

Ciencias de la Ingeniería Mecatrónica (CIMT)**Diseño Conceptual y Control Mioeléctrico de un Exoesqueleto de Mano con actuadores lineales para Rehabilitación Motora Asistida****Conceptual Design and Myoelectric Control of a Hand Exoskeleton with linear actuators for Assisted Motor Rehabilitation**

Rogelio Acedo-Ruiz ^a, Dana Nicole Lizárraga-Pacheco ^b, Jorge Oswaldo Rivera-Nieblas ^{a,b}, Eduardo Chávez-Mendiola ^a, Juan Carlos Grijalva-Acuña ^{a,c}, Anna Carolina Bórquez-Zepeda ^b

^a Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Carreras de Ingeniería Biomédica, Semiconductores y Electrónica, Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Hermosillo, Ave. Tecnológico 115, Col. Sahuaro, C.P. 83170 Hermosillo, Sonora, México.

^b Carrera de Ingeniería Biomédica, Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Hermosillo, Ave. Tecnológico 115, Col. Sahuaro, C.P. 83170 Hermosillo, Sonora, México.

^c Departamento de Metal-Mecánica, Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Hermosillo, Ave. Tecnológico 115, Col. Sahuaro, C.P. 83170 Hermosillo, Sonora, México.

Correo electrónico: rogelio.acedor@hermosillo.tecnm.mx

(Recibido: 10 de diciembre 2024; Aceptado: 27 de diciembre 2024; Publicado: 01 de enero 2025)

Resumen

Existe una demanda significativa de dispositivos de rehabilitación de mano que sean accesibles, personalizables y adecuados para distintos grupos de pacientes, incluidos usuarios pediátricos y adultos con diversas necesidades. Este artículo presenta un marco teórico y un diseño conceptual de un exoesqueleto de mano de bajo costo, fabricado mediante impresión 3D y controlado por señales EMG de superficie, que activa actuadores lineales para asistir en movimientos de flexión y extensión de los dedos. Se describe la arquitectura mecatrónica propuesta, los criterios empleados para la selección de actuadores, así como el modelo de procesamiento de señales EMG, que incluye amplificación, filtrado, rectificación y cálculo de RMS, además de una lógica de control basada en un umbral con histéresis temporal para garantizar estabilidad. También se abordan consideraciones ergonómicas y lineamientos metodológicos que orientan hacia una futura validación experimental. Aunque no se presentan resultados prácticos, este planteamiento teórico respalda la viabilidad de una plataforma abierta, adaptable y de bajo costo para la rehabilitación motora.

Palabras claves: Exoesqueleto de mano, Rehabilitación pediátrica, Electromiografía (EMG), control mioeléctrico, Impresión 3D, Tecnología Asistiva.

Abstract

There is a significant demand for hand rehabilitation devices that are accessible, customizable, and suitable for different groups of patients, including both pediatric users and adults with diverse needs. This article presents a theoretical framework and a conceptual design of a low-cost hand exoskeleton, manufactured using 3D printing and controlled by surface EMG signals, which activates linear actuators to assist in flexion and extension movements of the fingers. The proposed mechatronic architecture is described, along with the criteria used for actuator selection, as well as the EMG signal processing model, which includes amplification, filtering, rectification, and RMS calculation, in addition to a control logic based on a threshold with temporal hysteresis to ensure stability. Ergonomic considerations are also addressed, together with methodological guidelines that point toward future experimental validation. Although no practical results are presented, this theoretical approach supports the feasibility of an open, adaptable, and low-cost platform for motor rehabilitation..

Keywords: Hand exoskeleton, pediatric rehabilitation, electromyography (EMG), myoelectric control, 3D printing, assistive technology.

1. Introducción

Las alteraciones motoras en la población pediátrica, ya sean de origen congénito o adquiridas (como en casos de parálisis cerebral, distrofia muscular o secuelas de accidentes cerebrovasculares) constituyen un desafío importante para la medicina de rehabilitación. [1]

La capacidad del paciente para interactuar con su entorno y desarrollar autonomía está estrechamente vinculada a su desarrollo motor, siendo la funcionalidad de la mano un componente clave en este proceso. En este contexto, las terapias de rehabilitación se complementan cada vez más con tecnologías asistivas avanzadas, que ofrecen un gran potencial para mejorar los resultados funcionales. [2]

