



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES**

Diseño e implementación de un exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación de la mano de personas que hayan sufrido accidentes Cerebro Vasculares (ACV) a través de un mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM).

Trabajo de Titulación para optar al título de:
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

Autor:

Rodríguez Cuarán Anthony Daniel

Tutor:

Mgs. Edgar Giovanni Cuzco Silva

Riobamba, Ecuador. 2025

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, **ANTHONY DANIEL RODRÍGUEZ CUARÁN**, con cédula de ciudadanía 040208351-3, autor del trabajo de investigación titulado: **Diseño e implementación de un exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación de la mano de personas que hayan sufrido accidentes Cerebro Vasculares (ACV) a través de un mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM)**. Certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autora de la obra referida será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 17 de 01 de 2025.



Anthony Daniel Rodríguez Cuarán
C.I: 040208351-3



ACTA FAVORABLE - INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

En la Ciudad de Riobamba, a los 16 días del mes de enero de 2025, luego de haber revisado el Informe Final del Trabajo de Investigación presentado por el estudiante **Anthony Daniel Rodríguez Cuarán** con CC: **040208351-3**, de la carrera **Ingeniería en Telecomunicaciones** y dando cumplimiento a los criterios metodológicos exigidos, se emite el **ACTA FAVORABLE DEL INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN** titulado **“Diseño e implementación de un exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación de la mano de personas que hayan sufrido accidentes Cerebro Vasculares (ACV) a través de un mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM).”**, por lo tanto se autoriza la presentación del mismo para los trámites pertinentes.



Firmado electrónicamente por:
EDGAR GIOVANNY
CUZCO SILVA

Mgs. Edgar Giovanni Cuzco Silva
TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación: “**Diseño e Implementación de un exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación de la mano de personas que hayan sufrido accidentes Cerebro Vasculares (ACV) a través de un mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM)**”, presentado por **Anthony Daniel Rodríguez Cuarán**, con cédula de identidad número **040208351-3**, bajo la tutoría del Mgs. Edgar Giovanni Cuzco Silva; certificamos que recomendamos la **APROBACIÓN** de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 31 de enero del 2025.

PhD. **Ciro Diego Radicelli García**
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

PhD. **Carlos Ramiro Peñafiel Ojeda**
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

PhD. **Manuel Antonio Meneces Freire**
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



CERTIFICACIÓN

Que, **RODRIGUEZ CUARÁN ANTHONY DANIEL** con CC: **040208351-3**, estudiante de la Carrera **TELECOMUNICACIONES**, Facultad de **INGENIERÍA**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado "**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA LA ASISTENCIA DE REHABILITACIÓN DE LA MANO DE PERSONAS QUE HAYAN SUFRIDO ACCIDENTES CEREBRO VASCULARES (ACV) A TRAVÉS DE UN MECANISMO DE CENTRO VIRTUAL DE MOVIMIENTO (VCM)**", cumple con el 9%, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **COMPILATIO**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 24 de enero de 2025



Empleado electrónicamente por:
EDGAR GIOVANNY
CUZCO SILVA

Mgs. Edgar Giovanni Cuzco Silva
TUTOR(A) TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

DEDICATORIA

Dedico este Trabajo de Titulación a mis padres, Daniel Rodríguez y Silvia Cuarán, quienes han sido pilares fundamentales en mi vida, brindándome su apoyo, cariño y comprensión para poder superar los retos que se llegaron a presentar.

A mi hermana Mishell Rodríguez, por ser una inspiración primordial, puesto que con una sonrisa siempre me dio el valor que necesité para continuar este camino.

A mis amigos cercanos, por ser con quienes he compartido tantas alegrías y tristezas, logrando hacerme comprender que una familia no solo es por sangre compartida, sino también por la lealtad y cariño mostrado.

Anthony Daniel Rodríguez Cuarán

AGRADECIMIENTO

Primero que nada, quiero agradecer a Dios por permitirme llegar a este punto de mi vida, brindándome la salud y sabiduría necesaria para poder superar cada uno de los obstáculos que se me presentaron durante todo este tiempo.

Agradecer a mis padres Daniel Rodríguez y Silvia Cuarán por el esfuerzo realizado para poder permitirme estar aquí, ellos que con unas palabras de aliento a través de una pantalla se volvieron un gran apoyo y motivo para no desfallecer.

También es necesario agradecer a mi tutor de tesis, Mgs. Giovanni Cuzco, por la asesoría brindada, así como también por el tiempo dedicado en el que con palabras de amigo me supo guiar para poder desarrollar este trabajo de titulación.

Como olvidarme de mis amigos, aquellos con los que se compartió tantos momentos buenos y malos a lo largo de la carrera, pero siempre estando juntos para darnos el apoyo personal que necesitamos en aquellos momentos grises.

Finalmente, quiero agradecer a todas las personas que directa o indirectamente hicieron posible la realización de este trabajo de titulación, quienes con una simple sonrisa me dieron el apoyo que necesité en aquellos momentos que la soledad me llegó a atormentar.

Anthony Daniel Rodríguez Cuarán

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA	
ACTA FAVORABLE – INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN	
CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL	
CERTIFICADO ANTIPLAGIO	
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTO	
ÍNDICE GENERAL	
ÍNDICE DE TABLAS	
ÍNDICE DE FIGURAS	
RESUMEN	
ABSTRACT	
CAPÍTULO I.....	16
1. INTRODUCCIÓN.....	16
1.1 ANTECEDENTES.....	16
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN	17
1.3 OBJETIVOS.....	18
1.3.1 Objetivo General.....	18
1.3.2 Objetivos Específicos	18
CAPÍTULO II.....	19
2. MARCO TEÓRICO	19
2.1 ACCIDENTES CEREBRO VASCULARES (ACV)	19
2.1.1 Tipos de Accidentes Cerebro Vasculares	19
2.1.2 Factores de Riesgo de los ACV	20
2.1.3 Síntomas	21
2.1.4 Pruebas y Exámenes	21
2.1.5 Importancia de la recuperación de la mano luego de un ACV	21
2.2 ANATOMÍA DE LA MANO	21
2.2.1 Músculos de la mano	21

2.2.2	Huesos de la mano.....	22
2.3	EXOESQUELETOS	22
2.3.1	Tipos de exoesqueletos.....	23
2.4	ESTADO DEL ARTE.....	24
2.4.1	HEXXOR	24
2.4.2	AMADEO.....	25
2.4.3	GLOREHA	26
2.4.4	Módulo de dedo de un exoesqueleto de mano para Rehabilitación	26
2.4.5	Exoesqueleto de mano háptico para simulación de agarre de precisión.....	27
CAPÍTULO III.		28
3.	METODOLOGÍA.....	28
3.1	TIPO DE INVESTIGACIÓN	28
3.2	MÉTODO DE INVESTIGACIÓN	28
3.2.1	Investigación descriptiva	28
3.2.2	Investigación experimental.....	28
3.3	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS	28
3.3.1	Fase I: Búsqueda de información del exoesqueleto para la mano y análisis del centro virtual de movimiento	29
3.3.2	Fase II: Diseño e implementación del prototipo.....	33
3.3.3	Fase III: Verificación de funcionamiento del prototipo	43
3.4	TÉCNICAS DE RECOLECCION DE DATOS	48
3.4.1	Fuentes de Información	49
3.4.2	Instrumento de recolección de datos	49
3.5	POBLACIÓN Y MUESTRA	49
3.5.1	Población	49
3.5.2	Muestra	49
3.6	OPERACIÓN DE VARIABLES	49

3.6.1	Variable dependiente	49
3.6.2	Variable independiente	49
CAPÍTULO IV.		50
4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	50
4.1	Primer Nivel	50
4.2	Segundo Nivel.....	51
4.3	Tercer Nivel.....	52
4.4	DISCUSIÓN.....	54
CAPÍTULO V.		55
5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	55
5.1	CONCLUSIONES	55
5.2	RECOMENDACIONES	55
BIBLIOGRAFÍA		56
Anexo 1		61
Anexo 2		72

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Clasificación de las tres regiones musculares de la mano.....	22
Tabla 2: Rango de movimiento de las articulaciones de los dedos	32
Tabla 3: Características de la fuente de Alimentación Conmutada.....	36
Tabla 4: Características del Regulador de Voltaje LM2596.	36
Tabla 5: Características de la ESP-32.....	37
Tabla 6: Características del motor N20 con encoder.....	40
Tabla 7: Características del Controlador de Motores	40
Tabla 8: Variable dependiente.....	49
Tabla 9: Variable independiente.....	49
Tabla 10: Análisis del Primer Nivel	50
Tabla 11: Análisis del Segundo Nivel	52
Tabla 12: Análisis del Tercer Nivel.....	53

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Huesos de la mano	22
Figura 2: Exoesqueletos Militares	23
Figura 3: Exoesqueletos Industriales	23
Figura 4: Exoesqueletos para personas con Discapacidad	24
Figura 5: Mano en un HEXXOR en diferentes posturas. (A) La Mano Flexionada, (B) Vista palmar de la mano en extensión, (C) La mano extendida, con el pulgar en extensión pura y (D) La mano extendida con el pulgar en abducción.....	25
Figura 6: Robot Amadeo mostrando la unión de los dedos al dispositivo	25
Figura 7: Robot Amadeo con los dedos en flexión	26
Figura 8: Guante usable	26
Figura 9: Módulo de dedo de un exoesqueleto de mano para Rehabilitación	27
Figura 10: Montaje del exoesqueleto de mano con sistema de seguimiento.....	27
Figura 11: Fases para la elaboración del proyecto.	29
Figura 12: Dispositivo exoesqueleto para rehabilitación de la mano.....	30
Figura 13: Módulo de mano robótica con 5 actuadores lineales en la parte posterior.	30
Figura 14: Ubicación de los centros virtuales de movimiento	31
Figura 15: Movimiento del conjunto de dedos alrededor de los centros virtuales	32
Figura 16: Ubicación de la Base, Guía y Eslabón en el prototipo para la falange proximal.....	34
Figura 17: Ubicación del mecanismo en Z, y de la base y eslabón de la falange media.....	34
Figura 18: Diseño del prototipo del exoesqueleto para la mano	34
Figura 19: Implementación del Exoesqueleto para la mano.....	35
Figura 20: Diagrama del sistema electrónico.	35
Figura 21: Fuente de Alimentación Conmutada.....	36
Figura 22: Regulador de Voltaje LM2596.	37
Figura 23: ESP-32.	37
Figura 24: Diseño de PCB.....	38
Figura 25: Fabricación de la PCB.	38
Figura 26: App Web vista desde un dispositivo móvil.....	39
Figura 27: App Web vista desde un dispositivo de escritorio.	39
Figura 28: Motor N20 con encoder.	40
Figura 29: Módulo Controlador de Motores.....	41
Figura 30: Implementación del Sistema Electrónico.....	42

Figura 31: Implementación del Prototipo.....	43
Figura 32: Etapas de la experimentación.....	44
Figura 33: Comportamiento del Exoesqueleto en el Primer Nivel.....	45
Figura 34: Movimiento realizado por el paciente en el nivel uno de la rehabilitación. (A) Posición Inicial 0°, (B) Posición Final 15°	46
Figura 35: Comportamiento del Exoesqueleto en el Nivel Dos	46
Figura 36: Movimiento realizado por el paciente en el nivel dos de rehabilitación. (A) Posición Inicial 0°, (B) Primer tramo 10°, (C) Segundo Tramo 20°, (D) Posición Final 30°	47
Figura 37: Comportamiento del Exoesqueleto en el Nivel Tres	47
Figura 38: Movimiento realizado por el paciente en el tercer nivel de rehabilitación. (A) Posición Inicial 0°, (B) Primer Tramo 9°, (C) Segundo Tramo 18°, (D) Tercer Tramo 27°, (E) Cuarto Tramo 36°, (F) Posición Final 42°	48
Figura 39: Verificación de Funcionamiento.....	48
Figura 40: Diagrama de Cajas del Primer Nivel	51
Figura 41: Diagrama de cajas del Segundo Nivel	52
Figura 42: Diagrama de cajas del Tercer Nivel.....	53
Figura 43: Ejercicio Nivel Uno	72
Figura 44: Ejercicio Nivel Dos.....	72
Figura 45: Ejercicio Nivel Tres	72

RESUMEN

En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación de la mano de personas que hayan sufrido accidentes Cerebro Vasculares (ACV) a través de un mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM).

La elaboración de este exoesqueleto está enfocada en dos partes, siendo la primera la etapa de análisis del tipo de rehabilitación, teniendo que escoger entre rehabilitación del tipo palmar y tipo gancho, esta se podrá elegir según las necesidades del paciente, la segunda es la de control en la que se tiene una aplicación web donde se tiene tres niveles de complejidad para que el paciente pueda realizar los ejercicios de rehabilitación de forma controlada, el diseño del exoesqueleto está basado en la creación de una base, guía y eslabón para dar movimiento a cada una de las falanges proximales, mientras que para las falanges medias se cuenta con un mecanismo en z para poder generar un movimiento. El análisis se lo realizó con la ayuda de una persona especializada en este tipo de eventualidades médicas, usando un guante de rehabilitación proporcionado por el especialista para la obtención de los datos de ángulo de cierre mientras se realiza la rehabilitación de forma tradicional y para obtener los datos mientras se usa el exoesqueleto se cuenta con el dispositivo implementado, ya que en él se le añadió esta característica, las pruebas de evaluación se las realizo a lo largo de 15 días, en los que se pudo comprobar una notable mejoría de acuerdo a cada nivel en que se realizaba los ejercicios pertinentes.

Palabras clave: Exoesqueleto, Accidentes Cerebrovasculares, centro virtual de movimiento, sistema electrónico, aplicación web.

ABSTRACT

This paper presents the design and implementation of an exoskeleton that provides rehabilitation assistance for the hands of people who have suffered cerebrovascular accidents (CVA) through a virtual center of movement (VCM) mechanism. The development of this exoskeleton was focused on two parts; the first was the analysis stage of the type of rehabilitation, having to choose between palmar type and hook type rehabilitation; this can be chosen according to the needs of the patient; the second was the control stage in which there is a web application where there are three levels of complexity so that the patient can perform the rehabilitation exercises in a controlled manner. The design of the exoskeleton was based on creating a base, guide, and link to give movement to each of the proximal phalanges. For the middle phalanges, there is a z-mechanism to generate movement. The analysis was carried out with the help of a person specialized in this type of medical eventualities, using a rehabilitation glove provided by the specialist to obtain the data on the closure angle. On the other hand, rehabilitation was carried out traditionally, and the device was implemented to obtain the data while using the exoskeleton since this feature was added. The evaluation tests were carried out over 15 days, and a notable improvement could be seen in each level at which relevant exercises were performed.

Keywords: Exoskeleton, Stroke, virtual motion center, electronic system, web application.



Reviewed by:
Mgs. Jenny Alexandra Freire Rivera
ENGLISH PROFESSOR
C.C. 0604235036

CAPÍTULO I.

1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se pretende contextualizar el contenido del trabajo de titulación, analizando los antecedentes que dieron hincapié para la realización del mismo, se presenta el problema con su debida justificación proponiendo una solución apropiada, así como también, se expone el objetivo general y los objetivos específicos que son las pautas para la elaboración de este trabajo.

1.1 ANTECEDENTES

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) se entiende por Accidente Cerebro Vascular (ACV) a un síndrome clínico de desarrollo rápido debido a una perturbación focal de la función cerebral de origen vascular y de más de 24 horas de duración [1], sucede cuando el flujo de sangre de una parte del cerebro se detiene, algunas veces, se denomina “ataque cerebral”[2].

En Latinoamérica, las cifras de prevalencia de ACV para el 2020 se ubicaron en un rango de 1,7 a 6,5 casos por cada 1.000 habitantes y en Ecuador, según el último reporte del Instituto Nacional de Estadísticas y Censos, en el año 2019 se registraron 4.577 muertes por ACV, siendo esta la tercera causa de fallecimiento en hombres y mujeres de todo el país [3].

Un ACV puede darse de dos tipos como son: Accidente Cerebrovascular Isquémico y Accidente Cerebrovascular Hemorrágico [2]. En [4] se registra que un ACV isquémico ocurre cuando se bloquea un vaso sanguíneo del cerebro o el cuello. Mientras que los ACV hemorrágicos son ocasionados por un derrame de sangre [5].

En el mercado se puede encontrar gran oferta de dispositivos robóticos diseñados para asistir en la terapia de rehabilitación del miembro superior, enfocándose en recuperar la movilidad de codo y hombro, más sin embargo no cuentan con una función motora para la mano y aquellos que cuentan con esta función tienen costos sumamente altos [6].

