta 250 bytes por paquete y se caracteriza por baja latencia y bajo consumo energético. Su alcance puede llegar aproximadamente a 200 m en condiciones ideales, lo que lo hace adecuado para aplicaciones de comunicación en tiempo real y redes de sensores distribuidos.

2.9.3. Bluetooth Low Energy (BLE)

Bluetooth Low Energy (BLE) es una variante del estándar Bluetooth, introducida en la versión 4.0, optimizada para aplicaciones de bajo consumo energético. Es ampliamente utilizada en dispositivos médicos, *wearables* e IoT. En el ESP32 se encuentra integrado de forma nativa. BLE opera bajo el modelo GATT (Generic Attribute Profile), estructurado en servicios y características, y emplea una arquitectura cliente-servidor para el intercambio de datos. Se caracteriza por muy bajo consumo, un alcance típico entre 10 y 50 m (dependiendo del entorno y la potencia de transmisión) y una menor tasa de datos en comparación con Wi-Fi, facilitando su integración con dispositivos móviles.

3. Metodología

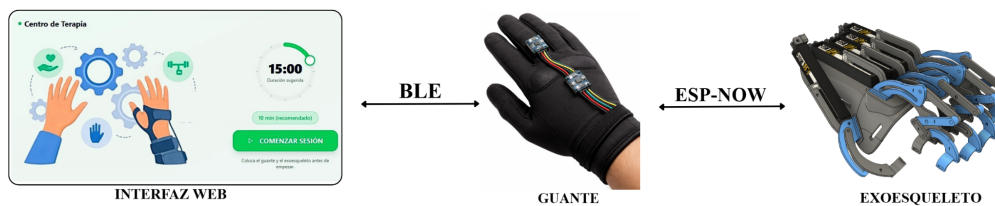
El presente trabajo adopta un enfoque experimental orientado al desarrollo de un prototipo de terapia bilateral de mano para pacientes post-ACV. La metodología integra las etapas de adquisición, comunicación y actuación, permitiendo replicar en un exoesqueleto el movimiento de la mano no parética. La validación se realiza en un entorno controlado con usuarios sanos, evaluando el desempeño en la captura, transmisión de datos y reproducción del movimiento. Este enfoque constituye una fase inicial de bajo costo, orientada a futuras validaciones clínicas.

3.1. Arquitectura general del sistema

El sistema desarrollado se basa en una arquitectura distribuida compuesta por tres subsistemas principales: el guante sensorial, el exoesqueleto de mano y la interfaz web. Cada uno de estos funciona como un sistema independiente con una función específica dentro del conjunto: el guante sensorial se encarga de la adquisición de datos de movimiento, el exoesqueleto realiza la ejecución mecánica de la terapia, y la interfaz web permite la visualización y monitoreo del sistema. En conjunto, estos tres subsistemas se integran para conformar un sistema completo de rehabilitación y seguimiento del movimiento de la mano.

Figura 1

Arquitectura de intercomunicación en el sistema de rehabilitación



El sistema inicia con la captura del movimiento de la mano no parética mediante un guante sensorial basado en unidades de medición inercial (IMU), que estiman los ángulos de apertura y cierre. Estos datos se procesan en un microcontrolador ESP32 y se transmiten inalámbricamente al exoesqueleto mediante ESP-NOW, donde se accionan los actuadores

para replicar el movimiento. De forma simultánea, el exoesqueleto envía su estado de regreso al guante, estableciendo comunicación bilateral. Finalmente, el guante centraliza la información y la transmite a una interfaz web vía Bluetooth Low Energy (BLE), permitiendo visualización y monitoreo en tiempo real.

3.2. Sistema de monitoreo – Guante sensorial

3.2.1. Selección de sensores

La selección del sistema de sensado es un aspecto clave en el desarrollo del guante sensorial, ya que define la captura del movimiento de la mano no parética, utilizado como referencia para la replicación en el exoesqueleto. En este trabajo, se priorizan soluciones portables, de bajo costo y de fácil integración.

A partir de la revisión de la literatura, se identificaron diversas tecnologías empleadas en la captura de movimiento de la mano, entre ellas electromiografía (EMG), sensores de flexión, sistemas de visión y unidades de medición inercial (IMU) (Bates y Sunderam (2023); Herrera-Luna, Rechy-Ramirez, Rios-Figueroa, y Marin-Hernandez (2019)).

Alternativas de sensado. .

Los guantes sensoriales integran tecnologías para medir el movimiento de la mano, como sensores de flexión (curvatura de los dedos), IMU (orientación y movimiento angular), sensores de fuerza (interacción con objetos) y EMG (actividad muscular). Algunos sistemas también incorporan sensores ópticos para aplicaciones que requieren mayor precisión.

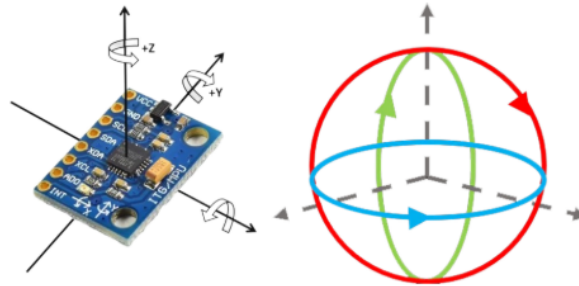
Un análisis comparativo de estas tecnologías, considerando principios de medición, variables, ventajas y limitaciones, se presenta en el Apéndice 6.

Unidad de medición inercial. (IMU)

Se seleccionaron unidades de medición inercial (IMU) para capturar directamente el movimiento de la mano no parética, evitando la dependencia de señales musculares o condiciones externas. Estos sensores proporcionan información continua que permite identificar gestos de apertura y cierre, mientras que sus limitaciones, como el ruido y la deriva, se mitigan mediante el uso de mediciones relativas.

Figura 2

Representación del sensor MPU6050 y sus ejes de medición para la estimación de orientación.

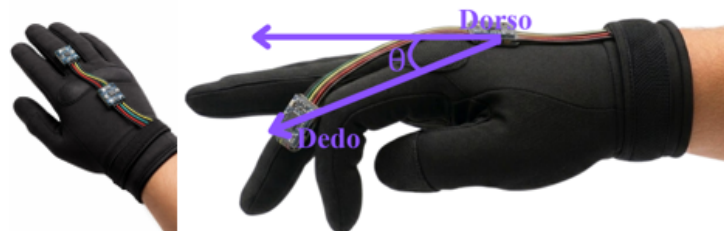
**3.2.2. Diseño conceptual y mecánico**

El guante sensorial fue diseñado como un sistema portátil para la captura del movimiento de la mano no parética, enfocado en gestos de apertura y cierre. El sistema implementa una configuración de medición relativa mediante dos IMU: una ubicada en el dorso de la mano como referencia global, y otra en la falange proximal del dedo medio para capturar la variación angular del gesto, reduciendo la influencia de rotaciones de muñeca y desplazamientos globales.

El diseño se implementa sobre un guante de neopreno por su ajuste, comodidad y adaptabilidad. Los componentes electrónicos fueron fijados y encapsulados, garantizando estabilidad en la medición, protección y libertad de movimiento.

Figura 3

Sistema completo de captura de movimiento del guante sensorial



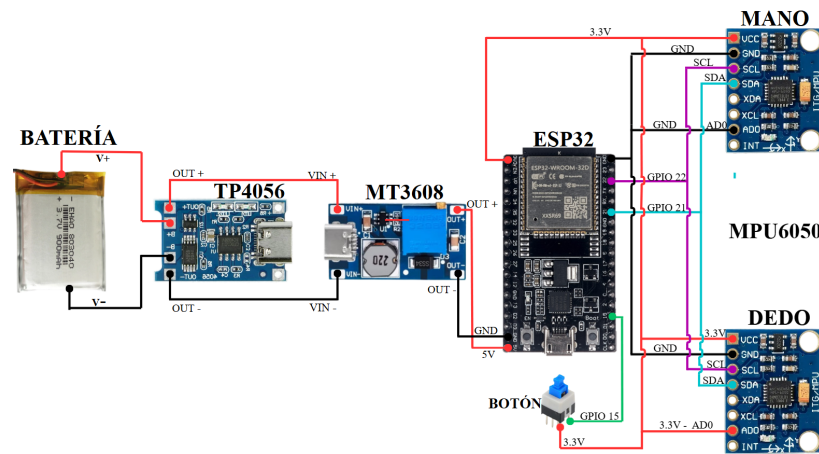
3.2.3. *Diseño electrónico*

Implementación electrónica del sistema. .

El diseño electrónico del guante sensorial integra los componentes necesarios para la adquisición y procesamiento de datos, priorizando portabilidad y autonomía. El sistema se basa en un microcontrolador ESP32-WROOM-32E, encargado de la lectura de sensores mediante comunicación I2C.

Figura 4

Diagrama de potencia del guante sensorial



Los sensores MPU6050 se conectan a un mismo bus I2C con direcciones distintas (0x68 y 0x69) mediante el pin AD0, permitiendo lectura simultánea y reduciendo conexiones físicas. La alimentación se realiza mediante una batería de ion-litio con un circuito de carga y regulación que garantiza estabilidad durante la operación.

3.2.4. *Adquisición y procesamiento de datos*

La adquisición de datos se realiza con dos sensores MPU6050 los cuales fueron calibrados al obtener los offsets del acelerómetro y el giroscopio cuando el sensor está en reposo, que miden aceleración y velocidad angular. Previo a la operación, se ejecuta una calibración en reposo basada en 150 muestras del giroscopio para compensar el sesgo. Las señales se convierten a unidades físicas y se procesan mediante el algoritmo de Madgwick, que fusiona acelerómetro y giroscopio para estimar la orientación como cuaternión $q = (w, x, y, z)$.

Este método utiliza la velocidad angular e incorpora una corrección mediante el parámetro β , reduciendo la deriva y estabilizando la estimación. La orientación se actualiza de forma discreta en cada ciclo según:

$$q_{k+1} = q_k + \dot{q} \cdot \Delta t, \quad \Delta t = 21 \text{ ms} \quad (1)$$

La rotación relativa entre los dos segmentos instrumentados (mano y dedo) se calcula mediante el producto de sus cuaterniones, lo que permite obtener el movimiento del dedo con respecto a la mano:

$$q_{\text{rel}} = q_{\text{mano}}^{-1} \otimes q_{\text{dedo}} \quad (2)$$

donde q^{-1} representa el conjugado normalizado del cuaternión. En la posición inicial, con el dedo extendido, se registra una referencia q_{ref} . A partir de esta, se obtiene un cuaternión calibrado:

$$q_{\text{cal}} = q_{\text{ref}}^{-1} \otimes q_{\text{rel}} \quad (3)$$

el cual describe el movimiento del dedo respecto a esa posición inicial. El ángulo de flexión se calcula a partir de la componente escalar de este cuaternión:

$$\theta = 2 \arccos(|w_{\text{cal}}|) \cdot G_f \quad (4)$$

donde w_{cal} es la componente escalar del cuaternión calibrado que representa la magnitud de rotación respecto a la posición de referencia y G_f es un factor empírico que corrige la desalineación entre el eje del sensor y el eje anatómico del nudillo. Para mejorar la estabilidad de la señal, se implementan dos estrategias: una estimación del ángulo basada en el acelerómetro como referencia en reposo, y una corrección automática del punto cero que se activa tras un tiempo s sin movimiento, se empieza ajustar gradualmente mediante un (α) .

Finalmente, la señal se suaviza mediante un filtro exponencial (EMA) con α y se limita al rango requerido, obteniendo una salida estable y continua.

3.3. Sistema de comunicación

Para permitir una rehabilitación bilateral y el monitoreo remoto, el sistema emplea una arquitectura de comunicación híbrida. Esta configuración permite que el dispositivo

principal coordine simultáneamente la información de ambas manos y la transmita a un terminal de usuario (computadora o tableta) de forma inalámbrica.

3.3.1. Comunicación ESP-NOW

La interconexión entre los nodos se realiza mediante el protocolo ESP-NOW, el cual opera sobre la capa MAC del estándar IEEE 802.11 y permite la transmisión directa de datos sin requerir una red Wi-Fi convencional. Este enfoque proporciona baja latencia (1–2 ms), adecuada para aplicaciones en tiempo real.

Figura 5

Esquema de conexión inalámbrica mediante protocolo ESP-NOW



Para optimizar la comunicación, se implementa una estructura de datos compacta definida como empaquetada, evitando bytes de relleno y reduciendo el tamaño de los paquetes. Esto disminuye el tiempo de ocupación del canal y la probabilidad de colisiones en la banda de 2.4 GHz. La estructura del paquete se presenta en el apéndice 6.

3.3.2. Comunicación Bluetooth Low Energy (BLE)

La interacción con el usuario se realiza mediante Bluetooth Low Energy (BLE), seleccionado por su bajo consumo y compatibilidad con dispositivos móviles. El sistema opera bajo el modelo GATT, organizando la comunicación en características que separan transmisión de datos, control y gestión de eventos (ver apéndice 6).

La transmisión utiliza el mecanismo Notify, permitiendo el envío continuo sin solicitudes del cliente. Los datos se estructuran en formato JSON, incluyendo ángulos articulares y marcas de tiempo. Además, se implementan características para recepción de comandos y

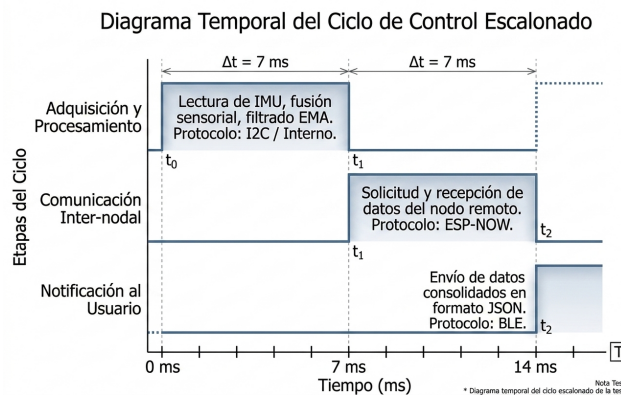
gestión de eventos de emergencia, habilitando interacción en tiempo real y respuesta inmediata ante condiciones críticas.

