



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

**IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE  
CONTROL Y ASISTENCIA PARA LA NEURORREHABILITACIÓN  
DE HOMBROS, DIRIGIDO A NIÑOS Y JÓVENES DE LA UNIDAD  
EDUCATIVA ESPECIALIZADA “CARLOS GARBAY  
MONTESDEOCA”**

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

**Autor:**

Lamiña Flores Jhonatan David

**Tutor:**

PhD. Leonardo Fabian Rentería Bustamante

**Riobamba, Ecuador. 2024**

# DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, **JHONATAN DAVID LAMIÑA FLORES**, con cédula de ciudadanía **060540663-6**, autor del trabajo de investigación titulado: **IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE CONTROL Y ASISTENCIA PARA LA NEURORREHABILITACIÓN DE HOMBROS, DIRIGIDO A NIÑOS Y JÓVENES DE LA UNIDAD EDUCATIVA ESPECIALIZADA “CARLOS GARBAY MONTESDEOCA”**, 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, 04 de marzo de 2024.



---

**Jhonatan David Lamiña Flores**

**C.I:060540663-6**

## DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

En la Ciudad de Riobamba, a los 26 días del mes de FEBRERO de 2024, luego de haber revisado el Informe Final del Trabajo de Investigación presentado por el estudiante **JHONATAN DAVID LAMIÑA FLORES** con CC: **060540663-6**, de la carrera de **INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES** y dando cumplimiento a los criterios metodológicos exigidos, se emite el **ACTA FAVORABLE DEL INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN** titulado **"IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE CONTROL Y ASISTENCIA PARA LA NEURORREHABILITACIÓN DE HOMBROS, DIRIGIDO A NIÑOS Y JÓVENES DE LA UNIDAD EDUCATIVA ESPECIALIZADA CARLOS GARBAY MONTESDEOCA"**, por lo tanto se autoriza la presentación del mismo para los trámites pertinentes.



Firma electrónicamente por:  
LEONARDO FABIAN  
RENERIA BUSTAMANTE

---

PhD. Leonardo Rentería  
**TUTOR(A)**

## CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

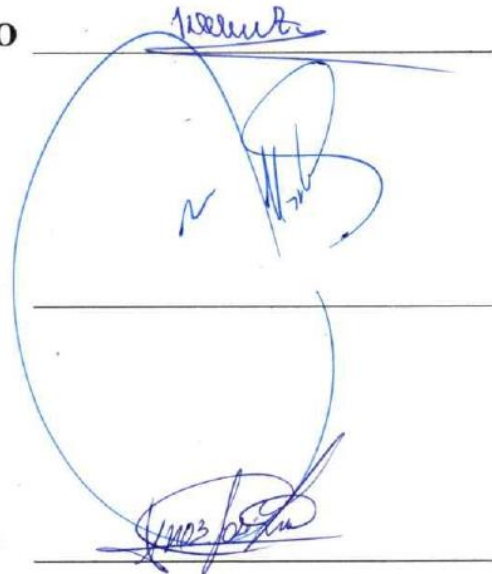
Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación **“IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE CONTROL Y ASISTENCIA PARA LA NEURORREHABILITACIÓN DE HOMBROS, DIRIGIDO A NIÑOS Y JÓVENES DE LA UNIDAD EDUCATIVA ESPECIALIZADA CARLOS GARBAY MONTESDEOCA”**, presentado por **JHONATAN DAVID LAMIÑA FLORES**, con cédula de identidad número **060540663-6**, bajo la tutoría de PhD. Leonardo Fabian Rentería Bustamante; 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 08 de marzo de 2024.

Dr. Klever Torres  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO**

PhD. Marlon Basantes  
**MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO**

Msc. José Jinez  
**MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO**



The image shows three horizontal lines representing signature lines. The top line has a signature that appears to be 'Klever Torres'. The middle line has a signature that appears to be 'Marlon Basantes'. The bottom line has a signature that appears to be 'José Jinez'. A large, loopy blue scribble or mark overlaps the middle and bottom lines.

