

Diseño y Validación de un Modelo de exoesqueleto Robótico Funcional a Nivel de  
Laboratorio para Rehabilitación de Mano

Luis Fernando Niño Celis

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Electrónico.

Director

Jorge Eduardo Quintero Muñoz Especialista en Telecomunicaciones

Codirector

Jaime Guillermo Barrero Pérez Magister en Electrónica

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Bucaramanga

2021

## Tabla de Contenidos

<b>Introducción</b>	<b>10</b>
<b>1 Objetivos</b>	<b>11</b>
1.1 Objetivo General . . . . .	11
1.2 Objetivos Específicos . . . . .	11
<b>2 Marco teórico</b>	<b>12</b>
2.1 Principales causas de discapacidad de mano . . . . .	12
2.1.1 <i>Procesos postoperatorios</i> . . . . .	12
2.1.2 <i>Esclerosis múltiple</i> . . . . .	12
2.1.3 <i>Accidentes cerebrovasculares</i> . . . . .	13
2.2 Anatomía y fisiología de la mano . . . . .	14
2.2.1 <i>Estructura ósea</i> . . . . .	14
2.2.2 <i>Músculos</i> . . . . .	15
2.2.3 <i>Movimientos de la mano</i> . . . . .	17
2.3 Métodos terapéuticos de recuperación en pacientes con ACV . . . . .	19
2.3.1 <i>Movimiento pasivo continuo</i> . . . . .	19
2.3.2 <i>Electroterapia</i> . . . . .	20
2.3.3 <i>Terapia bilateral</i> . . . . .	21
2.3.4 <i>Electromiografía</i> . . . . .	22
2.4 Tecnologías de rehabilitación . . . . .	23
<b>3 Diseño</b>	<b>26</b>

DISEÑO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA REHABILITACIÓN DE MANO	3
3.1 Circuito de adquisición . . . . .	27
3.1.1 <i>Amplificación y filtrado</i> . . . . .	28
3.1.2 <i>Circuito de referencia</i> . . . . .	32
3.1.3 <i>Detector de envolvente</i> . . . . .	33
3.2 Microcontrolador . . . . .	34
3.3 Actuadores . . . . .	35
3.4 Sistema de control . . . . .	37
3.5 Sistema de alimentación . . . . .	39
3.6 PCB . . . . .	41
3.7 Exoesqueleto . . . . .	42
3.8 Electrodo . . . . .	44
3.9 Programa y aplicativo móvil . . . . .	45
3.9.1 <i>Modo Manual</i> . . . . .	46
3.9.2 <i>Modo EMG</i> . . . . .	47
3.9.3 <i>Modo Rutina</i> . . . . .	47
<b>4 Resultados</b>	<b>48</b>
4.1 Manufacturación . . . . .	48
4.2 Validación funcional . . . . .	50
4.2.1 <i>Lectura de señales EMG</i> . . . . .	50
4.2.2 <i>Exoesqueleto</i> . . . . .	51
4.3 Costos . . . . .	53
<b>5 Conclusiones</b>	<b>55</b>

DISEÑO DE UN EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA REHABILITACIÓN DE MANO	4
<b>6 Recomendaciones</b>	<b>56</b>
<b>Referencias bibliográficas</b>	<b>57</b>

## Lista de Figuras

Figura 1	<i>Estructura ósea de la mano.</i> . . . . .	15
Figura 2	<i>Músculos intrínsecos de la mano.</i> . . . . .	16
Figura 3	<i>Músculos extrínsecos de flexión y extensión de la mano.</i> . . . . .	17
Figura 4	<i>Clasificación de movimientos de la mano.</i> . . . . .	18
Figura 5	<i>Dispositivo de MPC.</i> . . . . .	20
Figura 6	<i>Dispositivo de electroterapia.</i> . . . . .	21
Figura 7	<i>Terapia bilateral.</i> . . . . .	22
Figura 8	<i>Electromiografía en rehabilitación.</i> . . . . .	23
Figura 9	<i>The Hand of Hope.</i> . . . . .	24
Figura 10	<i>Gloreha.</i> . . . . .	25
Figura 11	<i>Exohand.</i> . . . . .	25
Figura 12	<i>Amadeo.</i> . . . . .	26
Figura 13	<i>Diagrama general del dispositivo.</i> . . . . .	27
Figura 14	<i>Diagrama de bloques funcional AD8232.</i> . . . . .	28
Figura 15	<i>Filtro pasa altas.</i> . . . . .	29
Figura 16	<i>Filtro pasa bajas.</i> . . . . .	30
Figura 17	<i>Ancho de banda circuito de adquisición.</i> . . . . .	31
Figura 18	<i>circuito RLD.</i> . . . . .	33
Figura 19	<i>circuito MAV detector de envolvente.</i> . . . . .	33
Figura 20	<i>Ancho de banda con circuito MAV.</i> . . . . .	34
Figura 21	<i>Diagrama microcontrolador.</i> . . . . .	35

Figura 22	<i>Despiece actuador lineal.</i> . . . . .	36
Figura 23	<i>Respuesta del modelo obtenido para una entrada escalón de 8,1[V].</i> . . . . .	37
Figura 24	<i>Sistema implementado en Simulink.</i> . . . . .	38
Figura 25	<i>Respuesta del sistema para diferentes valores de <math>K_{PD}</math>.</i> . . . . .	38
Figura 26	<i>circuito de control de motores.</i> . . . . .	40
Figura 27	<i>Circuito Conversor DC-DC a 3,3[V].</i> . . . . .	41
Figura 28	<i>PCB diseñada.</i> . . . . .	42
Figura 29	<i>Sistema de flexión del exoesqueleto.</i> . . . . .	43
Figura 30	<i>Exoesqueleto diseñado.</i> . . . . .	44
Figura 31	<i>Ubicación de electrodos superficiales.</i> . . . . .	45
Figura 32	<i>Diagrama de la lógica del programa.</i> . . . . .	46
Figura 33	<i>Interfaz aplicativo móvil.</i> . . . . .	48
Figura 34	<i>Implementación del exoesqueleto diseñado.</i> . . . . .	49
Figura 35	<i>PCB soldada.</i> . . . . .	50
Figura 36	<i>Visualización de señales EMG.</i> . . . . .	51
Figura 37	<i>Movimiento de la mano.</i> . . . . .	52
Figura 38	<i>Movimiento del pulgar.</i> . . . . .	53

## Lista de Tablas

Tabla 1	<i>Características filtro pasa altas</i> . . . . .	30
Tabla 2	<i>Características filtro pasa bajas</i> . . . . .	31
Tabla 3	<i>Características filtro pasa banda</i> . . . . .	32
Tabla 4	<i>Consumo de corriente máximo del dispositivo</i> . . . . .	40
Tabla 5	<i>Ángulos de articulaciones MCP y PIP.</i> . . . . .	52
Tabla 6	<i>Ángulos de articulaciones MCP e IP.</i> . . . . .	53
Tabla 7	<i>Costos de materiales</i> . . . . .	54

## Resumen

**Título:** Diseño y Validación de un Modelo de exoesqueleto Robótico Funcional a Nivel de Laboratorio para Rehabilitación de Mano.\*

**Autor:** Luis Fernando Niño Celis \*\*

**Palabras clave:** Exoesqueleto de mano, Electromiografía, Rehabilitación, Robótica

**Descripción:** La discapacidad en las manos es una de las mayores limitaciones que afecta la calidad de vida de una persona, reduciendo su autonomía para realizar actividades cotidianas. Actualmente existen diferentes tecnologías y dispositivos comerciales que ayudan a los terapeutas a realizar de forma eficiente y más rápida el proceso de rehabilitación, pero son muy costosos, de gran volumen y no se encuentran disponibles en Colombia, por lo que personas de escasos recursos no pueden acceder a ellas.

En este trabajo se describe el proceso de diseño y fabricación de un Exoesqueleto robótico compacto, liviano y de bajo costo para realizar terapias de rehabilitación. El dispositivo cuenta con una estructura de exoesqueleto nueva con 5 grados de libertad, 2 canales de lectura de señales de electromiografía (EMG), un circuito encargado del control y la comunicación vía WiFi con una aplicación móvil desde la cual se controlan las principales variables del sistema, se programan rutinas de ejercicios y se visualizan las envolventes de las señales EMG leídas. El dispositivo no se conecta a elementos externos además y pesa 450[g] lo que lo hace compacto y cómodo de usar, éste permite realizar terapias de movimiento pasivo continuo, bilateral o de espejo, y de EMG.

---

\*Trabajo de grado

\*\*Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director Jorge Eduardo Quintero Muñoz Especialista en telecomunicaciones . Codirector Jaime Guillermo Barrero Pérez Magister en Electrónica

## Abstract

**Title:** *Design and Validation of a Functional Robotic Lab-Level Model of a Exoskeleton for Hand Rehabilitation\**

**Autor:** Luis Fernando Niño Celis\*\*

**Key words:** Hand exoskeleton, Electromyography, Rehabilitation, Robotics

**Description:** Hand disability is one of the major limitations that affect the quality of life of a person, reducing their autonomy to perform daily activities. Currently there are different technologies and commercial devices that help therapists to perform the rehabilitation process in an efficient and faster way, but they are very expensive, of large volume and are not available in Colombia, so that people of limited resources cannot access them.

This work describes the design and fabrication process of a compact, light and low cost robotic exoskeleton to perform rehabilitation therapies. The device has a new exoskeleton structure with 5 degrees of freedom, 2 electromyography (EMG) signal reading channels, a circuit in charge of control and communication via WiFi with a mobile application from which the main variables of the system are controlled, exercise routines are programmed and the envelopes of the EMG signals read are visualized. The device is not connected to external elements and weighs 450[g] which makes it compact and comfortable to use, it allows to perform continuous passive movement, bilateral or mirror, and EMG therapies.

---

\*Bachelor Thesis

\*\*Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director Jorge Eduardo Quintero Muñoz Especialista en telecomunicaciones . Codirector Jaime Guillermo Barrero Pérez Magister en Electrónica

## Introducción

La mano es una de las herramientas más útiles con las que cuenta el ser humano, ésta le ha permitido interactuar con su entorno y manipularlo para adaptarse mejor. Cuando una persona pierde movilidad en sus manos, su calidad de vida se ve afectada por la falta de autonomía para realizar actividades cotidianas, empezando a depender de los demás para ello. La principal causa son de la discapacidad en las manos son los accidentes cerebrovasculares. Estos son alteraciones en el flujo sanguíneo hacia el cerebro y pueden derivar en la muerte o afecciones a diferentes sistemas del cuerpo como el sistema motor.

Actualmente la ingeniería biomédica ha desarrollado diferentes tecnologías y dispositivos para asistir a los terapeutas en la realización de sus actividades, especialmente aquellas que se basan en hacer movimientos repetitivos como el movimiento pasivo continuo y la terapia bilateral. Estos dispositivos permiten reducir su carga laboral, aumentar su capacidad de trabajo y acelerar el proceso de rehabilitación de los pacientes. Desafortunadamente las tecnologías disponibles son de alto costo y no se encuentran en el mercado local por lo que hay que importarlas, lo que aumenta aún más su costo y no permite que un gran porcentaje de la población colombiana pueda acceder a ellas. Esto hace necesario el desarrollo de este tipos de tecnologías a nivel local, buscando construir dispositivos de bajo costo pero que permitan alcanzar los mismos resultados con un alto grado de confianza.

Este proyecto busca desarrollar y documentar el proceso de diseño de un modelo funcional de exoesqueleto robótico de bajo costo para realizar terapias de rehabilitación, permitiendo mejorar la motricidad de las manos en pacientes con discapacidad y con esto hacer un aporte en el campo de estudio e investigación en Ingeniería Biomédica.

## 1. Objetivos

### 1.1. Objetivo General

Diseñar y validar un modelo de exoesqueleto robótico funcional a nivel de laboratorio para rehabilitación de mano.

### 1.2. Objetivos Específicos

- Diseñar un modelo de exoesqueleto para mano derecha compacto y económico que pueda ayudar en la rehabilitación de pacientes con discapacidad.
- Controlar y programar rutinas de ejercicios del modelo de exoesqueleto desde un aplicativo móvil.
- Validar funcionalmente a nivel de laboratorio el modelo de exoesqueleto.

## 2. Marco teórico

### 2.1. Principales causas de discapacidad de mano

La parálisis, espasticidad o pérdida de fuerza en las manos son discapacidades que se deben a distintas causas como procesos postoperatorios, esclerosis múltiple, trauma craneo-encefálico y accidentes cerebrovasculares (ACV), entre otros. De estos la principal causa de discapacidad según la Organización Mundial de la Salud (OMS) son los ACV.

#### 2.1.1. *Procesos postoperatorios*

Los procesos postoperatorios pueden dejar secuelas en la movilidad de las manos de los pacientes por la gravedad del procedimiento o por la inmovilización de éstas por un periodo de tiempo prolongado, por ello, para su recuperación se emplea un proceso multidisciplinar que incluyen terapias para ayudar a los pacientes a recuperar su movilidad (Tran & Raucoles, 2019).

#### 2.1.2. *Esclerosis múltiple*

La esclerosis múltiple es una enfermedad crónica del sistema nervioso central la cual afecta las funciones sensoriales, destrezas motoras, cognitivas y de interacción social. Esta enfermedad actualmente no tiene cura, por lo que sólo se pueden tomar medidas que busquen prevenir su avance y repercusiones (Abal et al., 2020).