3.3.3. Flujo de datos del sistema

El sistema opera bajo un esquema de ejecución periódica con un ciclo de 21 ms (47.6 Hz), que distribuye las tareas de procesamiento y comunicación, evitando conflictos entre procesos críticos y garantizando una ejecución estable. El ciclo se organiza en tres etapas: (i) adquisición y procesamiento local de los datos de las IMU, (ii) comunicación inter-nodal para el intercambio de información y (iii) transmisión de la trama consolidada hacia la interfaz de usuario, asegurando coherencia y sincronización en los datos.

Figura 6

Diagrama temporal del ciclo de control escalonado



El control temporal se implementa mediante una referencia interna, evitando el uso de retardos bloqueantes. Esto permite mantener una frecuencia de operación constante y reducir la acumulación de error temporal (timer drift). En caso de desviaciones, la referencia se reajusta para preservar la estabilidad del sistema.

3.3.4. Sistema de alimentación

El sistema de alimentación permite operación autónoma mediante una batería LiPo de una celda (3.7 V nominal, 4.2 V máximo, 900 mAh). La carga se gestiona con el módulo TP4056, que integra protección contra sobrecarga, sobredescarga y cortocircuito, con un

consumo en reposo despreciable (Fortune Semiconductor Corporation (2009); NanJing Top Power ASIC Corp. (s.f.); ShenZhen Meilai Electronic CO., LTD. (s.f.)).

Para obtener 5 V, se emplea un convertidor elevador basado en el MT3608, con eficiencia cercana al 90%, lo que implica una mayor corriente desde la batería debido a pérdidas en la conversión (Aerosemi Technology Co., Ltd. (2011)).

3.3.5. Análisis del consumo energético

Con base en el comportamiento descrito, el ciclo de operación se representa mediante un esquema temporal que distribuye los estados de procesamiento y transmisión dentro del periodo de 21 ms. En la tabla 6 se detalla la segmentación del ciclo, identificando los intervalos asociados a procesamiento activo, transmisión mediante ESP-NOW y transmisión mediante BLE, lo que permite caracterizar el consumo del sistema en función del tiempo.

Estimación del consumo del microcontrolador. .

A partir de los valores típicos reportados en el datasheet ((DeepBlueMbedded (2026); Espressif Systems (2020, 2025)), se consideran corrientes de operación de 240mA en promedio y 379mA en pico durante la transmisión (ESP-NOW), 130mA en transmisión BLE y aproximadamente 50mA en procesamiento activo con BLE en segundo plano. Con base en la duración de cada estado dentro del ciclo de operación referenciados en el apendice 6, la corriente promedio del microcontrolador se calcula mediante una ponderación temporal:

$$I_{ESP32} = \frac{(50 \text{ mA} \cdot 15 \text{ ms}) + (240 \text{ mA} \cdot 4 \text{ ms}) + (130 \text{ mA} \cdot 2 \text{ ms})}{21 \text{ ms}} \approx 94 \text{ mA} \quad (5)$$

Consumo total del sistema. .

El sistema incorpora dos sensores MPU6050 con un consumo total de 7.8 mA en operación normal (InvenSense Inc. (2013)). El convertidor elevador MT3608 presenta una corriente quiescente aproximada de 2 mA (Aerosemi Technology Co., Ltd. (2011)), mientras que el sistema de gestión de batería (TP4056 con protección) tiene un consumo despreciable (Fortune Semiconductor Corporation (2009); NanJing Top Power ASIC Corp. (s.f.); ShenZhen Meilai Electronic CO., LTD. (s.f.)). Con base en la corriente promedio del microcontrolador previamente estimada, el consumo ideal del sistema se expresa como:

$$I_{\text{sistema}} = 94 \text{ mA} + 7,8 \text{ mA} + 2 \text{ mA} = 103,8 \text{ mA} \approx 104 \text{ mA} \quad (6)$$

No obstante, este valor no refleja completamente el comportamiento real, ya que durante la transmisión mediante ESP-NOW se presentan picos de hasta 379 mA, generando caídas de voltaje y menores eficiencias. En consecuencia, el consumo efectivo supera el estimado ideal. Dado que la eficiencia del convertidor depende de la carga y puede reducirse a $\approx 82\%$, la corriente demandada desde la batería se ajusta en función de este factor.

$$I_{\text{sistema}} = \frac{104 \text{ mA}}{0,82} \approx 127 \text{ mA} \quad (7)$$

Adicionalmente, la capacidad efectiva de la batería se ve afectada por envejecimiento, resistencia interna y descargas de alta corriente. Bajo estas condiciones, se estima que la batería puede entregar entre el 60 % y el 70 % de su capacidad nominal, lo que corresponde a aproximadamente 585 mAh. Con base en estos valores, la autonomía del sistema se aproxima a:

$$t = \frac{585 \text{ mAh}}{127 \text{ mA}} \approx 4,6 \text{ h} \quad (8)$$

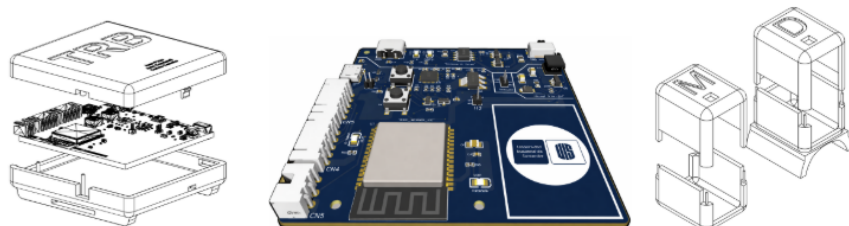
Al considerar las caídas de voltaje, pérdidas y no linealidades, la autonomía real del sistema se sitúa en un rango de 3 a 4 horas.

Diseño de la PCB y encapsulado del sistema. .

Como parte de la implementación electrónica, se diseñó una placa de circuito impreso (PCB), su respectivo encapsulado y de los sensores IMU.

Figura 7

Diseño del hardware: vista de la carcasa, renderizado de la PCB y carcasas para sensores IMU.



3.4. Sistema de actuación – Exoesqueleto de mano

3.4.1. Diseño mecánico

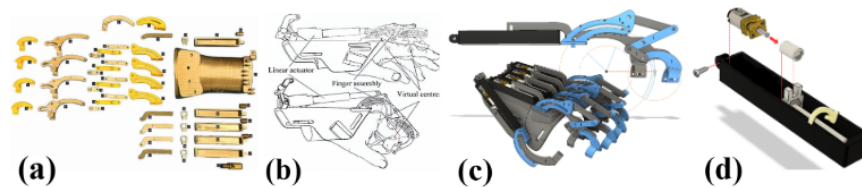
El sistema de actuación del exoesqueleto se basa en un modelo desarrollado en P4H Bionics Academy, adaptado y validado mediante diseño en Autodesk Fusion 360. La estructura está compuesta por eslabones articulados accionados por cinco actuadores lineales (uno por dedo), que utilizan un mecanismo de tornillo sin fin para convertir el movimiento rotacional en desplazamiento lineal.

El movimiento se transmite mediante una junta prismática circular que permite trayectorias curvas, simulando el comportamiento natural de la mano. La falange proximal actúa como elemento principal, mientras que las demás se mueven de forma pasiva. Se definieron centros de rotación alineados con las articulaciones, utilizando un único centro en el pulgar. El sistema opera entre 0° y 60° , evitando posiciones extremas para proteger la estructura.

En cuanto a materiales, se emplea una configuración mixta con ASA en zonas de mayor esfuerzo y PETG en el resto, mejorando la resistencia frente al uso inicial en PLA. La fijación se realiza mediante correas de velcro ajustables, y el pulgar se mantiene en posición funcional fija para facilitar movimientos de agarre.

Figura 8

Diseño mecánico del exoesqueleto de mano: (a) desglose de componentes, (b) Diagrama de cinemática y centros de rotación, (c) Modelo CAD 3D y (d) Mecanismo de actuación lineal.



3.4.2. Modelado del sistema

El modelo de la función de transferencia del exoesqueleto se basa en la caracterización del trabajo de grado en desarrollo **Control Avanzado de la Dinámica de los Movimientos Básicos de un Exoesqueleto de Mano** (Oscar Meza y Quitian (2026 tesis en proceso

de entrega)), adoptando sus modelos cinemáticos y dinámicos. Esto garantiza coherencia entre el diseño mecánico, la adquisición de datos y la dinámica del sistema (ver Apéndice 6).

3.5. Sistema de control y arquitectura bilateral

El sistema se desarrolla mediante una metodología que integra el diseño del controlador, su implementación en tiempo discreto y su validación experimental con el guante sensorial y el exoesqueleto. El diseño se realizó en MATLAB/Simulink, empleando Sisotool, y posteriormente se implementó en un sistema embebido para evaluar su desempeño en condiciones reales con el objetivo de garantizar la estabilidad y un adecuado seguimiento de la señal.

3.5.1. Diseño del controlador PD

A partir de la función de transferencia de la planta (presentada en el apéndice 6), se realizó el diseño del controlador utilizando Sisotool, analizando el lugar geométrico de las raíces y la respuesta del sistema ante variaciones en la ganancia. El ajuste se llevó a cabo de forma iterativa, modificando la ubicación del polo y el cero del controlador hasta cumplir con los criterios de diseño: tiempo de establecimiento cercano a 8s y ausencia de sobre impulso significativo. Con el fin de limitar la amplificación de ruido, se incorporó un filtro derivativo con coeficiente $N=3$. Este acomoda la ubicación del polo en el dominio discreto, lo cual se aproxima mediante:

$$z_p \approx 1 - N \cdot T_s \quad (9)$$

Para $T_s = 0,1$, se obtiene $Z_p = 0,7$. Posteriormente, se ajustó la posición del cero en el plano Z hasta alcanzar el desempeño deseado, obteniendo los siguientes parámetros:

$$K_P = 26,6186 \quad K_D = 1,4604 \quad (10)$$

La selección definitiva de un esquema PD se fundamenta en un compromiso entre precisión y seguridad clínica. Dado que se emplean trayectorias de tipo trapezoidal para las pruebas de control, el sistema enfrenta tramos de referencia en rampa que, ante la naturaleza integradora de la planta, resultan en un error en estado estable constante. Si bien un control PID o

PI anularía dicho desfase, se prescindió de la acción integral para evitar la complejidad del filtrado anti-windup y posibles retardos en la respuesta transitoria. Para los fines de la terapia bilateral, se prioriza un perfil de velocidad uniforme y un movimiento fluido, aceptando el error estacionario en favor de una dinámica estable y una interacción segura con el paciente.

3.5.2. Implementación en tiempo discreto

Con el fin de implementar el sistema de control en el exoesqueleto, el controlador PD fue llevado a una forma discreta adecuada para su ejecución en la plataforma embebida.

Se empleó un tiempo de muestreo de $T_s = 0.1$ segundos, definido por la ejecución periódica del lazo de control, permitiendo un equilibrio entre la capacidad de procesamiento del sistema y la correcta representación de la dinámica del movimiento.

El controlador fue implementado mediante ecuaciones en diferencias, utilizando una aproximación discreta de la acción proporcional y derivativa. En particular, la acción derivativa fue implementada mediante un filtro de primer orden, con el fin de reducir la amplificación del ruido proveniente del sensor. En el caso del controlador PD con filtro derivativo, La ley de control, cuyo análisis se presenta en el Apéndice 6, se define a partir de la acción proporcional $u_p[k] = K_p e[k]$, donde $e[k]$ es el error entre la referencia y la salida medida. Junto a la acción derivativa que es:

$$u_D[k] = K_D N (e[k] - e[k - 1]) - (NT_s - 1) u_D[k - 1] \quad (11)$$

Por tanto, la señal de control resulta como $u[k] = u_p[k] + u_D[k]$.

En la implementación física, la planta corresponde al exoesqueleto real. La señal de control se aplica a los actuadores mediante puentes H, permitiendo regular el sentido de giro y la velocidad de los motores. La retroalimentación del sistema se obtiene a partir del sensor de distancia VL6180X, cuya medición se procesa en cada instante de muestreo para el cálculo de la acción de control.

La integración del hardware se realiza mediante una arquitectura centralizada basada en una PCB con rieles de alimentación separados para potencia y lógica, lo que garantiza

estabilidad eléctrica. El sistema de potencia y la arquitectura de interconexión se basan en el trabajo de grado “**Control Avanzado de la Dinámica de los Movimientos Básicos de un Exoesqueleto de Mano**” (Oscar Meza y Quitian (2026 tesis en proceso de entrega)), asegurando coherencia entre diseño mecánico, electrónico y control. El esquema de integración se presenta en el Apéndice 6.

3.6. Interfaz de usuario y sistema de monitoreo

La interfaz de usuario se implementa como un módulo de supervisión y control que actúa como enlace entre el sistema de adquisición y el usuario. Se desarrolla como una aplicación web orientada al monitoreo en tiempo real y la gestión de sesiones, permitiendo la visualización de las variables relevantes del sistema.

3.6.1. Diseño de la interfaz web

La interfaz web se implementó como una aplicación de una sola página (SPA) para el monitoreo y control en tiempo real del sistema de rehabilitación. La arquitectura se basa en un modelo de tres niveles: dispositivo de adquisición, aplicación web y sistema de almacenamiento, lo que desacopla las tareas de captura, procesamiento, visualización y persistencia de datos. El estado de la aplicación se gestiona mediante Context API de React, garantizando la sincronización de los componentes. Para la persistencia de datos se utiliza una arquitectura serverless basada en Supabase con PostgreSQL, APIs automáticas y políticas de seguridad a nivel de fila (RLS), lo que permite el almacenamiento y sincronización eficiente de la información, reduciendo la latencia y eliminando la necesidad de servidores intermedios.

3.6.2. Interacción con el usuario

La interacción se realiza mediante ejercicios gamificados de apertura y cierre de la mano, orientados a los objetivos terapéuticos. Estos generan métricas como tiempo, repeticiones y puntuación, almacenadas para su análisis (ver apéndice 6). El sistema incorpora un mecanismo de descanso automático según umbrales definidos y una parada de emergencia dual (interfaz y botón físico) para garantizar la seguridad. Al finalizar cada sesión, se genera un reporte con métricas de desempeño para el seguimiento terapéutico.