# CERTIFICADO ANTIPLAGIO



Dirección  
Académica  
VICERRECTORADO ACADÉMICO



UNACH-RGF-01-04-08.15  
VERSIÓN 01: 06-09-2021

## CERTIFICACIÓN

Que, **LAMIÑA FLORES JHONATAN DAVID** con CC: **060540663-6**, estudiante de la Carrera de **TELECOMUNICACIONES**, Facultad de **INGENIERÍA**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado **"IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE CONTROL Y ASISTENCIA PARA LA NEURORREHABILITACIÓN DE HOMBROS, DIRIGIDO A NIÑOS Y JÓVENES DE LA UNIDAD EDUCATIVA ESPECIALIZADA CARLOS GARBAY MONTESDEOCA"**, cumple con el **2%**, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **TURNITIN**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 04 de marzo de 2024



LEONARDO FABIAN  
RENERIA BUSTAMANTE

---

PhD. Leonardo Fabián Rentería Bustamante  
**TUTOR**

## **DEDICATORIA**

Dedico este Trabajo de Titulación a mis padres, Luis Lamiña y Angela Flores, quienes desde el inicio de mi vida me han brindado amor y apoyo incondicional y han sido un ejemplo de perseverancia y sacrificio. Su constante aliento y confianza en mí han sido el motor de cada logro.

A mis hermanos y hermanas, por ser mis compañeros de aventuras y por compartir conmigo las alegrías y los desafíos.

A mi familia extendida y amigos cercanos, por estar siempre ahí en los momentos difíciles y por celebrar cada triunfo conmigo.

*Jhonatan David Lamiña Flores*

## **AGRADECIMIENTO**

Quiero expresar mi profundo agradecimiento a mi tutor de tesis, PhD. Leonardo Rentería, por su experta supervisión, sus valiosos consejos y su incansable dedicación. Sus conocimientos y perspectivas fueron fundamentales para el desarrollo de este trabajo de titulación.

No puedo dejar de agradecer el apoyo de mis compañeros y amigos, quienes compartieron conmigo tanto los momentos de alegría como los desafíos. Su apoyo han sido una fuente constante de motivación.

Finalmente, me gustaría expresar mi agradecimiento a todas las personas que, de una forma u otra, contribuyeron a la realización de este trabajo de titulación. Sus aportes fueron de gran importancia y dejaron una huella imborrable en este trabajo.

*Jhonatan David Lamiña Flores*

# ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE FIGURAS

RESUMEN

ABSTRACT

1.	CAPÍTULO I. 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
2.	CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.....	19
2.1	PATOLOGÍAS NEUROLÓGICAS.....	19
2.1.1	Hemiplejía .....	19
2.1.2	Hemiparesia.....	19
2.1.3	Hipotonía .....	20
2.1.4	Hipertonía.....	20
2.2	ANATOMÍA DEL HOMBRO.....	20
2.3	MANGUITO ROTADOR.....	21
2.4	BIOMECÁNICA DEL HOMBRO .....	21
2.4.1	Movimiento de Flexión .....	21
2.4.2	Movimiento de Extensión.....	22



2.4.3	Movimiento de Circunducción .....	22
2.5	ESTADO DEL ARTE.....	23
3.	CAPÍTULO III. METODOLOGÍA .....	25
3.1	TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	25
3.2	MÉTODO DE INVESTIGACIÓN .....	25
3.2.1	Investigación descriptiva .....	25
3.2.2	Investigación experimental.....	25
3.3	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS .....	25
3.3.1	Fase I: Búsqueda y análisis de mecanismos de rueda de hombro .....	26
3.3.2	Fase II: Diseño e implementación del prototipo.....	30
3.3.3	Fase III: Instalación y verificación de funcionamiento del prototipo.....	44
3.4	TÉCNICAS DE RECOLECCION DE DATOS .....	45
3.4.1	Fuentes de Información .....	45
3.4.2	Instrumento de recolección de datos .....	45
3.5	POBLACIÓN Y MUESTRA .....	46
3.5.1	Población .....	46
3.5.2	Muestra .....	46
3.6	OPERACIÓN DE VARIABLES .....	47
3.6.1	Variable dependiente .....	47
3.6.2	Variable independiente .....	47
4.	CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	48
4.1	Tipo de Sistema.....	48
4.2	Tiempo de Recuperación.....	50
4.3	Cálculo de optimización en tiempo de uso.....	51
5.	CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	54
5.1	CONCLUSIONES .....	54
5.2	RECOMENDACIONES .....	54