Una de las tecnologías más prometedoras en este ámbito es el desarrollo de exoesqueletos robóticos. Estos dispositivos vestibles, diseñados para asistir o restaurar la función motora, se han consolidado como herramientas terapéuticas de gran valor. [3]

En la rehabilitación de la mano, los exoesqueletos facilitan la realización de movimientos repetitivos y dirigidos a tareas específicas, fundamentales para promover la neuroplasticidad, es decir, la reorganización de las conexiones neuronales que permite recuperar funciones perdidas. [4]

Al ofrecer asistencia activa y precisa, estos sistemas no solo mejoran la movilidad y la fuerza muscular, sino que también fomentan la participación activa del paciente en su propio proceso terapéutico. Sin embargo, el diseño de exoesqueletos para la rehabilitación pediátrica presenta desafíos particulares. Un enfoque de "talla única" resulta inadecuado, dado que las características anatómicas y las necesidades específicas varían considerablemente entre pacientes. [5]

Por esta razón, la personalización y adaptabilidad del dispositivo son fundamentales. Es imprescindible desarrollar sistemas que sean ligeros, cómodos y capaces de interpretar de forma intuitiva y confiable la intención de movimiento del usuario.

El valor agregado de esta propuesta frente a otras técnicas de rehabilitación radica en su combinación de bajo costo, adaptabilidad y control intuitivo mediante señales mioeléctricas. A diferencia de dispositivos comerciales rígidos o de difícil acceso, el exoesqueleto diseñado permite personalizar su tamaño y nivel de asistencia según las necesidades individuales de cada

paciente, incluyendo usuarios pediátricos. Además, al integrar actuadores lineales precisos y un control basado en la intención de movimiento, se promueve una rehabilitación más activa, participativa y funcional, lo que puede mejorar la eficacia terapéutica y fomentar la autonomía del paciente de manera más significativa que las técnicas convencionales.

Este trabajo presenta el diseño conceptual y la propuesta de desarrollo de un prototipo de exoesqueleto de mano enfocado en la rehabilitación motora, controlado mediante señales mioeléctricas (EMG) que captan la intención de movimiento directamente de la actividad muscular del usuario. La acción mecánica se realiza a través de actuadores lineales, seleccionados por su precisión y capacidad para generar la fuerza necesaria en los movimientos de flexión y extensión de los dedos.

La hipótesis central de este trabajo es que un exoesqueleto de mano de bajo costo, personalizado y controlado mediante señales mioeléctricas (EMG), puede proporcionar asistencia activa y precisa en los movimientos de flexión y extensión de los dedos, contribuyendo a mejorar la rehabilitación motora en pacientes pediátricos y adultos con alteraciones motoras. Se plantea que la combinación de un diseño ergonómico, actuadores lineales precisos y un control basado en la intención de movimiento permitirá una rehabilitación más funcional, participativa y efectiva que las técnicas convencionales o los dispositivos comerciales rígidos de difícil adaptación.

A continuación, se explican las secciones del artículo:

- 1) **Desarrollo:** Esta sección explica cómo se llevó a cabo el diseño del exoesqueleto y describe sus componentes principales. Se detallan la arquitectura mecánica, los actuadores lineales, el sistema de captura de señales EMG, la estructura vestible y los elementos de sujeción, así como la integración de todos los subsistemas para garantizar un funcionamiento coordinado.
- 2) **Metodología:** Establece los procedimientos que se seguirán para la creación y prueba del prototipo.
- 3) **Fabricación y ensamblaje:** Impresión 3D de las piezas, montaje de actuadores y sensores EMG.
- 4) **Calibración del EMG:** Ajuste de ganancia, filtrado y definición de umbrales de activación para cada usuario.
- 5) **Experimentación:** Describe las pruebas iniciales propuestas para evaluar la respuesta del sistema y la

asistencia en movimientos de flexión y extensión de los dedos.

- 6) **Resultados y discusión:** Analiza los hallazgos teóricos y la viabilidad del prototipo. Se discute cómo el diseño propuesto puede mejorar la eficacia terapéutica, promover la participación activa del paciente y ofrecer un enfoque más adaptable y funcional que las técnicas convencionales.
- 7) **Conclusiones:** Resume los aportes principales del trabajo, la factibilidad del prototipo y su potencial para apoyar la rehabilitación motora, destacando la importancia de sistemas adaptables, precisos y de bajo costo.