4. Resultados

4.1. Evaluación de los sistemas individuales

4.1.1. Validación del sistema de adquisición de movimiento - Guante Sensorial

verificación inicial de adquisición

Se realizó una toma de datos inicial mediante la consola serial del entorno Arduino IDE para verificar la adquisición y transmisión de información del sistema de sensado. Durante la prueba, se monitorearon en tiempo real las variables de las unidades de medición inercial, confirmando la comunicación con los sensores y la continuidad del flujo de datos, sin pérdidas ni interrupciones. Asimismo, se observó que las señales responden a cambios de estado, mostrando variaciones durante el movimiento y estabilidad en reposo, lo que valida el correcto funcionamiento de la cadena de adquisición, procesamiento y envío de datos.

Figura 9

Consola ArduinoIDE

```

IMU OK: Hand
IMU OK: Finger
BLE listo
Setup completo - envía 'start' por BLE
BLE cliente conectado
CMD BLE: start
START RECIBIDO
[BIAS] Mano QUIETA y dedo EXTENDIDO - midiendo bias...
[BIAS] OK
[ZERO] Capturando offset inicial (10 ciclos)...
[ZERO] accFlexRef=-13.44° offsetInicial=-0.39°
Sistema iniciado - prueba flexión y extensión
[ANGLE] raw=0.9 off=-0.39 final=1.1 acc=0.0 wFilt=0.012 ext=1
[ANGLE] raw=1.9 off=-0.39 final=3.5 acc=-0.0 wFilt=0.039 ext=1
[ANGLE] raw=3.1 off=-0.39 final=6.3 acc=0.1 wFilt=0.040 ext=1
[ANGLE] raw=4.6 off=-0.39 final=9.6 acc=-0.1 wFilt=0.047 ext=1
[ANGLE] raw=5.8 off=-0.39 final=12.5 acc=-0.3 wFilt=0.050 ext=0
[ANGLE] raw=6.4 off=-0.39 final=13.7 acc=-2.9 wFilt=0.180 ext=0
[ANGLE] raw=4.6 off=-0.39 final=9.6 acc=999.0 wFilt=0.524 ext=0
[ANGLE] raw=8.2 off=-0.39 final=18.1 acc=3.7 wFilt=0.821 ext=0
[ANGLE] raw=8.4 off=-0.39 final=18.4 acc=2.3 wFilt=0.272 ext=0
[ANGLE] raw=9.2 off=-0.39 final=20.2 acc=0.6 wFilt=0.164 ext=0

```

Frecuencia de muestreo del sistema

Con el propósito de evaluar el comportamiento temporal del sistema de adquisición, se determinó la frecuencia de muestreo a partir del número de muestras registradas en un intervalo de tiempo controlado. Para ello, se contabilizaron 2864 muestras en un periodo de 60 segundos. La frecuencia de operación se calcula como:

$$f = \frac{N_{\text{muestras}}}{t} = \frac{2864}{60} = 47,73 \text{ Hz} \quad (12)$$

lo que corresponde a un periodo promedio entre muestras de:

$$T = \frac{1}{f} = 0,0209 \text{ s} \approx 20,9 \text{ ms} \quad (13)$$

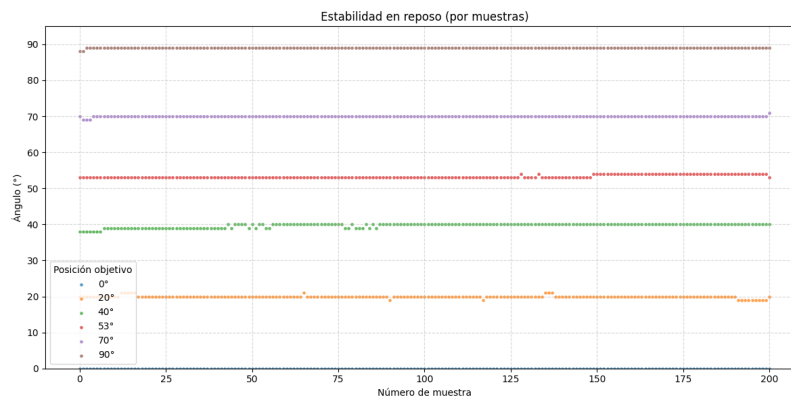
Los resultados evidencian que el sistema adquiere datos de manera periódica con una frecuencia cercana a 48 Hz, consistente con la estrategia de ejecución temporal definida en el diseño. Esta tasa de muestreo es suficiente para capturar la dinámica del movimiento de apertura y cierre de la mano, dado que estos gestos ocurren a escalas de tiempo significativamente mayores.

Estabilidad en reposo

Para evaluar la estabilidad del sistema en ausencia de movimiento, se analizó la señal de ángulo en posiciones fijas de 0°, 20°, 40°, 53°, 70° y 90°, durante aproximadamente 200 muestras. Como se muestra en la Figura 13, la señal permanece acotada alrededor de un valor medio constante, sin evidencia de deriva, lo que indica una referencia estable en condiciones estáticas.

Figura 10

Comportamiento de la señal de ángulo en condiciones de reposo.



Las fluctuaciones observadas corresponden a variaciones de baja magnitud superpuestas a cada nivel, con una dispersión ligeramente mayor en posiciones intermedias (40° y 53°),

mientras que en los extremos (0° y 90°) la señal es prácticamente constante. Este comportamiento es coherente con la mayor sensibilidad de las IMU a pequeñas perturbaciones en orientaciones intermedias.

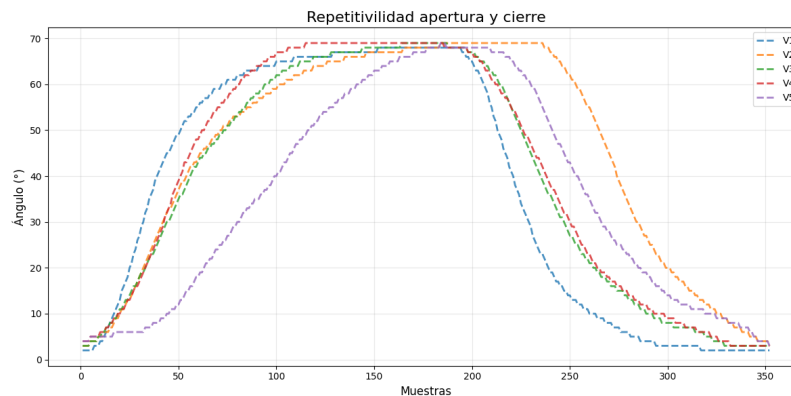
Cuantitativamente, la señal se mantiene dentro de una banda de $\pm 2^\circ$ sin evidencia de deriva ni desplazamientos acumulativos, lo que confirma la estabilidad temporal del sistema. Dado el rango operativo (0° – 90°), este nivel de variación no compromete la identificación de estados ni la detección de transiciones. En conjunto, los resultados evidencian un comportamiento estable, con error acotado y repetible, adecuado para el monitoreo de movimiento.

Repetibilidad.

Con el fin de evaluar la consistencia del sistema de adquisición, se analizó la repetibilidad de la señal de ángulo durante múltiples ejecuciones del movimiento de apertura y cierre de la mano, realizadas bajo condiciones similares de operación. Como se observa en la Figura 11, las diferentes repeticiones presentan una forma temporal consistente, caracterizada por un incremento progresivo del ángulo durante la apertura, seguido de una zona cercana al máximo y una posterior disminución durante el cierre. Este patrón se mantiene en todas las ejecuciones, indicando que el sistema captura de manera coherente la dinámica del movimiento.

Figura 11

Comparación de múltiples repeticiones del movimiento de apertura y cierre de la mano



En términos de amplitud, los valores máximos y mínimos alcanzados en cada ciclo

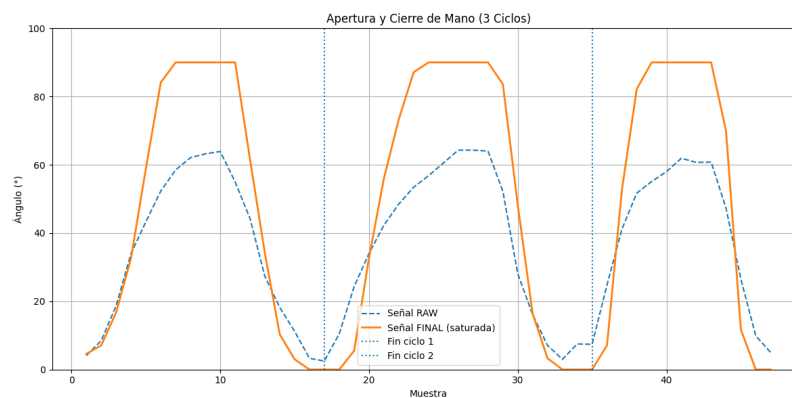
se mantienen dentro de un rango acotado entre repeticiones, sin desviaciones significativas. Esto indica que la escala del ángulo medido es consistente entre ejecuciones. Las principales diferencias entre curvas se presentan en la pendiente de las transiciones y en la duración de cada fase del movimiento. Estas variaciones están asociadas principalmente a la ejecución manual del gesto, ya que la velocidad de apertura y cierre no es constante entre repeticiones. Adicionalmente, pequeñas fluctuaciones pueden atribuirse al ruido del sistema de medición.

A pesar de estas variaciones, no se observan desplazamientos sistemáticos ni cambios estructurales en la forma de la señal, lo que indica que la dispersión entre ciclos es limitada y no afecta la representación global del movimiento. En conjunto, los resultados muestran que el sistema presenta un comportamiento repetible, manteniendo consistencia en la forma y en la amplitud de la señal entre múltiples ejecuciones.

Procesamiento de la señal de ángulo: Contraste entre señal original y filtrada. Con el propósito de analizar la calidad de la medición del ángulo durante el movimiento de apertura y cierre de la mano, se comparó la señal original (cruda) con la señal procesada mediante filtrado.

Figura 12

Comparación entre la señal de ángulo cruda y la señal filtrada



La señal cruda presenta fluctuaciones y variaciones no deseadas incluso en intervalos de aparente estabilidad, atribuibles al ruido, errores acumulativos del sensor y la ausencia de una calibración rigurosa. Esto genera inconsistencias entre ciclos, especialmente en los

extremos, dificultando una interpretación precisa sin procesamiento.

Tras el filtrado, la señal se vuelve más suave y continua, con una reducción significativa de variaciones abruptas sin afectar la tendencia global. Esto permite identificar con mayor claridad las fases de apertura y cierre, así como definir mejor los valores extremos.

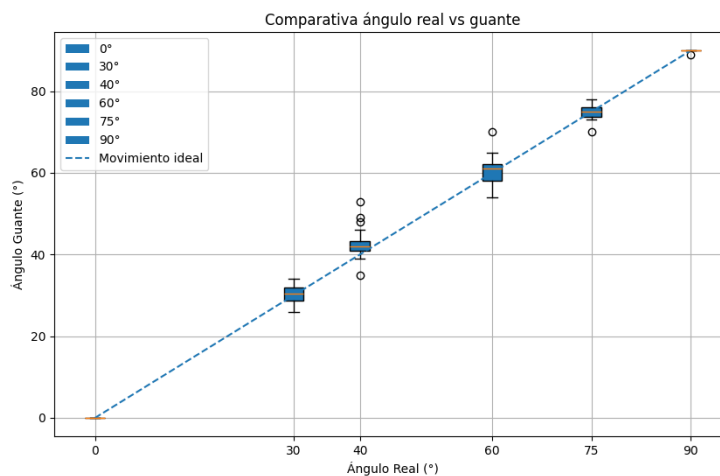
Además, la señal filtrada mantiene una forma consistente entre ciclos, evidenciando repetibilidad y una representación estable del movimiento. En conjunto, el procesamiento de la señal resulta fundamental para mejorar la calidad de la medición, proporcionando una respuesta más confiable y adecuada para su implementación en el sistema.

Evaluación del error de exactitud: Comparativa entre medición inercial y referencia angular real. .

Con el fin de evaluar la exactitud del sistema, se compararon los ángulos estimados con mediciones de referencia obtenidas mediante goniómetro en seis posiciones discretas (0° , 30° , 40° , 60° , 75° y 90°), calculando el error absoluto como $E = |\theta_{\text{prom}} - \theta_{\text{real}}|$

Figura 13

Comportamiento de la señal de ángulo del guante con respecto al ángulo real de la mano



A partir de los resultados presentados en la Tabla 6 y su síntesis en la Figura 13 (diagrama de caja), se observa que el sistema presenta un error máximo cercano a 2° , manteniéndose por debajo de este valor en todas las condiciones evaluadas. En los extremos (0° y

90°), el error es prácticamente nulo, lo que evidencia una adecuada calibración del sistema.

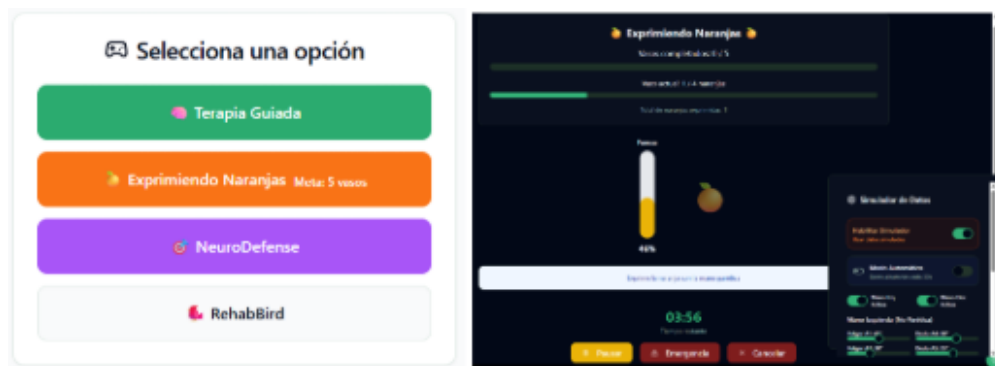
En las posiciones intermedias, el mayor error se presenta en 40° (1.95°), coincidiendo además con una mayor dispersión en las mediciones, mientras que ángulos como 75° y 90° muestran distribuciones más compactas y estables. Este comportamiento sugiere una mayor sensibilidad a pequeñas variaciones de orientación en ciertos rangos angulares, sin comprometer la tendencia general. En conjunto, los resultados evidencian que el sistema estima el ángulo de forma precisa y consistente, con un error acotado del orden de $\pm 2^\circ$, siendo adecuado para el seguimiento del movimiento en aplicaciones de rehabilitación.