BIBLIOGRAFÍA .....	55
ANEXOS .....	58
Anexo 1 .....	58
Anexo 2 .....	62
Anexo 3 .....	64

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Comparación de especificaciones técnicas de los diseños de Rueda de Hombro.	29
Tabla 2: Componentes de la rueda de hombro.	30
Tabla 3: Características de la fuente de Alimentación Conmutada.	32
Tabla 4: Características del Regulador de Voltaje LM2596.	33
Tabla 5: Características de la Raspberry Pi Pico.	34
Tabla 6: Características del Encoder Rotativo.	35
Tabla 7: Características del Final de Carrera.	36
Tabla 8: Características Motor PAP Nema23 18.9kg/cm.	36
Tabla 9: Características Motor PAP Nema23 9kg/cm.	36
Tabla 10: Características del Controlador DIV268N.	37
Tabla 11: Características de la Raspberry Pi 4.	38
Tabla 12: Características del Amplificador de Audio PAM8403.	40
Tabla 13: Características del Parlante.	40
Tabla 14: Características del RTC DS3231.	41
Tabla 15: Variable dependiente.	47
Tabla 16: Variable independiente.	47
Tabla 17: Jóvenes que realizaron ejercicios de rehabilitación.	48
Tabla 18: Análisis descriptivo.	48
Tabla 19: Prueba de Normalidad.	49
Tabla 20: Prueba U de Mann-Whitney.	50
Tabla 21: Análisis de Correlación.	51

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Huesos que conforman el hombro. ....	20
Figura 2: Movimiento de Flexión del Hombro.....	21
Figura 3: Movimiento de Extensión del Hombro.....	22
Figura 4: Movimiento de Circunducción del Hombro. ....	22
Figura 5: Exoesqueleto Robótico NREX.....	23
Figura 6: Mecanismo Robótico para Rehabilitación de Hombros. ....	24
Figura 7: Sistema Electrónico de Rehabilitación de Lesiones de Hombro. ....	24
Figura 8: Diagrama de flujo.....	26
Figura 9: Rueda para hombro clásica. ....	27
Figura 10: Rueda de hombro CANDO MAGNECISER. ....	28
Figura 11: Diseño del mecanismo de rueda de hombro. ....	30
Figura 12: Implementación de la Rueda de Hombro.....	31
Figura 13: Diagrama del sistema electrónico. ....	32
Figura 14: Fuente de Alimentación Conmutada.....	33
Figura 15: Regulador de Voltaje LM2596. ....	33
Figura 16: Raspberry Pi Pico.....	34
Figura 17: Diseño de PCB.....	34
Figura 18: Fabricación de la PCB.....	35
Figura 19: Encoder Rotativo OMRON.....	35
Figura 20: Final de Carrera.....	36
Figura 21: Motor PAP Nema23.....	37
Figura 22: Controlador de Motor PAP DIV268N. ....	37
Figura 23: Raspberry Pi 4.....	38
Figura 24: App Web vista desde un dispositivo móvil.....	39
Figura 25: App Web vista desde un dispositivo de escritorio. ....	39
Figura 26: Amplificador PAM8403 ....	40
Figura 27: Parlante.....	40
Figura 28: RTC DS3231.....	41
Figura 29: Diagrama del Sistema Electrónico con sus componentes.....	42
Figura 30: Implementación del Sistema Electrónico.....	43
Figura 31: Implementación del Prototipo. ....	43

Figura 32: Prototipo instalado en la Institución.....	44
Figura 33: Verificación de Funcionamiento.....	45
Figura 34: Planificación de cada sesión de rehabilitación.....	46
Figura 35: Diagrama de Cajas.....	50
Figura 36: Media de los Ángulos por días.....	51
Figura 37: Diagrama de Dispersión.....	52
Figura 38: Ajuste de Curvas mediante un Modelo Lineal.....	53
Figura 39: Tiempo mínimo de Rehabilitación.....	53

## RESUMEN

En este trabajo se presenta la implementación de un Sistema Electrónico de Control y Asistencia para la Neurorrehabilitación de Hombros, destinado a niños y jóvenes de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca” ubicada en la ciudad de Riobamba.