### **2.1.3. *Accidentes cerebrovasculares***

Los ACV son la principal causa de discapacidad y se generan a raíz de alteraciones en el flujo sanguíneo hacia el cerebro, si a éste no le llega la suficiente cantidad de sangre con el oxígeno y los nutrientes necesarios, las células cerebrales empiezan a morir rápidamente. Existen dos tipos principales de ACV: el isquémico que se ocasiona por un coágulo sanguíneo y el hemorrágico que se ocasiona por un vaso sanguíneo roto, lo cual bloquea o corta el flujo de sangre en el cerebro ocasionando la muerte o daños irreversibles en diferentes zonas cerebrales que derivan en la pérdida de las funciones asociadas a éstas (National Health Service (NHS), 2015).

Las causas comúnmente asociadas a los ACV son una dieta malsana, la inactividad física, el consumo de tabaco y el consumo nocivo de alcohol lo cual se puede relacionar con la cultura y economía. Un estudio de incidencia realizado por Feigin et al.(2009) muestra que en países de altos ingresos los casos de ACV se han reducido en un 40 % mientras que en los de bajos ingresos han aumentado.

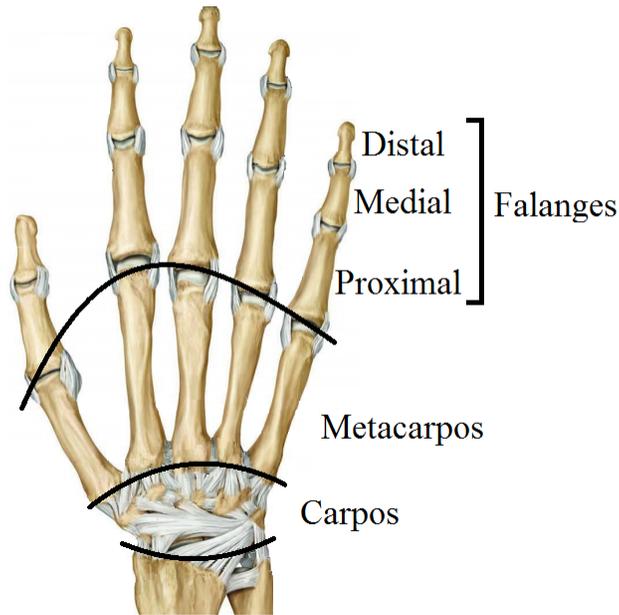
Según la OMS al año cerca de 15 millones de personas en el mundo sufren ACV. Localmente en Colombia, sólo entre los años 2011 a 2015 se atendieron más de 75.000 casos de los cuales fallecieron 32.557 personas y 6.265 quedaron con algún tipo de discapacidad (Arenas y Lucumí, 2019), además, el Observatorio Nacional de Salud (2015) reportó que Santander es uno de los departamentos con las tasas de prevalencia más altas del país.

## **2.2. Anatomía y fisiología de la mano**

La mano es una de las herramientas más útiles y morfológicamente complejas con las que el ser humano cuenta, ésta le ha dado a los humanos una clara ventaja frente a otras especies, dotándolo de habilidades que le permitieron interactuar con su entorno, creando herramientas como refugio, lenguaje corporal, tecnología, mejorar sus habilidades de caza, entre muchas otras.

### **2.2.1. Estructura ósea**

La mano tiene 27 huesos divididos en 3 grupos, los carpos, los metacarpos y las falanges, estos en conjunto con las articulaciones conforman la estructura de la mano como se observa en la figura 1. Los carpos son 8 huesos dispuestos en 2 filas que forman la articulación de la muñeca y son la base estructural de la mano. De los 5 huesos metacarpos el segundo y el tercero asociados respectivamente a los dedos índice y medio están fijos al grupo de los carpos, los demás metacarpos tienen cierto rango de movimiento (ROM), en especial el asociado al pulgar. Por último están los falanges que forman los dedos, éstos se pueden a su vez dividir en tres grupos, el pulgar quien posee el mayor ROM de los dedos, el índice quien es el principal apoyo del pulgar para tomar objetos y por último, teniendo un movimiento estrechamente relacionado entre sí están los dedos medio anular y meñique quienes se comportan como una prensa estabilizadora (Arias, 2012).

**Figura 1:** *Estructura ósea de la mano.*

Nota. Adaptado de Atlas of Anatomy 2nd ed. (p. 284), por M. Schuenke et al. (ilustraciones por M. Vall K. Wesker), 2014, Thieme.

### 2.2.2. *Músculos*

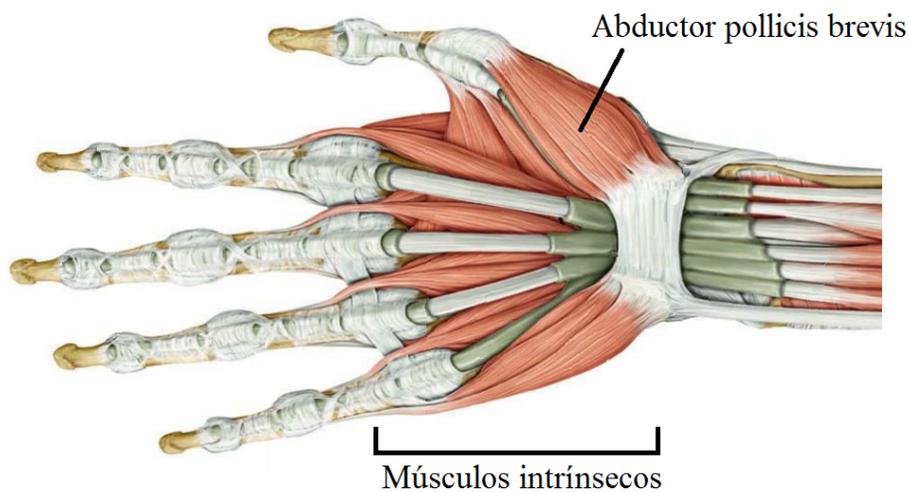
El movimiento de la mano está controlado por 39 músculos activos, los cuales se contraen y relajan para mover los dedos a lo largo de todo su ROM para realizar los movimientos básicos. Estos movimientos se pueden clasificar como los asociados al pulgar, a la extensión y a la flexión del índice, medio, anular y meñique.

A los músculos ubicados en la mano se les conoce como intrínsecos y los ubicados en el antebrazo como extrínsecos, éstos últimos se encargan de los movimientos de gran amplitud y de dar potencia al agarre (Pascual, 2012).

En el movimiento del pulgar se involucran 5 músculos intrínsecos y 9 músculos extrínsecos

ubicados en el antebrazo bajo los músculos encargados de mover los demás dedos. La figura 2 presenta el principal músculo intrínseco encargado de la abducción del pulgar, el abductor pollicis brevis. Éste hace un movimiento perpendicular a la palma de la mano, separando el pulgar de ésta y haciendo que se le oponga para asistir los movimientos de agarre (Hirt et al., 2015).

**Figura 2:** *Músculos intrínsecos de la mano.*

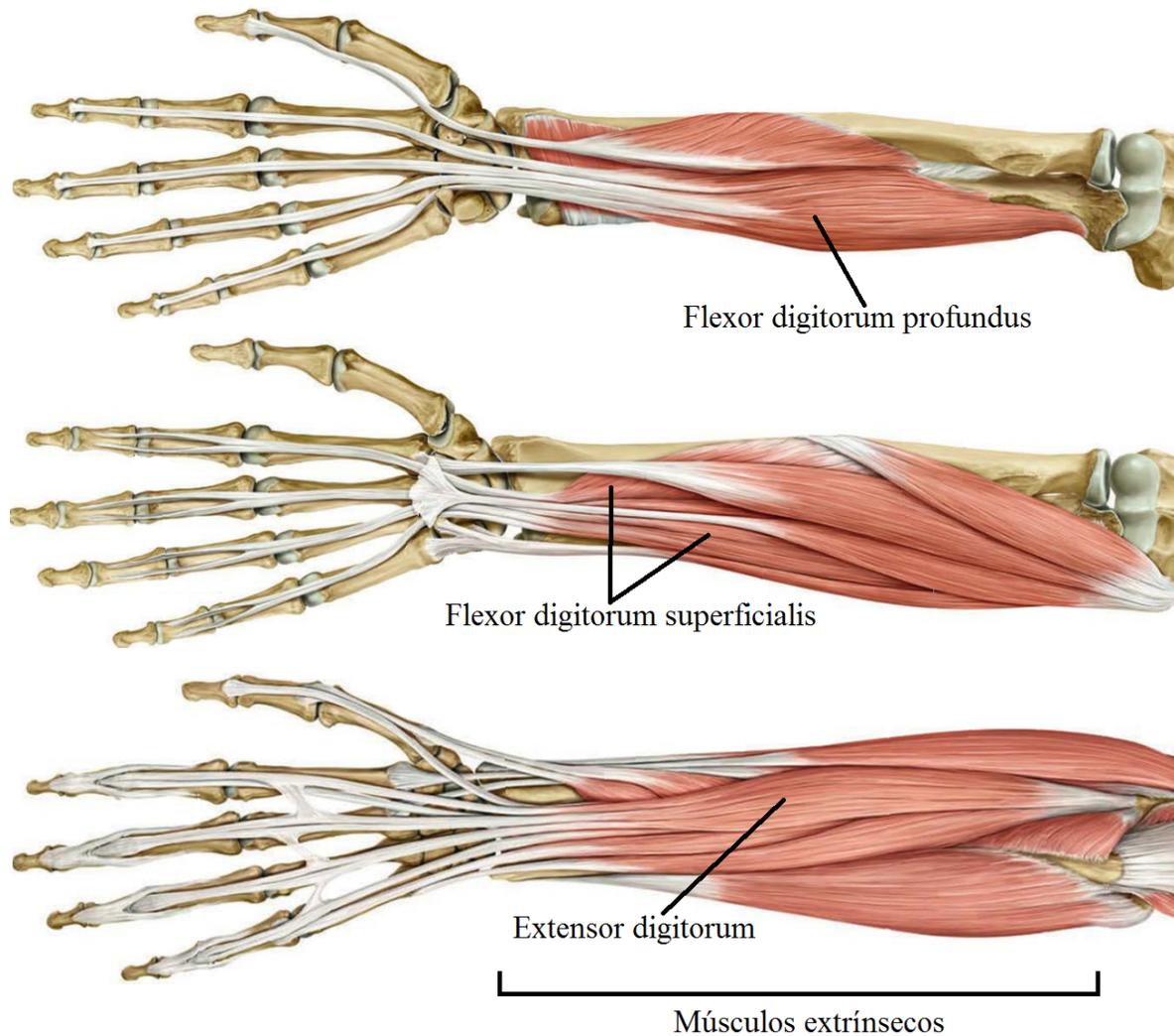


Nota. Adaptado de Atlas of Anatomy 2nd ed. (p. 344), por M. Schuenke et al. (ilustraciones por M. Vall K. Wesker), 2014, Thieme.

Los dedos índice, medio, anular y meñique están controlados principalmente por dos conjuntos de músculos extrínsecos, los flexores y los extensores. Los flexores se encargan del cierre de los dedos, dividiéndose en dos grupos, los flexor digitorum profundus y los flexor digitorum superficialis los cuales se ramifican y conectan a los falanges distales y mediales respectivamente. Los extensores se agrupan en el extensorum digitorum el cual se ramifica y se conecta a las falanges mediales y distales como se ilustra en la figura 3 (Schuenke et al.,

2014).

**Figura 3:** *Músculos extrínsecos de flexión y extensión de la mano.*



Nota. Adaptado de Atlas of Anatomy 2nd ed. (p. 315, 340), por M. Schuenke et al. (ilustraciones por M. Vall K. Wesker), 2014, Thieme.

### 2.2.3. *Movimientos de la mano*

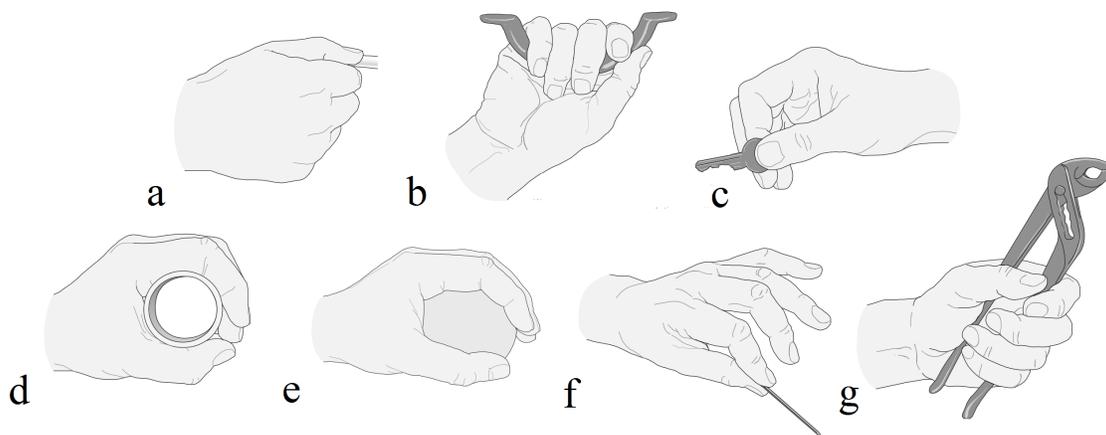
La mano humana puede realizar gran variedad de movimientos y desarrollar tareas complejas gracias a la gran cantidad de músculos, ligamentos y articulaciones que tiene, esto

también se debe al pulgar y su habilidad de oponerse a los demás dedos para conseguir agarres de potencia y precisión.