Es por eso que en este trabajo se optó por la fabricación de un dispositivo robótico que sea de ayuda en la rehabilitación de la mano, buscando proporcionar al paciente la capacidad de realizar movimientos de apertura y cierre de la mano para que pueda sujetar algunos elementos, con la finalidad de lograr una reeducación de la misma.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

La incidencia de los Accidentes Cerebro Vasculares supone la segunda causa de muerte en la población mundial, siendo la tercera en el mundo occidental, tras la cardiopatía isquémica y el cáncer [7].

Dado que Ecuador es un país en vías de desarrollo y debido a la escasez de estudios neuro epidemiológicos, se desconoce en parte el comportamiento de esta condición en nuestra población [8]. En la actualidad un ACV está considerado como una de las principales causas de mortalidad y aquellas personas que logran sobrevivir: el 80 % presenta deficiencia motora inmediata, con predominio de sus extremidades superiores e inferiores, dependiendo de las áreas cerebrales afectadas [3], en Ecuador, se registra que cada 30 minutos un paciente con un ACV muere o queda discapacitado de forma permanente porque no recibió el tratamiento adecuado, cabe recalcar que uno de cada cuatro ecuatorianos mayores de 25 años podría sufrir de esta anomalía médica a lo largo de su vida [9].

De los supervivientes a la fase aguda de un ACV, aproximadamente del 40 al 53% serán total o parcialmente dependientes a los seis meses, porcentaje que se reduce al 33% transcurrido el primer año y se mantiene sin cambios en los cinco años siguientes, después del primer año en más del 50% de los casos existe defecto motor, y entre el 30 y 35% presentan déficit cognitivo, en un menor porcentaje los pacientes quedan con trastornos visuales, sensitivos, del lenguaje, de la deglución y de la marcha, así como del control esfinteriano [10].

En este sentido se pretende realizar un prototipo de exoesqueleto para dar asistencia en la rehabilitación de la mano de personas que hayan sufrido este tipo de accidentes, puesto que esta es una de las extremidades con la que más actividades se desarrollan en el día a día.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

- Diseño e implementación de un exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación de la mano de personas que hayan sufrido Accidentes Cerebro Vasculares (ACV) a través de un mecanismo de Centro Virtual de Movimiento (VCM).

1.3.2 Objetivos Específicos

- Estudiar la anatomía funcional de la estructura de la mano para establecer la coordinación que existe entre los músculos y los huesos de la misma.
- Analizar los diferentes diseños de dispositivos de rehabilitación de la mano ya existentes, con el fin de identificar nuevas tendencias y avances tecnológicos para disponer de tecnologías emergentes que pueden beneficiar a los pacientes.
- Diseñar e implementar un prototipo de exoesqueleto para la mano, tomando en cuenta el mecanismo de centro virtual de movimiento con el fin de asistir en la rehabilitación de personas que hayan sufrido un ACV.
- Evaluar el funcionamiento del dispositivo, analizando los datos obtenidos mediante pruebas de funcionamiento, para determinar la efectividad de la rehabilitación.

CAPÍTULO II.

2. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se desarrolla el marco teórico que es la base para la sustentación de esta investigación, abordando temas relacionados con los accidentes cerebro vasculares, así como también la anatomía de la mano tomando énfasis en cada uno de los dedos, finalmente se presenta un análisis del estado del arte de algunas investigaciones relacionadas acerca de los exoesqueletos.

2.1 ACCIDENTES CEREBRO VASCULARES (ACV)

Un Accidente Cerebro Vascular (ACV), se debe a una obstrucción del riego sanguíneo. El cerebro recibe un 25% del oxígeno del cuerpo, pero no puede almacenarlo, las células del cerebro requieren un aporte constante de oxígeno para mantenerse sanas y funcionar correctamente [11]. La sangre, entonces, necesita llegar continuamente al cerebro a través de los dos sistemas arteriales importantes:

- **Las arterias carótidas**, que suben por la parte anterior del cuello. (El pulso de una arteria carótida puede notarse poniendo los dedos suavemente en cualquier lado del cuello por debajo de la mandíbula) [12].
- **Las arterias basilares**, que se forman en la base del cráneo a partir de las arterias vertebrales, que recorren la columna vertebral y llegan por la parte posterior del cuello [13].

Desde la perspectiva de la rehabilitación, el accidente cerebro vascular es un gran generador de discapacidad, tanto física como cognitiva. De la población que sufre ACV, un 15 a 30% resulta con un deterioro funcional severo a largo plazo, lo que implica un alto grado de dependencia de terceros. Además, el ACV se ha establecido como la segunda causa de demencia a nivel mundial [1].

2.1.1 Tipos de Accidentes Cerebro Vasculares

Un accidente cerebro vascular, normalmente es de dos tipos:

- Isquémico (principalmente causado por una obstrucción en una arteria)
- Hemorrágico (causado por un desgarro de la pared de la arteria que produce una hemorragia en el cerebro)

2.1.1.1 Accidente Cerebro Vascular de origen Isquémico

Constituye la forma más frecuente de apoplejía, siendo la causa del 80% de todos los accidentes cerebro vasculares. Se denomina isquemia al déficit de aporte de oxígeno en los tejidos vitales. Las embolias se producen por la formación de coágulos que normalmente son de dos tipos [4]:

- **Trombosis cerebral.** Los trombos son coágulos sanguíneos que se forman en el interior de algunas de las arterias del cerebro [14].
- **Embolia.** Los émbolos son coágulos que desde otros desplazamientos son arrastrados por la sangre, y se van acumulando en la arteria [15].

2.1.1.2 Accidente Cerebro Vascular Hemorrágico

El 20% de los ACV se producen por una hemorragia (sangrado repentino). Pueden clasificarse por cómo y cuando ocurren [5]:

- **Hemorragia cerebral o parenquimatosa**, se produce dentro del cerebro, suelen ser principalmente el resultado de una hipertensión que ejerce presión excesiva en las paredes arteriales dañadas ya por la aterosclerosis [16].
- **Hemorragia subaracnoidea**, se produce en los tejidos que rodean al cerebro, suelen estar causadas por la ruptura de un aneurisma, una pared de un vaso sanguíneo debilitada, que a menudo es un trastorno heredado [17].
- **Malformación o fisuras arteriovenosas (MAV)**, es una conexión anormal entre arterias y venas. Si se produce en el cerebro y se rompe, puede causar también una embolia hemorrágica [18].

2.1.2 Factores de Riesgo de los ACV

En [19], se nombran los principales factores de riesgo para un accidente cerebrovascular entre los principales se encuentra la presión alta como el más representativo, aun así, existen otros factores importantes que tenemos que tomar en cuenta, entre los que podemos denotar los siguientes:

- Frecuencia cardiaca irregular, llamada fibrilación auricular
- Diabetes
- Antecedentes familiares de la enfermedad
- Ser Hombre
- Colesterol alto
- Aumento de la edad, especialmente después de los 55 años
- Origen étnico, es decir que las personas de raza negra son más propensas a morir de un ACV.
- Obesidad
- Historial de ACV previos o accidentes isquémicos transitorios, es decir que la sangre fluye a una parte del cerebro y aun así se detiene por un periodo breve de tiempo.

El riesgo de un accidente cerebro vascular es también mayor en:

- Personas que tienen una enfermedad cardiaca o mala circulación en las piernas causada por estrechamiento de las arterias.
- Personas que tienen hábitos de un estilo de vida malsano tales como tabaquismo, consumo excesivo de alcohol, consumo de drogas, una dieta rica en grasa y falta de ejercicio.
- Personas que tienen una tendencia hereditaria a desarrollar coágulos sanguíneos.
- Mujeres que toman píldoras anticonceptivas, especialmente las que fuman y son mayores de 35 años.
- Las mujeres embarazadas tienen un mayor riesgo durante el embarazo.
- Mujeres que toman terapia de reemplazo hormonal.

2.1.3 Síntomas

La mayoría de las veces los síntomas se presentan de manera súbita y sin aviso, pero estos pueden ocurrir intermitentemente durante el primero o segundo día. Por lo general los síntomas son más graves cuando el ACV acaba de suceder, pero pueden empeorar lentamente, en caso de que el ACV sea causado por sangrado en el cerebro, se puede presentar un dolor de cabeza, el que puede comenzar de forma repentina y ser muy intenso, este dolor puede empeorar al acostarse boca arriba, causando que se despierte cuando se encuentre dormido, es necesario recalcar que el dolor puede empeorar cuando cambie de posición o cuando se agacha, o hace esfuerzo o tose [20].

2.1.4 Pruebas y Exámenes

En caso de presentarse un ACV, el médico realizará un examen físico con el fin de: verificar si hay problemas con la visión, el movimiento, la sensibilidad, los reflejos, la comprensión y el habla. El médico se encargará de repetir el examen por un determinado periodo de tiempo para ver si el ACV está mejorando o empeorando. Otra de las pruebas que hace el médico es auscultar las arterias carótidas en el cuello con un estetoscopio para ver si hay un ruido anormal, llamado soplo, el que es causado por un flujo sanguíneo anormal y finalmente el médico deberá verificar la presión del paciente con el fin de verificar si tiene presión arterial alta y un latido cardíaco irregular [21].

2.1.5 Importancia de la recuperación de la mano luego de un ACV

En ciertos casos las consecuencias de haber sufrido un ACV son la pérdida total o parcial de la movilidad en las extremidades del cuerpo, este estudio se enfoca principalmente en la rehabilitación de la mano, puesto que se puede afirmar que esta es uno de los miembros más vitales y complejos que posee el ser humano, anatómicamente hablando.

Cada uno de los dedos puede realizar movimientos de flexión y extensión en la articulación MCP, articulación PIP y en la articulación interfalángica proximal (DIP); y el pulgar en la articulación interfalángica (IP) y en la articulación MCP. Además, pueden realizar movimientos de abducción y aducción de lateralidad, pero solo en la articulación MCP, tanto en el pulgar como en el resto de los dedos. El rango de flexión y extensión, aumenta progresivamente desde el dedo índice, hasta alcanzar el mayor nivel en el dedo meñique [22].

2.2 ANATOMÍA DE LA MANO

2.2.1 Músculos de la mano

Los músculos propios de la mano se caracterizan por su pequeño tamaño, escaso peso y por qué proveen a los dedos de precisión y exactitud de movimiento. Se agrupan en tres regiones anatómicas, todos ellos localizados en la parte central de la mano (región palmar), que delimitan tres regiones palmares: la correspondiente al dedo pulgar (región palmar lateral o eminencia tenar), la de la musculatura propia del meñique (región palmar medial o eminencia hipotenar) y los de los dedos trifásicos, que ocupan la parte central de la mano (región palmar

media). En el dorso de la mano no existe ningún músculo, toda ella está ocupada por los tendones de los músculos extensores y sus correspondientes vainas tendinosas, en su trayecto hacia los dedos [23].

Tabla 1: Clasificación de las tres regiones musculares de la mano
Fuente: [24]

REGION PALMAR MEDIA	REGION TENAR	REGION HIPOTENAR
Interóseos dorsales	Oponente del pulgar	Oponente meñique
Interóseos palmares	Flexor corto pulgar	Flexor corto meñique
Lumbricales	Abductor corto pulgar	Abductor meñique
Aductor del pulgar. Cabeza transversa	Abductor del pulgar. Cabeza oblicua	Palmar corto

2.2.2 Huesos de la mano

- **Carpó:** Es la parte más rígida y sostiene el peso. Estos huesos están separados en dos hileras. La que se encuentra más cercana a la muñeca es la primera, se tiene el escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme; mientras que en la segunda hilera tenemos el trapecio, el trapecoide, el hueso grande y el ganchoso [25].
- **Metacarpo:** Formado por cinco huesos más largos en miniatura. Lo conocemos como palma o dorso de la mano [25].
- **Falanges:** En total son 14 huesos que componen los dedos propiamente. A cada dedo le corresponden tres falanges: la proximal, la media y la distal a excepción del pulgar que solo cuenta con dos una proximal y una distal [26].

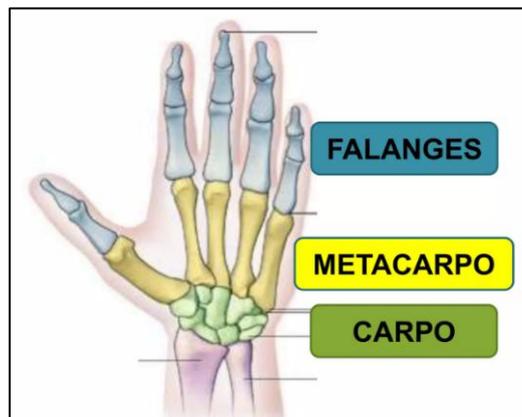


Figura 1: Huesos de la mano
Fuente: [27]

2.3 EXOESQUELETOS

Los exoesqueletos son una herramienta de innovación en el proceso de rehabilitación, se ha reportado el uso de exoesqueletos robóticos como tecnología de asistencia que potencia las cualidades físicas como: fuerza, resistencia, potencia y flexibilidad, además de proporcionar retroalimentación cuantitativa y aumentar los resultados funcionales en la recuperación de pacientes con lesiones neurológicas [28].

2.3.1 Tipos de exoesqueletos

Existe una gran variedad de exoesqueletos, dependiendo de la aplicación que se le quiera dar se los puede clasificar entre:

- Exoesqueletos militares
- Exoesqueletos Industriales
- Exoesqueletos para personas con discapacidad

2.3.1.1 Exoesqueletos Militares

Estos exoesqueletos para soldados son unas estructuras con motores hidráulicos que ayudan a los militares a moverse y sobre todo a aguantar o levantar cantidades de peso elevadas. Éstos pueden dar soporte tanto al tren superior e inferior es decir al cuerpo completo. Son armazones mecánicos que sin lugar a dudas aumentan las capacidades físicas de los seres humanos [29].



Figura 2: Exoesqueletos Militares
Fuente: [30]

2.3.1.2 Exoesqueletos Industriales

Se han desarrollado exoesqueletos para trabajadores de fábricas y cadenas de montaje en las que se requiera usar la fuerza física de forma continua. De igual forma que veíamos las ventajas en la aplicación militar, en este caso los exotrajés son de gran ayuda y reducen el impacto en la salud de los seres humanos, siendo un gran avance para la industria [29].

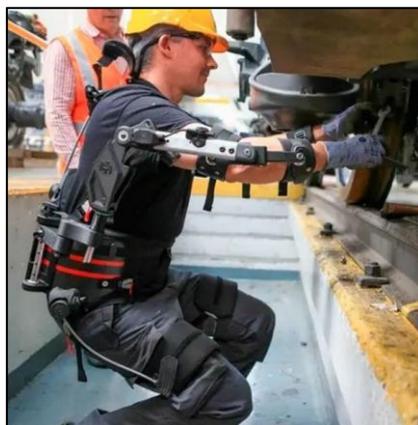


Figura 3: Exoesqueletos Industriales
Fuente: [31]

2.3.1.3 Exoesqueletos para personas con discapacidad

Este tipo de exoesqueletos robóticos son capaces de conectar con el cerebro humano y ejercer los movimientos que el propio ser humano le indica [29].

Aunque en la actualidad el conseguir un exoesqueleto para personas con discapacidad puede ser algo costoso, es necesario recalcar que con la ayuda de uno de estos dispositivos se puede dar un poco de esperanza para aquellas personas que tienen dificultades en alguna de sus extremidades al momento de realizar sus tareas diarias.



Figura 4: Exoesqueletos para personas con Discapacidad
Fuente: [32]

2.4 ESTADO DEL ARTE

Después del ACV, aproximadamente el 86% de las personas presentan alteraciones de tipo sensoriomotor; de estos el 65% tiene dificultad para participar en actividades de la vida diaria. “La función del miembro superior, y en concreto de la mano, es versátil y compleja, y seguir una rehabilitación adecuada resulta fundamental para maximizar las posibilidades de recuperación” esta se orienta a la recuperación de la funcionalidad del miembro afectado con el fin de favorecer la independencia y participación en actividades propias de su rol [33].

El uso de exoesqueletos para la rehabilitación de la mano a tomado mayor relevancia con el paso del tiempo, dado que es de vital importancia para la ejecución de las tareas diarias, a continuación, se muestran algunas investigaciones relacionadas con el tema en cuestión.

2.4.1 HEXXOR

En [34] se muestra el diseño de un exoesqueleto llamado HEXXOR que consta de dos componentes modulares capaces de controlar por separado el movimiento de los dedos y el pulgar (Figura 5). Este dispositivo actúa como un exoesqueleto de modo que las articulaciones del robot y del usuario estén alineadas en todo el ROM permitido, esto con la finalidad de permitir múltiples puntos de contacto entre los dedos y el dispositivo, lo que es fundamental para controlar adecuadamente la trayectoria cinemática de los movimientos de la mano asistida. Los criterios generales para el diseño de este exoesqueleto incluyeron:

- Permitir que los dedos tengan un ROM completo
- Emular trayectorias cinemáticas fisiológicamente precisas

- Proporcionar capacidad de ajuste para adaptarse cómodamente a diferentes tamaños.