2. Desarrollo

El desarrollo del exoesqueleto de mano se fundamenta en un diseño mecatrónico que integra una estructura mecánica ligera, un sistema de actuación preciso, sensores para detectar la intención del usuario y una unidad de control encargada de procesar la información y ejecutar los movimientos.

El objetivo principal es crear un dispositivo funcional, de bajo costo y adaptable a las diversas necesidades de rehabilitación, con especial atención a la población pediátrica.

2.1 Arquitectura del sistema

La figura 1 presenta el flujo de información, comenzando con la selección del grupo muscular adecuado.

A partir de ahí, la señal eléctrica generada por la contracción muscular es captada por el electrodo EMG y enviada, junto con el acondicionamiento correspondiente, al microcontrolador.

Este último ejecuta la lógica de control programada para interpretar la intención de movimiento del usuario.

Finalmente, la señal de control activa la electrónica de potencia, la cual habilita el actuador lineal responsable de mover la estructura mecánica del exoesqueleto.

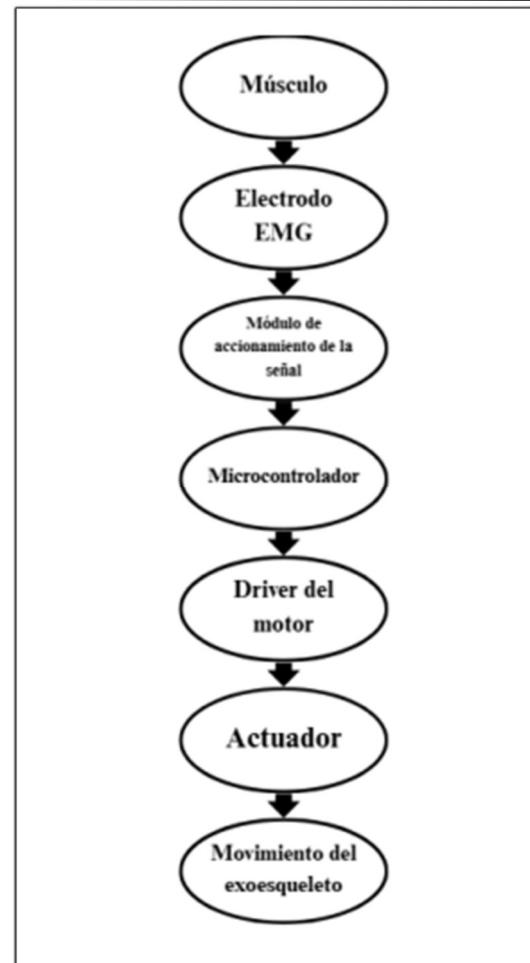


Fig. 1. Diagrama de bloques representativo del flujo de información.

La arquitectura del sistema se organiza en cuatro subsistemas principales:

- 1) **Subsistema mecánico (estructura física):** Se trata de un exoesqueleto diseñado para imprimirse en PLA mediante impresoras 3D. Se puede personalizar para ajustarse a las dimensiones de la mano del usuario. Su diseño prioriza la ligereza y la ergonomía.
- 2) **Subsistema de actuación (motores):** Formado por actuadores lineales eléctricos, encargados de generar los movimientos de flexión y extensión de los dedos. mediante uniones entre las falanges y barras de transmisión colocadas en puntos estratégicos.
- 3) **Subsistema de sensado o de detección y control:** Emplea un sensor de electromiografía (EMG) para registrar las señales eléctricas producidas por los músculos del antebrazo, las cuales se interpretan como indicios de la intención de movimiento del usuario.

- 4) Subsistema de procesamiento y alimentación:** Un microcontrolador se encarga de analizar las señales provenientes del sensor EMG y de accionar los actuadores correspondientes. El sistema cuenta con una batería portátil que proporciona la energía necesaria para el funcionamiento continuo del dispositivo.

2.2 Diseño y Fabricación del Exoesqueleto

La propuesta de diseño del exoesqueleto busca un movimiento independiente en cada dedo, cubriendo el rango de movimiento producido por un dedo humano en un plano sagital, integrando el movimiento de flexión y extensión por medio de un solo actuador.