El cerebro dedica al control y sentido de la mano, aproximadamente la misma área de la corteza motora que dedica a los brazos, las piernas y el tronco juntos (De la Cruz, 2020). Esto permite el desarrollo de habilidades como la esterogénesis, que es la identificación de los objetos de acuerdo a su forma, volumen y consistencia por medio del tacto.

Los movimientos de la mano dependen principalmente del pulgar y el índice, estos se consideran de mayor utilidad o importancia para sujetar diferentes objetos o realizar tareas que implican destreza o motricidad fina. Los movimientos se pueden agrupar en diferentes categorías, Schuenke et al.(2014) los clasifica como se puede apreciar en la figura 4, **a** agarre palmar, **b** empuñadura de gancho, **c** empuñadura de llave, **d** agarre cilíndrico, **e** agarre esférico, **f** pinza o agarre de precisión y **g** empuñadura de potencia.

**Figura 4:** *Clasificación de movimientos de la mano.*



Nota. Adaptado de Atlas of Anatomy 2nd ed. (p. 292, 295, 370, 372), por M. Schuenke et al. (ilustraciones por M. Vall K. Wesker), 2014, Thieme.

### **2.3. Métodos terapéuticos de recuperación en pacientes con ACV**

El cerebro humano es el objeto más complejo descubierto en el universo debido a su cantidad de conexiones y organización. Tiene la capacidad de regenerarse anatómica y funcionalmente luego de sufrir ciertos tipos de lesiones, por ello se favorece la reorganización cortical en base a la práctica y la experiencia para reaprender las funciones perdidas al sufrir un ACV, entre ellas, las funciones motoras, a esta habilidad del cerebro se le llama plasticidad neuronal o neuroplasticidad (Sierra y León, 2019).

El proceso de rehabilitación posterior a un ACV se recomienda que sea integral, articulando asistencia médica, terapéutica, psicológica y motivacional, siendo esta última brindada especialmente por parte de la familia del paciente. Este proceso se debe hacer lo antes posible pues con el tiempo los músculos empiezan a sufrir atrofia y puede hacer más lenta la recuperación de la movilidad (Kelley & Borazanci, 2009). Existen diferentes métodos terapéuticos orientados a conseguir diferentes resultados, éstos se pueden combinar para obtener una mejor recuperación pero es importante no sobre cargar al paciente ya que se puede generar un efecto contrario al deseado.

#### **2.3.1. *Movimiento pasivo continuo***

El movimiento pasivo continuo (MPC) o flexión repetitiva de las extremidades afectadas de extremo a extremo en todo su Rango de Movimiento (ROM, por sus siglas en inglés) es un método muy usado en pacientes que han sufrido un ACV, especialmente cuando una extremidad queda espástica. Estos ejercicios se realizan por medio un agente externo, ya sea un robot o un fisioterapeuta, lo que significa que el paciente no hace ningún esfuerzo. si se

practican de manera constante ayudan al paciente a recuperar sus funciones motoras (De La Cruz, 2020). Uno de los dispositivos usados en MPC se puede ver en la figura 5 el cual se encarga del movimiento de la muñeca.

**Figura 5:** *Dispositivo de MPC.*



Nota. Tomado de Artromot-H ([https://www.djoglobal.eu/en\\_UK/Artromot-H-74878.html](https://www.djoglobal.eu/en_UK/Artromot-H-74878.html)).

### **2.3.2. Electroterapia**

La electroterapia o estimulación eléctrica funcional es un procedimiento donde al paciente se le ubican electrodos sobre los músculos de la zona de interés con el propósito de desencadenar un potencial de acción mediante impulsos eléctricos y así contraer y relajar los músculos. Se aplica una corriente bidireccional para no polarizar la zona estimulada donde se varían parámetros como intensidad, tipo de modulación, duración de los pulsos, frecuencia y duración de la sesión. En vista de sus cualidades, propiedades terapéuticas, se usa tanto para electroestimulación analgésica como excitomotriz, siendo especialmente útil para tratar la espasticidad (Crépon et al., 2008). La figura 6 muestra un dispositivo de electroterapia durante una sesión.

**Figura 6:** *Dispositivo de electroterapia.*



Nota. Tomado de Inicio y avances de la Electroterapia. Por Martinez J., 2019 (<https://interferenciales.com.mx/blogs/noticias/electroterapia>).

### **2.3.3. *Terapia bilateral***

La coordinación natural entre los miembros para realizar tareas cotidianas como vestirse, lavarse o mover objetos, permite desarrollar métodos de rehabilitación como la Terapia bilateral, donde se aprovechan los movimientos de la extremidad sana para activar la propiocepción y el área de la corteza premotora del cerebro, induciendo así el movimiento normal de la extremidad afectada. Para estas terapias se ubica un espejo en el plano sagital medio del paciente, de tal forma que éste crea que está observando sus dos extremidades como se observa en la figura 7, así cuando realice un movimiento con su extremidad sana parecerá que ambas se mueven a la vez. Se ha comprobado que este tipo de terapias aumenta la excitabilidad de las mismas zonas del cerebro que con los movimientos reales, esto se da gracias a las neuronas asociadas al aprendizaje de nuevas habilidades mediante la inspección visual de la habilidad (Pareja, 2016).

**Figura 7:** *Terapia bilateral.*

Nota. Tomado de La terapia en espejo mejora la movilidad del miembro superior. Por Departamento de Terapia Ocupacional, 2021 (<https://emalbacete.es/la-terapia-en-espejo-mejora-la-movilidad-y-sensibilidad/>).

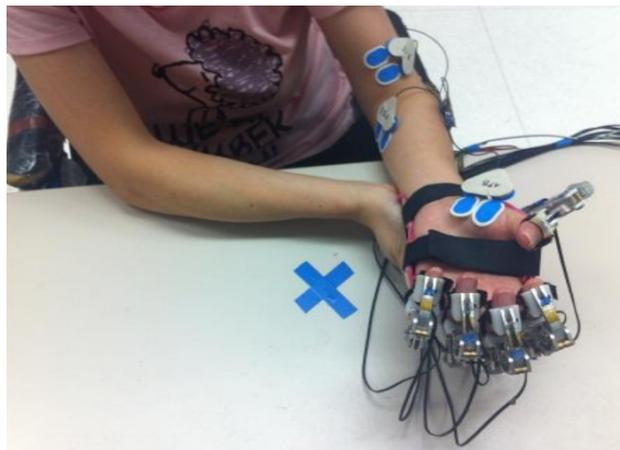
#### 2.3.4. *Electromiografía*

Los músculos reciben estímulos eléctricos del cerebro a través de los nervios motores, esto genera potenciales de acción en las membranas celulares haciendo que los músculos se contraigan o relajen. Al registro eléctrico de estos potenciales se le conoce como Electromiografía (EMG), se necesita tomar la señal con un circuito de adquisición adecuado ya que son de muy baja amplitud ( $\leq 10[mV]$ ) y susceptibles al ruido. La lectura de señales EMG se ha convertido en una herramienta muy útil para obtener información del cuerpo especialmente en ciencias de la rehabilitación y deportes, generando gran cantidad de material científico cada año (Vigotski et al., 2018).

En rehabilitación post ACV cuando el paciente ha recuperado una parte de sus funciones motoras y puede realizar suaves movimientos pero no puede cubrir todo su ROM o carece de

fuerza, se utiliza la lectura de estas pequeñas señales EMG a través de electrodos como se observa en la figura 8 para detectar la intención de movimiento del paciente para asistirlo en el movimiento ampliando su ROM y dándole la fuerza necesaria para poder agarrar objetos entre otras funciones (Ockenfeld et al., 2013).

**Figura 8:** *Electromiografía en rehabilitación.*



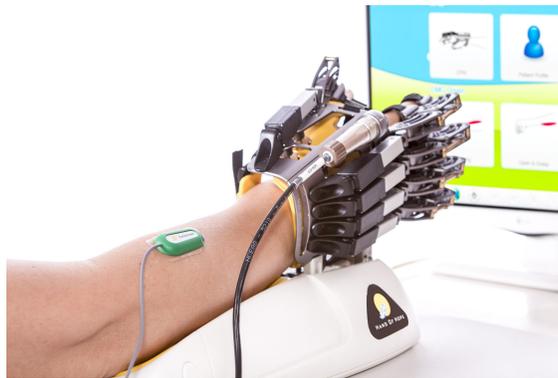
Nota. Tomado de Fine finger motor skill training with exoskeleton robotic hand in chronic stroke: Stroke rehabilitation. Por Ockenfeld, C. et al., 2013, IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics.

#### 2.4. Tecnologías de rehabilitación

El desarrollo de conocimientos y tecnologías para la rehabilitación de ACV ha sido un tema de mucho interés por parte de la comunidad científica e industrial, lo que ha llevado a la creación de múltiples herramientas orientadas a apoyar y mejorar este proceso, algunas han llegando al sector comercial donde se han posicionado como las herramientas preferidas por los fisioterapeutas y centros de rehabilitación a la hora de tratar pacientes con limitaciones motoras luego de un ACV.

El exoesqueleto robótico de mano *The Hand of Hope* presentado en la figura 9 trabaja con señales EMG, éste identifica las intenciones de movimiento del paciente con Máquinas de soporte de vectores y Clasificadores bayesianos. El equipo está compuesto por el exoesqueleto, una base para apoyarlo donde se ubica la electrónica y una unidad de cómputo con pantalla donde el paciente participa de diferentes dinámicas y juegos para realizar sus terapias como MPC y asistencia con EMG.

**Figura 9:** *The Hand of Hope*.



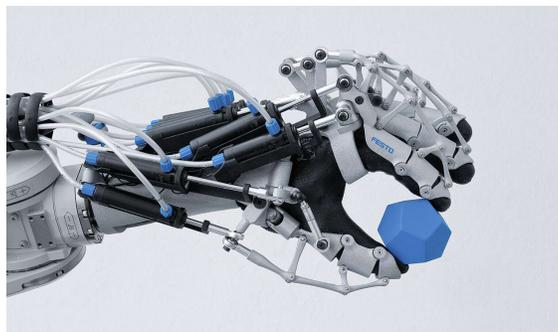
Nota. Tomado de Rehab-Robotics (<http://www.rehab-robotics.com.hk/hoh/index.html>)

Gloreha es un guante guiado por guayas para mover los dedos de la mano como se observa en la figura 10, cuenta con un paquete amplio de rehabilitación integrando en su dispositivo terapia bilateral, MPC, una interfaz con múltiples actividades, juegos, entre otros, el guante que deja descubierta la parte interna de los dedos y parte de la palma para no obstruir el tacto y la sensibilidad de la mano durante las terapias dando a los pacientes una experiencia integral para alcanzar mejores resultados. Este dispositivo se encuentra en múltiples centros de rehabilitación en decenas de países.

**Figura 10:** *Gloreha*.

Nota. Tomado de Gloreha Sinfonia (<https://www.gloreha.com/sinfonia/>)

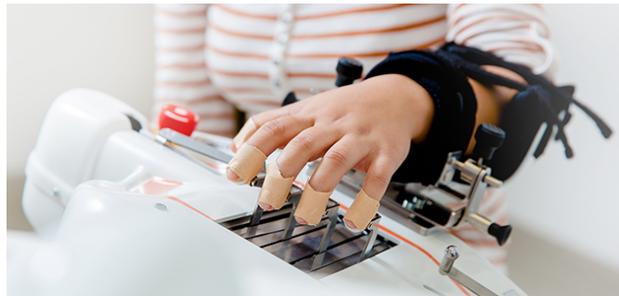
Exohand es un exoesqueleto desarrollado por Festo para ambientes tanto industriales como de rehabilitación. Está diseñado con actuadores neumáticos, puede registrar los movimientos de una mano para transmitirlos a la otra a través del exoesqueleto o a un robot, mediante Force-Feedback puede transmitir la sensación de tacto del robot a la mano real, así una persona puede sentir los objetos que toca el robot. Este dispositivo se presenta en la figura 11.

**Figura 11:** *Exohand*.

Nota. Tomado de Festo Robotics (<https://www.festo.com/group/es/cms/10233.htm>)

El dispositivo de rehabilitación presentado en la figura 12 es Amadeo, éste se adapta fácilmente a diferentes tipos de pacientes y tamaños de manos ya que su estructura no se monta sobre el paciente. Está equipada para realizar terapias de MPC y EMG, ayudando a mejorar de la espasticidad, así como la valoración de la sensibilidad táctil digital.