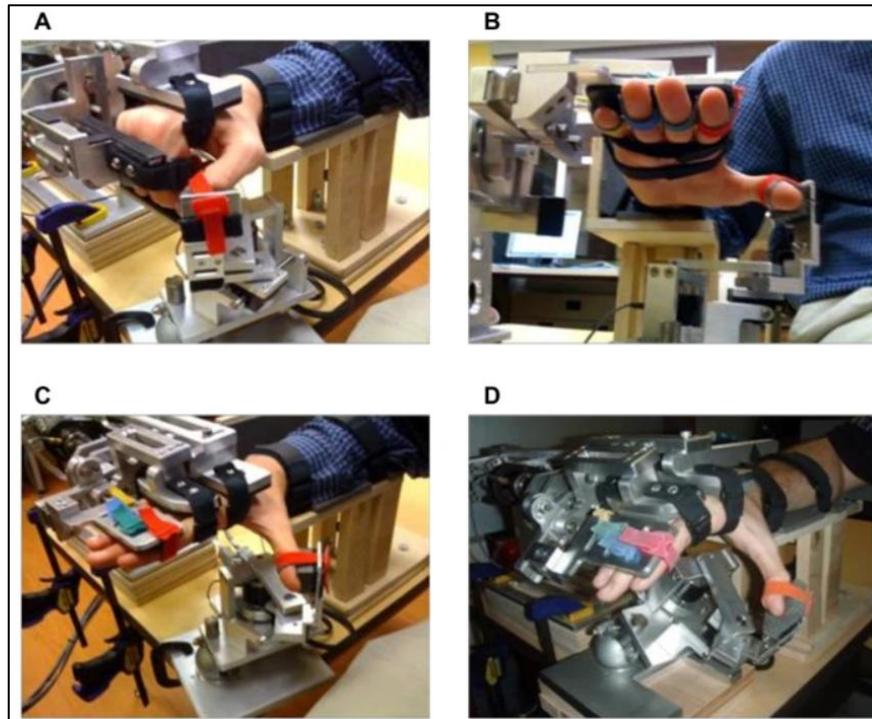


Figura 5: Mano en un HEXXOR en diferentes posturas. (A) La Mano Flexionada, (B) Vista palmar de la mano en extensión, (C) La mano extendida, con el pulgar en extensión pura y (D) La mano extendida con el pulgar en abducción.
Fuente: [34]

2.4.2 AMADEO

En [35] se muestra el sistema robótico de mano Amadeo (Tyromotion GmbH, Graz, Austria; Fig: 6 y 7), permite realizar ejercicios asistidos por robot para los músculos flexores y extensores de los dedos. Este sistema ofrece un modo de ejercicio activo asistido por posición controlada, así como modos isométricos con retroalimentación visual durante juegos computarizados que enfatizan la flexión y la extensión.



Figura 6: Robot Amadeo mostrando la unión de los dedos al dispositivo
Fuente: [35]



Figura 7: Robot Amadeo con los dedos en flexión
Fuente: [35]

2.4.3 GLOREHA

En [36] se presenta un dispositivo robótico llamado Gloreha (Figura 8) diseñado por la Universidad de Brescia (Italia), consta de dos módulos principales con características mecánicas bien definidas que constituyen el guante, uno es el actuador, donde se originan fuerzas, velocidades y desplazamientos; este módulo puede considerarse el motor del guante, y está ubicado en la parte superior del antebrazo, cerca de la muñeca. La transmisión está compuesta por varias transmisiones elásticas que son movidas por un actuador y transmiten adecuadamente el desplazamiento, la velocidad y las fuerzas a uno o más dedos afectados durante una sesión de rehabilitación. Las características de este guante es que es flexible, adaptable a una anatomía de mano afectada a aún capaz de cumplir su tarea de transmisión de manera eficiente, este guante no cubre en su totalidad la mano afectada, sino que es una secuencia de sectores que se vinculan entre sí a través de transmisiones elásticas, que permanecen en el dorso de la mano en términos de sus partes y articulaciones naturales.



Figura 8: Guante usable
Fuente: [36]

2.4.4 Módulo de dedo de un exoesqueleto de mano para Rehabilitación

En [37], se muestra el desarrollo de un módulo de dedo índice para un exoesqueleto de mano para rehabilitación, que está controlado por torsión, el dispositivo tiene dos grados de libertad (DOF) accionados para ayudar al movimiento en las articulaciones metacarpofalángicas (MCP) e interfalángicas proximales (PIP) del dedo índice, cada articulación activa se acciona utilizando un actuador elástico en serie (SEA) basado en cable Bowden en miniatura capaz de lograr un control de torsión bidireccional, él SEA utiliza las

mediciones del ángulo y del ángulo del motor para estimar la deflexión del resorte de compresión lineal, que luego se utiliza para evaluar la torsión aplicada por el SEA.

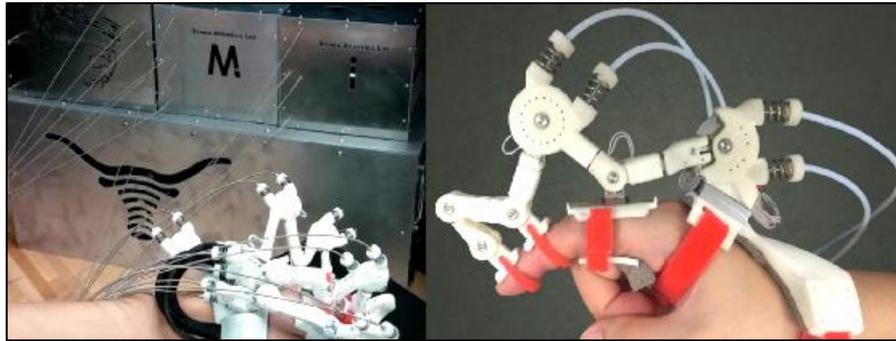


Figura 9: Módulo de dedo de un exoesqueleto de mano para Rehabilitación
Fuente: [37]

2.4.5 Exoesqueleto de mano háptico para simulación de agarre de precisión

Un exoesqueleto de mano (HE) es un dispositivo robótico cuya estructura mecánica se encuentra muy cerca de los dedos de la mano humana, la cinemática de este tipo de dispositivos suele diseñarse de forma que los enlaces sigan los movimientos del operador humano, su funcionalidad básica consiste en ejercer fuerzas programables sobre los dedos humanos, en [38] se muestra un dispositivo capaz de ejercer fuerzas en el rango de unos pocos Newtons pero con altas capacidades de precisión y resolución, con el objetivo de lograr una interacción háptica en VR o en sistemas TO, como tareas de referencia tiene el agarre de presión entre el índice y el pulgar, en la manipulación y la exploración de superficies y objetos que involucran fuerzas pequeñas, este dispositivo es capaz de ejercer fuerzas controladas en cualquier dirección deseada sobre las puntas de los dedos índice y pulgar de la mano derecha del operador.

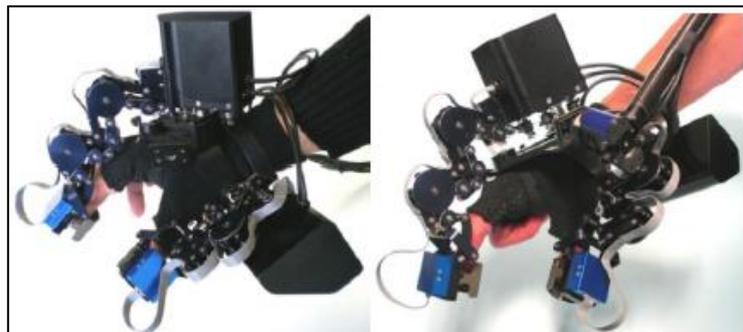


Figura 10: Montaje del exoesqueleto de mano con sistema de seguimiento
Fuente: [38]

CAPÍTULO III.

3. METODOLOGÍA

En este capítulo se aborda los aspectos metodológicos que guiaron en la ejecución de la investigación, enfocándose principalmente en denotar el tipo de investigación, método de investigación, procedimiento y análisis, población de estudio y tamaño de la muestra, así como también el método de análisis y procesamiento de datos.

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Para el desarrollo de este proyecto, se realizó una investigación de tipo descriptiva y experimental, la primera se plantea debido a que se tomará los datos arrojados por el prototipo en el proceso de rehabilitación del paciente, esto con el fin de evaluar el progreso del usuario al usar el prototipo, y la segunda es planteada debido a que se pretende implementar un sistema que pueda analizar la variación que existe en los ángulos de cada uno de los dedos cuando realice el movimiento natural de apertura y cierre de la mano, usando la definición de centro virtual de movimiento.

3.2 MÉTODO DE INVESTIGACIÓN

3.2.1 Investigación descriptiva

En base a la investigación descriptiva, en este proyecto se busca conocer si los datos obtenidos que corresponde al rango de movimiento de las articulaciones de los dedos son favorables en la mejoría de los pacientes que necesitan terapias posteriores a sufrir accidentes cerebrovasculares.

3.2.2 Investigación experimental

En base a la investigación experimental, en este proyecto se implementará un sistema que pueda analizar la variación de los ángulos de cierre que cada uno de los dedos de la mano afectada pueda tener al ser evaluada con la manipulación de diferentes objetos.

3.3 PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS

En la Figura 11, se muestra el procedimiento a seguir para el desarrollo de este proyecto de investigación, en el que se optó por dividirlo en tres fases.

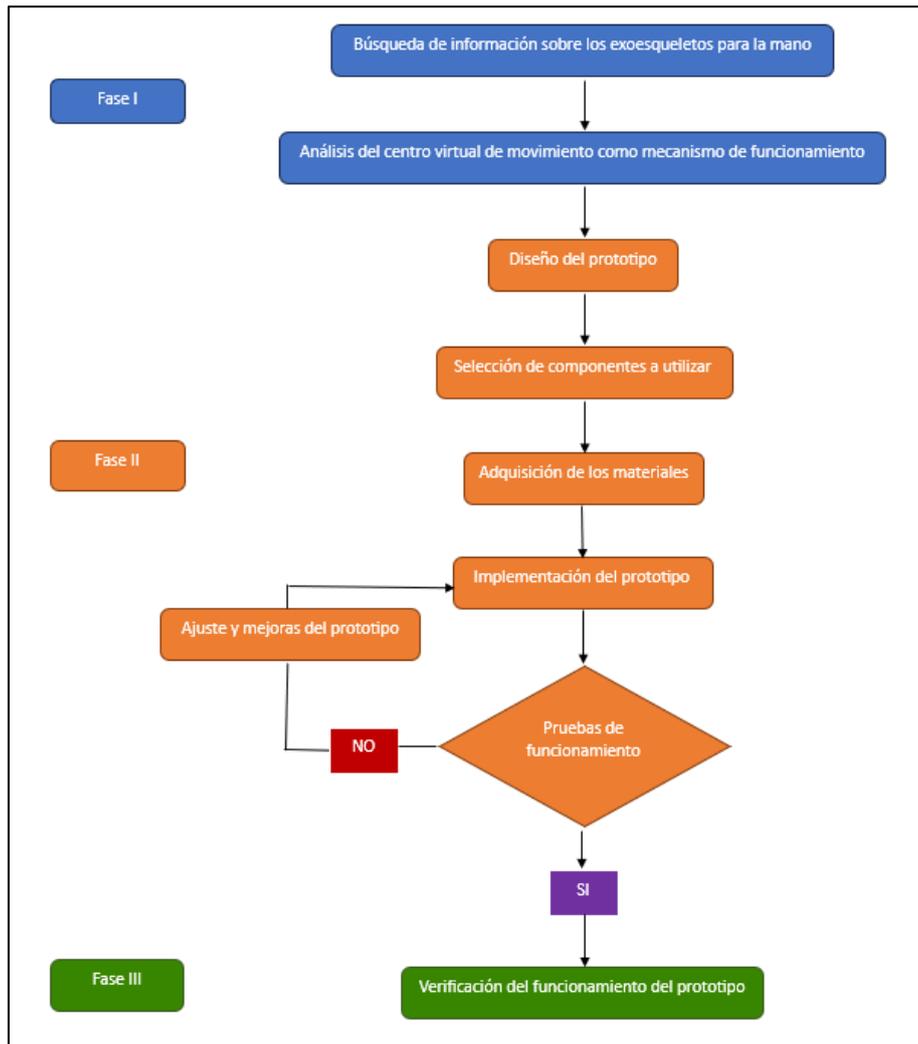


Figura 11: Fases para la elaboración del proyecto.

Fuente: Autor.

3.3.1 Fase I: Búsqueda de información del exoesqueleto para la mano y análisis del centro virtual de movimiento

En esta etapa de la elaboración del proyecto se realizó la búsqueda de información sobre exoesqueletos para la mano, así como también se decidió el lugar para la ubicación del centro virtual de movimiento y finalmente se elaboró los diseños pertinentes con los mecanismos apropiados.

3.3.1.1 Sistema Robótico de tipo exoesqueleto para la rehabilitación de la mano

Este sistema consiste en una base que recubre la mano por la parte posterior o dorso (Figura 12), de tal manera que sirve de plataforma para cada sub ensamble de cada uno de los dedos, el sistema de cada dedo está formado por guías circulares y un conjunto de palancas para lograr la transmisión del movimiento de la articulación MCP a la PIP, logrando el movimiento simultáneo en ambas [6].

- **Características Principales:**

Este exoesqueleto fue diseñado con la finalidad de ayudar en la recuperación del movimiento de la mano de personas que hayan sufrido un ACV, cuenta con las piezas diseñadas para cada dedo en específico al paciente, una de las características principales es que tiene la facilidad de realizar movimientos laterales en cada uno de los dedos, es por eso que la sujeción de este a la base no es fija, siendo a través de una pequeña base giratoria con topes a los costados para poder limitar el movimiento.

El accionamiento del mecanismo es a través de un cilindro lineal neumático de doble efecto (Cilindro DFK-10-50-P de Festo) por cada dedo, dos válvulas reguladoras de presión (MPPE-3-1/8-10-010) y adicionalmente también cuenta con unos estranguladores para disminuir el paso de aire y realizar el recorrido lentamente.

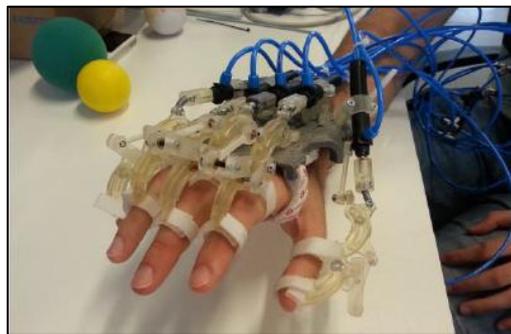


Figura 12: Dispositivo exoesqueleto para rehabilitación de la mano.
Fuente [6].

3.3.1.2 Entrenamiento robótico con mano de exoesqueleto impulsado por señales electromiográficas (EMG)

En [39] se muestra un dispositivo robótico que detecta la intención de la persona que ha sufrido un derrame cerebral y ayuda a abrir o cerrar la mano, el sistema consta de un módulo de mano robótica y un controlador integrado, los dedos y la palma de la mano del paciente que ha sufrido un derrame cerebral se montan cómodamente sobre el módulo de la mano robótica mediante anillos para dedos y correas de velcro (Figura 13). La zona de la palma de la mano y la articulación DIP se dejan abiertas para permitir que el usuario agarre y sienta los objetos con sus propios dedos.

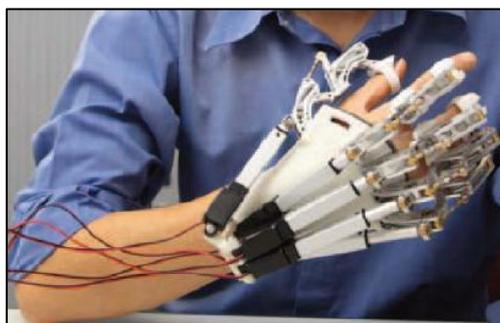


Figura 13: Módulo de mano robótica con 5 actuadores lineales en la parte posterior.
Fuente: [39]

- **Características Principales:**

Cada módulo de mano consta de cinco conjuntos de dedos y una plataforma de soporte de palma, cada conjunto de dedos es accionado por un único actuador lineal y proporciona 2 grados de libertad (DOF) para cada dedo en la articulación metacarpofalángica proximal y proximal, mediante el sistema de enlace mecánico, todos los conjuntos de dedos son idénticos y cada uno puede ajustarse para adaptarse a diferentes longitudes de dedos y alinear el centro de rotación virtual con las articulaciones metacarpofalángicas y proximales, lo que proporciona un movimiento natural de flexión y extensión de los dedos.

Cuenta con un controlador integrado que contiene un módulo inalámbrico para la comunicación inalámbrica, por lo tanto, el terapeuta puede configurar la mano robótica del exoesqueleto y elegir diferentes modos de entrenamiento mediante el sistema de control remoto inalámbrico.