En la figura 2 se muestra el diseño en 2D de un mecanismo a medida que, mediante uniones entre las falanges y barras de transmisión ubicadas en puntos de palanca, permite simular la apertura y el cierre de un dedo. Este mecanismo está concebido para ajustarse alrededor de los dedos del usuario, garantizando un acoplamiento ergonómico y cómodo durante su uso.

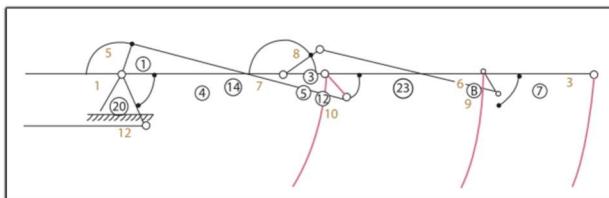


Fig. 2. Mecanismo 2D de un dedo del exoesqueleto.

Una vez definida la configuración, con dimensiones basadas en las medidas de la mano de un voluntario, se elaboró el diseño preliminar de un dedo y se realizó un modelado en el software SolidWorks®, de Dassault Systèmes® (como se muestra en la figura 3) para evaluar su factibilidad.

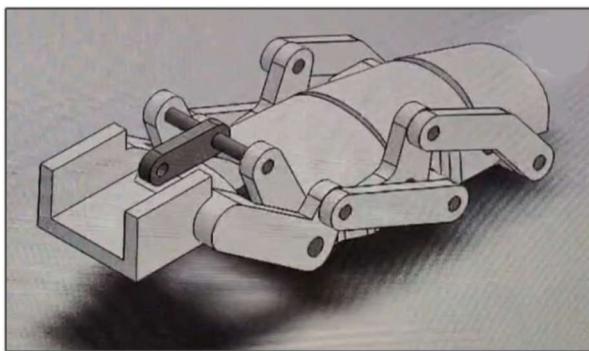


Fig. 3 Perspectiva tridimensional del dedo propuesto ensamblado.

Se propone que las piezas del prototipo se fabriquen en PLA mediante impresión 3D.

2.3 Sistema de actuación

Para generar los movimientos de flexo-extensión de los dedos, se propone utilizar actuadores lineales eléctricos compactos, asignando uno a cada dedo o a grupos de dedos según el diseño final. Estos actuadores fueron seleccionados por su movimiento preciso y controlado, así como por su diseño compacto y peso ligero, características esenciales en dispositivos vestibles. [7]

En comparación con otras tecnologías, como los actuadores neumáticos, los actuadores lineales rígidos ofrecen una mayor consistencia y repetibilidad en los movimientos, lo cual resulta crucial en terapias de rehabilitación. Además, destacan por su facilidad de control, su capacidad para proporcionar la fuerza necesaria para la asistencia pasiva y su compatibilidad con la estructura mecánica del dispositivo.

La tabla 1 presenta las especificaciones de los actuadores elegidos, estos poseen una carrera, un voltaje de operación y una capacidad de carga adecuados para replicar el rango natural de movimiento de los dedos, sin aplicar fuerzas excesivas que puedan resultar incómodas o perjudiciales para el usuario. [8]

Tabla 6. Especificaciones del actuador.

Modelo del actuador:	CNMAWAY LA-WR 12V-30mm-100N
Voltaje de operación:	12 VCD
Carrera:	30 mm
Fuerza máxima:	100 N (10.2 kg)
Velocidad sin carga:	15 mm/s
Material:	Aleación de aluminio

2.4 Adquisición y Procesamiento de Señales Mioeléctricas

La intención de movimiento del usuario se detecta mediante un Sensor de Electromiografía de superficie, como el mostrado en la figura 4. [9]

Para ello, se emplean tres electrodos de Ag/AgCl [10], en una configuración bipolar: dos electrodos de medición se colocan sobre el vientre de los músculos extensores del antebrazo, mientras que un electrodo de

referencia se posiciona en una prominencia ósea cercana, como el codo.

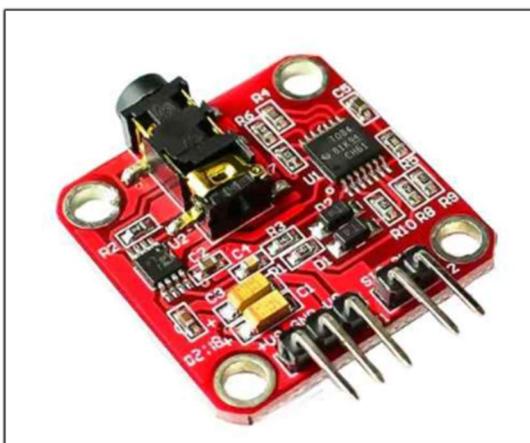


Fig. 4. Vista del módulo sensor EMG utilizado en el exoesqueleto.