**Figura 12:** *Amadeo.*



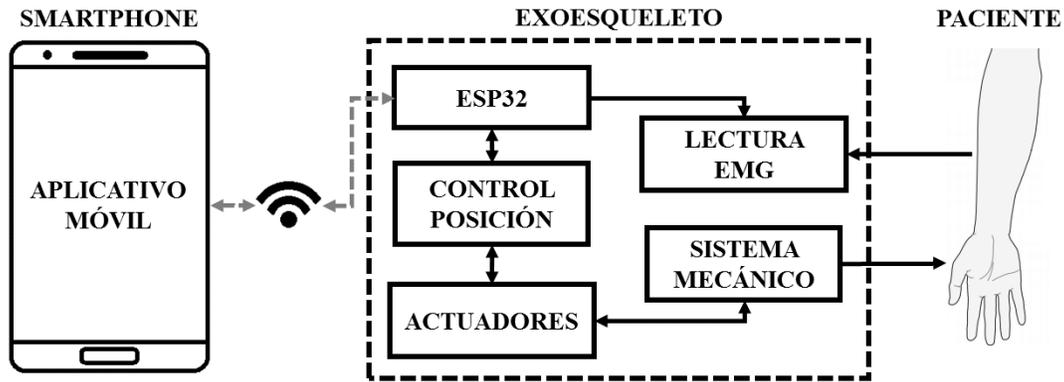
Nota. Tomado de Arraya equipamiento médico (<https://www.arrayamed.com/productos/78-amadeo.html>)

### 3. Diseño

Teniendo en cuenta la información presentada en el capítulo anterior se propone un diseño de exoesqueleto robótico para mano derecha como se ilustra en la figura 13. Este diseño integra dos canales de lectura EMG los cuales filtran, amplifican y detectan la envolvente de la señal, un sistema de control de posición que manipula los actuadores del sistema mecánico de exoesqueleto con 5 grados de libertad, un ESP32 que ejecuta la lógica del programa y se comunica directamente con un Smartphone la través de una red Wifi propia, y un aplicativo móvil que controla el modo de operación y otras variables del sistema. Consiguiendo un dispositivo que puede seguir una rutina de ejercicios MPC programable desde el aplicativo

móvil o detectar las intenciones de movimiento del paciente a través de EMG para ayudarlo a realizarlas.

**Figura 13:** *Diagrama general del dispositivo.*

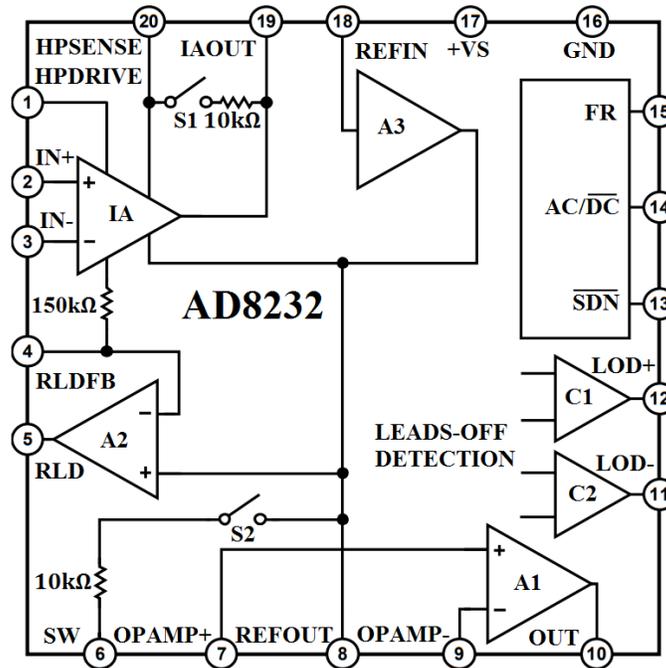


### 3.1. Circuito de adquisición

Las señales EMG proveen información sobre la actividad neuromuscular. Debido a la alta resistencia de la piel, el tipo de electrodo usado y las interferencias con demás señales es necesario acondicionarlas para que puedan ser correctamente interpretadas por un microcontrolador ya que éstas son del orden de decenas de  $[\mu V]$  hasta los  $10[mV]$  y están acotadas en un espectro de frecuencias de 20 a  $500[Hz]$ .

Existen diferentes integrados y topologías de circuitos para la adquisición de estas señales, uno de los más compactos y económicos es el AD8232 de Analog Devices, especialmente diseñado para electrocardiografía y adquisición de biopotenciales en general, éste integra múltiples circuitos que permiten leer, filtrar, amplificar, entre otras características con un sólo integrado. En la figura 14 se ilustra su diagrama de bloques funcional.

Figura 14: Diagrama de bloques funcional AD8232.



Un circuito de adquisición y acondicionamiento de señales EMG se puede dividir en diferentes etapas como lectura, amplificación, filtrado y referencia, obteniendo al final una señal acotada en amplitud y frecuencia. Estas señales son estocásticas en el tiempo, por esto, para que un microcontrolador pueda interpretarlas correctamente se debe aumentar el número de instrucciones y cálculos generando una carga de computo innecesaria ya que en la práctica se interpretan generalmente por su amplitud y duración, por ello a la salida del circuito se adiciona un detector de envolvente, entregando una señal más fácil de procesar.

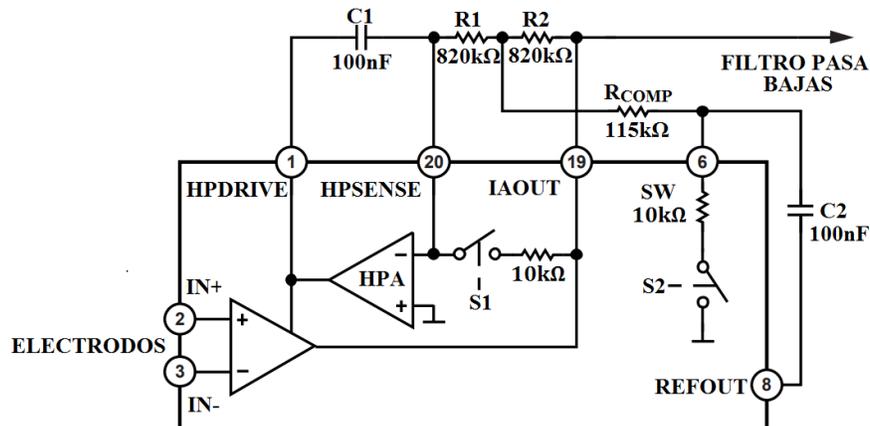
### 3.1.1. Amplificación y filtrado

El espectro de las señales EMG generalmente concentra la mayoría de su potencia entre los 50 a los 150[Hz], pero se considera que contiene componentes de los 20 a los 500[Hz] (Leonardis et al., 2015). Por ello se configura el filtro pasa altas sugerido por el fabricante en

la figura 15 de acuerdo a la ecuación 1 ajustando los valores obtenidos a valores comerciales. Este filtro tiene la ventaja de permitir valores bajos de frecuencia de corte con valores de resistencias y capacitores pequeños.

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (1)$$

**Figura 15:** *Filtro pasa altas.*

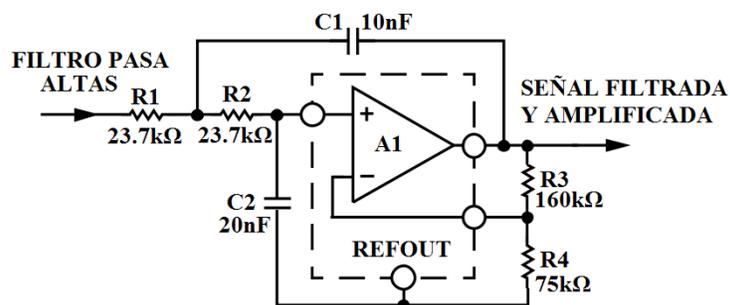


Igualar  $C_1 = C_2$ ,  $R_1 = R_2$  y  $R_{COMP} = 0,14R_1$  optimiza el filtro para obtener una banda de paso más plana, es importante tener en cuenta que  $R_{COMP}$  controla el factor de calidad y valores muy pequeños pueden comprometer la estabilidad del circuito, por lo que se recomienda que  $R_1 \geq 100[k\Omega]$ . las características del filtro se resumen en el cuadro 1.

**Cuadro 1:** *Características filtro pasa altas*

Parámetro	Valor
Orden	2
Frecuencia de corte	19.4[Hz]
Ganancia	0[dB]
Factor de calidad	0.78

El AD8232 cuenta adicionalmente con un opamp auxiliar del cual el usuario puede disponer, por ello se aprovecha éste para implementar un filtro pasa bajas de segundo orden Sallen-Key de aproximación Butterworth con ganancia de 3,13[V/V] como se ve en la figura 16. El comportamiento de este filtro se modela en la ecuación 2 y se ajustan los valores de los componentes obtenidos a valores comerciales. Las características del filtro se resumen en el cuadro 2.

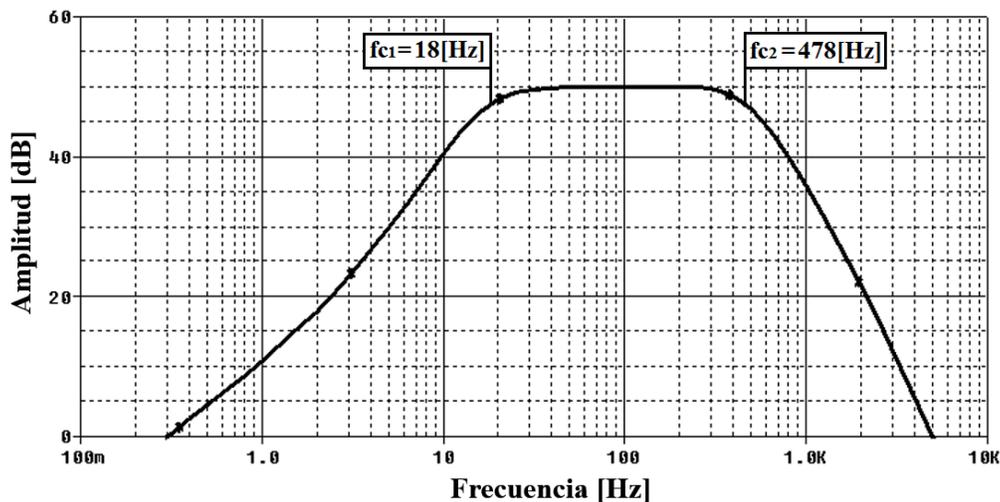
**Figura 16:** *Filtro pasa bajas.*

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2)$$

**Cuadro 2:** *Características filtro pasa bajas*

Parámetro	Valor
Orden	2
Frecuencia de corte	474.8[Hz]
Ganancia	9.94[dB]
Factor de calidad	0.7

El amplificador de instrumentación del AD8232 está compuesto por dos amplificadores de transconductancia con una ganancia predefinida de 100 y protección contra entradas DC de hasta  $\pm 300[mV]$  (potenciales de semicelda). El filtro pasa bajas se diseña con una ganancia de 3 para obtener una ganancia total de  $300[V/V]$  o  $50[dB]$ . Al poner los dos filtros en cascada se obtiene a la salida una respuesta en frecuencia como se observa en la figura 17 y cuyas características se resumen en el cuadro 3.

**Figura 17:** *Ancho de banda circuito de adquisición.*

**Cuadro 3:** *Características filtro pasa banda*

Parámetro	Valor
$F_{C1}$	18[Hz]
$F_{C2}$	478[Hz]
$F_o$	92,7[Hz]
$BW$	460[Hz]
Ganancia	50,1[dB]
Factor de calidad	0,7

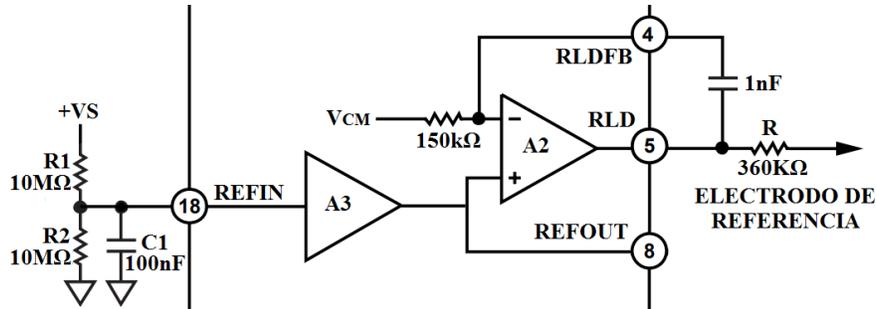
### 3.1.2. *Circuito de referencia*

Una forma de aumentar la relación de rechazo a modo común (CMRR) es usar un electrodo de referencia entre el amplificador de instrumentación y el paciente, para esto es necesario diseñar un circuito de referencia o pierna derecha (RLD) que elimine las señales no deseadas y a la vez proteja al paciente de posibles descargas (Moreno, 2015). El AD8232 cuenta con un circuito RLD el cual invierte y transforma la señal en modo común a la entrada del amplificador de instrumentación ( $V_{CM}$ ) en una corriente que retorna al paciente, contrarrestando dichas señales no deseadas y mejorando el CMRR. Para limitar esta corriente a un valor seguro para el paciente ( $< 10[\mu A]$ ) se conecta una resistencia  $R$  entre la salida del circuito y el electrodo.

Dado que el AD8232 opera con una sola fuente integra un buffer que genera un voltaje de referencia entre GND y VS de acuerdo al divisor resistivo de  $R1$  y  $R2$  sobre el cual se

ubican las señales del sistema permitiendo trabajar con éstas en modo diferenciales.