4.1.2. Validación del sistema de monitoreo - Interfaz web

Con el fin de validar la funcionalidad de la interfaz gráfica, se evaluaron los modos de terapia considerando su respuesta frente a variaciones en el ángulo de apertura y cierre de la mano, así como la continuidad de la interacción. Las pruebas se realizaron inicialmente en un entorno de simulación para verificar la lógica del sistema.

Figura 14

Modalidades de terapia y simulador de datos , Apéndices 6



Los resultados evidencian que los modos de terapia presentan una respuesta consistente ante las variaciones del ángulo de la mano, reflejando de forma inmediata el movimiento del usuario en la interfaz. El ángulo se utiliza como variable principal de control, permitiendo la ejecución de dinámicas interactivas como control continuo y ciclos de apertura y cierre, con una interacción estable y sin interrupciones perceptibles.

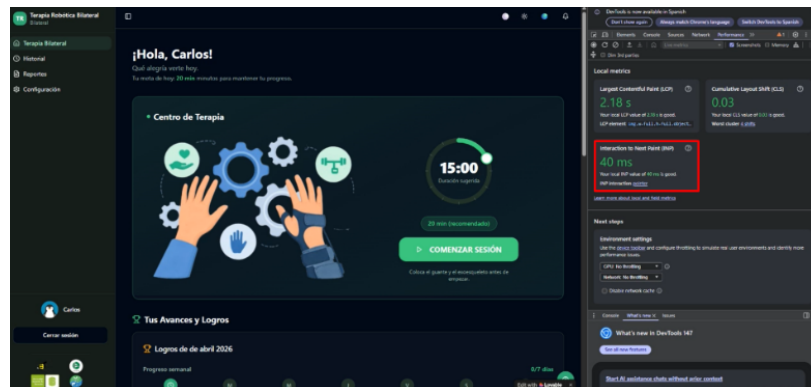
Adicionalmente, cada modo de terapia genera métricas de desempeño como número de repeticiones, tiempo de ejecución y puntuación, lo que permite cuantificar la actividad del usuario durante la sesión (ver apéndice 6). En conjunto, los resultados confirman una interacción fluida y coherente, adecuada para el sistema de rehabilitación.

Tiempo de actualización de la interfaz gráfica

Con el objetivo de evaluar el desempeño de la interfaz gráfica, se analizaron métricas de rendimiento mediante las herramientas de desarrollo del navegador (DevTools). Se obtuvieron tres indicadores principales: Largest Contentful Paint (LCP) de 2.18 s, Cumulative Layout Shift (CLS) de 0.03 e Interaction to Next Paint (INP) de 40 ms.

Figura 15

Métricas de rendimiento de la interfaz gráfica



El valor de LCP indica un tiempo de carga adecuado del contenido principal, mientras que el CLS evidencia una baja inestabilidad visual, garantizando una interfaz estable sin desplazamientos inesperados. Por su parte, el INP refleja una respuesta rápida de la interfaz ante interacciones del usuario y actualización de datos en tiempo real.

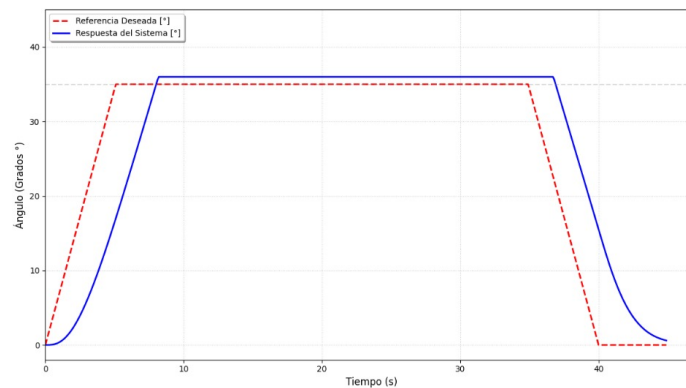
En conjunto, estos resultados muestran que la interfaz gráfica no representa un cuello de botella en el sistema, ya que sus tiempos de respuesta son bajos. Por lo tanto, se concluye que cumple con los requerimientos de desempeño para aplicaciones de monitoreo en tiempo real, garantizando una experiencia de usuario fluida y estable.

4.1.3. Validación del sistema de control

Con el fin de evaluar el desempeño del controlador, se realizó una validación en un entorno de simulación analizando la respuesta del controlador ante una trayectoria que combina una rampa ascendente hasta los 35° , un estado de reposo y una posterior rampa descendente. Esta prueba permite caracterizar el comportamiento dinámico del sistema aislando efectos propios del hardware. Como se observa en la Figura 16, el sistema presenta una respuesta suave y continua, sin oscilaciones apreciables, lo que evidencia un comportamiento estable. La ausencia de vibraciones se asocia a la adecuada sintonización del controlador PD, junto con la implementación del filtro derivativo, el cual contribuye a reducir la amplificación de ruido y mejora el amortiguamiento del sistema.

Figura 16

Controlador Matlab

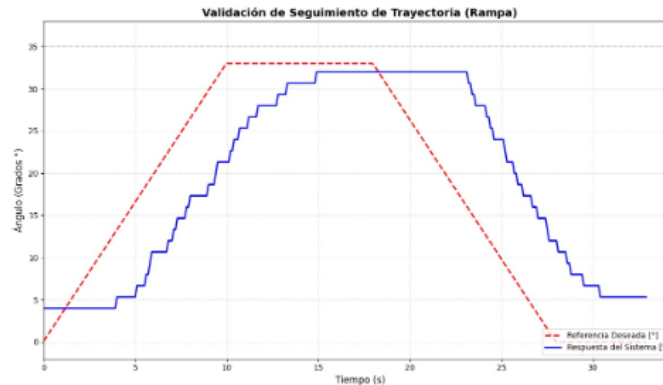


En términos de desempeño temporal, la respuesta del sistema sigue la tendencia de la señal de referencia, aunque presenta un desfase constante en tramos de pendiente, característico del error de seguimiento en controladores PD ante entradas tipo rampa, donde existe error en estado estable. Sin embargo, este retraso se mantiene acotado, uniforme y predecible, evidenciando que el sistema posee la ganancia suficiente para superar la inercia del modelo y sostener una velocidad angular constante sin movimientos indeseados. Asimismo, en los límites de operación y puntos de retorno, el controlador muestra una convergencia inmediata sin overshoot, lo que garantiza una respuesta transitoria controlada y el cumpli-

miento estricto de los rangos de movimiento, evitando que la articulación del usuario exceda los límites programados de apertura y cierre.

Figura 17

Controlador probado en el exoesqueleto



Como se observa en la Figura 17, el motor genera el torque suficiente para vencer la inercia y la fricción del mecanismo. Se presenta un desfase en el seguimiento, especialmente en cambios de pendiente y valores máximos, atribuido a la zona muerta del motor, tiempos muertos de la planta y condición de error en estado estable para sistemas de un solo integrador en el lazo abierto. Su identificación permitió implementar una compensación por software que mejoró la precisión en pruebas posteriores. El sistema se estabiliza en los límites sin sobre impulsos ni oscilaciones, validando la sintonización del controlador PD y el filtrado derivativo para un manejo seguro de la carga.

4.2. Evaluación del sistemas completo

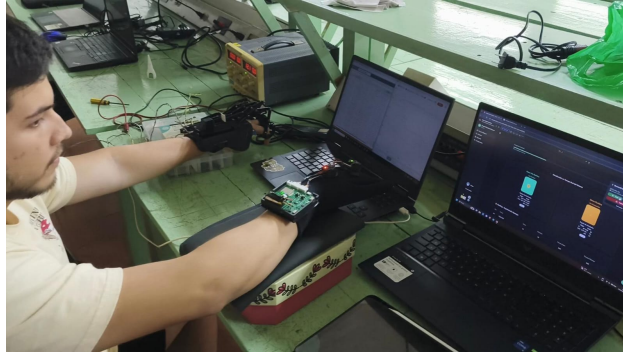
Con el objetivo de evaluar el desempeño del sistema en condiciones reales, se integraron los subsistemas de adquisición (guante sensorial), comunicación inalámbrica, control del exoesqueleto y visualización en la interfaz web. El ángulo medido por el guante se utiliza como señal de referencia, transmitida en tiempo real hacia el exoesqueleto, donde el controlador genera la respuesta motriz correspondiente.

De forma simultánea, la información es enviada a la interfaz web para su monitoreo, permitiendo analizar el comportamiento del sistema completo durante la ejecución de movi-

mientos reales.

Figura 18

Usuario durante la prueba del sistema de rehabilitación

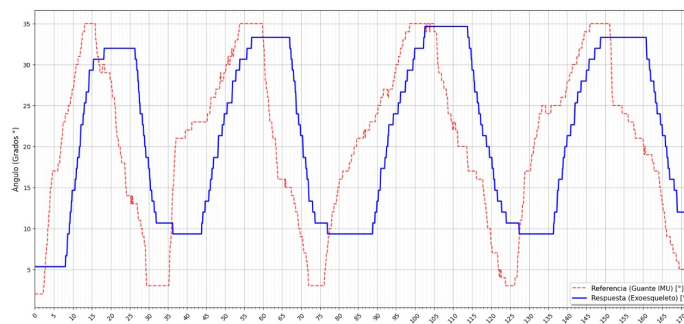


4.2.1. Evaluación comparativa de estrategias de control en el exoesqueleto

Con el fin de analizar el efecto de la acción derivativa en condiciones experimentales, se comparó el desempeño de un controlador proporcional (P) y un controlador proporcional-derivativo (PD), tomando como referencia el ángulo del guante sensorial y como salida la respuesta del exoesqueleto (Figuras 19 y 20).

Figura 19

Controlador P

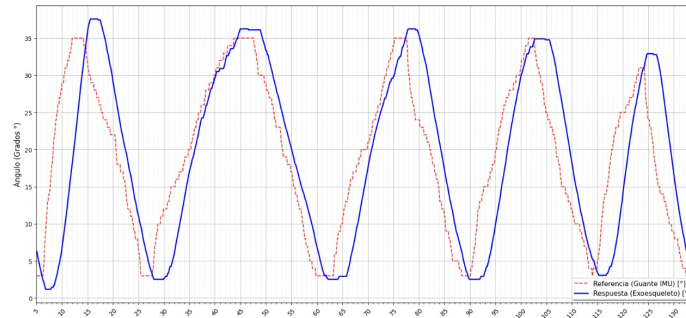


El controlador P presenta un desempeño limitado en términos de seguimiento, evidenciando un error sostenido respecto a la señal de referencia. Esto se debe a su dependencia exclusiva del error instantáneo, lo que impide corregir completamente la desviación en estado estable. Además, muestra transiciones más abruptas y un mayor desfase en la respuesta,

reflejando una dinámica menos suave y una menor capacidad de adaptación ante cambios en la señal de entrada.

Figura 20

Controlador PD



En comparación, el controlador P presenta un error de seguimiento más pronunciado y un mayor desfase respecto a la referencia, debido a su acción limitada al error instantáneo. Además, su respuesta es más abrupta, especialmente en los cambios de dirección. Por su parte, el controlador PD mejora significativamente el desempeño al reducir el error y el desfase, logrando un seguimiento más preciso. La incorporación de la acción derivativa aporta un efecto amortiguador que suaviza la respuesta y mejora la estabilidad del sistema. En conjunto, el controlador PD ofrece un comportamiento más estable, continuo y adecuado para las condiciones de operación del sistema.

En conjunto, los resultados experimentales evidencian que el controlador PD ofrece un mejor desempeño en términos de seguimiento, suavidad y estabilidad, razón por la cual se selecciona como la estrategia de control para el sistema implementado. Durante las pruebas con él se identificaron pequeñas oscilaciones en la señal de salida, atribuibles al ruido del sensor utilizado en el lazo de control y a efectos mecánicos como fricción y holguras estructurales. No obstante, el controlador PD, junto con el filtro derivativo implementado, atenúa estas perturbaciones de alta frecuencia, evitando movimientos erráticos o vibraciones perceptibles en el sistema.

A diferencia de las señales de referencia ideales, las trayectorias generadas por el usua-

rio presentan variaciones en velocidad, pausas y cambios de dirección. En este contexto, los resultados evidencian que el exoesqueleto sigue de manera consistente la señal de referencia, manteniendo alta correspondencia durante las fases de apertura y cierre, lo que confirma la correcta integración de los subsistemas y la efectividad del controlador en condiciones reales de operación.

4.2.2. Evaluación cuantitativa mediante índices de desempeño

El análisis cuantitativo mediante índices de desempeño permite evaluar el comportamiento del sistema en términos de precisión, estabilidad y esfuerzo de control durante la ejecución de movimientos reales. Para este estudio, se calcularon los índices IAE, ISE, ITAE y el ISU. Con el objetivo de robustecer la validación del sistema, se realizaron múltiples ciclos de apertura y cierre utilizando tanto el controlador PD propuesto como un controlador Proporcional (P) básico con fines comparativos. Los resultados detallados de estas pruebas se encuentran condensados en la tabla correspondiente del apéndice 6.