La señal EMG cruda se procesa en varias etapas antes de ser utilizada para el control:

- 1) **Amplificación:** La señal es amplificada directamente por el módulo del sensor.
- 2) **Filtrado:** Se aplica un filtro de paso de banda (por ejemplo, entre 20 y 500 Hz) para eliminar el ruido generado por el movimiento y otras interferencias.
- 3) **Rectificación y suavizado:** La señal se rectifica (se toma el valor absoluto) y posteriormente se suaviza mediante el cálculo del valor cuadrático medio (RMS) en ventanas temporales de 150 ms, generando una envolvente que representa la intensidad de la contracción muscular.

2.5 Sistema de alimentación

La envolvente RMS de la señal EMG es capturada por una unidad de microcontrolador. La lógica para activar los actuadores se basa en un algoritmo de umbral sencillo pero robusto, diseñado para reducir al mínimo las activaciones involuntarias. El usuario manda una señal de activación únicamente cuando se cumplen dos condiciones simultáneamente:

- 1) La amplitud de la señal RMS supera un umbral de activación (t) predefinido.
- 2) La señal se mantiene por encima de t durante un tiempo de espera mínimo de 350 ms.

Este enfoque de "umbral con histéresis temporal" evita oscilaciones del sistema ante contracciones musculares breves o fluctuaciones en la señal.

La primera señal de activación provoca el cierre de cada dedo o de grupos de dedos, mientras que una segunda señal de activación se detecta para abrirlos. El sistema funciona mediante una lógica de *toggle*, en la que un solo sensor mioeléctrico alterna entre las acciones de cierre y apertura con cada señal recibida.

3. Metodología

La construcción del prototipo se llevará a cabo siguiendo los diseños previamente modelados.

3.1 Fabricación y ensamblaje

La fabricación y ensamblaje se realizará siguiendo estos pasos:

- 1) **Impresión 3D:** Los componentes de la estructura del exoesqueleto —como los soportes para la mano, las guías para los dedos y las carcasa— se fabricarán mediante impresión 3D utilizando tecnología de modelado por deposición fundida (FDM). Se empleará filamento de ácido poliláctico (PLA) por su rigidez, bajo peso y facilidad de impresión.
- 2) **Ensamblaje mecánico:** Los actuadores lineales serán montados en la estructura impresa, alineándolos con los ejes de movimiento de las falanges para asegurar una transmisión eficiente de la fuerza. Se plantea incorporar elementos de seguridad tales como topes mecánicos, limitación de fuerza y velocidad, y un interruptor de emergencia.
- 3) **Integración electrónica:** Se ensamblará el circuito electrónico conectando el sensor EMG, el microcontrolador y los controladores de los actuadores. Todos los componentes electrónicos, junto con las baterías de litio, tipo 18650, se alojarán en una carcasa compacta que garantice la portabilidad y seguridad del sistema.

3.2 Calibración del sensor EMG y configuración del control

Antes de realizar las pruebas funcionales, es necesario calibrar el sistema para adaptarlo a las características neuromusculares específicas de cada usuario. Los pasos a seguir son:

- 1) **Colocación de electrodos:** Los electrodos de superficie se posicionan sobre los músculos flexores y extensores del antebrazo del voluntario, siguiendo pautas anatómicas para optimizar la calidad de la señal.
- 2) **Determinación de la señal basal:** Se solicita al voluntario mantener el antebrazo en completa relajación durante 10 segundos. La señal EMG

registrada en este periodo se utiliza para establecer el nivel de ruido basal.

- 3) **Calibración de la contracción máxima voluntaria (MVC):** Se pide al usuario realizar varias contracciones musculares máximas (apretar y abrir la mano con la mayor fuerza posible). El valor RMS de la señal EMG durante estas contracciones se emplea como referencia para normalizar las mediciones posteriores.
- 4) **Ajuste del umbral de activación:** El umbral para activar el control se configura como un porcentaje de la MVC (por ejemplo, el 30%). Este valor se ajusta de manera iterativa para lograr un equilibrio adecuado entre la sensibilidad del sistema y la minimización de activaciones involuntarias. El tiempo mínimo de contracción se establece inicialmente en 350 ms.