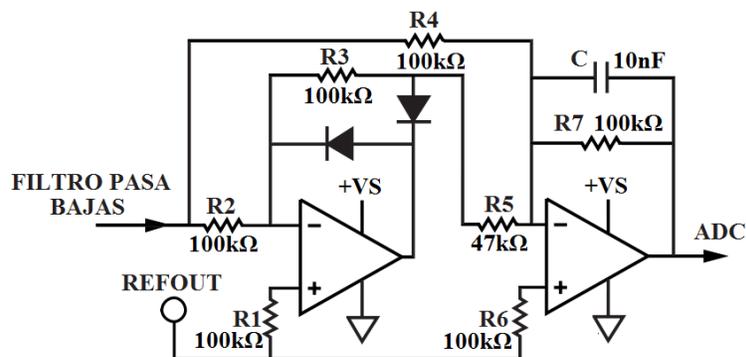
**Figura 18:** *circuito RLD.*



### 3.1.3. *Detector de envolvente*

Las señales EMG son de naturaleza estocástica estacionaria ya que dependen de múltiples factores físicos no predecibles pero se pueden caracterizar por algún tipo de promedio, regularidad o comportamiento (León, 2014). Estas señales son diferenciales por lo que promediarlas daría valores cercanos a cero a pesar de la variación de amplitud debida a la activación muscular. Para obtener un valor medio realista se debe rectificar la señal para luego promediarla, utilizando este promedio como indicador de amplitud (Merlo & Campanini, 2010).

**Figura 19:** *circuito MAV detector de envolvente.*

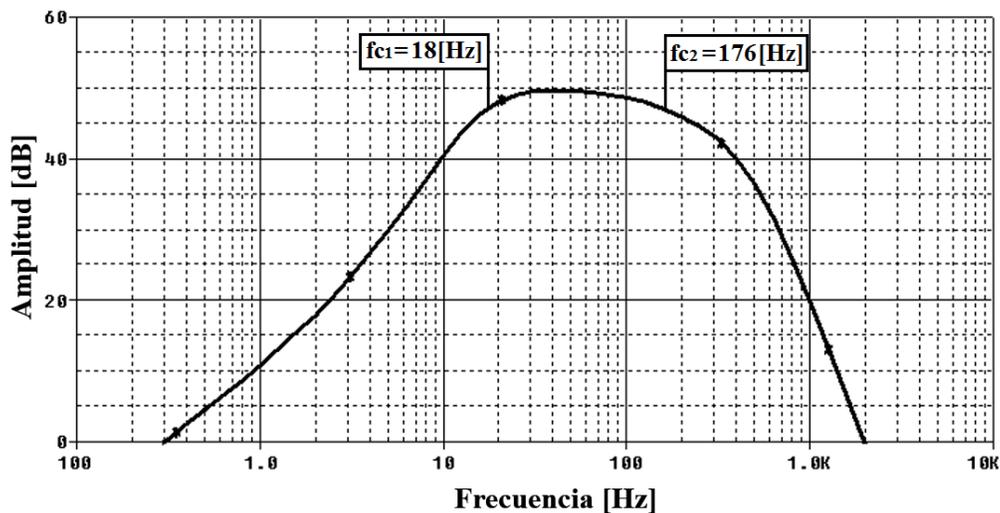


Un circuito de valor medio absoluto (MAV por sus siglas en inglés) integra un rectificador

de precisión de onda completa que refleja la parte negativa y un filtro pasa bajas para suavizar o promediar la señal de a cuerdo a la ubicación de su polo, obteniendo así una aproximación a la envolvente de la señal a la salida del circuito.

Debido a que la mayoría de la potencia de las señales EMG se concentran entre los  $50 - 150[Hz]$  y en la mayoría de pacientes con ACV son muy irregulares y de baja amplitud y duración, se ubicó la frecuencia de corte en  $176[Hz]$  modificando el ancho de banda total del circuito como se observa en la figura 20.

**Figura 20:** Ancho de banda con circuito MAV.



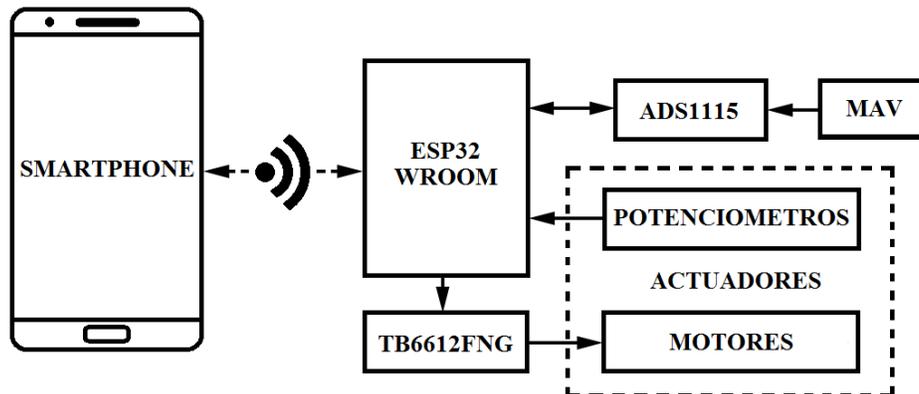
### 3.2. Microcontrolador

Entre los microcontroladores disponibles en el mercado uno de los más versátiles, compactos y económicos es el ESP32, entre sus principales características y de interés para el proyecto se encuentran sus 32 GPIOs, conexión WiFi y Bluetooth, 16 conversores analógico a digital (ADC), dos núcleos de procesamiento, un sistema operativo de tiempo real (RTOS), velocidad de hasta  $240 [MHz]$  y múltiples periféricos de comunicación. Sin embargo, no todas

estas características pueden ser usadas a la vez, el módulo integra una memoria de 8[MB] lo que usa 6 GPIOs, adicionalmente si se usa conexión WiFi sólo se pueden disponer de 6 ADCs, entre otras restricciones.

El dispositivo se controla desde un Smartphone por medio de WiFi, por lo que sólo se disponen de 6 ADCs, para leer las 7 señales analógicas del sistema, 5 de los potenciómetros de los actuadores y 2 EMG, se integró al diseño un ADS1115 que cuenta con 4 ADCs de 16[bits] y transmite los datos por medio de protocolo I2C. Este integrado se destinó a leer las 2 señales EMG ya que ofrece una mejor resolución que los ADCs de aproximaciones sucesivas del ESP32. Los motores de los actuadores se controlan con 10 señales moduladas por ancho de pulso (PWM) mediante Puentes H TB6612FNG, obteniendo finalmente el sistema presentado en la figura 21.

**Figura 21:** Diagrama microcontrolador.

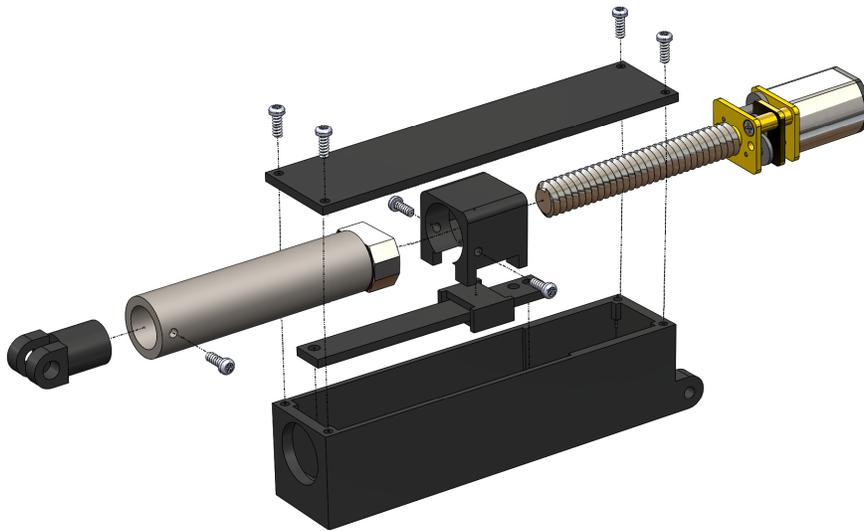


### 3.3. Actuadores

Los actuadores lineales disponibles en el mercado son de alto costo, por lo que buscando que el dispositivo diseñado sea económico se optó por diseñar y manufacturar los actuadores. El actuador diseñado consta de 4 partes, un motor, una estructura, un sistema mecánico y un

potenciómetro para codificar la posición. Se seleccionaron micromotores N20 50:1 de Pololu por su alta calidad y relación torque-velocidad, el movimiento se transmite por medio de un tornillo M5 a una tuerca convirtiendo el movimiento circular en desplazamiento axial y este se codifica con un potenciómetro lineal en una señal analógica. La tuerca está fija a un tubo de aluminio el cual recubre el tornillo y se desplaza en la estructura para transmitir el movimiento, obteniendo así un actuador lineal de bajo costo y con un rango de desplazamiento de  $24[mm]$ . La figura 22 ilustra el despiece del actuador diseñado, el sistema de control de posición lo realiza el microcontrolador.

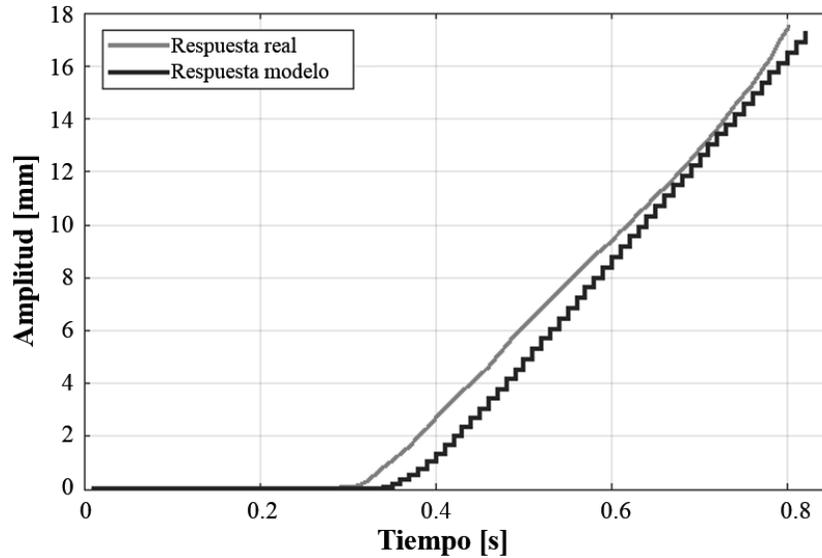
**Figura 22:** *Despiece actuador lineal.*



Un motor DC puede ser caracterizado por una función de transferencia de segundo orden sin ceros de acuerdo sus parámetros de fabricación. Para obtener un modelo matemático más aproximado al real se caracterizó todo el sistema en lazo abierto y sin carga, aplicando una entrada tipo escalón de  $8,2[V]$  al motor y midiendo a la salida la posición del potenciómetro, aplicando un filtro de media móvil de 3 muestras para reducir el ruido. Teniendo en cuenta

que el potenciómetro agrega un integrador al sistema, con los datos obtenidos y la ayuda de la toolbox de MATLAB *System Identification* se estimó una función de transferencia  $G(s)$  de tercer orden, obteniendo el sistema presentado en la ecuación 3.

**Figura 23:** Respuesta del modelo obtenido para una entrada escalón de 8,1[V].



$$G(s) = \frac{0,0033z^3}{(z-1)(z^2-1,49z+0,56)} \left[ \frac{mm/s}{V} \right] \quad (3)$$

### 3.4. Sistema de control

La función de transferencia que modela el actuador contiene un integrador por lo que reduce el error en estado estable y el control de posición se puede realizar con un controlador proporcional derivativo (PD).

Para diseñar el controlador se implementó el sistema de control en lazo cerrado sin carga presentado en la figura 24 con la toolbox de MATLAB *Simulink* y un periodo de muestreo  $T_S = 10[ms]$ .

Figura 24: Sistema implementado en Simulink.