Tabla 1

Resumen de índices de desempeño del sistema (Controladores P y PD), Completo 6

Controlador	Índice	Aperturas			Cierres		
		Promedio	Desv. Est.	CV (%)	Promedio	Desv. Est.	CV (%)
PD	IAE	1.2919	0.2332	18.05	1.2635	0.1869	14.79
	ISE	0.2530	0.1713	67.70	0.1883	0.0736	39.06
	ITAE	5.3585	0.5827	10.87	6.0151	0.7679	12.77
	ISU	424.0319	168.4575	39.73	362.0832	81.0853	22.39
P	IAE	2.7933	0.4273	15.30	2.8827	0.4348	15.08
	ISE	0.5200	0.0367	7.07	0.6092	0.0576	9.45
	ITAE	25.5245	9.3330	36.56	25.3458	7.8672	31.04
	ISU	325.0285	22.9959	7.08	380.7706	35.9760	9.45

Al realizar el análisis comparativo, se evidencia que la inclusión de la acción derivativa

en el controlador PD mejoró sustancialmente la precisión del exoesqueleto. En términos de error acumulado, el controlador PD registró un IAE promedio de (1.29 y 1.26) en apertura y cierre respectivamente, reduciendo a menos de la mitad el error obtenido por el control P (2.79 y 2.88). No obstante, la mejora más destacable se observa en la agilidad del sistema; el controlador PD logró un ITAE de (5.35 y 6.01), un valor significativamente inferior frente al (25.52 y 25.34) del controlador P. Esto confirma que la acción derivativa permite alcanzar la referencia con mayor rapidez y estabilidad, eliminando las oscilaciones y la lentitud de respuesta. Al reducir el tiempo necesario para estabilizar el sistema, el controlador PD minimiza la acumulación del error por el tiempo, validando una dinámica de convergencia superior para la terapia.

En cuanto al desempeño específico del controlador PD, los resultados registran un comportamiento altamente simétrico, con un IAE de 1.29 en aperturas frente a 1.26 en cierres (una diferencia de solo el 2.2%). El ISE promedio (0.25 en aperturas y 0.18 en cierres) se mantuvo en niveles reducidos, lo que señala la ausencia de desviaciones abruptas, siendo coherente con la falta de sobre impulsos significativos en las respuestas temporales. Por otro lado, el ITAE presentó una ligera diferencia entre fases (5.35 vs 6.01), indicando que el error residual tarda un poco más en disiparse durante el cierre debido a la resistencia elástica del mecanismo y la fricción inherente. A pesar de esto, los coeficientes de variación del ITAE (10.8% y 12.7%) se mantuvieron bajos, evidenciando una dinámica de convergencia estable en cada repetición.

Respecto al esfuerzo de control, se analizó el ISU. Este análisis reveló que el actuador demanda mayor potencia promedio durante la extensión (424.03) que en la flexión (362.08), comportamiento asociado a la rigidez pasiva de los tendones flexores y a la resistencia del material (ASA/PETG) que el motor debe vencer al abrir la mano. Finalmente, desde una perspectiva clínica, estos índices confirman un sistema seguro; la ausencia de sobre impulsos y el comportamiento del PD como un limitador de fuerza natural garantizan que no ocurran tirones bruscos, asegurando una terapia fluida y repetible adaptada a las necesidades biome-

cánicas del paciente.

4.2.3. *Funcionamiento de los modos de terapia*

Con el fin de validar el comportamiento funcional de la interfaz gráfica, se evaluaron los modos de terapia considerando su respuesta a las variaciones del ángulo de apertura y cierre y la continuidad de la interacción. Se realizaron con el guante sensorial y el exoesqueleto, confirmando la adquisición, reproducción y visualización de los datos en condiciones reales. Los resultados evidencian el funcionamiento integral del sistema, tanto en simulación como en operación real.

Figura 21

Pruebas de funcionamiento del sistema integral en modo de terapia.



En este contexto, se observó que los distintos modos de terapia emplean el ángulo de la mano como variable principal de control, lo que posibilita la ejecución de diversas dinámicas interactivas basadas en el movimiento. Dichas dinámicas incluyen tanto el control continuo dentro de entornos interactivos como la repetición de ciclos de apertura y cierre, manteniendo en todos los casos una interacción estable y sin interrupciones perceptibles.

Los resultados presentados en esta sección permiten evidenciar el comportamiento del sistema de monitoreo desde la adquisición de datos hasta su visualización e interacción en la interfaz gráfica. En conjunto, se verificó la correcta captura y representación del movimiento, así como una respuesta consistente en tiempo real y una interacción fluida en los diferentes modos implementados.

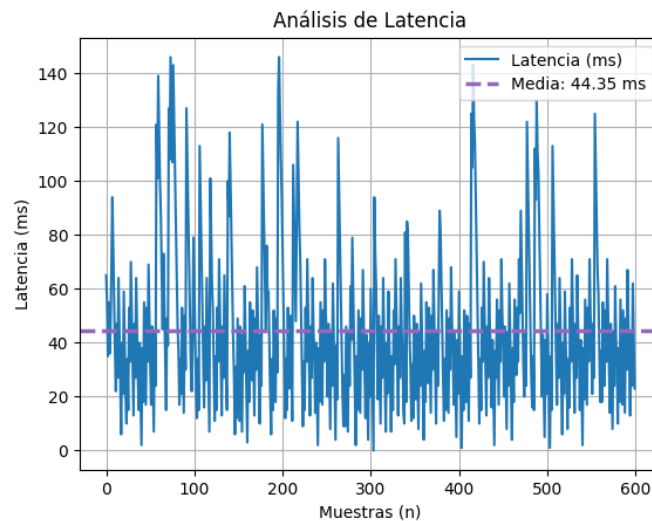
4.2.4. *Desempeño de comunicación*

Latencia en la comunicación BLE.

Con el fin de evaluar el desempeño temporal del sistema de monitoreo, se analizó el tiempo de actualización de los datos en la interfaz web, definido como el intervalo entre la recepción de paquetes consecutivos provenientes del dispositivo basado en ESP32.

Figura 22

Variación del tiempo de actualización de datos en la interfaz web durante la comunicación BLE.



Los tiempos de actualización oscilaron entre 3 ms y 146 ms, con un promedio de 44.35 ms. Esta variabilidad se asocia a las condiciones propias de la comunicación BLE y al procesamiento del sistema operativo y del navegador durante la recepción de datos.

A partir de estos valores, se estima una frecuencia efectiva promedio de 22.54 Hz, con variaciones puntuales, la cual resulta suficiente para representar de forma continua el movimiento de la mano. No se evidenciaron interrupciones prolongadas ni pérdida de continuidad en la visualización, por lo que las variaciones observadas no afectan la interpretación de los gestos.

En conjunto, el sistema BLE presenta un desempeño temporal adecuado para moni-

toreo en tiempo real dentro del contexto de rehabilitación.

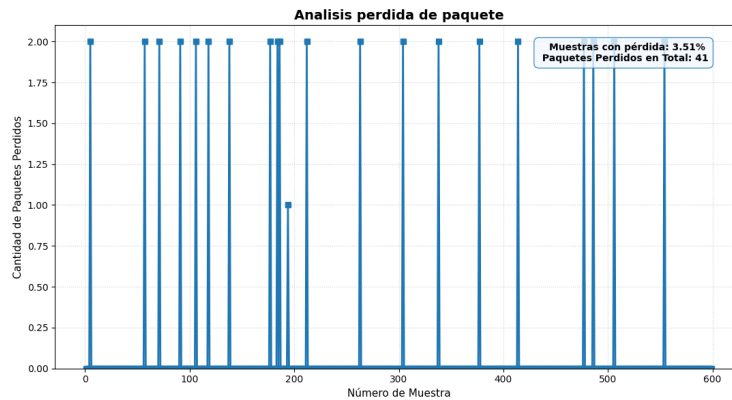
Pérdida de paquetes.

Con el fin de evaluar la robustez del sistema de comunicación, se analizó la pérdida de paquetes en la transmisión mediante Bluetooth Low Energy (BLE), considerando tanto la detección directa como la inferencia a partir de los tiempos de llegada.

De un total de 600 muestras, se identificaron 21 pérdidas de paquetes, equivalentes a una tasa del 3.5 %. Adicionalmente, mediante el análisis de intervalos de recepción superiores al doble del tiempo promedio esperado, se estimó una pérdida ampliada de hasta 41 paquetes, lo que representa una tasa máxima aproximada del 6.8 %.

Figura 23

Pérdida de paquetes en la comunicación



Estos resultados evidencian que la comunicación BLE presenta pérdidas de paquetes inherentes a su naturaleza y a factores como interferencias, condiciones del entorno y variabilidad en los tiempos de procesamiento. No obstante, se observa que dichas pérdidas no afectan de manera significativa la continuidad del flujo de datos ni la representación del movimiento en la interfaz.

Desde el punto de vista funcional, el sistema no depende de la recepción de cada muestra individual, sino de la continuidad temporal del movimiento, lo que permite mantener una representación adecuada de los gestos de apertura y cierre de la mano aun en presencia de pérdidas moderadas de información. En este sentido, los resultados obtenidos

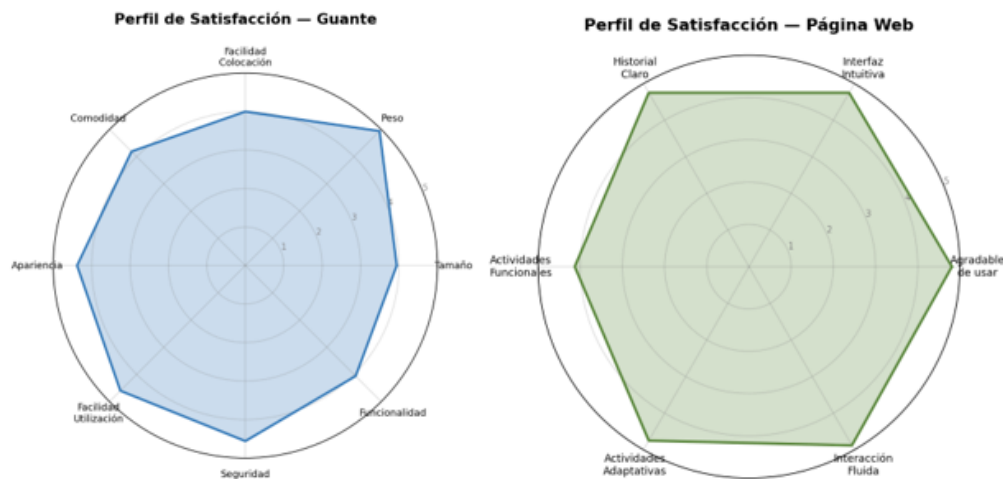
permiten concluir que, a pesar de la presencia de pérdidas de paquetes, el sistema mantiene un comportamiento robusto y adecuado para su aplicación en entornos de monitoreo en tiempo real orientados a rehabilitación.

4.2.5. Evaluación de usabilidad del sistema

Con el fin de evaluar el desempeño del guante de rehabilitación y su sistema de monitoreo web, se aplicó una encuesta de satisfacción. El instrumento se estructuró en dos bloques: (i) evaluación físico-funcional del guante, con escala de 1 a 5 donde 1 corresponde a Nada satisfecho y 5 a Muy satisfecho; y (ii) evaluación de usabilidad de la interfaz web, con escala Likert de 1 a 5 donde 1 equivale a Muy en desacuerdo y 5 a Muy de acuerdo. se puede visualizar las respectivas tablas en el apéndice 6

Figura 24

Diagrama de radar — perfil de satisfacción



Evaluación del guante de rehabilitación

El guante obtuvo un promedio global de 4,33/5. Los criterios mejor valorados fueron el peso (4,94), la facilidad de uso (4,60) y la seguridad (4,56), indicando que el dispositivo es percibido como liviano, intuitivo y seguro. La apariencia también fue bien calificada (4,38). Los aspectos con menor puntuación fueron el tamaño (3,94), la facilidad de colocación (4,00) y la funcionalidad (4,06), señalando oportunidades de mejora en ajuste y precisión. El tiempo

de colocación y retiro se mantuvo mayoritariamente entre 11 y 20 segundos, por debajo del objetivo establecido. Algunos usuarios reportaron sensación de calor durante su uso.

Evaluación del sistema de monitoreo web

La plataforma web alcanzó un promedio de 4,68/5, superando al guante en todos los criterios. La fluidez de interacción (4,88) y la agradabilidad (4,81) fueron los aspectos más destacados. La intuitividad, claridad del historial y adaptabilidad obtuvieron valores homogéneos (4,75), reflejando una experiencia consistente.

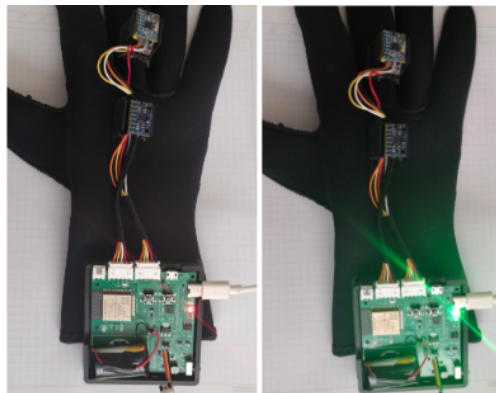
En conjunto, ambos componentes superan el umbral de satisfacción, validando la viabilidad del sistema como herramienta de rehabilitación.

4.2.6. Evaluación de la autonomía y tiempo de carga

Con el fin de analizar el desempeño energético del sistema, se evaluó la autonomía de la batería bajo condiciones normales de operación, así como su tiempo de recarga.

Figura 25

Visualización Inicio y finalización de carga del guante



La autonomía experimental del sistema fue de aproximadamente 3 h 10 min a 3 h 20 min, en concordancia con la estimación teórica de 3 a 4 horas, lo que valida el modelo de consumo energético. El tiempo de carga fue de 1 h 29 min, indicando un comportamiento energético consistente y adecuado para uso prolongado con recargas relativamente rápidas.

5. Conclusiones

Se logró implementar un sistema funcional de monitoreo y control bilateral para la rehabilitación de la mano, integrando adquisición de movimiento, procesamiento, transmisión inalámbrica y actuación mecánica. El sistema permitió la apertura y cierre coordinado de los dedos (excepto el pulgar), demostrando la viabilidad técnica de la solución y su aplicabilidad como base para desarrollos en rehabilitación robótica accesible.