3.3 Experimentación

Se propone realizar un estudio piloto con aproximadamente tres adultos sanos como validación inicial del sistema de control; el tamaño de la muestra se ajustará posteriormente según el análisis del poder estadístico.

Como criterio de inclusión, se seleccionan participantes con mano derecha dominante, ya que el dispositivo será montado en dicha mano durante todas las pruebas.

Cada sesión experimental tendrá una duración aproximada de 20 minutos por participante y seguirá un protocolo estandarizado dividido en tres fases: preparación, calibración y ejecución de tareas.

Fase 1: Preparación (*Setup*)

- El participante se sentará cómodamente en una silla, con el antebrazo derecho apoyado sobre una mesa.
- Se limpiará la piel sobre los músculos extensores del antebrazo con alcohol isopropílico para reducir la impedancia cutánea.
- Se colocarán los electrodos EMG conforme a la configuración descrita en la sección 2.4.
- Se ajustará el exoesqueleto en la mano del participante, asegurando las correas de velcro, o en su defecto con cinta quirúrgica, para una sujeción firme pero cómoda, verificando que no haya puntos de presión excesiva.

Fase 2: Calibración del Sistema

Para adaptar el control del dispositivo a las características neuromusculares de cada usuario, se seguirá este procedimiento:

- 1) **Registro basal:** Se solicitará al participante relajar completamente la musculatura del antebrazo durante 5 segundos. La señal EMG RMS promedio durante este periodo se definirá como el nivel de ruido basal.
- 2) **Contracción máxima voluntaria (MVC):** El participante realizará tres contracciones isométricas máximas de extensión de muñeca (abrir la mano con fuerza), manteniendo cada contracción por 3 segundos, con descansos de 10 segundos entre ellas. El valor pico promedio de la señal RMS durante estas contracciones se registrará como la MVC.
- 3) **Ajuste del umbral:** El umbral de activación (τ) se establecerá automáticamente en el 30 % de la MVC del participante, valor que la literatura respalda como adecuado para equilibrar sensibilidad y especificidad del control mioeléctrico. [6]

Fase 3: Ejecución de Tareas Funcionales

Al participante se le pedirá realizar una tarea repetitiva de control de movimiento:

La tarea consiste en ciclos de “cierre-apertura” de la mano, guiados por la activación del exoesqueleto.

Se realizarán 3 bloques de 10 repeticiones cada uno.

Cada repetición incluirá contraer el músculo para activar el cierre del exoesqueleto, mantener la contracción durante 2 segundos, y luego relajar el músculo para permitir la apertura del exoesqueleto, retornando a la posición inicial.

Se otorgará un descanso de 3 minutos entre bloques para reducir la fatiga muscular.

3.4 Adquisición y análisis de datos

Durante la fase de ejecución de tareas, tanto la señal EMG procesada (RMS) como el estado del actuador (activado/desactivado) serán registrados de manera sincronizada a una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Estos datos se guardarán para su posterior análisis, utilizando una hoja de cálculo.

Para cada participante, se calcularán las siguientes métricas cuantitativas de rendimiento:

- **Tiempo de respuesta (ms):** Intervalo de tiempo entre el momento en que la señal EMG RMS supera el umbral de activación (τ) y el envío del comando al actuador.

- **Tasa de éxito de activación (%)**: Porcentaje de contracciones voluntarias intencionadas que resultan de una activación efectiva del exoesqueleto.
- **Tasa de falsos positivos** (activaciones/minuto): Número de activaciones del dispositivo que ocurren durante períodos de relajación muscular. Un valor bajo en esta métrica indica un control más robusto y preciso.

Al final de esto se propone llevar a cabo una evaluación cualitativa mediante un breve cuestionario al finalizar la sesión. Los participantes calificarán aspectos como la comodidad y la facilidad de uso del exoesqueleto utilizando una escala Likert de 1 (muy deficiente) a 5 (excelente).

4. Resultados y discusión

Los resultados obtenidos se derivan tanto del proceso de diseño y desarrollo del exoesqueleto como de la metodología propuesta para calibración y validación inicial.