El diseño del sistema se basa en el uso de un mecanismo de rueda de hombro, al que se le han incorporado un conjunto de sensores para obtener el ángulo de rotación y la velocidad. Estos datos son procesados por un microcontrolador, que luego acciona actuadores para colocar el mecanismo a la altura y resistencia adecuada a cada niño o joven. Además, se integró un asistente de voz para motivar a los niños y jóvenes a desempeñarse mejor en sus ejercicios de rehabilitación. Se realizaron las respectivas pruebas de funcionamiento, las cuales consistían en realizar el movimiento de flexión del hombro con el sistema electrónico y con un tratamiento tradicional, aplicados en dos jóvenes de la institución quienes padecen hemiplejía, durante un tiempo de 8 días. Los resultados demostraron que el joven que utilizó el sistema electrónico logró una media de 137 grados de rotación, mientras que con el tratamiento tradicional se logró una media de 90 grados de rotación, evidenciando una notable mejoría en la rehabilitación con el sistema electrónico. Además, el cálculo de optimización en tiempo de uso determinó que el tiempo mínimo necesario de rehabilitación es de 6 días.

**Palabras clave:** Patologías neurológicas, rehabilitación de hombro, sistema electrónico, aplicación web.

## ABSTRACT

This work presents the implementation of an Electronic Control and Assistance System for Shoulder Neurorehabilitation, intended for children and young people of the “Carlos Garbay Montesdeoca” Specialized Educational Unit located in the city of Riobamba.

The design of the system is based on the use of a shoulder wheel mechanism, to which a set of sensors have been incorporated to obtain the turning angle and speed. These data are processed by a microcontroller, which then activates actuators to place the mechanism at the appropriate height and resistance for each child or young person. In addition, a voice assistant was integrated to motivate children and young people to perform better in their rehabilitation exercises. The respective functional tests were carried out, which consisted of performing the shoulder flexion movement with the electronic system and with a traditional treatment, applied to two young people from the institution who suffer from hemiplegia, for a period of 8 days. The results showed that the young man who used the electronic system achieved an average of 137 degrees of rotation, while with the traditional treatment an average of 90 degrees of rotation was achieved, evidencing a notable improvement in rehabilitation with the electronic system. In addition, the optimization calculation in time of use determined that the minimum rehabilitation time necessary is 6 days.

**Keywords:** Neurological pathologies, shoulder rehabilitation, electronic system, web application.



Escrito electrónicamente por:  
JHON JAIRO INCA  
GUERRERO

Reviewed by:

M.Ed. Jhon Inca Guerrero.

**ENGLISH PROFESSOR**

C.C. 0604136572

# 1. CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se analizan los antecedentes que motivaron la realización del presente trabajo de titulación, se expone el problema con su respectiva justificación fundamentada en la necesidad de resolver la problemática. Asimismo, se presenta el objetivo general y los objetivos específicos que guían el desarrollo de este trabajo.

## 1.1 ANTECEDENTES

Según indicadores básicos de salud, entre las 60 principales causas de muerte en el Ecuador se encuentran las patologías neurológicas [1], cualesquiera que sean sus causas, estas patologías también pueden provocar diversas discapacidades; Estos incluyen: hemiparesia, que es debilidad o incapacidad para mover un lado del cuerpo [2], hemiplejía, que es parálisis total o parcial de un lado del cuerpo [3], hipotonía, que es una disminución del tono muscular, hipertonía, que por el contrario es un exceso de tono muscular [4].