El uso de sensores IMU permitió capturar el movimiento de la mano no parética con un nivel de precisión adecuado, evidenciando que los sensores comerciales representan una alternativa viable para sistemas de monitoreo de bajo costo en aplicaciones de rehabilitación.

El sistema desarrollado logró replicar el movimiento capturado en la mano parética a través del exoesqueleto, confirmando la funcionalidad del esquema bilateral propuesto y la coherencia entre adquisición y actuación del sistema.

La implementación del controlador proporcional-derivativo (PD) permitió mejorar el desempeño dinámico del sistema, reduciendo el error de seguimiento y logrando una respuesta más estable en comparación con un control proporcional.

El controlador diseñado demostró ser suficiente para garantizar la reproducción del movimiento de apertura y cierre de la mano, validando el uso de estrategias de control clásico en sistemas de rehabilitación donde se requiere estabilidad, simplicidad y operación en tiempo real.

La interfaz web desarrollada permitió la visualización en tiempo real de las variables del sistema, facilitando la interacción del usuario y el monitoreo del proceso de rehabilitación. Esto evidenció que la integración de herramientas de software mejora la usabilidad del sistema y aporta valor funcional más allá del control físico del dispositivo.

Las pruebas experimentales realizadas permitieron validar el funcionamiento individual de los subsistemas (adquisición, control, comunicación e interfaz), evidenciando un comportamiento estable y consistente en condiciones controladas.

Las pruebas se realizaron en entorno de laboratorio con usuarios sanos, por lo que los resultados validan el funcionamiento técnico del sistema, pero no constituyen una validación clínica, estableciendo así el alcance real del proyecto.

En conjunto, los resultados obtenidos demuestran que todos los objetivos planteados fueron alcanzados, validando la implementación de un sistema bilateral de rehabilitación basado en sensores comerciales, control clásico y comunicación inalámbrica. El proyecto no solo cumple con los requerimientos técnicos definidos, sino que establece una base sólida para futuras mejoras orientadas a validación clínica, optimización energética y robustez operativa en escenarios reales.

6. Trabajos a futuro

Si bien el sistema desarrollado demuestra la viabilidad de integrar monitoreo, control y rehabilitación robótica en una solución de bajo costo, existen diversas líneas de trabajo para ampliar su alcance y desempeño.

Una extensión relevante consiste en evolucionar desde el control global de apertura y cierre hacia la captura y control independiente de los dedos. Esto requeriría una arquitectura de sensado más granular, modelos cinemáticos más detallados y estrategias de control multivariable, permitiendo la ejecución de movimientos más complejos y funcionales orientados a tareas de manipulación.

Se propone la optimización del diseño mecánico mediante estructuras ajustables o componentes intercambiables, permitiendo la adaptación del exoesqueleto a diversas morfologías y tamaños de mano.

Asimismo, resulta fundamental avanzar hacia una validación clínica en pacientes post-ACV, con el fin de evaluar el impacto del sistema en la recuperación motora, la adherencia y la usabilidad en entornos reales, mediante protocolos experimentales y métricas estandarizadas.

Finalmente, desde el punto de vista del control, se plantea la incorporación de estrategias adaptativas o robustas para mejorar el desempeño ante variaciones del sistema y del usuario, así como la integración de sensores adicionales como EMG o sensores de fuerza para mejorar la estimación de la intención de movimiento y la retroalimentación del sistema.

Referencias

- Aerosemi Technology Co., Ltd. (2011). MT3608: 2a, high efficiency 1.2mhz current mode step-up converter [Manual de software informático]. (Datasheet Rev. 1.0)
- Barreda-Galvez, T., y Terrazas-Rodas, D. (2023). Novel technologies of exoskeleton systems applied to rehabilitation for hand therapies: A technological review. En *2023 international seminar on intelligent technology and its applications (isitia)*. doi: 10.1109/ISITIA59021.2023.10221151
- Bates, M., y Sunderam, S. (2023). Hand-worn devices for assessment and rehabilitation of motor function and their potential use in BCI protocols: A review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 17, 1121481. doi: 10.3389/fnhum.2023.1121481
- Brown, R. D. (2024, 13 de 12). *¿qué es un accidente cerebrovascular?* Mayo Clinic. Descargado de <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/stroke/symptoms-causes/syc-20350113>
- Chen, C. H., Chang, T. Y., Sung, P. S., Su, H. C., Chou, C. H., Tung, H., ... Jeng, J. S. (2025). An overview of post-stroke disability. *Journal of the Formosan Medical Association*. doi: 10.1016/j.jfma.2025.10.038
- Cisnal, A., Pérez-Turiel, J., Fraile, J. C., Sierra, D., y de la Fuente, E. (2021). RobHand: A hand exoskeleton with real-time EMG-driven embedded control. quantifying hand gesture recognition delays for bilateral rehabilitation. *IEEE Access*, 9, 137809–137825. doi: 10.1109/ACCESS.2021.3118281
- DeepBlueMbedded. (2026). *ESP32 sleep modes & power consumption in each mode*. Descargado de <https://deepbluembedded.com>
- Eridani, D., Rochim, A. F., y Cesara, F. N. (2021). Comparative performance study of ESP-NOW, Wi-Fi, Bluetooth protocols based on range, transmission speed, latency, energy usage and barrier resistance. En *International seminar on application for technology of information and communication (isemantic)*.
- Espressif Systems. (2020). ESP32 series datasheet [Manual de software informático]. (Version

3.4)

- Espressif Systems. (2025). ESP32-WROOM-32E & ESP32-WROOM-32UE datasheet [Manual de software informático]. (Version 1.8)
- Feigin, V. L., Brainin, M., Norrving, B., Martins, S. O., Pandian, J., Lindsay, P., . . . Rautalin, I. (2025). World Stroke Organization: Global Stroke Fact Sheet 2025. *International Journal of Stroke*, 20(2), 132–144. doi: 10.1177/17474930241308142
- Fortune Semiconductor Corporation. (2009). DW01-G: One cell lithium-ion/polymer battery protection IC [Manual de software informático]. (Datasheet Rev. 1.0)
- Franklin, G. F., Powell, J. D., y Emami-Naeini, A. (2015). *Feedback control of dynamic systems* (7.^a ed.). Pearson.
- Gargini, S. G. (2024). *Neuroplasticidad y hemiplejía: implicancia del tiempo en la rehabilitación del aprendizaje motor. una revisión sistemática* (Tesis Doctoral, Universidad Nacional de Río Negro). Descargado de <http://rid.unrn.edu.ar:8080/bitstream/20.500.12049/12233/1/Gargini%2C%20Sandra%20Gabriela-2024.pdf>
- GBD 2021 Stroke Risk Factor Collaborators. (2024, 9). Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *The Lancet Neurology*. doi: 10.1016/S1474-4422(24)00369-7
- Herbst, J., Müller, R., y Schotten, H. D. (2025). Comparing BLE and ESP-NOW for WBAN applications: A ring topology approach using dynamic extended advertising. En *Joint european conference on networks and communications & 6g summit (eucnc/6g summit)*.
- Herrera-Luna, I., Rechy-Ramirez, E. J., Rios-Figueroa, H. V., y Marin-Hernandez, A. (2019). Sensor fusion used in applications for hand rehabilitation: A systematic review. *IEEE Sensors Journal*, 19(10), 3581–3592. doi: 10.1109/JSEN.2019.2897083
- Ho, N. S. K., Tong, K. Y., Hu, X. L., Fung, K. L., Wei, X. J., Rong, W., y Susanto, E. A. (2011). An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation. En *2011 ieee international*

- conference on rehabilitation robotics* (pp. 1–5). doi: 10.1109/ICORR.2011.5975429
- Huang, J., Ji, J. R., Liang, C., Zhang, Y. Z., Sun, H. C., Yan, Y. H., y Xing, X. B. (2022). Effects of physical therapy-based rehabilitation on recovery of upper limb motor function after stroke in adults: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Annals of Palliative Medicine*, 11(2), 521–531. doi: 10.21037/apm-21-3710
- InvenSense Inc. (2013). MPU-6000 and MPU-6050 product specification [Manual de software informático]. (Rev. 3.4)
- Kuo, B. C. (1996). *Automatic control systems* (7.^a ed.). Prentice Hall.
- Liao, W.-W., Lin, C.-Y., Horng, Y.-S., Chen, C.-L., Lee, T.-H., y Wu, C.-Y. (2025). Transcranial direct current stimulation over the motor and premotor cortex with mirror therapy improves motor control, muscle function, and brain activity in chronic stroke: A double-blind randomized sham-controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 22(1), 98. doi: 10.1186/s12984-025-01635-7
- NanJing Top Power ASIC Corp. (s.f.). TP4056: 1a standalone linear Li-Ion battery charger with thermal regulation [Manual de software informático]. (Datasheet)
- National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI). (2023, 14 de 7). *¿qué es un accidente cerebrovascular?* Descargado de <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/accidente-cerebrovascular>
- Nelson, M. L., y cols. (2025). Canadian stroke best practice recommendations: Rehabilitation, recovery and community participation following stroke. part one: Stroke rehabilitation planning for optimal care delivery, update 2025. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. doi: 10.1097
- Nise, N. S. (2006). *Control systems engineering* (3.^a ed.). John Wiley & Sons.
- Ogata, K. (2010). *Modern control engineering* (5.^a ed.). Prentice Hall.
- OpenAI. (2026). *Chatgpt (modelo gpt-5.3)*. Descargado de <https://chat.openai.com> (Modelo de lenguaje utilizado como apoyo en redacción y revisión de texto)
- Organización Mundial de la Salud. (2023). *Paquete de intervenciones de rehabilitación*.

- Módulo 3. afecciones neurológicas* (Inf. Téc.). Ginebra: Organización Mundial de la Salud.
- Organización Panamericana de la Salud. (2021). *La carga de las enfermedades cardiovasculares en la Región de las Américas, 2000–2019* (Inf. Téc.). Organización Panamericana de la Salud.
- Oscar Meza, R. G., y Quitian, J. (2026 tesis en proceso de entrega). *Control avanzado de la dinámica de los movimientos básicos de un exoesqueleto de mano* (Tesis de pregrado en Ingeniería Electrónica). Bucaramanga, Colombia.
- Preethichandra, D. M. G., Piyathilaka, L., Sul, J.-H., Izhar, U., Samarasinghe, R., Arachchige, S. D., y de Silva, L. C. (2024). Passive and active exoskeleton solutions: Sensors, actuators, applications, and recent trends. *Sensors*, *24*(21), 7095. doi: 10.3390/s24217095
- Rocha, C. D., y cols. (2025). Post-stroke upper limb rehabilitation: clinical practices, compensatory movements, assessment, and trends. *Progress in Biomedical Engineering*, *7*(4), 042001.
- Sarac, M., Solazzi, M., y Frisoli, A. (2019). Design requirements of generic hand exoskeletons and survey of hand exoskeletons for rehabilitation, assistive, or haptic use. *IEEE Transactions on Haptics*, *12*(4), 400–414. doi: 10.1109/TOH.2019.2924881
- ShenZhen Meilai Electronic CO., LTD. (s.f.). ML8205A: Dual n-channel enhancement mode power MOSFET [Manual de software informático]. (Datasheet v1.1)
- Texas Heart Institute. (s.f.). *Accidente cerebrovascular*. Texas Heart Institute. Descargado de <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/accidente-cerebrovascular/> (Consultado en 2024)
- World Health Organization. (2024). *Framework for the care of acute coronary syndrome and stroke* (Inf. Téc.). Geneva: World Health Organization. Descargado de <https://iris.who.int/server/api/core/bitstreams/86d597c8-c11a-4ed5-9ee7-8b949ab03201/content>

- Yanez, N., Useche, J. N., Bayona, H., Porras, A., y Carrasquilla, G. (2020). Analyses of mortality and prevalence of cerebrovascular disease in Colombia, South America (2014–2016): A cross-sectional and ecological study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, *29*(5), 104699.
- Yang, S.-H., Koh, C.-L., Hsu, C.-H., Chen, P.-C., Chen, J.-W., Lan, Y.-H., y Chen, Y.-Y. (2021). An instrumented glove-controlled portable hand-exoskeleton for bilateral hand rehabilitation. *Biosensors*, *11*(12), 495. doi: 10.3390/bios11120495
- Yavuzer, G., Selles, R., Sezer, N., Sütbeyaz, S., Bussmann, J. B., Köseoğlu, F., ... Stam, H. J. (2008). Mirror therapy improves hand function in subacute stroke: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(3), 393–398. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.162

Apéndice A. Análisis comparativo Sensores

Comparación de tecnologías de medición de movimiento

Característica	EMG	Visión	Flexión	IMU
Principio de medición	Actividad eléctrica muscular	Procesamiento de imágenes	Deformación resistiva	Aceleración y velocidad angular
Variable obtenida	Señal EMG (voltaje)	Posición y trayectoria	Ángulo local	Orientación / cambio angular
Tipo de información	Intención de movimiento	Movimiento global	Movimiento articular puntual	Movimiento relativo
Ventajas	Detecta activación muscular previa al movimiento	Sin contacto físico	Medición directa en articulaciones	Portabilidad, integración sencilla
Limitaciones	No mide posición, alta complejidad, sensible al ruido	Dependencia del entorno, oclusiones	Desgaste mecánico, requiere varios sensores	Deriva, requiere procesamiento

Apéndice B. Tiempo de funcionamiento

Distribución temporal del ciclo de operación del sistema de comunicación

Intervalo	Duración	Estado
0 – 7 ms	7 ms	Procesamiento (CPU + BLE activo)
7 – 11 ms	4 ms	ESP-NOW activo
11 – 14 ms	3 ms	Procesamiento
14 – 16 ms	2 ms	BLE transmisión
16 – 21 ms	5 ms	Procesamiento

Consumos en los datasheet

Figura B1

Consumo ESPNOW

6.4 Current Consumption Characteristics

Owing to the use of advanced power-management technologies, the module can switch between different power modes. For details on different power modes, please refer to Section *RTC and Low-Power Management* in [ESP32 Series Datasheet](#).

The current consumption measurements are taken with a 3.3 V supply at 25 °C ambient temperature.