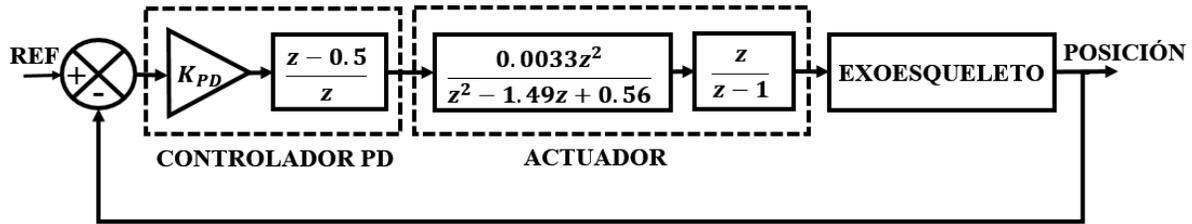
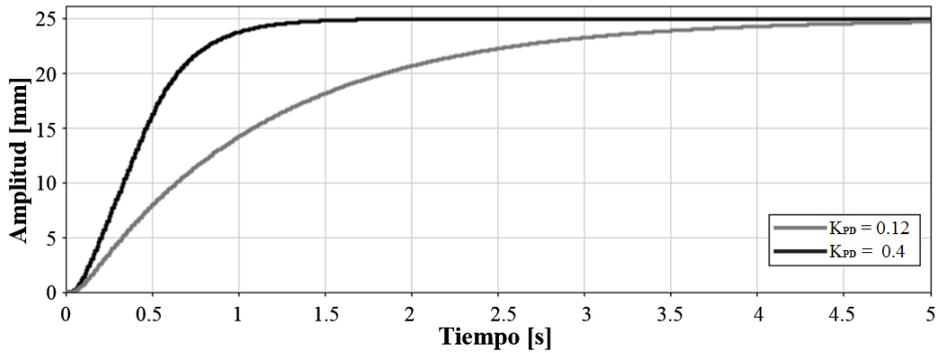
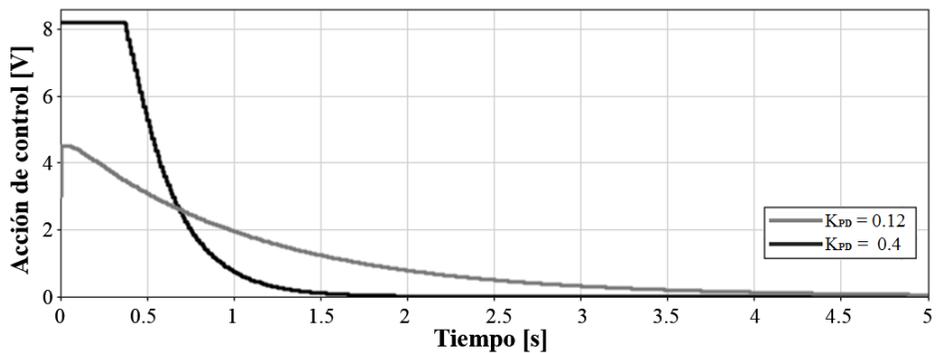


Figura 25: Respuesta del sistema para diferentes valores de  $K_{PD}$ .

(a) Posición del actuador.



(b) Acción de control.



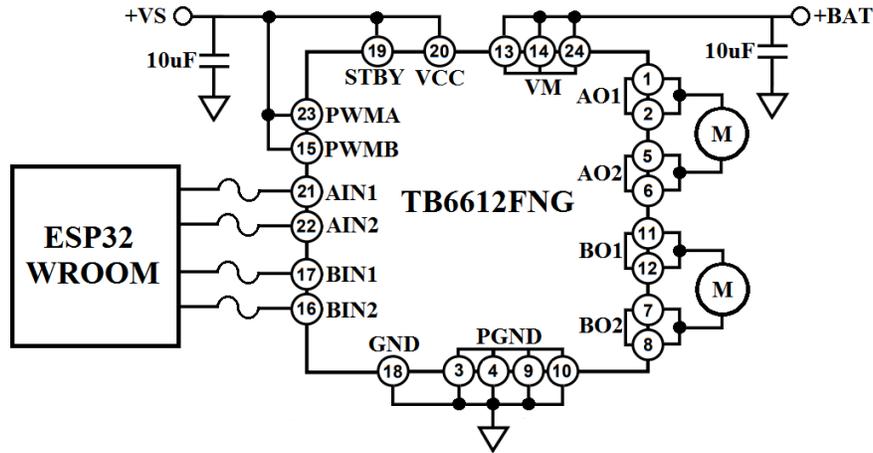
Buscando poder cambiar fácilmente el tiempo de establecimiento de la posición del actuador para regular la velocidad y programar diferentes tipos de ejercicios desde el aplicativo

móvil, se consideró dejar la ganancia total del controlador  $K_{PD}$  variable, cambiando así la velocidad entre un valor mínimo y máximo previamente definido. Estos valores se presentan en la figura 25 donde se establece  $K_{PD} = 0,12$  como valor mínimo con un tiempo de establecimiento de  $4,5[s]$  y  $K_{PD} = 0,4$  como valor máximo con un tiempo de establecimiento de  $1,2[s]$ . La señal de salida del controlador o acción de control es un voltaje que varía en un rango entre  $0$  y  $8,1[V]$  como se observa en la figura 25b donde se satura la acción de control entre estos valores, ya que éste es el rango en el que el puente H puede variar traduciendo este valor en una señal PWM.

### 3.5. Sistema de alimentación

Para evitar integrar a la PCB un conversor DC-DC de alto consumo para los motores, los drivers de estos se conectan directamente a una batería de litio de 2 celdas (de  $7,4$  a  $8,1[V]$  dependiendo de su nivel de carga) como se observa en la figura 26, en ésta también se describe el diagrama de conexiones, el cual mantiene la entrada de PWM del Puente H en alto y el control se hace con dos señales PWM en los pines de dirección, ahorrando 1 señal por motor respecto al método tradicional de control, donde una señal PWM regula la velocidad y 2 señales digitales la dirección. Se seleccionaron drivers Puente H TB6612FNG por su pequeño tamaño y gran potencia, ya que cada integrado puede controlar 2 motores con una corriente media de  $1,2[A]$  y una corriente pico de hasta  $3,2[A]$  por canal.

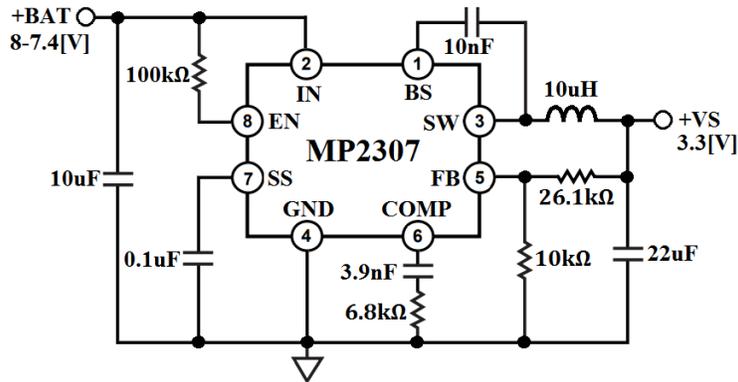
Figura 26: *circuito de control de motores.*



El cuadro 4 resume el consumo de los diferentes circuitos del dispositivo, necesitando suministrar una corriente máxima aproximada de  $0,3[A]$ , por lo que se seleccionó un circuito conversor DC-DC basado en un MP2307 como se describe en la figura 27, el cual puede entregar una corriente máxima de hasta  $3[A]$ . El circuito entrega un voltaje de  $3,3[V]$  para alimentar los circuitos de adquisición y control con una eficiencia superior al 90%.

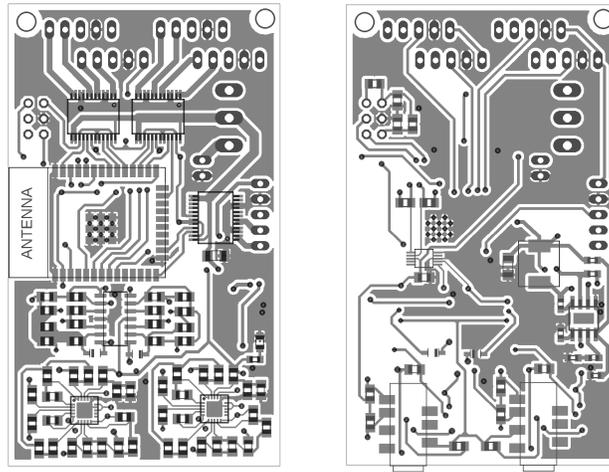
Cuadro 4: *Consumo de corriente máximo del dispositivo*

Elemento	Cantidad	Consumo [mA]	Subtotal [mA]
ESP32	1	180	180
AD8232	2	0.17	0.34
MCP6294	1	120	120
ADS1115	1	0.15	0.15
TB6612FNG	3	2.2	6.6
TOTAL			307.09

**Figura 27:** *Circuito Conversor DC-DC a 3,3[V].*

### 3.6. PCB

Los circuitos presentados se integraron en un circuito impreso de  $46 \times 78$  [mm] en dos capas con componentes SMD 0805 de  $1/4$  [W] ya que las corrientes de los circuitos diseñados son de muy baja potencia. Como se observa en la figura 28 en la capa superior se tienen los circuitos de adquisición, drivers de motores y el microcontrolador, y en la capa inferior el circuito conversor DC-DC, el ADS1115 y los plugs de los electrodos. Los conectores de los actuadores van en ambas capas para optimizar espacio, esto se ilustra mejor en la figura 35 y se cuenta con un puerto para programar el ESP32.

**Figura 28:** *PCB diseñada.*

### 3.7. Exoesqueleto

La bioingeniería ha sido un campo muy estudiado por parte de la comunidad científica, para problemas de parálisis por ACV se han desarrollado una gran variedad de estructuras de exoesqueleto aplicando diferentes tecnologías y conceptos, sin embargo la mayoría son de gran volumen y cantidad de piezas móviles, lo que los hace incómodos para los pacientes y aumenta los costos de producción y mantenimiento.

Buscando una estructura que equilibre la cantidad de piezas móviles, el volumen y el ROM, se optó por diseñar un exoesqueleto de acuerdo a los requerimientos de diseño propuestos por Sarac et al (2019), como efectividad de transmisión de fuerza, comodidad, accesibilidad, grados de libertad, portabilidad, entre otras. En la figura 29 se presenta el sistema de transmisión de movimiento diseñado, el cual flexa las articulaciones metacarpofalángicas (MCP) y las interfalángicas proximales (PIP), esto busca reducir significativamente la cantidad de piezas del sistema al evitar transmitir el movimiento para flexar las articulaciones interfalángicas distales (DIP) sin afectar significativamente los movimiento de agarre de la mano, el pulgar

al sólo tener articulaciones MCP e interfalángicas (IP) no se ve afectado por esto. Los soportes de los dedos cuentan con seguros para ubicar resortes entre estos y el tornillo que une las dos barras del sistema, mejorando la extensión de los dedos, especialmente para pacientes con signos de espasticidad, esto se ilustra mejor en la figura 34.

**Figura 29:** *Sistema de flexión del exoesqueleto.*



Este diseño está basado en los prototipos presentados por Iqbal et al. (2011), Ma et al.(2016), Zeng et al.(2018), Shen et al. (2018) y Woo et al. (2012), principalmente en estos últimos dos, simplificando el modelo de Shen significativamente al aprovechar la estructura mecánica de la manos y sus restricciones de movimiento, consiguiendo un menor volumen, número de piezas y permitiendo adaptar el sistema para todos los dedos de la mano a la vez, e integrando el concepto de la órtesis de Woo al usar resortes en las falanges distales para asistir la extensión principalmente para pacientes con espasticidad, la figura 30 presenta el ensamble del exoesqueleto diseñado para mano derecha de tamaño mediana.

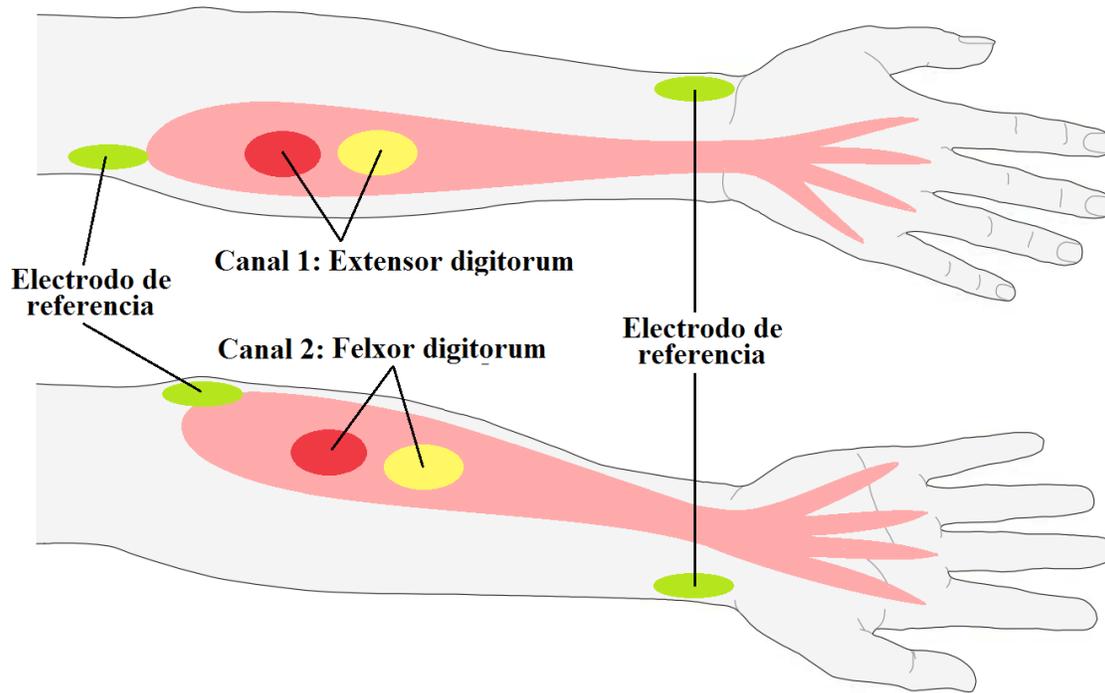
**Figura 30:** *Exoesqueleto diseñado.*



### 3.8. Electrodo

En el registro de señales EMG se pueden usar electrodos de tipo invasivo (electrodos de agujas) o no invasivo (electrodos de superficie), esto se selecciona dependiendo de la aplicación y el nivel de calidad necesario.