A lo largo de los años se han propuesto diversos prototipos robóticos para la rehabilitación del hombro; sin embargo, se trata de sistemas muy complejos y, por tanto, muy caros [5], [6]. Por otro lado, los centros de rehabilitación suelen utilizar la clásica rueda de hombro, que es un sistema que mejora la fuerza muscular, la flexibilidad articular y la coordinación motora en personas con discapacidad de los miembros superiores del cuerpo. Esta rueda se utiliza para ejercicios de rehabilitación de pacientes que sufren lesiones en el hombro y para el tratamiento de las patologías neurológicas mencionadas anteriormente [7].

En [8] se presentó un sistema electrónico de rehabilitación de lesiones de hombro, compuesto por un sistema de control, circuitos electrónicos y el mecanismo de rehabilitación el cual permite reducir los tiempos de ejecución de los ejercicios, así como evitar un control especializado, ya que el ejercicio se realiza de forma automática.

En este sentido, en este trabajo se implementó un sistema electrónico de control y asistencia para la neurorrehabilitación de hombros, dirigido a niños y jóvenes de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca”, el cual es un establecimiento educativo enfocado a recién nacidos, niñas, niños y adolescentes, que tengan algún tipo de discapacidad.

El dispositivo implementado es capaz de comprobar y controlar la velocidad, altura, resistencia y grados de giro de un mecanismo de rueda de hombro fijado a la pared mediante un soporte móvil y que permite regular su altura para adaptarse a las dimensiones de cada niño y joven de la institución. Un mecanismo de frenado será el encargado de aplicar resistencia al giro de la rueda y, gracias a un conjunto de sensores instalados en el prototipo, se controlará su velocidad y grados de giro. Además, se integrará un asistente de voz virtual para motivar al paciente para que pueda rendir mejor durante las sesiones, evitando así la pérdida de interés del paciente.



## **1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN**

Como tratamiento de diversas patologías neurológicas, se desarrollan dispositivos que ayudan al paciente a realizar su rehabilitación, con el fin de proporcionar fuerza muscular, equilibrio, tono muscular y flexibilidad articular, entre los que se encuentra la rueda de hombro, que es un dispositivo mecánico que facilita la rehabilitación de hombros, brazos, codos y muñecas de personas discapacitadas [9].

En el mercado de equipos médicos para rehabilitación de hombro se encuentra a la venta la rueda de hombro, la empresa SANAMED ofrece una rueda de hombro clásica con un aro de acero a un precio de \$255 [6], también comercializa una rueda de hombro llamada CANDO MAGNECISER, que cuenta con una pantalla LCD de escaneo multifunción que muestra los pasos por minuto, la duración del ejercicio y las calorías consumidas, con un precio de \$799 [5]. Sin embargo, estos dispositivos no son personalizables para cada paciente, y el costo es muy alto para ser adquiridos por una institución del sector público y más aún por personas de escasos recursos, sabiendo que en nuestro país el salario básico unificado es de \$460 [10].

En la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca”, ubicada en las calles Emilio Estrada y Jaime Roldos Aguilera, Riobamba – Ecuador. Algunos estudiantes con diversos tipos de discapacidad necesitan rehabilitación del hombro, con el fin de recuperar la movilidad y flexibilidad necesarias para realizar diversas actividades. En este sentido, se prevé implementar un prototipo de rueda de hombro asequible que, a través de un sistema electrónico, verifique y controle la velocidad, altura, resistencia y ángulo de rotación, destinado a los niños y jóvenes de esta institución.

En este sentido, este proyecto tiene como objetivo garantizar que los pacientes alcancen grados adicionales de ángulo de rotación. Aunque puede haber variación en el ángulo de rotación efectivo con respecto al tiempo de recuperación requerido, esto se debe a que los tiempos requeridos para tratar a un paciente con una enfermedad neurológica son largos y no se puede obtener una estimación precisa.

## **1.3 OBJETIVOS**

### **1.3.1 Objetivo General**

- Implementar un sistema electrónico de control y asistencia para la neurorrehabilitación de hombros dirigido a niños y jóvenes de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca” de la ciudad de Riobamba.