TX current consumption is rated at a 100% duty cycle.

RX current consumption is rated when the peripherals are disabled and the CPU idle.

Table 16: Current Consumption Depending on RF Modes

ESP NOW

Work mode	Description	Average (mA)	Peak (mA)
Active (RF working)	802.11b, 20 MHz, 1 Mbps, @19.5 dBm	239	379
	802.11g, 20 MHz, 54 Mbps, @15 dBm	190	276
	802.11n, 20 MHz, MCS7, @13 dBm	183	258
	802.11n, 40 MHz, MCS7, @13 dBm	165	211
	802.11b/g/n, 20 MHz	112	112
	802.11n, 40 MHz	118	118

Figura B2

Consumo BLE

5.5 RF Power-Consumption Specifications

The power consumption measurements are taken with a 3.3 V supply at 25 °C of ambient temperature at the RF port. All transmitters' measurements are based on a 50% duty cycle.

Table 15: RF Power-Consumption Specifications

BLE

Mode	Min	Typ	Max	Unit
Transmit 802.11b, DSSS 1 Mbps, POUT = +19.5 dBm	-	240	-	mA
Transmit 802.11g, OFDM 54 Mbps, POUT = +16 dBm	-	190	-	mA
Transmit 802.11n, OFDM MCS7, POUT = +14 dBm	-	180	-	mA
Receive 802.11b/g/n	-	95 ~ 100	-	mA
Transmit BT/BLE, POUT = 0 dBm	-	130	-	mA
Receive BT/BLE	-	95 ~ 100	-	mA

Figura B3

Consumo sleep

3.7 RTC and Low-Power Management

With the use of advanced power-management technologies, ESP32 can switch between different power modes.

- Power modes
 - Active mode:** The chip radio is powered on. The chip can receive, transmit, or listen.
 - Modem-sleep mode:** The CPU is operational and the clock is configurable. The Wi-Fi/Bluetooth base-band and radio are disabled.
 - Light-sleep mode:** The CPU is paused. The RTC memory and RTC peripherals, as well as the ULP co-processor are running. Any wake-up events (MAC, host, RTC timer, or external interrupts) will wake up the chip.
 - Deep-sleep mode:** Only the RTC memory and RTC peripherals are powered on. Wi-Fi and Bluetooth connection data are stored in the RTC memory. The ULP co-processor is functional.
 - Hibernation mode:** The internal 8-MHz oscillator and ULP co-processor are disabled. The RTC recovery memory is powered down. Only one RTC timer on the slow clock and certain RTC GPIOs are active. The RTC timer or the RTC GPIOs can wake up the chip from the Hibernation mode.

Table 6: Power Consumption by Power Modes

Sleep

Power mode	Description	Power consumption
Active (RF working)	Wi-Fi Tx packet	Please refer to Table 15 for details.
	Wi-Fi/BT Tx packet	
	Wi-Fi/BT Rx and listening	
Modem-sleep The CPU is powered on.	240 MHz Dual-core chip(s)	30 mA ~ 68 mA
	160 MHz Single-core chip(s)	N/A
	160 MHz Dual-core chip(s)	27 mA ~ 44 mA
	160 MHz Single-core chip(s)	27 mA ~ 34 mA
	Normal speed: 80 MHz Dual-core chip(s)	20 mA ~ 31 mA

Figura B4

Consumo MPU6050

6.3 Electrical and Other Common Specifications

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, TA = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	Units	Notes
TEMPERATURE SENSOR						
Range			-40 to +85		°C	
Sensitivity	Untrimmed		340		LSB/°C	
Temperature Offset	35°C		-521		LSB	
Linearity	Best fit straight line (-40°C to +85°C)		±1		°C	
VDD POWER SUPPLY						
Operating Voltages		2.375		3.46	V	
Normal Operating Current MPU6050	Gyroscope + Accelerometer + DMP		3.9		mA	
	Gyroscope + Accelerometer (DMP disabled)		3.8		mA	
	Gyroscope + DMP (Accelerometer disabled)		3.7		mA	
	Gyroscope only (DMP & Accelerometer disabled)		3.6		mA	
	Accelerometer only (DMP & Gyroscope disabled)		500		µA	

Figura B5

Consumo MT3608

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Note 3) MT3608

($V_{IN}=V_{EN}=5V, T_A = 25^{\circ}C$, unless otherwise noted.)

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
Operating Input Voltage		2		24	V
Under Voltage Lockout				1.98	V
Under Voltage Lockout Hysteresis			100		mV
Current (Shutdown)	$V_{EN} = 0V$		0.1	1	μA
Quiescent Current (PFM)	$V_{FB}=0.7V$, No switch		100	200	μA
Quiescent Current (PWM)	$V_{FB}=0.5V$, switch		1.6	2.2	mA
Switching Frequency			1.2		MHz
Maximum Duty Cycle	$V_{FB} = 0V$	90			%
EN Input High Voltage		1.5			V
EN Input Low Voltage				0.4	V
FB Voltage		0.588	0.6	0.612	V
FB Input Bias Current	$V_{FB} = 0.6V$	-50	-10		nA
SW On Resistance			80	150	m Ω
SW Current Limit	$V_{IN} = 5V$, Duty cycle=50%		4		A
SW Leakage	$V_{SW} = 20V$			1	μA
Thermal Shutdown			155		$^{\circ}C$

Figura B6

Consumo MT3608 2

- at Light Loads
- up to 93% Efficiency
- Available in a 6-Pin SOT23-6 Package

frequency modulation mode at light loads. The MT3608 includes under-voltage lockout, current limiting, and thermal overload protection to prevent damage in the event of an output overload. The MT3608 is available in a small 6-pin SOT-23 package.

APPLICATIONS

- Battery-Powered Equipment
- Set-Top Boxed
- LCD Bais Supply
- DSL and Cable Modems and Routers
- Networking cards powered from PCI or PCI express slots

TYPICAL APPLICATION

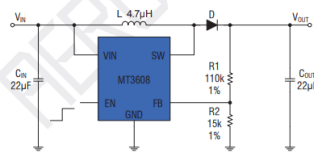


Figure 1. Basic Application Circuit

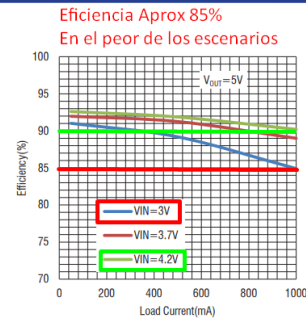


Figura B7

Consumo TP4056

TEMP(Pin 1): Temperature Sense Input Connecting TEMP pin to NTC thermistor's output in Lithium ion battery pack. If TEMP pin's voltage is below 45% or above 80% of supply voltage V_{IN} for more than 0.15S, this means that battery's temperature is too high or too low, charging is suspended. The temperature sense function can be disabled by grounding the TEMP pin.

PROG(Pin 2): Constant Charge Current Setting and Charge Current Monitor Pin charge current is set by connecting a resistor R_{ISET} from this pin to GND. When in precharge mode, the ISET pin's voltage is regulated to 0.2V. When in constant charge current mode, the ISET pin's voltage is regulated to 2V. In all modes during charging, the voltage on ISET pin can be used to measure the charge current as follows:

$$I_{BAT} = \frac{V_{PROG}}{R_{PROG}} \times 1200 \quad (V_{PROG}=1V)$$

GND(Pin3): Ground Terminal

Vcc(Pin 4): Positive Input Supply Voltage V_{IN} is the power supply to the internal circuit. When V_{IN} drops to within 30mv of the BAT pin voltage, TP4056 enters low power sleep mode, dropping BAT pin's current to less than 2uA.

BAT(Pin5): Battery Connection Pin. Connect the positive terminal of the battery to BAT pin. BAT pin draws less than 2uA current in chip disable mode or in sleep mode. BAT pin provides charge current to the battery and provides regulation voltage of 4.2V.

STDBY(Pin6): Open Drain Charge Status Output When the battery Charge Termination, the \overline{STDBY} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{STDBY} pin is in high impedance state.

CHRG (Pin7): Open Drain Charge Status Output When the battery is being charged, the \overline{CHRG} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{CHRG} pin is in high impedance state.

CE(Pin8): Chip Enable Input. A high input will put the device in the normal operating mode. Pulling the CE pin to low level will put the YP4056 into disable mode. The CE pin can be driven by TTL or CMOS logic level.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Figura B8

Consumo DW01-G

10. Electrical Characteristics
($T_a=25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)

DW01

PARAMETER	TEST CONDITIONS	SYMBOL	Min	Typ	Max	UNIT
Supply Current	VCC=3.9V	ICC		3.0	6.0	μA
Power-Down Current	VCC=2.0V	IPD			0.1	μA
Overcharge Protection Voltage	DW01-G	VOCP	4.20	4.25	4.30	V
Overcharge Release Voltage		VOCR	4.00	4.05	4.10	V
Overdischarge Protection Voltage		VODP	2.30	2.40	2.50	V
Overdischarge Release Voltage		VODR	2.90	3.00	3.10	V
Overcurrent Protection Voltage		VOIP (VOI1)	120	150	180	mV
Short Current Protection Voltage	VCC=3.6V	VSIP (VOI2)	1.00	1.35	1.70	V
Overcharge Delay Time		TOC		80	200	ms
Overdischarge Delay Time	VCC=3.6V to 2.0V	TOD		40	100	ms
Overcurrent Delay Time (1)	VCC=3.6V	TOI1		10	20	ms
Overcurrent Delay Time (2)	VCC=3.6V	TOI2		5	50	μs
Charger Detection Threshold Voltage		VCHA	-1.2	-0.7	-0.2	V
OD Pin Output "H" Voltage		VDH	VCC-0.1	VCC-0.02		V
OD Pin Output "L" Voltage		VDL		0.1	0.5	V
OC Pin Output "H" Voltage		VCH	VCC-0.1	VCC-0.02		V
OC Pin Output "L" Voltage		VCL		0.1	0.5	V

Consumo ML8205A

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (TA=25°C unless otherwise noted)

Parameter	Symbol	Condition	Min	Typ	Max	Unit
OFF CHARACTERISTICS						
Drain-Source Breakdown Voltage	BV _{DSS}	V _{GS} =0V, I _D =250 μA	20			V
Zero Gate Voltage Drain Current	I _{DSS}	V _{GS} =18V, V _{DS} =0V			1	μA
Gate-Body Leakage Current	I _{GSS}	V _{DS} =8V, V _{GS} =0V			± 100	nA
ON CHARACTERISTICS (Note 3)						
Gate Threshold Voltage	V _{GS(th)}	V _{DS} =4.5V, I _D =250 μA	0.5	0.65	1.2	V
Drain-Source On-State Resistance	R _{DS(on)}	V _{GS} =4.5V, I _D =6.0A		20	25	m Ω
		V _{GS} =2.5V, I _D =5.0A		27	40	m Ω

Apéndice C. Caracterización Exoesqueleto

Función de transferencia Exoesqueleto

```

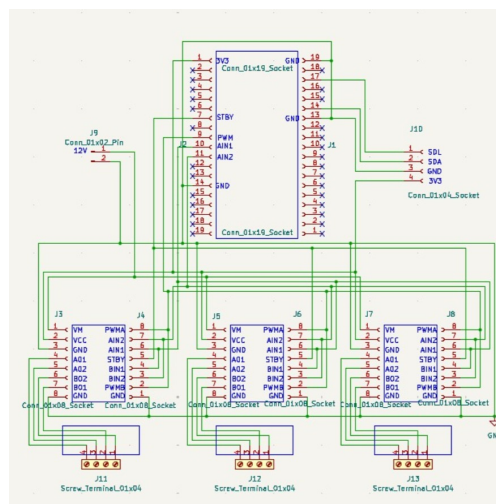
===== RESULTADOS PROMEDIO =====
Ganancia promedio (b_f/J_f): 0.0147
Polo promedio (k_f/J_f):      1.3194
Tau promedio:                 8.9627 s
===== FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA PROMEDIO =====
G_prom =

      0.01466
-----
s^2 + 1.319 s
    
```

Nota. La planta obtenida presenta un comportamiento de tipo integrador, evidenciado por la ausencia de término constante en el denominador, junto con una dinámica de primer orden asociada al término en s.

Figura C1

Esquemático PCB Exoesqueleto



Apéndice D. modalidades de juego y sus objetivos terapéuticos

Descripción de las modalidades de juego y sus objetivos terapéuticos

Juego / Modalidad	Mecánica de Interacción	Objetivo Clínico	Métrica Principal
Terapia Guiada	Seguimiento de rangos de movimiento estándar sin elementos de juego	Evaluación de rangos de movimiento (ROM) basales	Tiempos promedio de apertura y cierre
Orange Squeeze	Simulación de exprimir naranjas mediante ciclos de apertura y cierre de la mano	Entrenamiento de la fuerza muscular y resistencia	Cantidad de naranjas y tiempo por unidad
RehabBird	Control de la altitud de un personaje mediante el grado de flexión de los dedos	Mejora del control motor fino y precisión del movimiento	Puntuación total y puntos por minuto
NeuroDefense	Ejecución de disparos a objetivos mediante gestos específicos de la mano	Desarrollo de la coordinación y velocidad de respuesta	Puntuación y puntos por segundo

Apéndice E. Características comunicación

Estructura del Paquete ESP-NOW

Estructura del paquete ESP-NOW

Campo	Tamaño	Descripción
<code>cmd</code>	1 byte	Identificador de comando (petición, respuesta, emergencia)
<code>angle</code>	4 bytes	Valor del ángulo articular en formato de punto flotante
Total	5 bytes	Tamaño total de la trama transmitida

Nota. Trama definida para la comunicación inalámbrica entre nodos del sistema mediante el protocolo ESP-NOW.

Comunicación Mediante BLE

Comunicación mediante BLE

Campo	<code>dataChar</code>	<code>controlChar</code>	<code>emergencyChar</code>
Propiedad	Notify	Write	Read + Notify
Función	Envío continuo de datos (ángulos articulares y timestamps en formato JSON)	Recepción de comandos desde la interfaz (inicio, detención, modos)	Notificación inmediata de eventos críticos o estado de emergencia

Nota. Características definidas en el perfil GATT del servidor BLE implementado en el dispositivo.