Para el dispositivo diseñado se seleccionaron electrodos de superficie adhesivos, por su facilidad de uso y comodidad para el paciente. El dispositivo cuenta con 2 canales EMG, por lo que se seleccionaron 2 grupos de músculos extrínsecos para controlar los movimientos de la mano. La apertura está controlada por el Flexor digitorum y el cierre por el Extensor digitorum, cada par de electrodos se separan entre ellos  $4[cm]$  de centro a centro para tomar la señal bipolar y el electrodo de referencia se ubica en un lugar libre de actividad muscular como la muñeca o el codo como se ilustra en la figura 31.

**Figura 31:** *Ubicación de electrodos superficiales.*

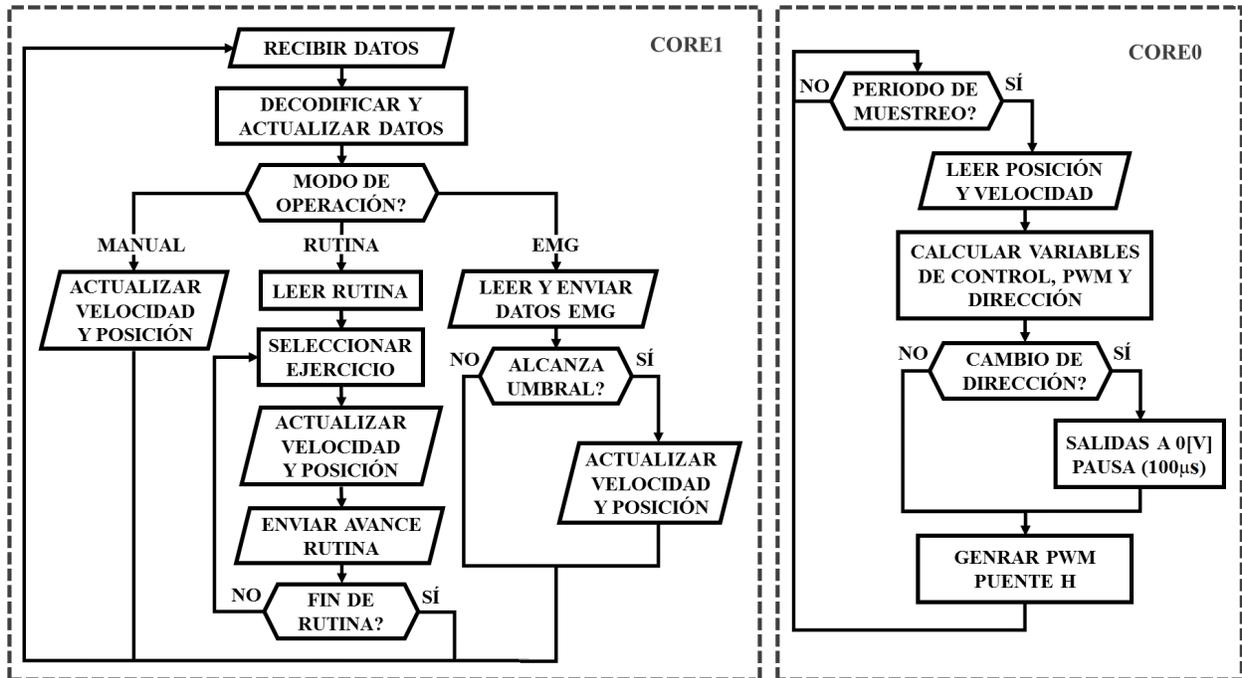
### 3.9. Programa y aplicativo móvil

Aprovechando los dos núcleos que ofrece el ESP32 se dividen las tareas, dedicando el CORE0 al control y el CORE1 a la lectura EMG, la comunicación y actualizaciones de variables a través de una red WiFi creada por el ESP32.

La aplicación móvil cuenta con 3 modos de operación: Manual, EMG y Rutina. Cuando hay una actualización o cambio en la aplicación, ésta envía una cadena de datos con las variables del sistema a través de protocolo HTTP, el ESP32 la decodifica y actualiza los datos como modo de operación, velocidad, posiciones y rutinas para con estos seguir la lógica del programa. Una función de control cada vez que se cumple el periodo de muestreo se encarga de leer la posición de los potenciómetros, calcular el error y la acción de control para cada actuador, este valor se traduce a una señal PWM y una dirección de giro. Cuando

se cambia la dirección de giro, las señales PWM se ponen en 0[V] para evitar que durante la conmutación de los transistores del puente H se produzcan picos de corriente que puedan afectarlo. La lógica general del programa se puede observar en el diagrama de la figura 32.

Figura 32: Diagrama de la lógica del programa.



### 3.9.1. Modo Manual

En la pantalla se tienen 6 deslizadores para controlar la velocidad de movimiento y la posición de cada dedo como se observa en la figura 33a. Cuando se ajustan los valores deseados se debe presionar el botón actualizar datos para enviarlos a la aplicación y actualizar las variables del sistema de control.

### **3.9.2. *Modo EMG***

Como se observa en la figura 33b la pantalla cuenta con 2 deslizadores, uno para la velocidad y otro para cambiar el umbral de activación EMG, cuando una señal supera este valor, dependiendo del canal se abrirá o cerrará la mano, lo que le permite al paciente controlar estos dos movimientos. En un Canvas se gráfica la posición del umbral y las señales EMG registradas que se reciben por protocolo UDP, permitiéndole al terapeuta seleccionar fácilmente el umbral de acuerdo a cada paciente e interpretar mejor los resultados obtenidos .

### **3.9.3. *Modo Rutina***

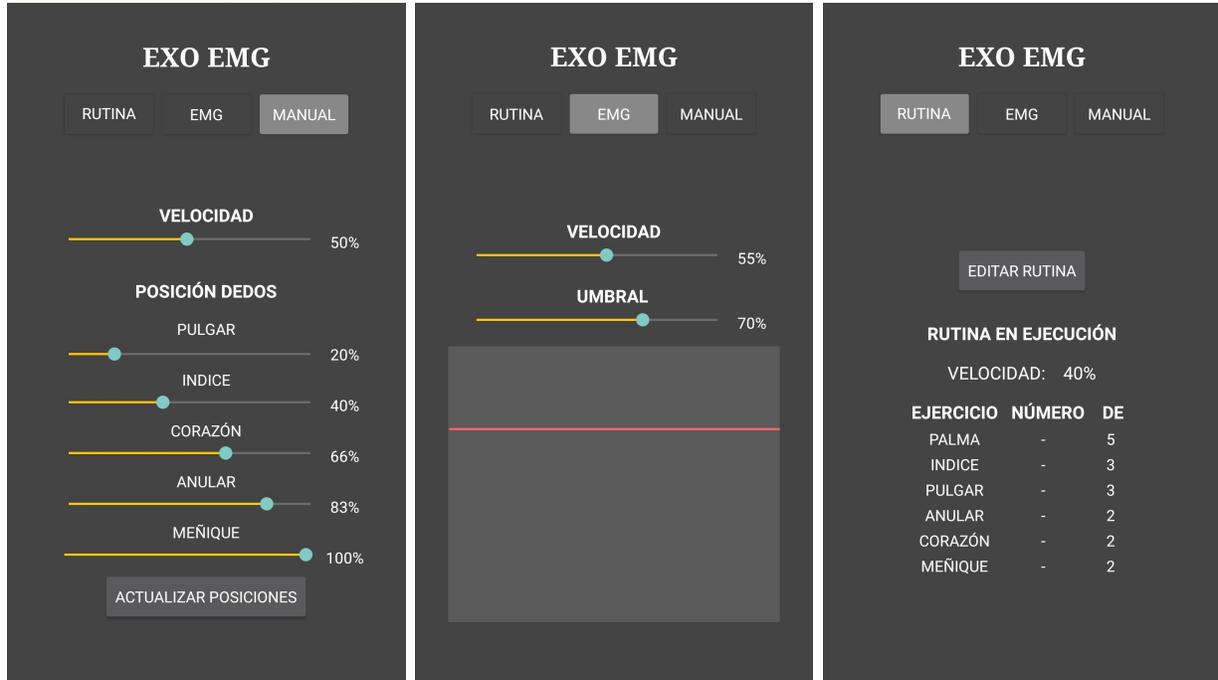
En este modo se cuenta con un botón para editar la rutina, donde se despliega un menú para seleccionar el tipo de movimientos, la cantidad de repeticiones, el orden y la velocidad de movimiento. Cuando se ejecuta la rutina se visualiza la información de ésta como se observa en la figura 33c. Las rutinas pueden ejecutarse como terapia bilateral o MPC dependiendo de la orientación del terapeuta hacia el paciente.

**Figura 33:** Interfaz aplicativo móvil.

(a) Modo Manual.

(b) Modo EMG.

(c) Modo Rutina.



## 4. Resultados

### 4.1. Manufacturación

Los diseños presentados en la sección 3 se implementaron físicamente obteniendo el exoesqueleto robótico para rehabilitación de mano observado en la figura 34. Las piezas diseñadas fueron manufacturadas en impresora 3D y las barras que transmiten el movimiento de los actuadores a los dedos fueron hechas con corte láser en acrílico de  $2,5[mm]$ , el cual para el tipo y grosor de pieza, ofrece una mayor durabilidad y resistencia a los esfuerzos necesarios respecto a la impresión 3D.

El dispositivo se divide en dos partes, el exoesqueleto que va sobre la mano soportando

los actuadores y la estructura mecánica, y una pequeña caja que se ubica en el antebrazo, la cual protege la PCB y la batería. Este dispositivo se sujeta al paciente con correas de velcro y puede usarse con o sin electrodos, dependiendo del modo de operación.

La PCB se manufacturó en china y los componentes se soldaron manualmente con pistola de calor. La figura 35 presenta la PCB soldada en ambas capas.

**Figura 34:** Implementación del exoesqueleto diseñado.

(a) Vista externa del brazo.



(b) Vista interna del brazo.



**Figura 35:** PCB soldada.

(a) PCB capa TOP.



(b) PCB capa BOTTOM.



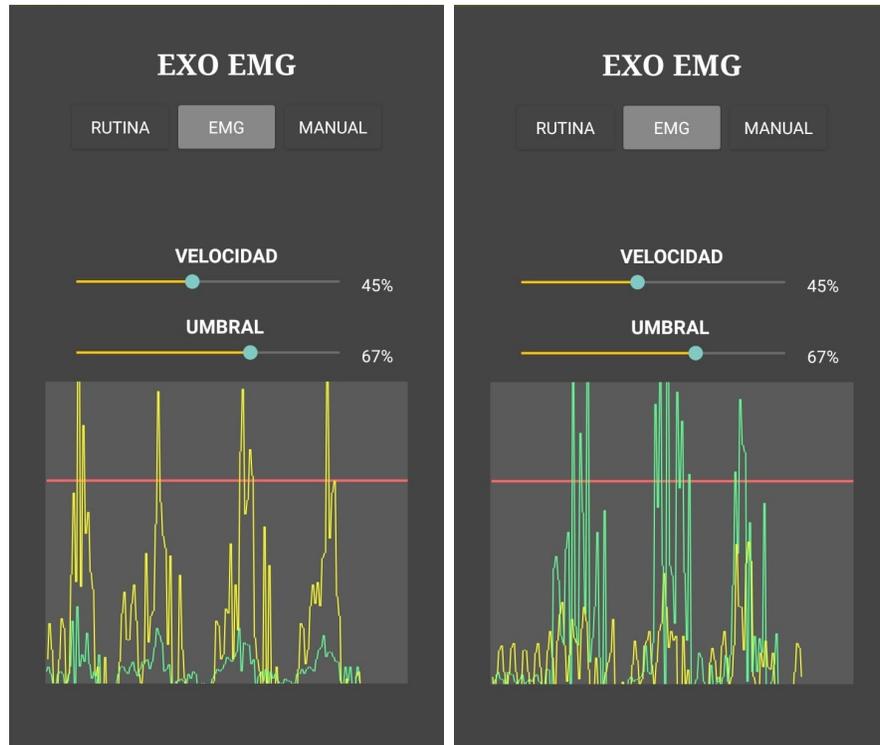
## 4.2. Validación funcional

### 4.2.1. Lectura de señales EMG

En la aplicación un Canvas grafica las señales EMG registradas como se observa en la figura 36, el canal 1 muestrea la señal del Extensor digitorum para abrir la mano y el canal 2 la señal del Flexor digitorum para cerrarla. Un deslizador controla el umbral de activación del exoesqueleto, cuando una señal lo supera, se realiza el movimiento correspondiente completo, cuando éste termina se continúa verificando si las señales superan el umbral nuevamente.

**Figura 36:** Visualización de señales EMG.

(a) Canal 1: Apertura de mano. (b) Canal 2: Cierre de mano.