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

- Realizar un estudio de la estructura del hombro y sistemas de rehabilitación, a través de búsqueda bibliográfica y consulta con especialistas para conocer su anatomía funcional.
- Analizar los diferentes diseños de mecanismos de equipos empleados en la rehabilitación de extremidades superiores mediante hojas de datos y fichas técnicas para elegir el que mejor se adecúe en el desarrollo de este proyecto.
- Implementar un sistema electrónico de control de velocidad, altura, resistencia y ángulo de rotación empleando software de diseño y simulación de circuitos para neurorrehabilitación de hombro en el área terapéutica de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca” de la ciudad de Riobamba.
- Evaluar el rendimiento del sistema electrónico mediante pruebas de funcionamiento y cálculo de optimización en tiempo de uso con los estudiantes que reciben sesiones de rehabilitación en el área terapéutica de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca” de la ciudad de Riobamba para determinar la existencia de una mejoría en la rehabilitación.

## **2. CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO**

En este capítulo se desarrolla el marco teórico que sustenta la investigación, abordando aspectos fundamentales relacionados con las patologías neurológicas y la anatomía del hombro, particularmente el manguito rotador, así como los movimientos clave del hombro como la flexión, extensión y circunducción. Además, se presenta un análisis del estado del arte de algunas investigaciones previas relacionadas con el tema de investigación.

### **2.1 PATOLOGÍAS NEUROLÓGICAS**

Las patologías neurológicas están relacionadas principalmente con el sistema nervioso central, estas afecciones pueden surgir por diversas causas, como accidente cerebrovascular, lesión traumática o trastornos neurodegenerativos. El accidente cerebrovascular es una causa común de hemiplejía y hemiparesia, mientras que la hipotonía y la hipertonía pueden deberse a disfunciones en la señalización nerviosa que regula el tono muscular. La rehabilitación juega un papel clave en el manejo de estas condiciones, utilizando terapias físicas y ocupacionales para fortalecer los músculos y mejorar el control de los movimientos [11].

#### **2.1.1 Hemiplejía**

La hemiplejía es una enfermedad neurológica caracterizada por la parálisis de la mitad del cuerpo, ya sea del lado izquierdo o derecho, debido a un importante daño cerebral. Esto puede ocurrir como resultado de un derrame cerebral, un traumatismo craneoencefálico, tumores cerebrales u otras enfermedades neurológicas. Los síntomas típicos incluyen pérdida repentina de la función motora, sensación reducida y dificultad para controlar los movimientos en el lado afectado. Además, los pacientes hemipléjicos pueden experimentar dificultades con las funciones cognitivas, como el habla, la memoria y la comprensión del lenguaje. El tratamiento de la hemiplejía se centra en la rehabilitación física y ocupacional para ayudar a los pacientes a recuperar las funciones motoras y mejorar su calidad de vida [11].

#### **2.1.2 Hemiparesia**

La hemiparesia se caracteriza por debilidad muscular en un lado del cuerpo, ya sea el izquierdo o el derecho. A diferencia de la hemiplejía, donde hay parálisis total, en la hemiparesia la debilidad muscular puede ser parcial y de intensidad variable. Esta afección también suele ser causada por daño cerebral debido a un derrame cerebral, un traumatismo craneoencefálico u otras enfermedades neurológicas. Los síntomas incluyen dificultad para mover el lado afectado del cuerpo, pérdida de coordinación motora y posiblemente dificultad para hablar o tragar. El tratamiento para la hemiparesia generalmente implica terapia física y ocupacional para mejorar la fuerza muscular, la coordinación y la función motora [12].

### 2.1.3 Hipotonía

La hipotonía se refiere a una disminución anormal del tono muscular, lo que resulta en una sensación de flacidez muscular. Esta patología puede ser congénita o adquirida y afectar a todo el cuerpo o zonas específicas. En los bebés, la hipotonía puede manifestarse como una falta de capacidad para mantener la cabeza erguida o una apariencia flexible cuando se le levanta. En los adultos, esto puede provocar dificultades para realizar las actividades diarias debido a la debilidad y la falta de control muscular. Las causas de la hipotonía incluyen trastornos neurológicos, genéticos o metabólicos. El tratamiento depende de la causa subyacente y puede implicar terapia física, ocupacional y del habla para mejorar la fuerza muscular y la función motora [13].