3.3.1.3 Centro Virtual de Movimiento

Un mecanismo VCM es un mecanismo planar en el que uno de sus enlaces puede rotar alrededor de un punto fijo distal en el plano, sin existir una articulación de revolución en el punto fijo que los una [6].

Para la elaboración de este prototipo se optó por ubicar los centros virtuales de movimiento según se puede observar en la Figura 14, es decir, en la articulación Metacarpo Falángica (MCP) e Inter Falángica Proximal (PIP).

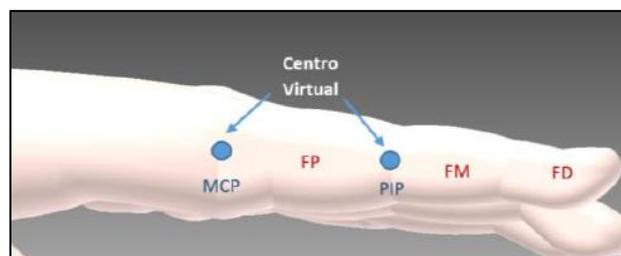


Figura 14: Ubicación de los centros virtuales de movimiento
Fuente: [6]

La articulación PIP es la que se encuentra ubicada entre la falange media y la falange proximal, en esta será la falange media quien rote alrededor del centro virtual establecido, mientras que la articulación MCP es la que se encuentra ubicada entre la cabeza del metacarpo y la falange proximal, en esta será la falange proximal quien rote alrededor del centro virtual establecido, como se puede observar en la figura 15.

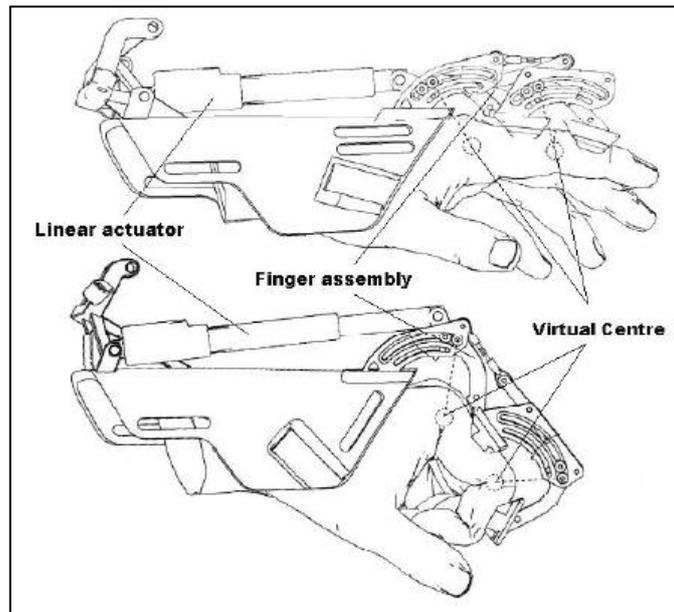


Figura 15: Movimiento del conjunto de dedos alrededor de los centros virtuales
Fuente: [39]

Es necesario recalcar que el movimiento de las articulaciones se debe realizar al mismo tiempo, siendo así el movimiento innato en una persona, para esto se tomó en cuenta el rango de movimiento de las articulaciones de los dedos según la tabla 2.

Tabla 2: Rango de movimiento de las articulaciones de los dedos
Fuente: [6]

	Articulación	Ángulo Flexión (°)	Ángulo Extensión (°)	Ángulo Lateralidad
Dedos	DIP	60-90	<5	---
	PIP	90-135	---	---
	MCP	70-100	30-40	40-60
Pulgar	IP	75-80	5-10	---
	MCP	60-70	---	25-27
	CMC	120		45

3.3.1.4 Especificaciones y consideraciones.

3.3.1.4.1 Complejidad y claridad de diseño:

Aunque la información encontrada para la fabricación de este tipo de exoesqueletos es muy limitada, se partió del diseño presentado en [6] y [39] para su fabricación, de la misma forma se fue realizando la toma de medidas pertinentes a la mano del paciente con la finalidad tener comodidad y, por ende, una buena experiencia al momento de realizar la rehabilitación.

3.3.1.4.2 Detalles de materiales:

Con el objetivo de realizar un prototipo que sea duradero se optó por usar filamento AVS para impresión en 3D, el cual cuenta con mayor resistencia a la abrasión y al impacto, también ofrece una buena resistencia a altas temperaturas, además cuenta con una

flexibilidad superior a otros materiales lo que reduce la probabilidad de que las piezas se agrieten o rompan bajo tensiones mecánicas moderadas.

3.3.1.4.3 Facilidad de replicación:

La replicación de este prototipo resulta ser poco compleja, puesto que al usar la tecnología de impresión en 3D, se requiere realizar pequeñas modificaciones en cuanto a las dimensiones de cada pieza si fuera diseñada para un paciente en específico, caso contrario se puede aplicar cambios y ajustes en el diseño para que sea un modelo adaptable a diferentes pacientes.

3.3.1.4.4 Costos asociados:

Dependiendo del tipo de filamento para impresión en 3D que se pueda decidir a usar, los costos de fabricación pueden variar, así como también del tiempo que tarde la impresora en realizar la fabricación de cada una de las piezas.

3.3.2 Fase II: Diseño e implementación del prototipo

Durante esta fase se procedió con la fabricación del diseño del exoesqueleto y del sistema electrónico. Así como también se llevó a cabo la selección de componentes a utilizar para su posterior adquisición e implementación al prototipo, finalmente se realizó las pruebas de funcionamiento, corrigiendo algunas imperfecciones existentes en el proceso.

3.3.2.1 Diseño e implementación del exoesqueleto para la mano

Para empezar, se debe definir cuantos movimientos tendrá cada dedo de la mano y cuantos de estos serán actuados, cada dedo cuenta con tres movimientos principales, uno por cada falange, teniendo en cuenta estas consideraciones se optó por usar el movimiento de dos falanges principalmente logrando así tener una falange actuada de forma activamente y la otra de forma pasiva, es decir con un motor vamos a mover a la falange proximal y mediante este desplazamiento circular de la falange se obtendrá como resultado el movimiento de las dos falanges restantes tanto la media como la distal de cada dedo, para ello usamos los dos centros virtuales especificados en la Figura 14.

En el caso del dedo pulgar se considera un solo centro virtual localizado en la articulación metacarpofalángica, esto con la finalidad de evitar la obstrucción de la yema del dedo con los objetos a manipular y también logrando la facilidad de realizar la tarea de agarre de forma adecuada sin la necesidad de añadir más componentes en el dedo pulgar.

Buscando la comodidad del paciente se realizó las modificaciones pertinentes en cuanto a las medidas y modelo de cada pieza para lograr una mayor efectividad en la rehabilitación a la que será sometida la extremidad afectada, el diseño de este exoesqueleto está basado en un mecanismo conformado por tres partes para su movimiento, las cuales son: base, guía y eslabón.

Se cuenta con tres bases, las cuales están ubicadas la primera en el dorso protector de la mano, y las otras dos en cada uno de los anillos que están sujetos a las falanges tanto proximal como media. Sobre cada base se encuentra ubicada una guía que será la que indique el

camino a seguir por el eslabón que será el encargado de realizar el movimiento para las falanges (Figura 16).

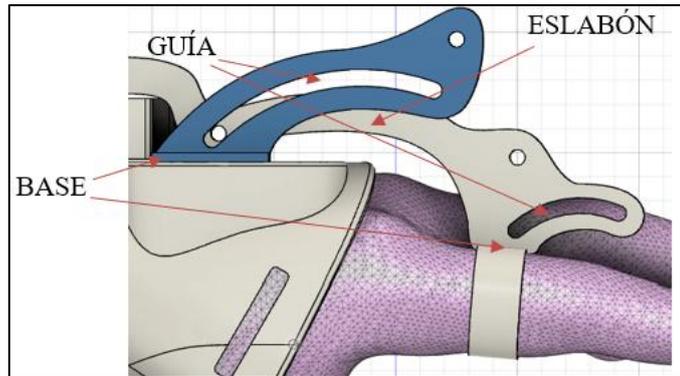


Figura 16: Ubicación de la Base, Guía y Eslabón en el prototipo para la falange proximal
Fuente: Autor

Para el caso de la falange media se añadió un mecanismo de unión en Z para poder realizar el movimiento de forma pasiva a partir del movimiento de la falange proximal (Figura 17).

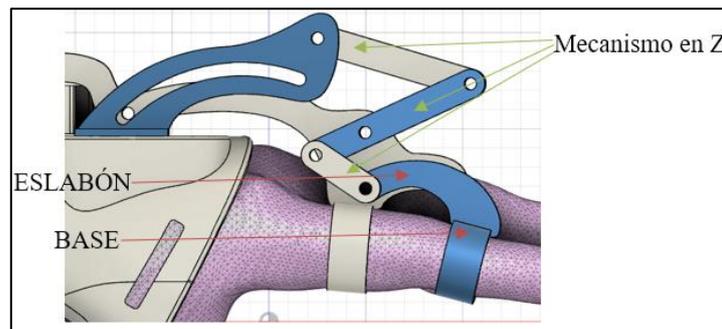


Figura 17: Ubicación del mecanismo en Z, y de la base y eslabón de la falange media
Fuente: Autor

El mismo mecanismo se repite para los 5 dedos en cuestión a excepción del dedo pulgar en el que no se tiene la necesidad de usar el mecanismo en Z, puesto que solo se usa una falange para realizar el movimiento, el resultado final del diseño se muestra en la Figura 18.

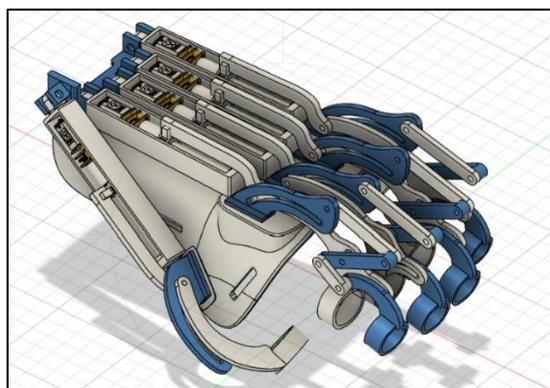


Figura 18: Diseño del prototipo del exoesqueleto para la mano
Fuente: Autor.

Para la implementación del prototipo del exoesqueleto, se optó por usar el filamento para impresión en 3D llamado AVS, tornillos de 1/8 de pulgada para unir cada una de las piezas del prototipo y para que el exoesqueleto quede sujeto a la mano y a cada uno de los dedos se optó por usar cinta velcro como método de ajuste.

En la Figura 19, se puede observar el prototipo del exoesqueleto ya implementado, con los respectivos ajustes necesarios.



Figura 19: Implementación del Exoesqueleto para la mano.
Fuente: Autor.

3.3.2.2 Diseño del sistema electrónico

Para la realización del sistema electrónico, se usó como base el diagrama propuesto en la Figura 20.

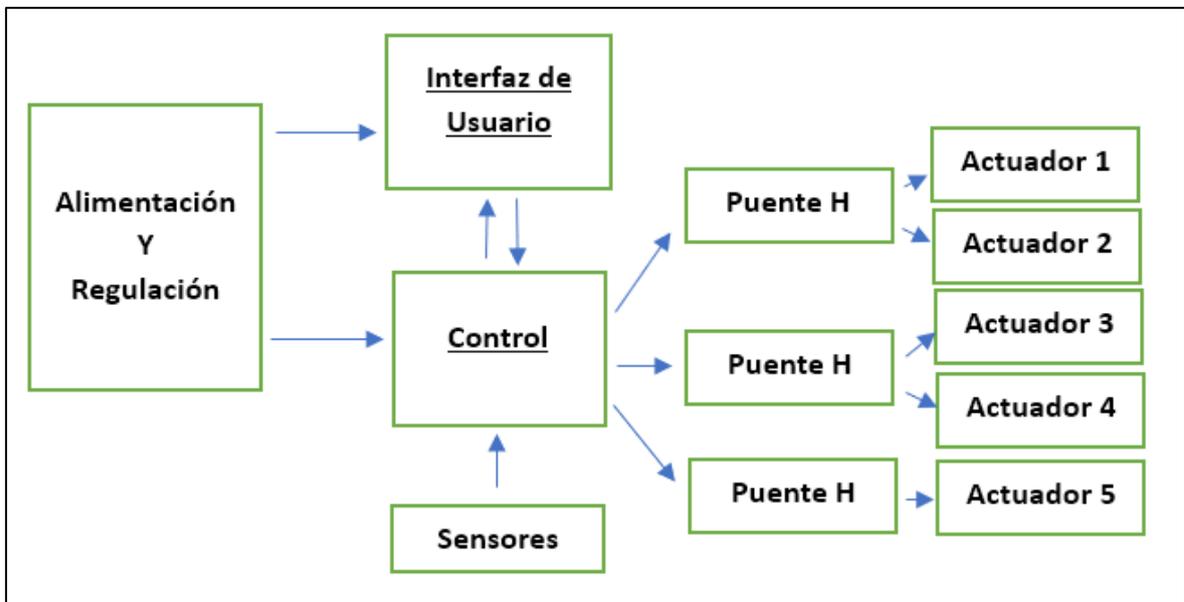


Figura 20: Diagrama del sistema electrónico.
Fuente: Autor.

3.3.2.2.1 Alimentación y Regulación

La etapa inicial de este proyecto es la alimentación, por ende, se optó por una fuente de alimentación conmutada de 12V-8.5A (Figura 21), la función principal de este dispositivo electrónico es ser capaz de transformar la corriente alterna en corriente continua.

Tabla 3: Características de la fuente de Alimentación Conmutada.

Ítem	Descripción
Tipo	Fuente de alimentación conmutada.
Voltaje de entrada	AC110-220V 50/60Hz.
Voltaje de salida	DC 12V – 8.5A.
Protección	Cortocircuito / sobrecarga / sobretensión.
Material de la carcasa	Base de metal / aluminio.



Figura 21: Fuente de Alimentación Conmutada.

Fuente: [40].

Puesto que existen más componentes que requieren una alimentación menor a la proporcionada por la fuente de alimentación conmutada, se empleó un regulador de voltaje LM2596 (Figura 22), el cual, su función principal es la de proporcionar un voltaje menor y constante en comparación al que se registra en su entrada, dependiendo de la necesidad de voltaje para alimentar los diferentes dispositivos, se logra calibrar al valor requerido usando el potenciómetro multivuelta con el que cuenta dicho dispositivo.

Tabla 4: Características del Regulador de Voltaje LM2596.

Ítem	Descripción
Modelo	LM2596.
Voltaje de entrada	4.5 V – 40VDC.
Voltaje de salida	1.23V – 37VDC.
Corriente de Salida	3A máx.
Protección	Cortocircuito.



Figura 22: Regulador de Voltaje LM2596.

Fuente: [41].

3.3.2.2.2 Control e Interfaz del Usuario

Para la etapa de control e Interfaz del Usuario se optó por la implementación de un sistema embebido, esto con la finalidad de realizar las tareas con un mejor detalle y mostrar un índice de errores bajo al momento de realizar actividades de monitoreo, para ello se optó por la utilización de dos placas de desarrollo ESP-32 (Figura 23), debido a su alta capacidad de procesamiento puesto que cuenta con un microprocesador dual-core a 240 MHz.

Tabla 5: Características de la ESP-32.

Ítem	Descripción
Voltaje de Entrada	3,3 – 5 Vcc
Procesador	Dual-core a 240MHz (Xtensa LX6)
RAM / FLASH	520KB / 4MB.
Pines GPIO	36
Interfaces UART	3 (UART0, UART1 y UART2)

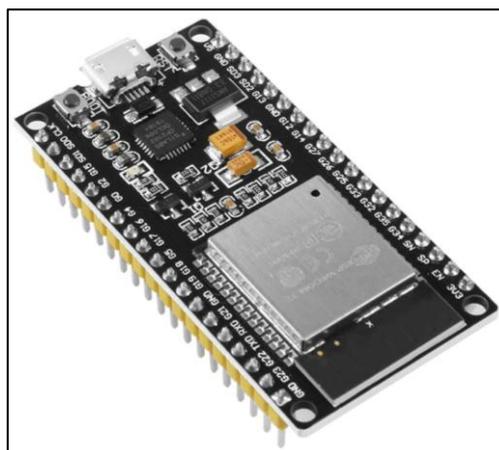


Figura 23: ESP-32.

Fuente: [42]

Se diseñó y fabricó una Placa de Circuito Impreso (PCB), en la que se colocó las dos ESP-32, ya que mediante comunicación serial podrán tener un envío y recepción de datos entre

la placa de control y la placa de Interfaz del Usuario, también se incluyó los terminales en los que se realizarán las conexiones de las salidas hacia los puente H, encargados de controlar el giro de los motores, además cuenta con terminales de conexión para cada uno de los encoders y los terminales de alimentación para las dos tarjetas programables, como se muestra en la Figura 24 y Figura 25.