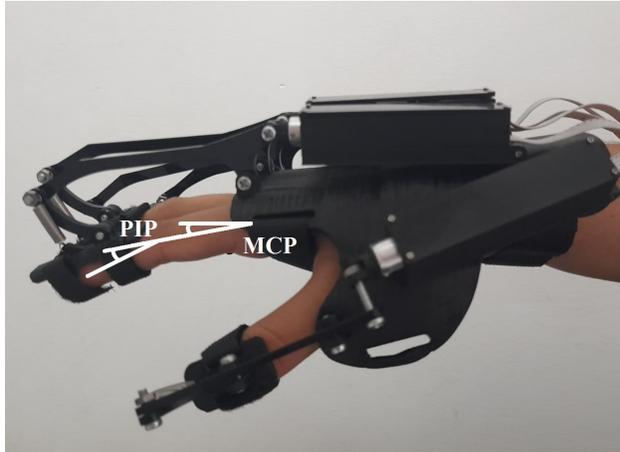


#### 4.2.2. *Exoesqueleto*

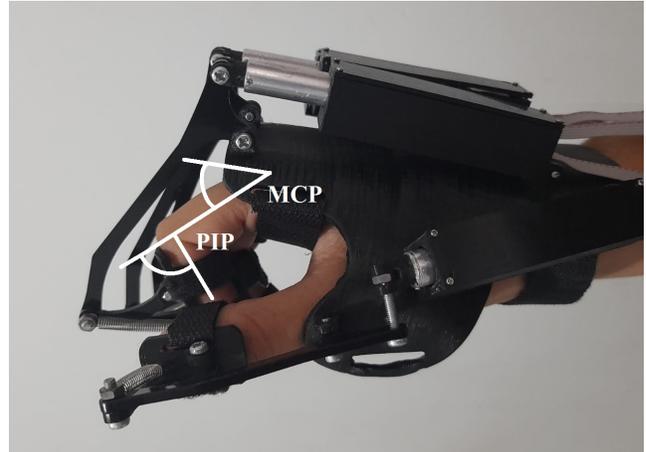
El alcance de los movimientos de la mano se puede evaluar midiendo los ángulos de las articulaciones, donde para un paciente sano los ángulos con la mano extendida deberían ser cercanos a  $0^\circ$  y con la mano cerrada cercanos a  $80^\circ$ . Los valores alcanzados por el exoesqueleto se presentan en los cuadros 5 y 6 con una incertidumbre de  $\pm 5^\circ$ , las figuras 37 y 38 ilustran estos resultados.

**Figura 37:** Movimiento de la mano.

(a) Mano abierta.



(b) Mano cerrada.

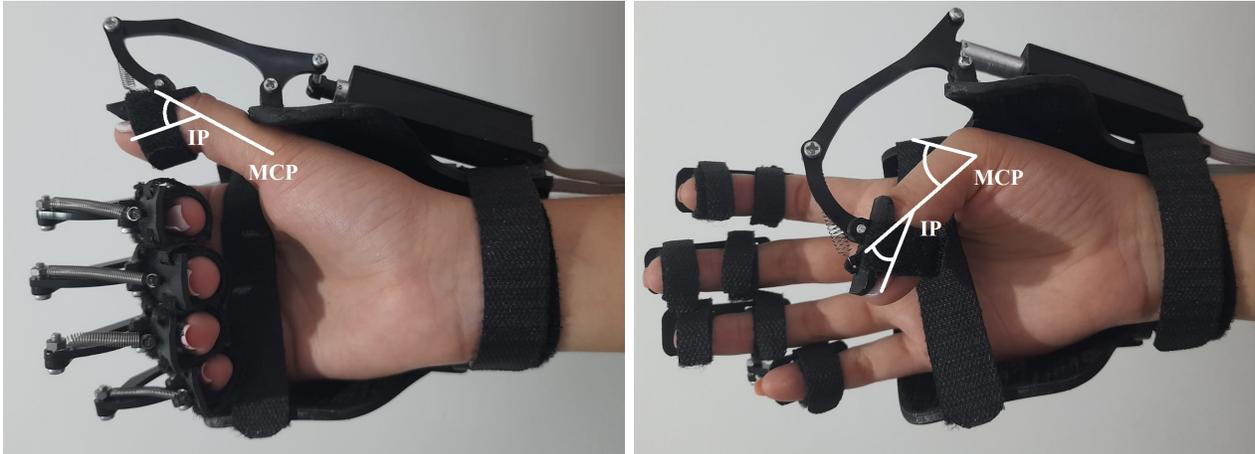
**Cuadro 5:** *Ángulos de articulaciones MCP y PIP.*

Articulación	Índice	Corazón	Anular	Meñique
MCP Abierto	10°	10°	15°	20°
PIP Abierto	15°	15°	10°	5°
MCP Cerrado	40°	45°	50°	45°
PIP Cerrado	90°	90°	85°	90°

**Figura 38:** Movimiento del pulgar.

(a) Pulgar abierto.

(b) Pulgar cerrado.

**Cuadro 6:** *Ángulos de articulaciones MCP e IP.*

Articulación	Pulgar
MCP Abierto	0°
IP Abierto	50°
MCP Cerrado	55°
IP Cerrado	30°

#### 4.3. Costos

Las actuales tecnologías disponibles en el mercado son de un alto costo económico, por lo que sólo una reducida parte de la población puede acceder a ellas. Este proyecto busca diseñar un dispositivo de bajo costo de tal modo que pueda ser accesible a más personas, eliminando costos de importación, haciendo una selección de componentes adecuada y utilizando tec-

nologías de prototipado de fácil acceso. El cuadro 7 resume los costos de los materiales del proyecto expresados en pesos colombianos (COP).

**Cuadro 7:** *Costos de materiales*

Elemento	Cantidad	Valor unidad	Subtotal
AD8232	2	\$29.000	\$58.000
ESP32	1	\$17.500	\$17.500
ADS1115	1	\$14.200	\$14.200
TB6612FNG	3	\$7.500	\$22.500
MCP6294	1	\$7.400	\$7.400
MP2307	1	\$3.600	\$3.600
Componentes Pasivos	1	\$4.000	\$4.000
Cables y conectores	1	\$18.000	\$18.000
Electrodos EMG	5	\$2.500	\$12.500
PCB	1	\$3.800	\$3.800
Motorreductor 50:1 HPCB	5	\$53.500	\$267.000
Tornillo sin fin motor	5	\$5.200	\$26.000
Potenciómetros	5	\$2.100	\$10.500
Estructura actuador	5	\$4.000	\$20.000
Resortes	5	\$500	\$2.500
Batería 7,4[V] – 500[mA/h]	1	\$38.000	\$38.000

(continua en la página siguiente)

Elemento	Cantidad	Valor unidad	Subtotal
Cargador batería	1	\$35.000	\$35.000
Estructura Exoesqueleto	1	\$26.000	\$26.000
Tornillos M3	20	\$150	\$3.000
TOTAL			\$589.500

Los componentes fueron comprados en el país y la PCB importada. Adicional a lo presentado en el cuadro 7, hay que considerar los costos de envío que pueden variar dependiendo del lugar y número de proveedores, así como los precios pueden disminuir dependiendo de la cantidad de componentes adquiridos.

## 5. Conclusiones

Se diseñó y validó funcionalmente a nivel de laboratorio un exoesqueleto robótico para rehabilitación de mano enfocado a terapia bilateral, MPC y EMG. El dispositivo diseñado cuenta con una estructura de exoesqueleto con 5 grados de libertad, 2 canales de EMG, un circuito encargado del control de los actuadores y la comunicación WiFi, y una aplicación móvil que permite controlar las variables del sistema, el modo de operación y visualizar las señales EMG registradas. El dispositivo pesa 450[g] y se monta completo sobre el brazo del paciente, lo que lo hace cómodo y compacto.

Se presentó una nueva estructura de exoesqueleto que reduce significativamente la cantidad de piezas utilizadas frente a la mayoría de estructuras disponibles en la literatura, consiguiendo buenos resultados en la flexión y extensión de los dedos.

Se sentó un precedente con uso del AD8232 en EMG, ya que la información de este tipo de aplicación del integrado en la literatura es casi nula, brindando una alternativa de diseño que permite reducir la cantidad de componentes del circuito, el espacio ocupado y los costos del proyecto respecto a los circuitos EMG convencionales.

## 6. Recomendaciones

El exoesqueleto diseñado es una primera aproximación de un dispositivo funcional para pacientes y terapeutas, si bien se han logrado avances importantes, el proceso para el desarrollo de estas tecnologías es extenso y riguroso, por ellos se hacen las siguientes recomendaciones para la continuación del trabajo.

- Mejorar y estandarizar el proceso de manufacturación de los actuadores para evitar posibles fallos en su operación ya que los diseñados presentaron variaciones en su curva de comportamiento.
- Aumentar el rango de desplazamiento de los actuadores para que la estructura de exoesqueleto pueda alcanzar a realizar la flexión completa de las articulaciones.
- Realizar un estudio de dinámica estructural del exoesqueleto que permita redimensionar sus piezas, consiguiendo adaptarse mejor a la forma y estructura ósea de la mano.
- Usar electrodos secos que permitan ahorrar dinero y realizar un montaje más fácil del dispositivo respecto a los electrodos adhesivos.
- Mejorar la aplicación móvil creando rutinas de ejercicios interactivas basadas en juegos o desafíos que incentiven a los pacientes.

## Referencias bibliográficas

- Abal, P., Benito, J., García, L. y Pérez, P. (2020). Recuperación de la función de la extremidad superior en esclerosis múltiple mediante neuromodulación eléctrica espinal asistida con exoesqueleto robótico. *TOG (A Coruña)*, 17(2), 232-237.
- Arenas, A. y Lucumí, D. (2019). Caracterización del accidente cerebrovascular en Colombia (Tesis de pregrado). Universidad de los Andes, Bogotá D.C., Colombia.
- Arias, L. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1), 14-24 .
- Crépon, F., Doubrère, J., Vanderthommen, M., Castel-Kremer, E. y Cadet, G. (2008). Electroterapia. Electroestimulación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 29(1), 1-20.
- De La Cruz., B. A. (2020) Instrumentación y control de un prototipo de exoesqueleto para mano en rehabilitación asistida (Tesis de maestría). Universidad Tecnológica de la Mixteca, Oaxaca, México.
- Feigin, V. L., Lawes, C. M., Bennett, D. A., Barker-Collo, S. L. & Parag, V. (2009). Worldwide stroke incidence and early case fatality reported in 56 population-based studies: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(4), 355–369.
- Hirt, B., Seyhan, H., Wagner, M. & Zumhasch, R. (2015). Hand and wrist anatomy and biomechanics, a comprehensive guide. Thieme.
- Iqbal, J., Tsagarakis, N. & Caldwell, D. (2011). A multi-DOF robotic exoskeleton interface for hand motion assistance. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1575-1578.
- Kelley, R. E. & Borazanci, A. P. (2009). Stroke rehabilitation. *Neurological Research*, 31(8), 832–840.

- León, R. (2014). Introducción al procesamiento digital de señales estocásticas. Editorial de la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Leonardis, D., Barsotti, M., Loconsole, C., Solazzi, M., Troncossi, M., Mazzotti, C., Castelli, V., Procopio, C., Lamola, G., Chisari, C., Bergamasco, M. & Frisoli, A. (2015). An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. *IEEE Transactions on Haptics*, 8(2), 140-151.
- Ma, Z., Ben-Tzvi, P. & Danoff, J. (2016). Hand Rehabilitation Learning System With an Exoskeleton Robotic Glove. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(12), 1323-1332.
- Martín, A. (2015). Sistema de adquisición multicanal para señales mioeléctricas (Tesis de pregrado). Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España.
- Merlo, A. & Campanini, I. (2010). Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *The Open Rehabilitation Journal*, 3(1), 98-109.
- National Health Service. (2019). Stroke. Adaptado de: <https://www.nhs.uk/conditions/stroke/>.
- Observatorio Nacional de Salud. (2015). Informe técnico: Carga de enfermedad por enfermedades crónicas no transmisibles y discapacidad en Colombia. Adaptado de: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/IA/INS/informe-ons-5.pdf>.
- Ockenfeld, C., Tong, R. K. Y., Susanto, E. A., Sze-Kit Ho & Xiao-ling Hu. (2013). Fine finger motor skill training with exoskeleton robotic hand in chronic stroke: Stroke rehabilitation. 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics.
- Pareja, L. (2016) Efectividad de la terapia espejo en pacientes con accidente cerebrovascular. Revisión sistemática (Tesis de pregrado). Universidad de Jaén, Jaén, España.

- Pascual, J. (2012). Rehabilitación de la mano”. Universidad de Ciencias Médicas de Guantánamo, la Habana, Cuba.
- Sarac, M., Solazzi, M. & 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), 400-413.
- Schuenke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. (2015). *THIEME atlas of anatomy*, (2nd ed.). Thieme.
- Shen, Z., Allison, G., & Cui, L. (2018). An integrated type and dimensional synthesis method to design one degree-of-freedom planar linkages with only revolute joints for exoskeletons. *Journal of Mechanical Design*, 140(9), 092302(1-12).
- Sierra, E.M. y León, M.Q. (2019). Plasticidad cerebral, una realidad neuronal. *Revista de Ciencias Médicas del Pinar del Río*, 23(4), 599-609.
- Tran, L. & Raucoules-Aimé, M. (2019). Rehabilitación mejorada después de la cirugía. *EMC - Anestesia-Reanimación*, 45(2), 1-13.
- Vigotski, A., Halperin, I., Lehman, G., Trajano, G. & Vieira, T. (2018). Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Frontiers in Physiology*, 8(1), 985-989.
- Woo, Y., Jeon, H., Hawng, S., Choi, B. & Lee, J. (2012). Kinematics variations after spring-assisted orthosis training in persons with stroke. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(4), 311-316.
- Zeng, H., Li, K., Wei, N., Song, R. & Tian, X. (2018). A sEMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Rehabilitation in Post-Stroke Individuals. *IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS)*, 652-655.