### 2.1.4 Hipertonía

La hipertonía se caracteriza por un aumento anormal del tono muscular, lo que provoca rigidez y resistencia excesiva al movimiento pasivo de las articulaciones. Esto puede incluir espasmos, donde los músculos se contraen involuntariamente y excesivamente, o rigidez, donde hay una resistencia uniforme al movimiento. Esta afección suele ser causada por daños en el sistema nervioso central, como una lesión de la médula espinal, un derrame cerebral o enfermedades como la parálisis cerebral. Los síntomas incluyen dificultad para mover las extremidades, posturas anormales y espasmos musculares. El tratamiento puede incluir medicamentos, fisioterapia, terapia ocupacional y procedimientos quirúrgicos en casos graves [14].

## 2.2 ANATOMÍA DEL HOMBRO

El hombro es la parte del cuerpo donde el brazo se une al tronco, está formado por la unión de los extremos de tres huesos: la clavícula, la escápula y el húmero (Figura 1); así como músculos, ligamentos y tendones.

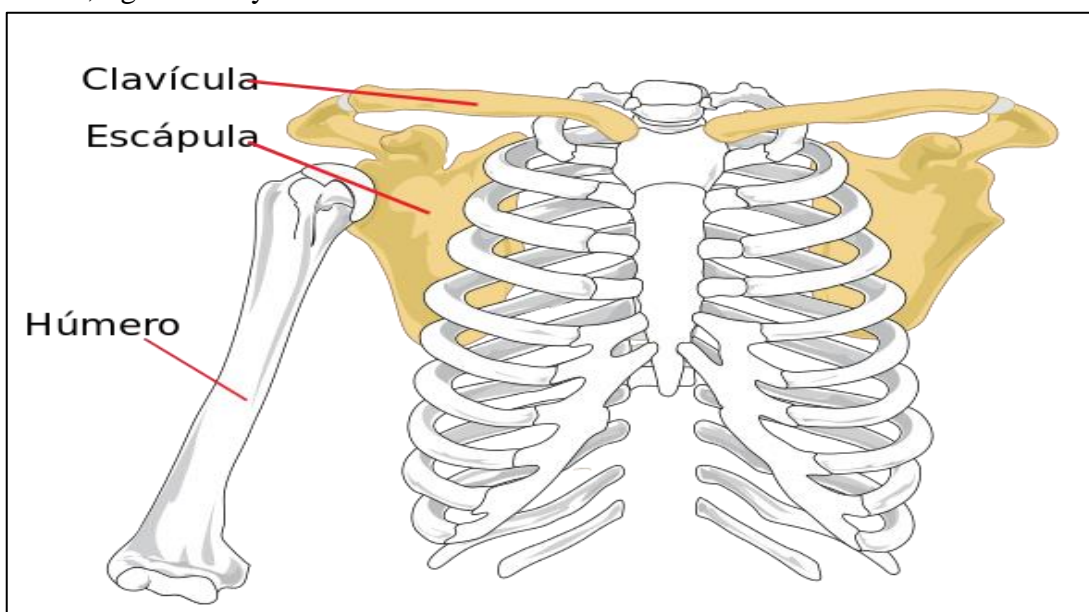


Figura 1: Huesos que conforman el hombro.  
Fuente: [15].

La articulación principal del hombro es la que conecta la cabeza del húmero con la escápula, se llama articulación glenohumeral y tiene dos superficies articulares, una de las cuales corresponde a la cabeza del húmero, que tiene forma semiesférica, y la otra es la cavidad glenoidea de la escápula, estas superficies están cubiertas de cartílago que permite un movimiento suave e indoloro [15].

Una envoltura de tejido blando rodea la articulación, llamada cápsula articular, que está reforzada por varios ligamentos que aportan estabilidad y evitan que los huesos superen sus límites fisiológicos. Un conjunto de músculos y sus tendones unen las superficies de los huesos y permiten la movilidad de la articulación, entre los que destaca el manguito rotador, formado por cuatro músculos que aportan movilidad y estabilidad al hombro. Varias estructuras transparentes en forma de bolsa llamadas bursas permiten el suave deslizamiento de los distintos componentes móviles [15]. El hombro es la articulación con mayor amplitud de movimiento del cuerpo humano [16].