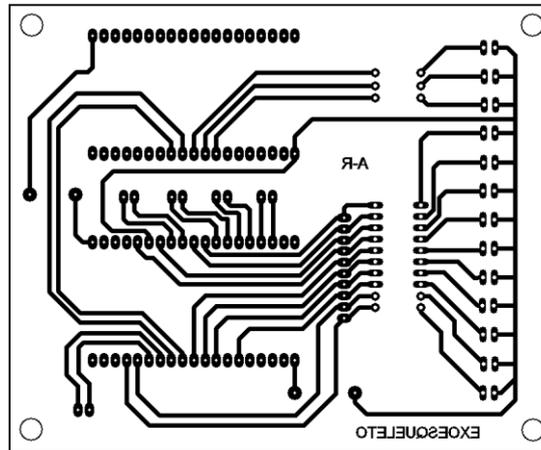


Figura 24: Diseño de PCB.

Fuente: Autor.

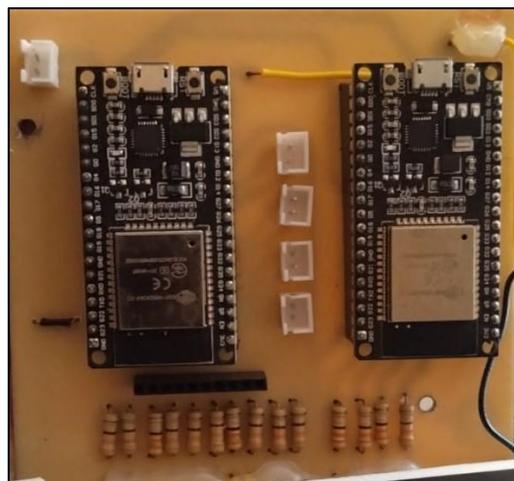


Figura 25: Fabricación de la PCB.

Fuente: Autor.

Con la finalidad de llevar un control y supervisión de las sesiones de rehabilitación, se creó un pequeño servidor web el cual estará ejecutándose en la placa ESP-32 destinada a la interfaz del usuario, para la creación del mismo se utilizó una combinación de lenguajes de programación que incluyen HTML encargado de mantener una estructura en la página web, CSS utilizado principalmente para el diseño y estilo de la misma, JavaScript que es utilizado para realizar la visualización en tiempo real sin necesidad de recargar la página y finalmente se utilizó Python para obtener los datos que resulten del sistema electrónico.

La aplicación cuenta con un control y calibración para cada uno de los dedos de la mano, a su vez esta implementada con tres niveles de complejidad para la rehabilitación del paciente, y finalmente la aplicación esta desarrollada con una arquitectura multiplataforma, con el

objetivo de poder utilizarla tanto en dispositivos móviles y de escritorio, como se puede apreciar en la Figura 26 y Figura 27.

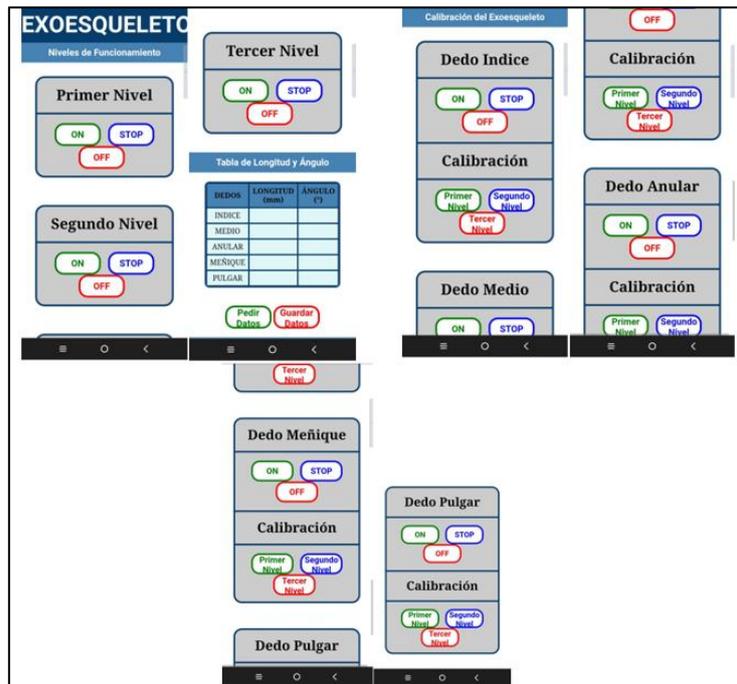


Figura 26: App Web vista desde un dispositivo móvil.

Fuente: Autor.

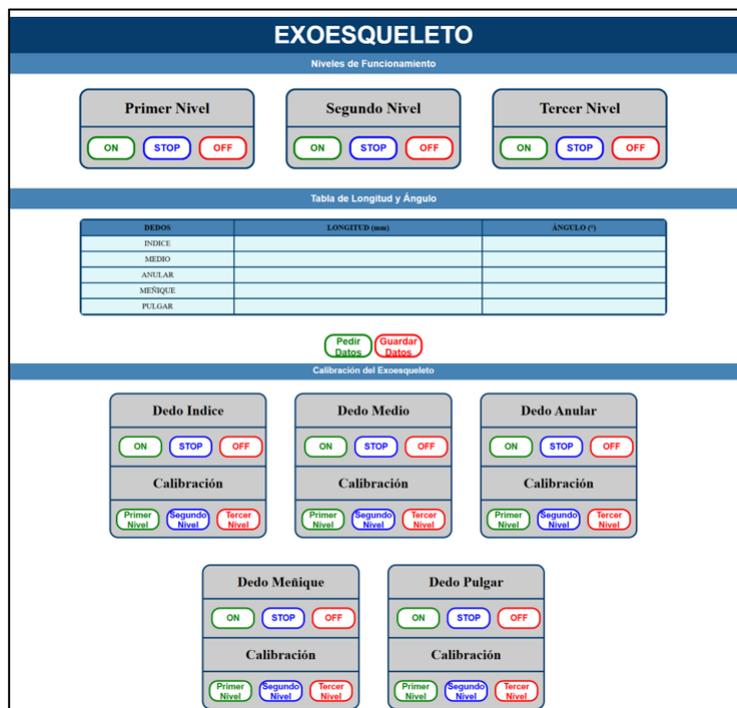


Figura 27: App Web vista desde un dispositivo de escritorio.

Fuente: Autor.

3.3.2.2.3 Sensores y Actuadores

Con el objetivo de identificar la longitud recorrida por el mecanismo de empuje y los ángulos a los que se encuentra trabajando cada dedo, se optó por emplear motores del tipo N20 con encoder, el cual tiene la capacidad de generar 210 Pulsos Por Revolución (Figura 28).

Tabla 6: Características del motor N20 con encoder

Ítem	Descripción
Tipo	GA12-N20
Voltaje de Alimentación	12 Vcc
Velocidad	500 RPM \pm 5%
Pulsos por Revolución	210
Señales de Salida	A, B
Tamaño del Eje	3 x 9mm 0.12 x 0.35" (D*L)



Figura 28: Motor N20 con encoder.

Fuente: [43]

Buscando controlar la dirección de giro de cada motor se optó por usar el módulo controlador de motores L298N (Figura 29), este módulo tiene la capacidad de soportar 2 motores DC o 1 motor PAP.

Tabla 7: Características del Controlador de Motores

Ítem	Descripción
Chip	L298N
Canales	2
Voltaje Lógico	5V
Voltaje de motor	5V – 35V DC
Capacidad de corriente	2A
Potencia Máxima	25W
Dimensiones	43*43*27 mm

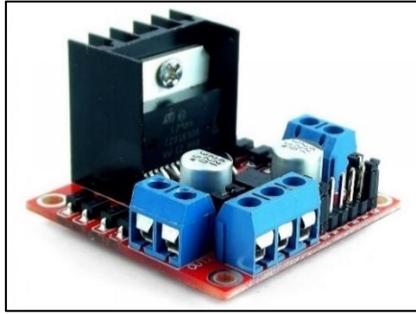


Figura 29: Módulo Controlador de Motores
Fuente: [44]

3.3.2.2.4 Obtención de valores en grados

Para realizar la visualización de los valores en grados, se parte del registro de los pulsos que muestre cada uno de los encoders, seguidamente se aplica primero el cálculo del paso del tornillo, que está encargado de realizar el movimiento de forma lineal en este actuador.

- **Cálculo del paso del tornillo:**

$$P = \frac{1}{TPI}$$

Donde:

TPI = Número de hilos por pulgada

$$P = \frac{1}{32}$$

$$P = 0.03125 \text{ pulgadas}$$

Para trabajar en milímetros realizamos la siguiente conversión:

$$1 \text{ pulgada} = 25.4 \text{ mm}$$

$$TPM = \frac{P}{mm}$$

$$TPM = \frac{0.03125}{25.4}$$

$$TPM = 1.23 \text{ mm}$$

- **Cálculo del desplazamiento o longitud:**

Para esto aplicamos la siguiente ecuación:

$$L = \frac{D}{N} * P$$

Donde:

- L = Longitud Total Recorrida
- D = Avance del tornillo en cada vuelta (Paso del tornillo)
- N = Número de pulsos por revolución del encoder
- P = Número de pulsos registrados por el encoder

Para los valores de N se tiene que revisar las características del encoder que se esté usando, en este caso el que se usó cuenta con la capacidad de generar 210 PPR, que sería el valor de N en la ecuación. Mientras que, para el valor de P, la aplicación cuenta con un registro continuo de pulsos para hacerlo de forma automática cuando se realice el movimiento de cada uno de los motores.

- **Cálculo del ángulo de trabajo:**

Una vez definida la longitud lineal que se desplazó el actuador, se procede a calcular el ángulo de trabajo pertinente que será el valor que se va a tener en cuenta para los análisis posteriores, para ello se usa la siguiente ecuación.

$$Ang^{\circ} = \frac{\text{Desplazamiento Lineal (mm)}}{\text{Circunferencia (mm)}} * 360^{\circ}$$

Para el cálculo de la circunferencia se lo realiza usando la siguiente expresión:

$$\text{Circunferencia} = \text{Diámetro} * \pi$$

En el caso del diámetro se debe usar el valor que se optó a usar para la fabricación de la guía de cada uno de los dedos, tomando como centro de la circunferencia los centros virtuales de movimiento establecidos, en este caso se tomó un valor estimado de 87mm.

3.3.2.2.5 Implementación del Prototipo

Luego de finalizado la implementación del sistema electrónico, se procura ordenar todo en una caja en la que se tendrá ubicado cada uno de los componentes antes mencionados, tal como se puede observar en la Figura 30.



Figura 30: Implementación del Sistema Electrónico.
Fuente: Autor.

3.3.2.3 Comprobación Técnica de Funcionamiento

Una vez finalizada la implementación de todo el prototipo, (Figura 31), se procedió a realizar una comprobación técnica de funcionamiento.



Figura 31: Implementación del Prototipo.
Fuente: Autor.

Para poder realizar la comprobación técnica se decidió trasladarse a los laboratorios de Electrónica de la facultad de Ingeniería en la Universidad Nacional de Chimborazo donde se realizaron las pruebas de funcionamiento de todos los motores y la verificación de la correcta recolección de datos para poder mostrarlos en la aplicación WEB.

3.3.3 Fase III: Verificación de funcionamiento del prototipo

Para la verificación del funcionamiento del prototipo se lo realizó con la ayuda de un especialista a cargo de la rehabilitación de una persona que sufrió un ACV y se encontraba en las sesiones de rehabilitación pertinentes.

3.3.3.1 Verificación de funcionamiento

Para realizar la rehabilitación se tenía dos posibilidades que son: la Rehabilitación Palmar y la Rehabilitación tipo Gancho.

- **Rehabilitación Palmar:** En esta, la rehabilitación se enfoca en el movimiento de todos los dedos de la mano que va a estar sometida a la evaluación pertinente, su nombre radica en el uso de la palma de la mano para ayudarle al paciente a sujetar los objetos que se le entregue al momento de participar en las sesiones terapéuticas.
- **Rehabilitación Tipo Gancho:** En comparación a la palmar la diferencia principal es que en esta no intervienen todos los dedos de la mano, puesto que aquí el dedo pulgar queda exento de uso, llevando a realizar la rehabilitación de manera principal en los dedos restantes de la mano en cuestión.

Una vez conocidos los dos tipos de recuperaciones existentes, se optó con la ayuda del especialista y tomando en cuenta las necesidades del paciente, en realizar la recuperación palmar, con la finalidad de conseguir una evaluación en todos los dedos de la mano.

La verificación del funcionamiento se la realiza siguiendo el esquema de la Figura 32, en el que se muestra las actividades que se desarrollaron con el paciente al momento de realizar las sesiones de rehabilitación, por recomendación del especialista encargado de la recuperación del paciente, la rehabilitación del mismo se la realizó a lo largo de 15 días, esto con la finalidad de comprobar la evolución del paciente en poco tiempo, cabe recalcar que no se logra una recuperación total en este tiempo, pero si muestra una mejoría notable.

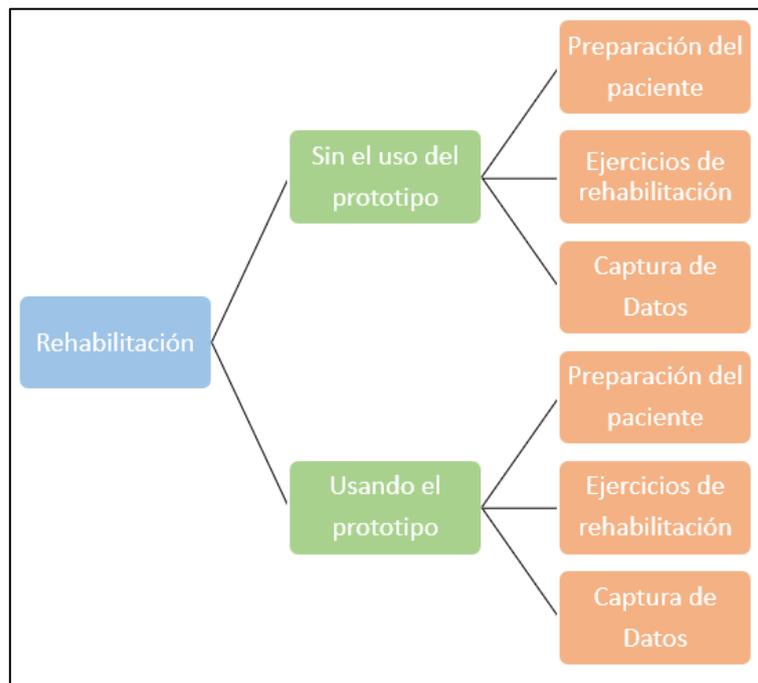


Figura 32: Etapas de la experimentación
Fuente: Autor

Sin el uso del prototipo:

- Preparación del paciente: En esta etapa, con la ayuda del especialista a cargo, el paciente realizó unos ejercicios de preparación de la mano, con la finalidad de conseguir que las articulaciones no se encuentren tan rígidas por la falta de movimiento constante, estos ejercicios consisten en dar pequeños masajes estimulantes a las articulaciones y músculos de la mano que van a estar involucrados en la rehabilitación.
- Ejercicios de Rehabilitación: Dependiendo del daño que haya causado el ACV a la extremidad, el especialista determinó cuál sería la complejidad de los ejercicios a realizar por el paciente, tomando en cuenta que serán ejercicios de apertura y cierre de la mano ya sea por cuenta propia o con la ayuda de cualquier otra persona.
- Captura de Datos: Con la ayuda de un guante para rehabilitación con características similares a las del dispositivo mostrado en [36], se determina cual es el ángulo de cierre de cada uno de los dedos del paciente, estos datos los utiliza el especialista

para llevar un control acerca del progreso que tiene el paciente según la cantidad de sesiones de rehabilitación a las que sea sometido.

Con el uso del prototipo:

- Preparación del paciente: En esta etapa, al igual que cuando se trabaja sin el prototipo, el paciente realizó unos ejercicios de preparación de la mano, con la finalidad de conseguir que las articulaciones no se encuentren tan rígidas por la falta de movimiento constante y así evitar que el daño se pueda agravar al momento de usar el prototipo.
- Ejercicios de Rehabilitación: Con la ayuda del exoesqueleto implementado, el paciente realizó los ejercicios de apertura y cierre de la mano, cumpliendo así con las tareas de cada nivel, las que fueron lograr sujetar unos objetos dependiendo del nivel de recuperación en que la aplicación se encuentre calibrada, en este caso el paciente empezó desde el nivel uno de rehabilitación, la ventaja adicional es que también se puede realizar los ejercicios de forma individual para cada dedo según sea necesario.
- Captura de Datos: En este caso la recolección de los datos se la realizó con la ayuda del mismo dispositivo, puesto que cuenta con esta función y finalmente genera un archivo de texto para llevar a cabo su posterior análisis.