4.1 Resultados del desarrollo (Sección 2)

Durante la etapa de diseño se logró consolidar conceptualmente la arquitectura mecatrónica del sistema, integrada por cuatro subsistemas principales: mecánico, de actuación, de sensado y de procesamiento.

El diseño mecánico preliminar modelado en el *software* de CAD SolidWorks®, sugiere la factibilidad estructural y ergonómica de lo que sería un dedo individual del exoesqueleto. Se propone que las piezas sean fabricadas en PLA mediante impresión 3D, lo que garantiza ligereza y bajo costo.

En cuanto al sistema de actuación, se seleccionaron actuadores lineales eléctricos modelo CNMAWAY LA-WR 12V-30mm-100N, cuyas características de carrera, fuerza y velocidad resultan adecuadas para reproducir el rango de movimiento de los dedos de manera segura y repetible. Al diseño se propone incorporar elementos de seguridad, tales como topes mecánicos.

Respecto al procesamiento de señales mioeléctricas, se estableció un flujo de acondicionamiento compuesto por amplificación, filtrado en banda (20–500 Hz), rectificación y cálculo de RMS en intervalos de 150 ms. Este procesamiento alimenta una estrategia de control basada en umbral con histéresis temporal (~350 ms), implementada en un esquema tipo *toggle*, que permite

alternar entre las acciones de cierre y apertura de los dedos con un único canal EMG.

4.2 Resultados metodológicos (Sección 3)

En la etapa metodológica se planteó un procedimiento de fabricación y ensamble mediante impresión 3D de componentes estructurales, montaje de actuadores y la integración de un sensor EMG junto con un microcontrolador alimentado por batería portátil. Asimismo, se propuso un protocolo de calibración individualizado, que incluye la determinación de la señal basal, el cálculo de la contracción máxima voluntaria (MVC) y la definición del umbral de activación como un porcentaje ajustable de la MVC (aprox. 30 %), con el objetivo de adaptar la sensibilidad del sistema a cada usuario.

La validación experimental inicial se diseñó como un estudio piloto con tres voluntarios sanos, empleando la mano derecha dominante en un protocolo estandarizado de tres fases: preparación, calibración y ejecución de tareas funcionales.

Durante esta última, los participantes realizarán ciclos de cierre-apertura de la mano controlados por la actividad EMG, registrándose simultáneamente la señal procesada y el estado de los actuadores. A partir de estos datos se definieron métricas cuantitativas (tiempo de respuesta, tasa de éxito y tasa de falsos positivos) y una evaluación cualitativa basada en una Escala Likert de 1 a 5 para medir la comodidad y facilidad de uso del exoesqueleto.

4.3 Discusión

Los diseños modelados en *software* CAD sugieren que el sistema cumple con la asistencia prevista en los movimientos de flexión y extensión. Se propone una lógica de control basada en umbral con histéresis, la cual presenta resistencia frente a interferencias, reduciendo activaciones involuntarias.

Las simulaciones realizadas sugieren la viabilidad técnica del exoesqueleto como dispositivo de rehabilitación asistida, particularmente en población pediátrica, al combinar bajo costo, adaptabilidad y control intuitivo. Sin embargo, los resultados actuales se consideran preliminares y dependen de ser validados en pruebas experimentales con usuarios reales.

Futuras evaluaciones permitirán determinar con mayor precisión la efectividad clínica, la robustez del control y la aceptación del dispositivo en entornos de rehabilitación.

5. Conclusiones

A continuación, se presentan las conclusiones:

- **Apporte principal:** Se presentó un marco teórico y se propuso un diseño conceptual para un exoesqueleto de mano orientado a la rehabilitación pediátrica, controlado mediante señales EMG y actuadores lineales. La propuesta integra una arquitectura completa del sistema, criterios de selección de componentes y una estrategia de control basada en umbrales con histéresis temporal.
- **Viabilidad técnica:** El diseño sugiere viabilidad funcional para asistir el movimiento de flexo-extensión en manos infantiles, combinando portabilidad y personalización gracias al uso de tecnologías de impresión 3D, y considerando desde el inicio lineamientos de seguridad específicos para esta población.
- **Contribución respecto al estado del arte:** La propuesta presenta un flujo de procesamiento EMG sencillo, reproducible y de bajo costo, que podría funcionar como una plataforma abierta para investigaciones futuras y aplicaciones clínicas. Esta aproximación se alinea con iniciativas previas en el desarrollo de exoesqueletos pediátricos y sistemas de control mieléctrico.
- **Limitaciones actuales:** Hasta el momento, no se han reportado datos experimentales ni métricas objetivas relacionadas con la latencia, la fuerza de asistencia o la usabilidad del sistema. Por tanto, no es posible aún inferir su efectividad clínica.
- **Líneas de trabajo futuro:** Se prevé la validación experimental con participantes mediante calibración individual (%MVC) y tareas funcionales de cierre-apertura. Además, se plantea la evaluación cuantitativa de métricas como latencia, tasa de activación correcta, frecuencia de falsos positivos y nivel de confort, así como comparaciones con prototipos existentes y mejoras iterativas en el diseño ergonómico.