Apéndice F. Implementación discreta del controlador PD con filtro derivativo

En el caso del controlador PD con filtro derivativo, la función de transferencia es:

$$\frac{U(z)}{E(z)} = K_p + \frac{K_D N}{1 + NT_s \left(\frac{1}{z-1} \right)} \quad (14)$$

Que, expresada en términos de las acciones proporcional y derivativa, es:

$$u[z] = u_p[z] + u_D[z] \quad (15)$$

donde:

$$u_p[z] = K_p E[z] \quad (16)$$

En términos de tiempo discreto:

$$u_p[k] = K_p e[k] \quad (17)$$

y la acción derivativa:

$$u_D[z] = \left(\frac{K_D N}{1 + NT_s \left(\frac{1}{z-1} \right)} \right) E(z) \quad (18)$$

En tiempo discreto:

$$u_D[k] = K_D N (e[k] - e[k-1]) - (NT_s - 1) u_D[k-1] \quad (19)$$

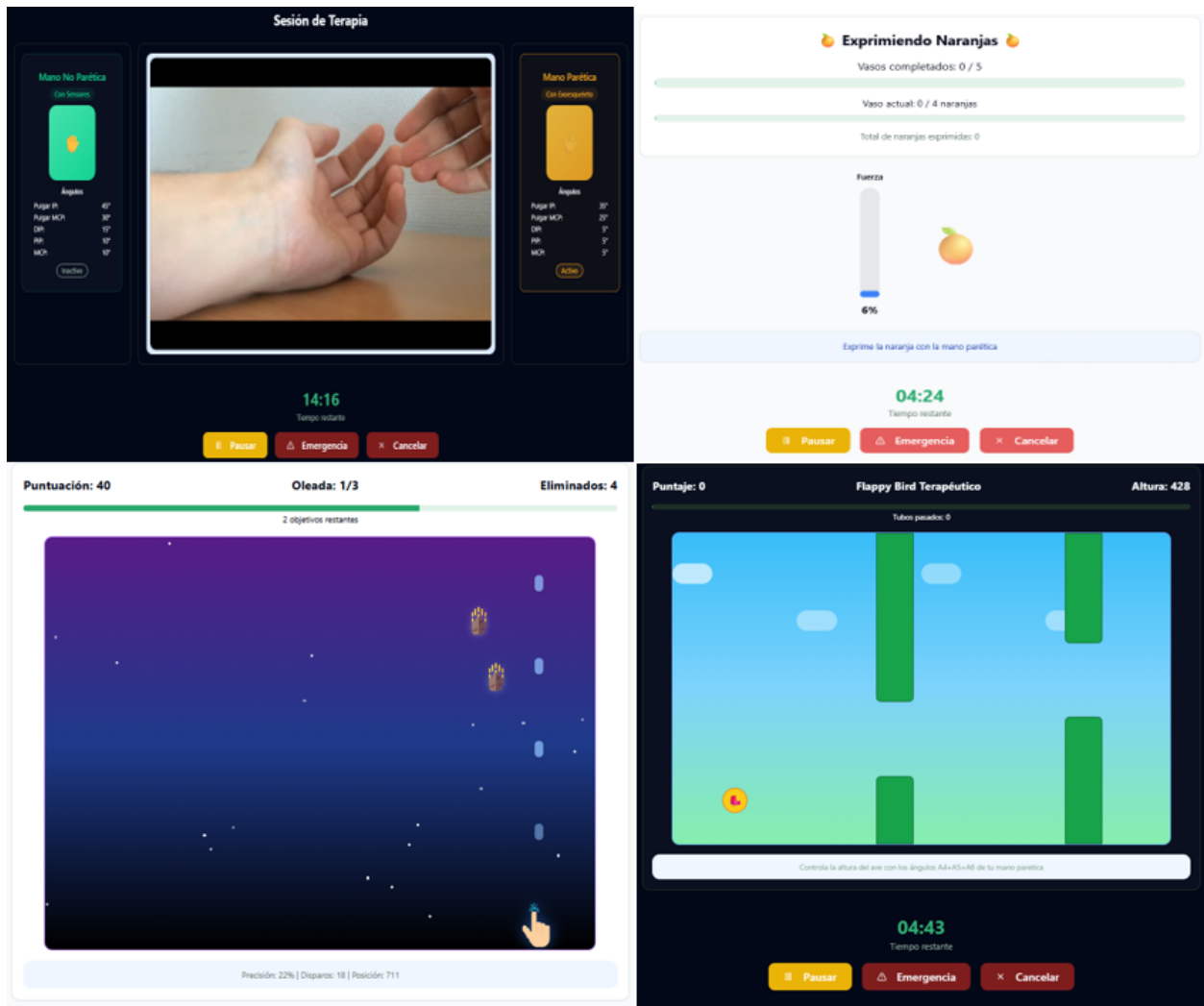
Finalmente, la acción de control es:

$$u[k] = u_p[k] + u_D[k] \quad (20)$$

Apéndice G. Interfaz Web

Figura G1

Modalidades de terapia



Nota. Visualización de las diferentes terapias.

Historial

Figura G2

Modalidades de terapia

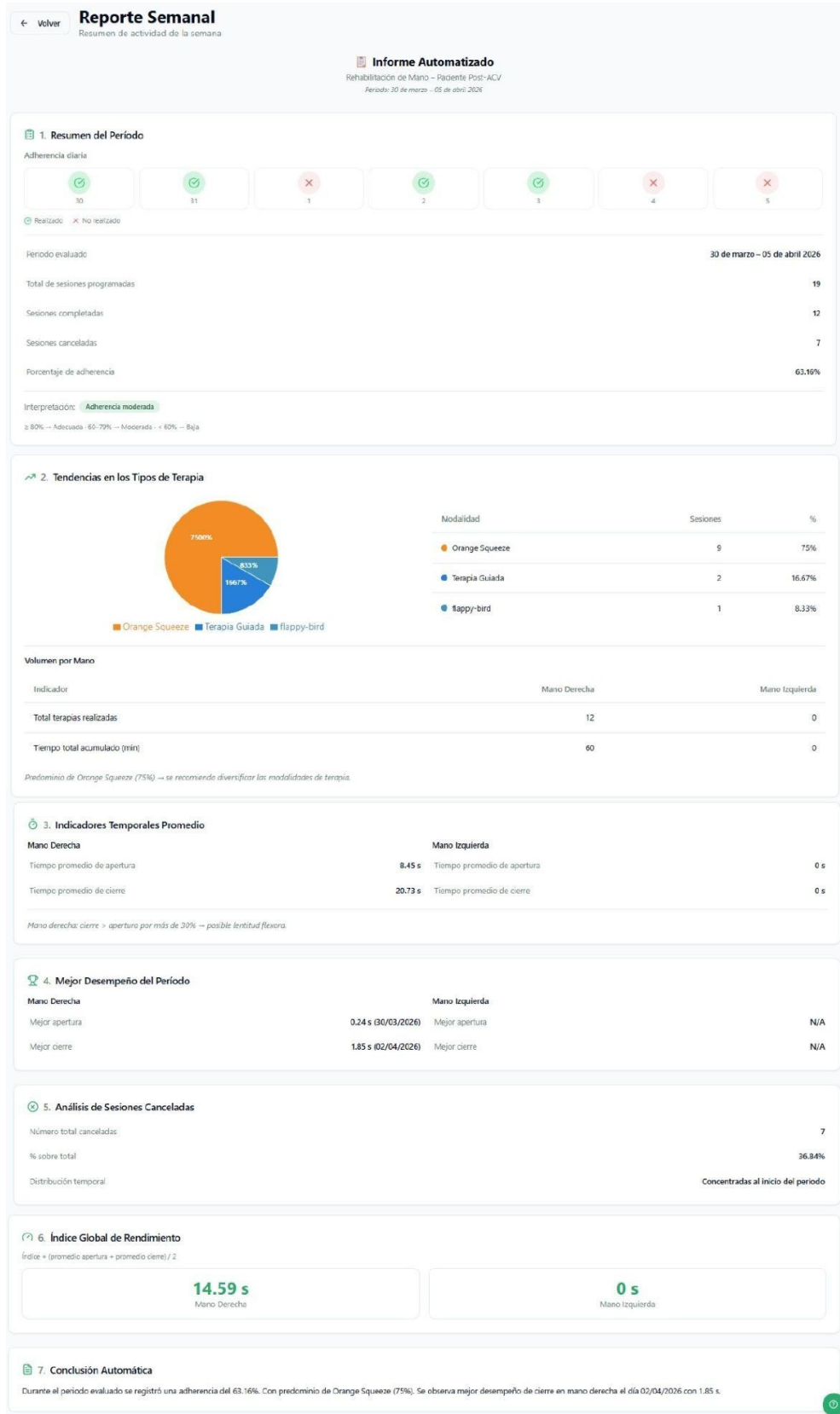


Nota. En este anexo se visualizar el formato que tiene el historial de la página.

Reporte Semanal

Figura G3

Reporte Semanal



Resultados de medición angular y error absoluto del sistema de captura de movimiento

Ángulo real (°)	Mín (°)	Máx (°)	Promedio (°)	Error (°)	Rango (°)
0	0	0	0.00	0.00	0
30	26	34	30.35	0.35	8
40	35	49	41.95	1.95	14
60	54	65	60.11	0.11	11
75	70	78	74.95	0.05	8
90	89	90	89.95	0.05	1

Apéndice H. Índices De Desempeño

Índices de desempeño de las aperturas del controlador PD

Tiempo (s)	Segmento	IAE	ISE	ITAE	ISU
6	Apertura 1	1.6621	0.5435	5.5902	710.6599
16.1	Apertura 2	1.1087	0.1300	5.3338	311.3207
12	Apertura 3	1.0769	0.1302	5.1569	293.4505
11.5	Apertura 4	1.3190	0.2009	6.1505	384.1728
8	Apertura 5	1.2925	0.2605	4.5612	420.5557
10.72	Promedio	1.2919	0.2530	5.3585	424.0319
10.72	Desv. Est.	0.2332	0.1713	0.5827	168.4575
10.72	CV (%)	18.05	67.70	10.87	39.73

Índices de desempeño de los cierres del controlador PD

Tiempo (s)	Segmento	IAE	ISE	ITAE	ISU
11.3	Cierre 1	1.3678	0.1926	7.2358	381.5674
12.1	Cierre 2	0.9390	0.0757	5.6763	229.0786
10.1	Cierre 3	1.3688	0.2036	5.8427	387.7187
10.6	Cierre 4	1.2671	0.1880	6.1463	362.9537
8	Cierre 5	1.3750	0.2816	5.1745	449.0977
10.42	Promedio	1.2635	0.1883	6.0151	362.0832
10.42	Desv. Est.	0.1869	0.0736	0.7679	81.0853
10.42	CV (%)	14.79	39.06	12.77	22.39

Índices de desempeño de las aperturas del controlador P

Segmento	Tiempo (s)	IAE	ISE	ITAE	ISU	ISU norm.
Apertura 1	11	2.1565	0.4914	13.2203	307.0971	27.9179
Apertura 2	19	2.9371	0.5305	24.5365	331.6487	17.4552
Apertura 3	22.7	3.0398	0.4906	35.3800	306.6310	13.5080
Apertura 4	20	3.0397	0.5675	28.9611	354.7371	17.7369
Promedio	18.175	2.7933	0.5200	25.5245	325.0285	19.1545
Desv. Est.	–	0.4273	0.0367	9.3330	22.9959	6.1530
CV (%)	–	15.2969	7.0664	36.5647	7.0750	32.1230

Índices de desempeño de los cierres del controlador P

Segmento	Tiempo (s)	IAE	ISE	ITAE	ISU	ISU norm.
Cierre 1	13	2.3367	0.5862	19.9702	366.4534	28.1887
Cierre 2	12	2.7340	0.6875	17.4371	429.6778	35.8065
Cierre 3	18.7	3.1762	0.6113	30.2556	382.0188	20.4288
Cierre 4	21	3.2839	0.5519	33.7201	344.9326	16.4254
Promedio	16.175	2.8827	0.6092	25.3458	380.7706	25.2123
Desv. Est.	–	0.4348	0.0576	7.8672	35.9760	8.5866
CV (%)	–	15.0848	9.4469	31.0396	9.4482	34.0570

Apéndice I. Resultados Encuestas

Evaluación del Guante

Criterio	Descripción	Promedio	Nivel
Tamaño del dispositivo	Ajuste del guante a la mano	3.94	★ Moderado
Peso del dispositivo	Ligereza y manejabilidad	4.94	★★★ Muy satisfecho
Facilidad de colocación	Ponerse/quitarse en < 2 min	4.00	★★ Satisfecho
Comodidad	Material y diseño sin molestias	4.19	★★ Satisfecho
Apariencia estética	Atractivo visual del prototipo	4.38	★★ Satisfecho
Facilidad de utilización	Control intuitivo del guante	4.60	★★★ Muy satisfecho
Seguridad	Sin pellizcos ni presiones dolorosas	4.56	★★★ Muy satisfecho
Funcionalidad/Precisión	Precisión percibida vs. visualizada	4.06	★★ Satisfecho

Nota. Resultados de los ocho criterios evaluados sobre el guante.

Evaluación de la Página Web

Criterio	Dimensión	Promedio	Nivel
El sistema es agradable de usar	Experiencia general	4.81	★★★ Muy de acuerdo
La interfaz resulta intuitiva	Facilidad de navegación	4.75	★★★ Muy de acuerdo
El historial es claro y conciso	Comprensión del historial	4.75	★★★ Muy de acuerdo
Actividades terapéuticas funcionales	Funcionamiento de actividades	4.13	★★ De acuerdo
Actividades terapéuticas adaptativas	Adaptabilidad de actividades	4.75	★★★ Muy de acuerdo
Interacción fluida y funcional	Fluidez de la interacción	4.88	★★★ Muy de acuerdo

Nota. Resultados de la evaluación de usabilidad y experiencia de usuario con el sistema de monitoreo web.