La evaluación en los dos escenarios tanto sin el uso del prototipo y con el uso del mismo, se la realizó para cada nivel, los niveles adecuados en el diseño del prototipo según el nivel que se encuentre el paciente y la complejidad de la rehabilitación son de acuerdo al ángulo de cierre que registren los encoders según el desplazamiento de la falange proximal, los ejercicios de apertura y cierre de la mano se realizaron de manera progresiva, empezando desde el nivel uno en el que el prototipo llegaba a tener un ángulo estimado de cierre de 15° para cada dedo aproximadamente, el comportamiento del exoesqueleto en el primer nivel se puede apreciar en la Figura 33.

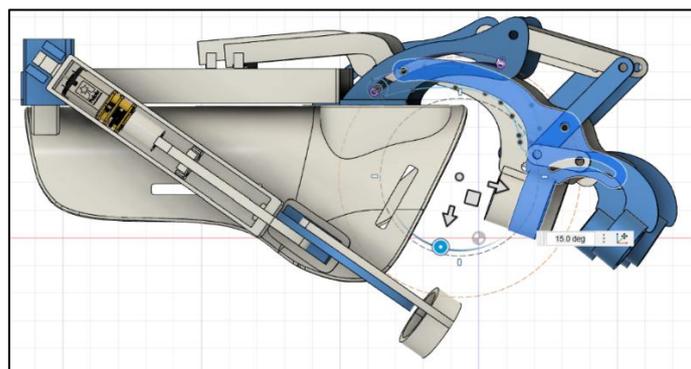


Figura 33: Comportamiento del Exoesqueleto en el Primer Nivel
Fuente: Autor

El movimiento ejecutado por el paciente en este nivel, se lo puede verificar realizando una comparación entre la posición inicial del ejercicio (cero grados) y la posición final (15 grados), según se puede apreciar en la Figura 34.

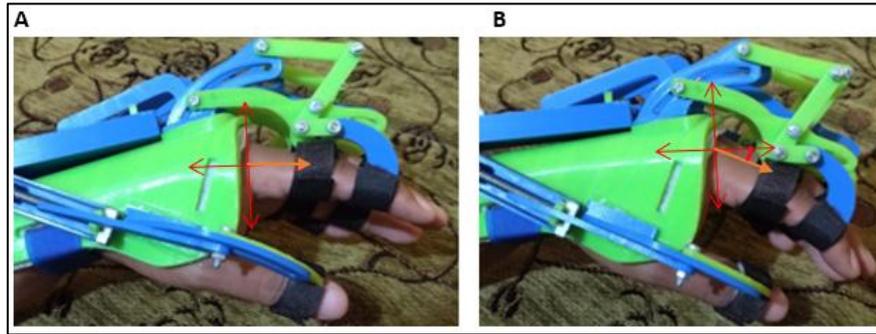


Figura 34: Movimiento realizado por el paciente en el nivel uno de la rehabilitación. (A) Posición Inicial 0°, (B) Posición Final 15°
Fuente: Autor

Una vez que el paciente se pueda acostumbrar a los movimientos del primer nivel, con la aprobación del especialista a cargo se procede a aumentar el ángulo de movimiento, con esto llevando a la segunda etapa o segundo nivel de la recuperación, en el que el ángulo está referido en 30° aproximadamente, en este sentido el comportamiento del exoesqueleto se da según se puede observar en la figura 35.

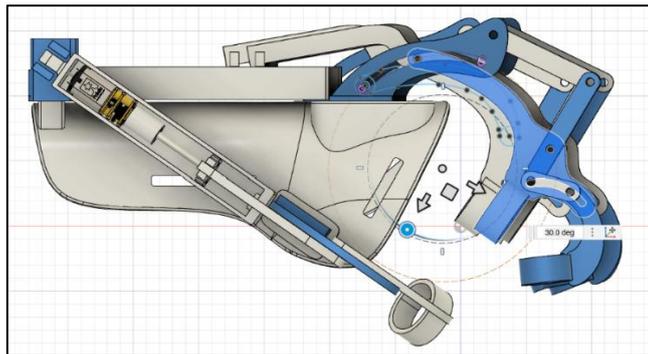


Figura 35: Comportamiento del Exoesqueleto en el Nivel Dos
Fuente: Autor

Dado que el ángulo que se determinó para este nivel es superior al anterior, se tendrá un rango de movimiento superior, el cual se lo puede verificar en la figura 36, realizando una comparación entre tramos seleccionados en la ejecución de los ejercicios pertinentes a este nivel, partiendo desde la posición inicial (cero grados), hasta la posición final (30 grados).

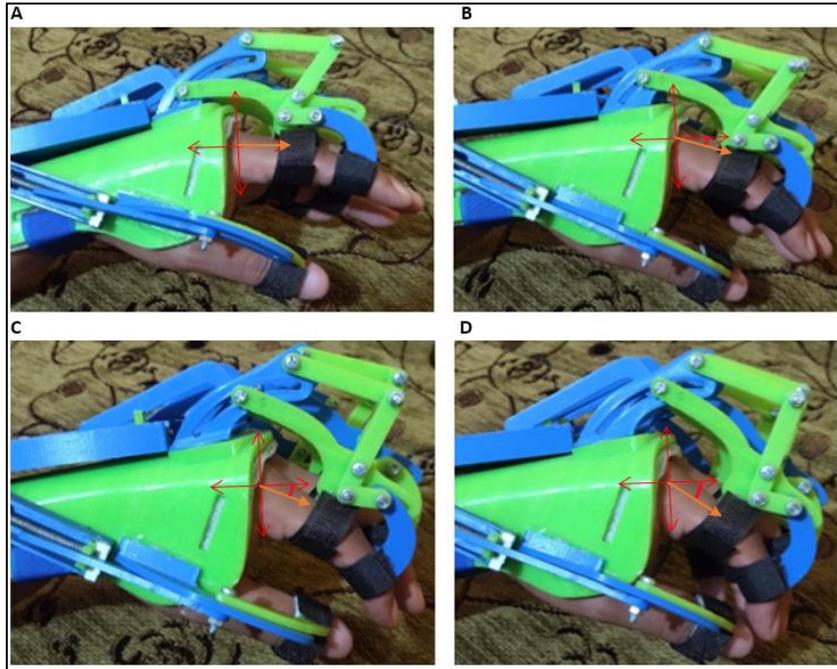


Figura 36: Movimiento realizado por el paciente en el nivel dos de rehabilitación. (A) Posición Inicial 0°, (B) Primer tramo 10°, (C) Segundo Tramo 20°, (D) Posición Final 30°

Fuente: Autor

Cuando la extremidad del paciente se encuentre familiarizada con el movimiento en el nivel dos de la recuperación, el especialista a cargo luego de evaluar el comportamiento de la misma opta por llevar a la extremidad al nivel tres de recuperación para dar una movilidad casi completa en cada uno de los dedos, en este caso el nivel tres se encuentra trabajando a 42.5° para cada dedo aproximadamente, el comportamiento del exoesqueleto en este último nivel de recuperación se encuentra mostrado en la Figura 37.

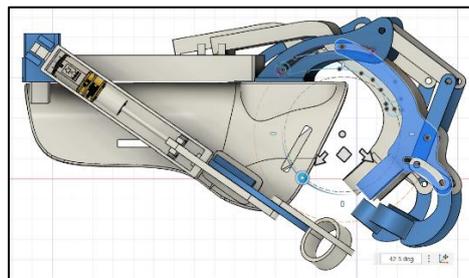


Figura 37: Comportamiento del Exoesqueleto en el Nivel Tres

Fuente: Autor

Para el último nivel, es decir cuando la falange proximal realice todo el recorrido establecido para realizar los ejercicios de rehabilitación, el movimiento que realiza cada uno de los dedos se lo puede establecer realizando una comparación de posiciones, al igual que en el nivel dos serán tramos en específico en los que el paciente se encuentra realizando los ejercicios, de acuerdo a todo el rango de movimiento que tiene para este caso, según se puede apreciar en la figura 38.

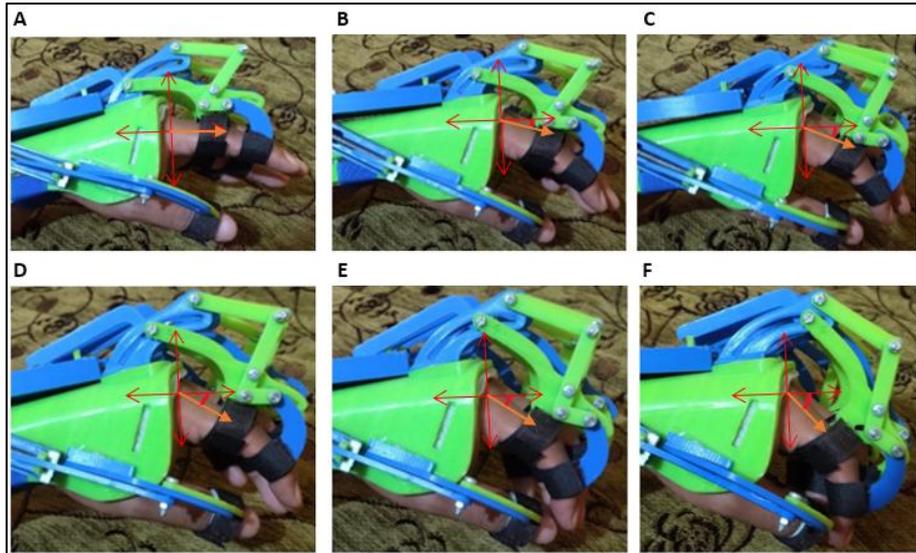


Figura 38: Movimiento realizado por el paciente en el tercer nivel de rehabilitación. (A) Posición Inicial 0°, (B) Primer Tramo 9°, (C) Segundo Tramo 18°, (D) Tercer Tramo 27°, (E) Cuarto Tramo 36°, (F) Posición Final 42°
Fuente: Autor

Para comprobar que el paciente se encuentre mostrando mejoras en su rehabilitación, al finalizar cada uno de los niveles se le entregó un objeto distinto para cada nivel, con la finalidad que pueda sujetarlo con la menor dificultad posible. En la Figura 39, se muestra al paciente usando el prototipo mientras realiza los ejercicios de rehabilitación.



Figura 39: Verificación de Funcionamiento.
Fuente: Autor.

3.4 TÉCNICAS DE RECOLECCION DE DATOS

Para la recolección de datos se tiene dos escenarios: el primero corresponde al paciente realizando la apertura y cierre de la mano usando el guante con el que cuenta el especialista para realizar el control pertinente en todas las rehabilitaciones necesarias (recuperación tradicional), mientras que segundo escenario corresponde al uso del prototipo, en que se realizan ejercicios de apertura y cierre de la mano con la ayuda del exoesqueleto, brindando una asistencia adicional en la recuperación de las capacidades motrices. En ambos escenarios se midieron ángulos de cierre de la mano de cada dedo.

3.4.1 Fuentes de Información

Las principales fuentes de información que se utilizaron en mayor medida para la elaboración de este proyecto de titulación fueron:

- Google Academic.
- IEEE Xplore.

Adicionalmente, se pudo consultar con el especialista, el que supo indicar algunos aspectos acerca de la rehabilitación de la mano y algunos ejercicios clave a realizar luego de sufrir un ACV.

3.4.2 Instrumento de recolección de datos

El instrumento empleado para realizar la recolección de los datos en cada uno de los escenarios pertinentes fue: en el primero se usó un guante de rehabilitación de propiedad del especialista para llevar un control del progreso del paciente en cada una de las sesiones de rehabilitación a las que sea sometido, cabe recalcar que este guante solamente cuenta con la función de recolectar los datos de ángulo de cierre, dejando que el paciente sea el que realice todo el trabajo. En el segundo escenario fue el mismo dispositivo, puesto que este cuenta con la facilidad de almacenar los resultados del progreso de la recuperación del paciente tras realizar los ejercicios de rehabilitación en un archivo de texto para su posterior análisis.

3.5 POBLACIÓN Y MUESTRA

3.5.1 Población

La población estuvo constituida por los datos relacionados a las variables en estudio de la investigación.

3.5.2 Muestra

La muestra se tomó con datos aleatorios de la población determinada.

3.6 OPERACIÓN DE VARIABLES

3.6.1 Variable dependiente

Tabla 8: Variable dependiente.

Variable	Descripción	Indicador
Ángulo de cierre de los dedos de la mano	Ángulo de rotación que el paciente logra alcanzar durante la sesión de rehabilitación.	<ul style="list-style-type: none">• Grados

3.6.2 Variable independiente

Tabla 9: Variable independiente.

Variable	Descripción	Indicador
Tiempo de recuperación	Tiempo en el que el paciente da a notar una mejoría.	<ul style="list-style-type: none">• Días

CAPÍTULO IV.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Con la finalidad de comprobar la ayuda existente en la rehabilitación del paciente mientras usa el prototipo, se realizó una comparación entre los datos recolectados sin el uso del exoesqueleto y con el uso del mismo.

El análisis se lo realizó de manera individual para cada nivel de recuperación, para ello primero se procede a realizar las pruebas de normalidad en cada una de las variables obtenidas por todos los datos:

4.1 Primer Nivel

- Sin el uso del prototipo

Para verificar la normalidad de los datos se realizó el test de shapiro en el que se obtuvo los siguientes valores: $W = 0.92907$, $p\text{-value} = 0.08273$

- Con el uso del prototipo

Para verificar la normalidad de estos datos se realizó el mismo test que en el caso anterior obteniendo los siguientes resultados: $W = 0.89726$, $p\text{-value} = 0.016$

El p-valor calculado en el nivel uno indica que los datos obtenidos cuando no se usa el prototipo tienen normalidad, mientras que los valores que se obtienen cuando se usa el exoesqueleto no tienen presente esta característica, es por eso que para realizar el análisis se opta por el uso de un test no paramétrico para muestras pareadas como lo es Test de Wilcoxon, obteniendo los resultados que se pueden observar en la tabla 10.

Tabla 10: Análisis del Primer Nivel

Establecer la Hipótesis nula y alternativa	
H ₀ : Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel uno de la rehabilitación, no tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo.	
H _a : Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel uno de la rehabilitación, tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo.	
Nivel de Significancia:	$\alpha=0.05$
Estadístico:	$V = 0$
P-Valor:	$0.000009939 < 0.05$
Toma de decisión: Se rechaza la hipótesis nula. Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel uno de la rehabilitación, tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía antes del uso del prototipo, al 95% de confianza.	

Una vez realizado el análisis de los datos del primer nivel, se procedió a realizar un diagrama de cajas para comprobar de manera gráfica la diferencia existente entre los datos (Figura 40).

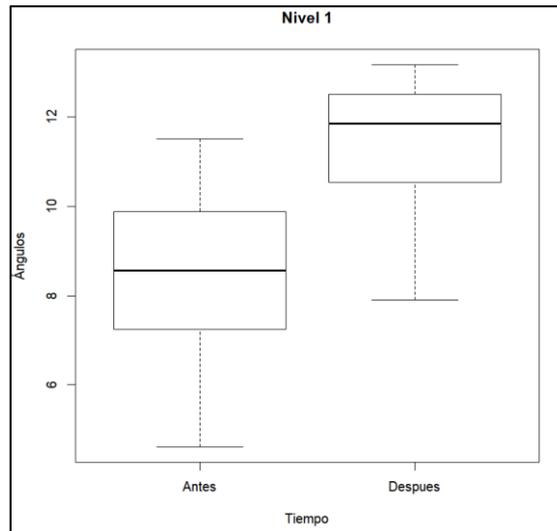


Figura 40: Diagrama de Cajas del Primer Nivel
Fuente: Autor

En la figura 40, las medias graficadas para los valores sin y con el uso del exoesqueleto no son iguales, puesto que la gráfica con los datos obtenidos mientras se usó el exoesqueleto se puede observar que tiene una gran superioridad en comparación a la media de los valores graficada sin el uso del prototipo.

4.2 Segundo Nivel

- Sin el uso del prototipo:

Para verificar la normalidad de los datos se realizó al igual que el nivel uno el test de shapiro en el que se obtuvo los siguientes valores: $W = 0.88474$, $p\text{-value} = 0.008669$

- Con el uso del prototipo

Para verificar la normalidad de estos datos se realizó el mismo test que en el caso anterior obteniendo los siguientes resultados: $W = 0.87463$, $p\text{-value} = 0.005366$

El p-valor calculado en el nivel dos indica que los datos obtenidos cuando no se usa el prototipo no tienen normalidad, al igual que los valores que se obtienen cuando se usa el exoesqueleto, es por eso que para realizar el análisis se opta por el uso de un test no paramétrico para muestras pareadas como lo es Test de Wilcoxon, obteniendo los resultados de la tabla 11.