6. Agradecimientos

Agradecemos al Tecnológico Nacional de México Campus Hermosillo por todas las facilidades prestadas para el desarrollo de este trabajo y a PRODEP por los Apoyos de Fortalecimiento a Cuerpos Académicos en el proyecto: Diseño y elaboración de prótesis, usando técnicas de manufactura para sistemas mecatrónicos. Agradecemos también la colaboración del estudiante de ingeniería mecánica del Tecnológico Nacional de

México/Instituto Tecnológico de Hermosillo Zarik Jesús Navarro Fonseca por sus contribuciones en el diseño mecánico del exoesqueleto.

7. Referencias

- [1] F. A. Cordella, L. Ciancio, R. Sacchetti, A. Davalli, D. Cutti, L. Guglielmelli, and L. Zollo, "Literature review on needs of upper limb prosthesis users," *Frontiers in Neuroscience*, vol. 10, pp. 1-14, 2016.
- [2] S. Aggogeri, N. P. O. A. B. M. C. N. S. A. S. Aggogeri, "Robotic Systems for Hand Rehabilitation—Past, Present and Future," *Applied Sciences*, vol. 13, no. 1, p. 37, Dec. 2022.
- [3] N. J. C. Bai, P. C. T. V. d. Wetering, and G. M. Prange, "PEXO - A Pediatric Whole Hand Exoskeleton for Grasping Assistance in Task-Oriented Training," en 2019 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Toronto, ON, Canada, 2019, pp. 55-60.
- [4] G. F. T. Cicero, et al., "Neural Plasticity Changes Induced by Motor Robotic Rehabilitation in Stroke Patients: The Contribution of Functional Neuroimaging," *Brain Sciences*, vol. 13, no. 8, p. 1215, Aug. 2023.
- [5] J. L. C. U. A. G. S. I. O. A. M. H. V. M. D. L. C. C. I. S. S. A. G., "Current Trends and Challenges in Pediatric Access to Sensorless and Sensor-Based Upper Limb Exoskeletons," *Sensors*, vol. 21, no. 11, p. 3674, May 2021.
- [6] J. M. Oskoei and H. Hu, "Myoelectric control systems—A survey," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, no. 4, pp. 275-294, Oct. 2007.
- [7] Á. R. Aranceta-Garza, M. A. Padilla-Medina, J. R. García-Camacho, and M. A. Rentería-Marín, "RobHand: A hand exoskeleton for rehabilitation using linear actuators and EMG control," *IEEE Latin America Transactions*, vol. 18, no. 2, pp. 341-348, Feb. 2020.
- [8] Amazon, «Amazon.com.mx,» 23 06 2024. [En línea]. Available: <https://www.amazon.com.mx/Actuador-el%C3%A9ctrico-controlador-el%C3%A9ctrica-WR-Type/dp/B0DHSR7C9C?th=1>. [Último acceso: 10 11 2024].
- [9] «uelectronics.com,» 2023. [En línea]. Available: <https://uelectronics.com/producto/sensor-muscular-emg-analogico/?srslid=AfmB0ooo9MsfkGftW6ZRj->

[8npHG2_RrBaGXnduPzZOjv09Hl9onqNWyL.](#)

[Último acceso: 30 11 2024].

[10] Díaz San Martín, Alejandro. Estudio de capacidad de retención de iones cloruro con electrodos de Ag/AgCl.

Available:

<https://repositorio.upct.es/server/api/core/bitstreams/c95b419f-db1-4667-b96a-56766da6ce3c/content>. 2019.