Tabla 11: Análisis del Segundo Nivel

Establecer la Hipótesis nula y alternativa	
H ₀ : Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel dos de la rehabilitación, no tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo.	
H _a : Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel dos de la rehabilitación, tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo.	
Nivel de Significancia:	$\alpha=0.05$
Estadístico:	$V = 0$
P-Valor:	$0.000009798 < 0.05$
Toma de decisión: Se rechaza la hipótesis nula. Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel dos de la rehabilitación, tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo, al 95% de confianza.	

Una vez realizado el análisis de los datos del segundo nivel, se realizó un diagrama de cajas para comprobar de manera gráfica la diferencia existente entre los datos (Figura 41).

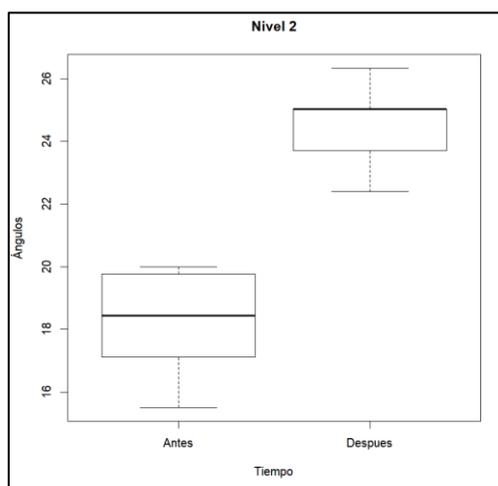


Figura 41: Diagrama de cajas del Segundo Nivel
Fuente: Autor

En la figura 41, las medias graficadas para los valores sin y con el uso del exoesqueleto no son iguales, puesto que la gráfica con los datos obtenidos mientras se usó el exoesqueleto se puede observar que tiene una gran superioridad en comparación a la media de los valores graficada sin el uso del prototipo.

4.3 Tercer Nivel

- Sin el uso del prototipo

Para verificar la normalidad de los datos se realizó al igual que el nivel uno y nivel dos el test de shapiro en el que se obtuvo los siguientes valores: $W = 0.65783$, $p\text{-value} = 0.000002074$

- Con el uso del prototipo

Para verificar la normalidad de estos datos se realizó el mismo test que en el caso anterior obteniendo los siguientes resultados: $W = 0.64978$, $p\text{-value} = 0.000001649$

El p-valor calculado en el nivel tres de la rehabilitación, indica que los datos obtenidos cuando no se usa el prototipo no tienen normalidad, de igual manera los valores que se obtienen cuando se usa el exoesqueleto, es por eso que para realizar el análisis se opta por el uso de un test no paramétrico para muestras pareadas como lo es Test de Wilcoxon, obteniendo los resultados que se pueden observar en la tabla 12.

Tabla 12: Análisis del Tercer Nivel

Establecer la Hipótesis nula y alternativa	
H ₀ : Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel tres de la rehabilitación, no tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo.	
H _a : Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel tres de la rehabilitación, tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo.	
Nivel de Significancia:	$\alpha = 0.05$
Estadístico:	$V = 0$
P-Valor:	$0.000009613 < 0.05$
Toma de decisión: Se rechaza la hipótesis nula. Los ángulos calculados mientras se usa el exoesqueleto en el nivel tres de la rehabilitación, tienen diferencia significativa en comparación a los que se tenía cuando no se usó del prototipo, al 95% de confianza.	

Una vez realizado el análisis de los datos del tercer nivel, se realizó un diagrama de cajas para comprobar de manera gráfica la diferencia existente entre los datos (Figura 42).

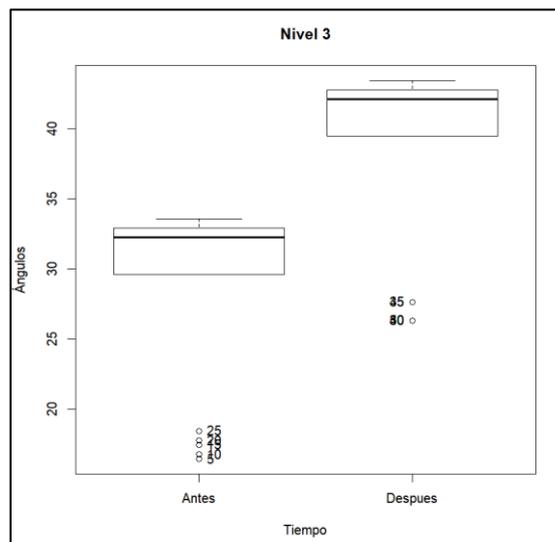


Figura 42: Diagrama de cajas del Tercer Nivel
Fuente: Autor

En la figura 42, las medias graficadas para los valores sin y con el uso del exoesqueleto no son iguales, puesto que la gráfica con los datos obtenidos mientras se usó el exoesqueleto se puede observar que tiene una gran superioridad en comparación a la media de los valores graficada sin el uso del prototipo.

4.4 DISCUSIÓN

Este dispositivo está enfocado principalmente en la facilidad para ayudar al paciente a que su extremidad pueda reeducarse luego de haber sufrido algún tipo de ACV, esto solamente realizando movimientos de apertura y cierre de la mano, en los que se tiene por objetivo el recuperar la flexibilidad de cada uno de los dedos, sin influir en gran medida con una fuerza externa al momento de realizar los ejercicios planteados por el especialista, esto ya que para tener una recuperación neta del paciente lo que se busca es que sea el mismo quien realice los movimientos con el mínimo de ayuda exterior posible, a diferencia de otros dispositivos en el mercado que se enfocan más en la fuerza con la que el paciente realiza los ejercicios, aquí nos enfocamos en la reeducación de movimiento de cada uno de los dedos a partir de un movimiento natural, cabe recalcar que en la medicina no es muy recomendable que los exoesqueletos apliquen fuerza para ciertos tipos de recuperación motora, este tipo de exoesqueletos son más importantes en el ámbito industrial y porque no también en el ámbito militar.

En comparación con los otros dispositivos mostrados con anterioridad, el prototipo implementado presenta ventajas en cuanto a la facilidad de uso y el diseño compacto del mismo, tomando en cuenta que es un diseño específico para el paciente en cuestión, así como también, luego de haber determinado cada uno de los movimientos de los dedos involucrados en la rehabilitación se diseñó los mecanismos de movimiento lineal a partir de los centros virtuales de movimiento establecidos, una desventaja de este prototipo en comparación a algunos dispositivos ya existentes en el mercado, es la facilidad para dar movilidad en la articulación MCP, puesto que este prototipo no le permite a esta articulación realizar movimientos laterales que son característicos de la misma, por el contrario, en algunos dispositivos existentes si cuentan con esta característica, brindando un nivel de recuperación más eficiente con el paso del tiempo.

CAPÍTULO V.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

Tras realizar el análisis de la anatomía de la mano y de los dispositivos disponibles para la rehabilitación de la misma, se logró adquirir el conocimiento necesario acerca de la composición anatómica de la mano y funciones necesarias para la elaboración de este proyecto.

A través de una detallada investigación acerca de los diferentes diseños de los mecanismos implementados para la rehabilitación de la mano, se optó por el que mejor se adaptó a las necesidades del paciente, para un posterior desarrollo del prototipo, garantizando así una recuperación adecuada.

Se ha conseguido la implementación exitosa de un sistema electrónico de control y asistencia en la rehabilitación según el nivel de recuperación en que se encuentre el paciente en cuestión, así como también la facilidad de controlar el movimiento de cada dedo según las recomendaciones del especialista que supo colaborar en la elaboración de este proyecto.

5.2 RECOMENDACIONES

Se recomienda continuar con la investigación acerca de los exoesqueletos para no limitarse solo a la mano como en este caso si no abarcar otras extremidades con la finalidad de poder ayudar a un número mayor de pacientes que se encuentren afectados por este tipo de anomalías médicas, así como también, realizar las respectivas mejoras al diseño planteado, tratando de experimentar con otros tipos de materiales buscando hacer el diseño un poco más compacto y resistente, por ejemplo se propone la idea de diseñar un exoesqueleto basado en fibra de carbono que conjuntamente con algunos tipos de metales o plásticos puedan obtener una mayor resistencia y flexibilidad a la hora de realizar los ejercicios de rehabilitación pertinente, también se recomienda el análisis y estudio de prótesis biónicas, con la finalidad de no solo ayudar a personas que hayan sufrido algún tipo de ACV, sino que, si por alguna razón perdieron cualquier extremidad, brindarles un apoyo nato con una de estas prótesis, puesto que serían de gran ayuda para el paciente tanto para su salud física y psicológica, todo esto con la finalidad de satisfacer nuevos problemas médicos que se lleguen a presentar en terapias posteriores.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Moyano, «accidente_cerebrovascular_desde_mirada_rehabilitador», en *Rev Hosp Clín Univ Chile*, vol. 21, 2010, pp. 55-348. Accedido: 22 de abril de 2020. [En línea]. Disponible en: https://redclinica.cl/Portals/0/Users/014/14/14/Publicaciones/Revista/accidente_cerebrovascular_desde_mirada_rehabilitador.pdf
- [2] MedlinePlus, «Accidente cerebrovascular», Enciclopedia médica. Accedido: 18 de junio de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000726.htm#:~:text=Un%20accidente%20cerebrovascular%20sucede%20cuando,lo%20que%20causa%20da%C3%B1o%20permanente.>
- [3] Kelly Paula Berna Asqui y Patricia Elena Encalada Grijalva, «Prevalencia de enfermedades cerebrovasculares en adultos hospitalizados en el IEISS de Babahoyo, Ecuador. 2019», *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 19 de noviembre de 2021. Accedido: 30 de julio de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://revistacmfr.org/index.php/rcmfr/article/view/289/350#:~:text=En%20Latinoam%C3%A9rica%2C%20las%20cifras%20de,la%20tercera%20causa%20de%20fallamiento>
- [4] Medlineplus, «Tipos de Accidentes Cerebrovasculares». Accedido: 26 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://magazine.medlineplus.gov/es/art%C3%ADculo/tipos-de-accidentes-cerebrovasculares>
- [5] The Texas Heart Institute, «Tipos de Accidentes Cerebrovasculares». Accedido: 26 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/tipos-de-accidentes-cerebrovasculares/>
- [6] S. C. Enriquez *et al.*, *SISTEMA ROBOTICO DE TIPO EXOESQUELETO PARA REHABILITACION DE LA MANO*. 2014.
- [7] Giménez N, Ruano P, y Suárez C, «Abordaje del accidente cerebrovascular», vol. 26, 2002.
- [8] C. Daniel Moreno-Zambrano *et al.*, «Enfermedad Cerebrovascular en Ecuador», 2016.
- [9] Ministerio de Salud Pública, «Ecuador: A la vanguardia en la atención a pacientes con accidente cerebrovascular, obtiene reconocimiento internacional Angels». Accedido:

- 13 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.salud.gob.ec/ecuador-a-la-vanguardia-en-la-atencion-a-pacientes-con-accidente-cerebrovascular-obtiene-reconocimiento-internacional-angels/>
- [10] M. A. Alvarez, «The quality of life of patients with strokes: From the point of view of factors which may affect it», 2014. [En línea]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/11946946>
- [11] Rivera Enrique, «UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE NICARAGUA UNAN-LEON FACUTAD DE CIENCIAS MÉDICAS CARRERA DE PSICOLOGIA TESIS PARA OPTAR AL TITULO DE LICENCIATURA EN PSICOLOGIA», Nicaragua, 2008.
- [12] D. Miguel Ángel Amore, L. Bechara Zamudio, G. L. Pattarone Lerendegui, L. Latini, A. Alvarez Escalante, y C. Brofman Carolina, «ARTERIA CARÓTIDA».
- [13] I. Juan Sierra, D. Juan Sierra, O. Vera, J. A. Mora, y C. Tramontini, «Anatomía básica de la circulación cerebral posterior», *Revista Médica Sanitas*, n.º 4, dic. 2018, doi: 10.26852/01234250.27.
- [14] G. Guenther y A. Arauz, «Trombosis venosa cerebral: Aspectos actuales del diagnóstico y tratamiento», octubre de 2011. doi: 10.1016/j.nrl.2010.09.013.
- [15] J. A. Moschini, J. Martínez, J. F. Vila, C. A. Ingino, y P. Lylyk, «Ischemic stroke related to calcified embolism», *Neurologia Argentina*, vol. 6, n.º 3, pp. 178-179, 2014, doi: 10.1016/j.neuarg.2014.01.007.
- [16] M. Rodríguez-Yáñez *et al.*, «Guías de actuación clínica en la hemorragia intracerebral», mayo de 2013. doi: 10.1016/j.nrl.2011.03.010.
- [17] M. Valverde Naranjo, «HEMORRAGIA SUBARACNOIDEA».
- [18] L. Flores Gerardo, G. Alberto, L.-I. Luis, B. R. Gregório, y S. Candel Carmen, «Malformaciones arteriovenosas cerebrales: Desde el diagnóstico, sus clasificaciones y patofisiología, hasta la genética», 2010.
- [19] Medline Plus, «Factores de Riesgo de un ACV». Accedido: 13 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000341.htm>
- [20] Clínica Adventista Good Hope, «ACV: Prevención, Síntomas y Causas». Accedido: 13 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.goodhope.org.pe/blog/acv-prevencion-sintomas-y-causas/>

- [21] Mayo Clinic, «Accidente Cerebrovascular». Accedido: 13 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/stroke/diagnosis-treatment/drc-20350119>
- [22] Fisiopedia, «Anatomía Funcional de la Mano». Accedido: 13 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.physio-pedia.com/Functional_Anatomy_of_the_Hand
- [23] Morocho Toapanta Samantha, «Músculos de la mano». [En línea]. Disponible en: www.udocz.com
- [24] Universitat Pompeu Fabra, «Anatomía funcional de la mano y los dedos», ago. 2008.
- [25] amicivirtual, «MUÑECA Y MANO», Huesos de la mano. Accedido: 31 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.amicivirtual.com.ar/Anatomia/11MucaMano.pdf>
- [26] D. Rodríguez Ramirez, C. Eduardo Ruiz Moreno, M. Ángel Nieto Bayona, S. Alejandro Leuro Torres, y M. Ángel Gómez Rueda, «Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología», 2020.
- [27] Rodríguez M, «Anatomía. Huesos de la mano». Accedido: 31 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/slideshow/anatoma-huesos-de-la-mano/57157190>
- [28] J. Iván Alfonso-Mantilla y J. Martínez-Santa, «TECNOLOGÍA DE ASISTENCIA: EXOESQUELETOS ROBÓTICOS EN REHABILITACIÓN ASSISTIVE TECHNOLOGY: ROBOTIC EXOSKELETONS IN REHABILITATION», 2016, [En línea]. Disponible en: <http://revistas.iberoamericana.edu.co/>
- [29] Mu y Ergo, «Ergonomía 4.0 y Exoesqueletos Mitos, leyendas y certezas».
- [30] infobae, «Exoesqueleto Militar». Accedido: 27 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://s3.amazonaws.com/arc-wordpress-client-uploads/infobae-wp/wp-content/uploads/2017/11/28164807/trajes-roboticos-ejercito-estados-unidos-02.jpg>
- [31] Industria Navarra, «Exoesqueletos Industriales». Accedido: 27 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRiRGLSc3k0OZqQPinxvZesPvYxSlnLFJB0fw&s>
- [32] Renishaw, «Exoesqueletos Para personas con Discapacidad». Accedido: 27 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en:

- <https://www.renishaw.com/media/img/gen/ba746725da0d4973a97ba316dbf95cb9.jpg>
g
- [33] B. Fernando, G. Montenegro, N. L. Parra, y E. Johana, «Beneficios del uso de órtesis en la rehabilitación de mano de personas que han sufrido accidentes cerebrovascular», 2014.
- [34] C. N. Schabowsky, S. B. Godfrey, R. J. Holley, y P. S. Lum, «Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot», 2010. [En línea]. Disponible en: <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/36>
- [35] J. Stein, L. Bishop, G. Gillen, y R. Helbok, «Robot-assisted exercise for hand weakness after stroke: a pilot study.», *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, vol. 90, n.º 11, pp. 887-894, 2011, doi: 10.1097/PHM.0b013e3182328623.
- [36] A. Borboni *et al.*, «Robot-Assisted Rehabilitation of Hand Paralysis After Stroke Reduces Wrist Edema and Pain: A Prospective Clinical Trial», *J Manipulative Physiol Ther*, vol. 40, n.º 1, pp. 21-30, ene. 2017, doi: 10.1016/j.jmpt.2016.10.003.
- [37] Agarwal Priyanshu y Deshpande Ashish, *Impedance and Force-field Control of the Index Finger Module of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation*. IEEE, 2015.
- [38] S. Fabio y S. Marcheschi, «Massimo Bergamasco Haptic Hand Exoskeleton for Precision Grasp Simulation».
- [39] N. S. K. Ho *et al.*, «An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: Task training system for stroke rehabilitation», en *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011. doi: 10.1109/ICORR.2011.5975340.
- [40] Grupo Electrostore, «FUENTE DE PODER (VOLTAJE) 220/110V A 12V 5A». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/fuentes-cargadores-y-adaptadores-de-voltaje/fuente-de-poder-voltaje-220-110v-a-12v-5a/>
- [41] Grupo Electrostore, «MÓDULO REDUCTOR DE VOLTAJE 3A LM2596 AJUSTABLE STEP DOWN BUCK». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/modulos-y-shields/reguladores-de-voltaje/modulo-reductor-de-voltaje-3a-lm2596-ajustable-step-down-buck/>
- [42] grupoelectrostore, «MÓDULO ESP32 ESP-32 WIFI BLUETOOTH (38PINES)». Accedido: 17 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en:

<https://grupoelectrostore.com/shop/placas-para-programacion/esp/modulo-esp32-esp-32-wifi-bluetooth/>

- [43] grupoelectrostore, «MICRO MOTORREDUCTOR N20 50:1 400RPM 12V CON ENCODER GA12-N20». Accedido: 17 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/motores/micromotores/micro-motorreductor-n20-501-400rpm-12v-con-encoder-ga12-n20/>
- [44] grupoelectrostore, «MÓDULO L298N CONTROLADOR DE MOTORES PAP DUAL (ROJO)». Accedido: 17 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/modulos-y-shields/controladores-de-motores/modulo-l298n-controlador-de-motores-pap-dual-rojo/>

ANEXOS

Anexo 1: Código de MicroPython.

```
"""
* -----
* UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
* Proyecto de Titulacion previo a la obtencion del Titulo de Ingeniero en Telecomunicaciones
* Tema: Diseño e implementación de un exoesqueleto para la asistencia de rehabilitación de la
mano de personas que hayan sufrido accidentes Cerebro Vasculares (ACV) a través de un
mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM).
* -----
"""

from machine import Pin, UART
import time

encoder1_A = Pin(27, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder1_B = Pin(14, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder2_A = Pin(33, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder2_B = Pin(32, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder3_A = Pin(35, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder3_B = Pin(34, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder4_A = Pin(39, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder4_B = Pin(36, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder5_A = Pin(0, Pin.IN, Pin.PULL_UP)
encoder5_B = Pin(4, Pin.IN, Pin.PULL_UP)

motor1_control1 = Pin(26, Pin.OUT)
motor1_control2 = Pin(25, Pin.OUT)
motor2_control1 = Pin(12, Pin.OUT)
motor2_control2 = Pin(13, Pin.OUT)
motor3_control1 = Pin(18, Pin.OUT)
motor3_control2 = Pin(5, Pin.OUT)
motor4_control1 = Pin(19, Pin.OUT)
motor4_control2 = Pin(21, Pin.OUT)
motor5_control1 = Pin(15, Pin.OUT)
motor5_control2 = Pin(2, Pin.OUT)

uart = UART(1, baudrate=9600, tx=17, rx=16)

pulsos1 = 0
ultima_lectura1_A = encoder1_A.value()
pulsos2 = 0
ultima_lectura2_A = encoder2_A.value()
pulsos3 = 0
ultima_lectura3_A = encoder3_A.value()
pulsos4 = 0
ultima_lectura4_A = encoder4_A.value()
pulsos5 = 0
ultima_lectura5_A = encoder5_A.value()

PULSOS_POR_VUELTA = 210
```

```

Paso_Tornillo = 0.245
DIAMETRO_DEDO_MM = 87
CIRCUNFERENCIA_DEDO = DIAMETRO_DEDO_MM * 3.1416
def actualizar_pulsos1(pin):
    global pulsos1, ultima_lectura1_A
    estado1_A = encoder1_A.value()
    estado1_B = encoder1_B.value()
    if estado1_A != ultima_lectura1_A:
        if estado1_A == estado1_B:
            pulsos1 += 1
        else:
            pulsos1 -= 1
        ultima_lectura1_A = estado1_A
def actualizar_pulsos2(pin):
    global pulsos2, ultima_lectura2_A
    estado2_A = encoder2_A.value()
    estado2_B = encoder2_B.value()
    if estado2_A != ultima_lectura2_A:
        if estado2_A == estado2_B:
            pulsos2 += 1
        else:
            pulsos2 -= 1
        ultima_lectura2_A = estado2_A
def actualizar_pulsos3(pin):
    global pulsos3, ultima_lectura3_A
    estado3_A = encoder3_A.value()
    estado3_B = encoder3_B.value()
    if estado3_A != ultima_lectura3_A:
        if estado3_A == estado3_B:
            pulsos3 += 1
        else:
            pulsos3 -= 1
        ultima_lectura3_A = estado3_A
def actualizar_pulsos4(pin):
    global pulsos4, ultima_lectura4_A
    estado4_A = encoder4_A.value()
    estado4_B = encoder4_B.value()
    if estado4_A != ultima_lectura4_A:
        if estado4_A == estado4_B:
            pulsos4 += 1
        else:
            pulsos4 -= 1
        ultima_lectura4_A = estado4_A
def actualizar_pulsos5(pin):
    global pulsos5, ultima_lectura5_A
    estado5_A = encoder5_A.value()
    estado5_B = encoder5_B.value()
    if estado5_A != ultima_lectura5_A:
        if estado5_A == estado5_B:
            pulsos5 += 1
        else:
            pulsos5 -= 1
        ultima_lectura5_A = estado5_A

```

```

def A_nivel_1(distancia1_mm, angulo_trabajo1, pulsos1):
    if distancia1_mm > 33:
        distancia1_mm = 33
        angulo_trabajo1 = 44.5
        pulsos1 = 28285
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(0)
    if distancia1_mm < 0:
        distancia1_mm = 0
        angulo_trabajo1 = 0
        pulsos1 = 0
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(0)

encoder1_A.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING | Pin.IRQ_FALLING,
handler=actualizar_pulsos1)
encoder2_A.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING | Pin.IRQ_FALLING,
handler=actualizar_pulsos2)
encoder3_A.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING | Pin.IRQ_FALLING,
handler=actualizar_pulsos3)
encoder4_A.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING | Pin.IRQ_FALLING,
handler=actualizar_pulsos4)
encoder5_A.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING | Pin.IRQ_FALLING,
handler=actualizar_pulsos5)

try:
    while True:
        distancia1_mm = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
        angulo_trabajo1 = (distancia1_mm * 360) / CIRCUNFERENCIA_DEDO
        distancia2_mm = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
        angulo_trabajo2 = (distancia2_mm * 360) / CIRCUNFERENCIA_DEDO
        distancia3_mm = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
        angulo_trabajo3 = (distancia3_mm * 360) / CIRCUNFERENCIA_DEDO
        distancia4_mm = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
        angulo_trabajo4 = (distancia4_mm * 360) / CIRCUNFERENCIA_DEDO
        distancia5_mm = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5
        angulo_trabajo5 = (distancia5_mm * 360) / CIRCUNFERENCIA_DEDO
        if distancia1_mm > 33:
            distancia1_mm = 33
            angulo_trabajo1 = 44.5
            pulsos1 = 28285
            motor1_control1.value(0)
            motor1_control2.value(0)
        if distancia1_mm < 0:
            distancia1_mm = 0
            angulo_trabajo1 = 0
            pulsos1 = 0
            motor1_control1.value(0)
            motor1_control2.value(0)
        if distancia2_mm > 33:
            distancia2_mm = 33
            angulo_trabajo2 = 44.5
            pulsos2 = 28285

```

```

        motor2_control1.value(0)
        motor2_control2.value(0)
elif distancia2_mm < 0:
    distancia2_mm = 0
    pulsos2 = 0
    angulo_trabajo2 = 0
    motor2_control1.value(0)
    motor2_control2.value(0)
if distancia3_mm > 33:
    distancia3_mm = 33
    angulo_trabajo3 = 44.5
    pulsos3 = 28285
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(0)
elif distancia3_mm < 0:
    distancia3_mm = 0
    angulo_trabajo3 = 0
    pulsos3 = 0
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(0)
if distancia4_mm > 33:
    distancia4_mm = 33
    angulo_trabajo4 = 44.5
    pulsos4 = 28285
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(0)
elif distancia4_mm < 0:
    distancia4_mm = 0
    angulo_trabajo4 = 0
    pulsos4 = 0
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(0)
if distancia5_mm > 33:
    distancia5_mm = 33
    angulo_trabajo5 = 44.5
    pulsos5 = 28285
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(0)
elif distancia5_mm < 0:
    distancia5_mm = 0
    angulo_trabajo5 = 0
    pulsos5 = 0
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(0)
data = uart.readline()
if data is not None:
    data = data.decode('utf-8')
    data = str(data)
    print(data)
#Primer Nivel
if data == 'A_N1':
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2

```

```

distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5
motor1_control1.value(1)
motor1_control2.value(0)
motor2_control1.value(1)
motor2_control2.value(0)
motor3_control1.value(1)
motor3_control2.value(0)
motor4_control1.value(1)
motor4_control2.value(0)
motor5_control1.value(1)
motor5_control2.value(0)
while True:
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
    distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
    distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
    distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5

    time.sleep(0.1)
    if (distancia1_m >= 10 or distancia2_m >= 10 or
distancia3_m >= 10 or distancia4_m >= 10 or distancia5_m >= 10):
        break
    motor1_control1.value(0)
    motor1_control2.value(0)
    motor2_control1.value(0)
    motor2_control2.value(0)
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(0)
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(0)
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(0)

if data == 'D_N1':
    motor1_control1.value(0)
    motor1_control2.value(0)
    motor2_control1.value(0)
    motor2_control2.value(0)
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(0)
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(0)
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(0)
if data == 'C_N1':
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
    distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
    distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
    distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5

```

```

motor1_control1.value(0)
motor1_control2.value(1)
motor2_control1.value(0)
motor2_control2.value(1)
motor3_control1.value(0)
motor3_control2.value(1)
motor4_control1.value(0)
motor4_control2.value(1)
motor5_control1.value(0)
motor5_control2.value(1)
while True:
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
    distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
    distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
    distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5
    time.sleep(0.1)
    if (distancia1_m <= 0 or distancia2_m <= 0 or distancia3_m
<= 0 or distancia4_m <= 0 or distancia5_m <= 0):
        break
    print ("OK"+str(distancia1_m))
    pulsos1=0
    pulsos2=0
    pulsos3=0
    pulsos4=0
    pulsos5=0
    motor1_control1.value(0)
    motor1_control2.value(0)
    motor2_control1.value(0)
    motor2_control2.value(0)
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(0)
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(0)
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(0)

#Segundo Nivel
if data == 'A_N2':
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
    distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
    distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
    distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5
    motor1_control1.value(1)
    motor1_control2.value(0)
    motor2_control1.value(1)
    motor2_control2.value(0)
    motor3_control1.value(1)
    motor3_control2.value(0)
    motor4_control1.value(1)
    motor4_control2.value(0)
    motor5_control1.value(1)

```

```

motor5_control2.value(0)
while True:
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
    distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
    distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
    distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5

    time.sleep(0.1)
    if (distancia1_m >= 20 or distancia2_m >= 20 or
distancia3_m >= 20 or distancia4_m >= 20 or distancia5_m >= 20):
        break
    motor1_control1.value(0)
    motor1_control2.value(0)
    motor2_control1.value(0)
    motor2_control2.value(0)
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(0)
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(0)
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(0)
if data == 'D_N2':
    motor1_control1.value(0)
    motor1_control2.value(0)
    motor2_control1.value(0)
    motor2_control2.value(0)
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(0)
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(0)
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(0)
if data == 'C_N2':
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
    distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
    distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
    distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5
    motor1_control1.value(0)
    motor1_control2.value(1)
    motor2_control1.value(0)
    motor2_control2.value(1)
    motor3_control1.value(0)
    motor3_control2.value(1)
    motor4_control1.value(0)
    motor4_control2.value(1)
    motor5_control1.value(0)
    motor5_control2.value(1)
    while True:
        distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
        distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
        distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3

```

```

        distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
        distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5

        time.sleep(0.1)
        if (distancia1_m <= 0 or distancia2_m <= 0 or distancia3_m
<= 0 or distancia4_m <= 0 or distancia5_m <= 0):
            break
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(0)
        motor2_control1.value(0)
        motor2_control2.value(0)
        motor3_control1.value(0)
        motor3_control2.value(0)
        motor4_control1.value(0)
        motor4_control2.value(0)
        motor5_control1.value(0)
        motor5_control2.value(0)
#Tercer Nivel
if data == 'A_N3':
    distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
    distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
    distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
    distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
    distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5
    motor1_control1.value(1)
    motor1_control2.value(0)
    motor2_control1.value(1)
    motor2_control2.value(0)
    motor3_control1.value(1)
    motor3_control2.value(0)
    motor4_control1.value(1)
    motor4_control2.value(0)
    motor5_control1.value(1)
    motor5_control2.value(0)
    while True:
        distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
        distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
        distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
        distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
        distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5

        time.sleep(0.1)
        if (distancia1_m >= 33 or distancia2_m >= 33 or
distancia3_m >= 33 or distancia4_m >= 33 or distancia5_m >= 33):
            break
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(0)
        motor2_control1.value(0)
        motor2_control2.value(0)
        motor3_control1.value(0)
        motor3_control2.value(0)
        motor4_control1.value(0)
        motor4_control2.value(0)

```

```

        motor5_control1.value(0)
        motor5_control2.value(0)
    if data == 'D_N2':
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(0)
        motor2_control1.value(0)
        motor2_control2.value(0)
        motor3_control1.value(0)
        motor3_control2.value(0)
        motor4_control1.value(0)
        motor4_control2.value(0)
        motor5_control1.value(0)
        motor5_control2.value(0)
    if data == 'C_N2':
        distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
        distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
        distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
        distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
        distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(1)
        motor2_control1.value(0)
        motor2_control2.value(1)
        motor3_control1.value(0)
        motor3_control2.value(1)
        motor4_control1.value(0)
        motor4_control2.value(1)
        motor5_control1.value(0)
        motor5_control2.value(1)
        while True:
            distancia1_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos1
            distancia2_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos2
            distancia3_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos3
            distancia4_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos4
            distancia5_m = (Paso_Tornillo/PULSOS_POR_VUELTA)*pulsos5

            time.sleep(0.1)
            if (distancia1_m <= 0 or distancia2_m <= 0 or distancia3_m
<= 0 or distancia4_m <= 0 or distancia5_m <= 0):
                break
            motor1_control1.value(0)
            motor1_control2.value(0)
            motor2_control1.value(0)
            motor2_control2.value(0)
            motor3_control1.value(0)
            motor3_control2.value(0)
            motor4_control1.value(0)
            motor4_control2.value(0)
            motor5_control1.value(0)
            motor5_control2.value(0)
#Dedo Indice
    if data == 'D':
        motor1_control1.value(1)

```

```

        motor1_control2.value(0)
    if data == 'E':
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(0)
    if data == 'F':
        motor1_control1.value(0)
        motor1_control2.value(1)
#Dedo Medio
    if data == 'G':
        motor2_control1.value(1)
        motor2_control2.value(0)
    if data == 'H':
        motor2_control1.value(0)
        motor2_control2.value(0)
    if data == 'I':
        motor2_control1.value(0)
        motor2_control2.value(1)
#Dedo Anular
    if data == 'J':
        motor3_control1.value(1)
        motor3_control2.value(0)
    if data == 'K':
        motor3_control1.value(0)
        motor3_control2.value(0)
    if data == 'L':
        motor3_control1.value(0)
        motor3_control2.value(1)
#Dedo Meñique
    if data == 'M':
        motor4_control1.value(1)
        motor4_control2.value(0)
    if data == 'N':
        motor4_control1.value(0)
        motor4_control2.value(0)
    if data == 'O':
        motor4_control1.value(0)
        motor4_control2.value(1)
#Dedo Pulgar
    if data == 'P':
        motor5_control1.value(1)
        motor5_control2.value(0)
    if data == 'Q':
        motor5_control1.value(0)
        motor5_control2.value(0)
    if data == 'R':
        motor5_control1.value(0)
        motor5_control2.value(1)

    if data == 'Z':
        data = str(distancia1_mm) + "|" + str(angulo_trabajo1) + "|" +
str(distancia2_mm) + "|" + str(angulo_trabajo2) + "|" + str(distancia3_mm) +
|" + str(angulo_trabajo3) + "|" + str(distancia4_mm) + "|" +
str(angulo_trabajo4) + "|" + str(distancia5_mm) + "|" + str(angulo_trabajo5)

```

```
        uart.write(data)

        time.sleep(0.1)
except KeyboardInterrupt:
    print("Detenido")
```

Anexo 2: Sesiones de Ejercicios de Rehabilitación.



Figura 43: Ejercicio Nivel Uno
Fuente: Autor



Figura 44: Ejercicio Nivel Dos
Fuente: Autor



Figura 45: Ejercicio Nivel Tres
Fuente: Autor