### 2.3 MANGUITO ROTADOR

El grupo formado por los músculos supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular, así como sus correspondientes tendones, se denomina manguito rotador. Estos cuatro músculos parten de la escápula y se insertan muy cerca de la cabeza del húmero, aunque cada uno de ellos es independiente [15].

### 2.4 BIOMECÁNICA DEL HOMBRO

La articulación del hombro tiene una gran capacidad de movimiento en todas las direcciones (en los tres ejes y en los tres planos del espacio). Los movimientos básicos alrededor de los ejes sagital, coronal y longitudinal incluyen:

#### 2.4.1 Movimiento de Flexión

Se realiza elevando el brazo hacia adelante, su amplitud es de 0° a 180° [16], como se muestra en la Figura 2.

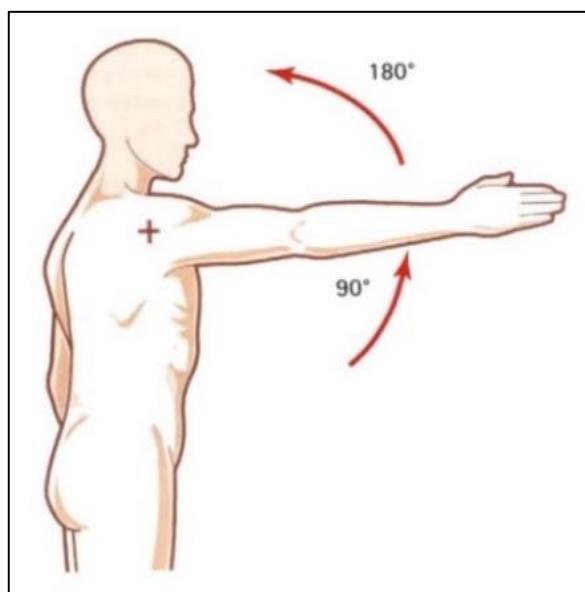


Figura 2: Movimiento de Flexión del Hombro.

Fuente: [16].

### 2.4.2 Movimiento de Extensión

Movimiento contrario al anterior, de poca amplitud que va desde los  $0^{\circ}$  a  $50^{\circ}$  [16], como se muestra en la Figura 3.

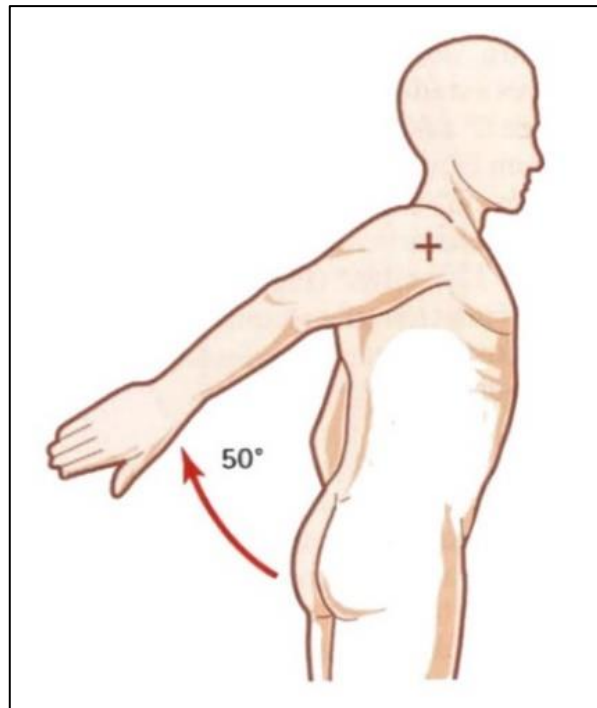


Figura 3: Movimiento de Extensión del Hombro.

Fuente: [16].

### 2.4.3 Movimiento de Circunducción

Combina movimientos elementales alrededor de tres ejes. Cuando esta circunducción alcanza su máxima amplitud, el brazo describe un cono irregular en el espacio: el cono de circunducción [16], como se muestra en la Figura 4.

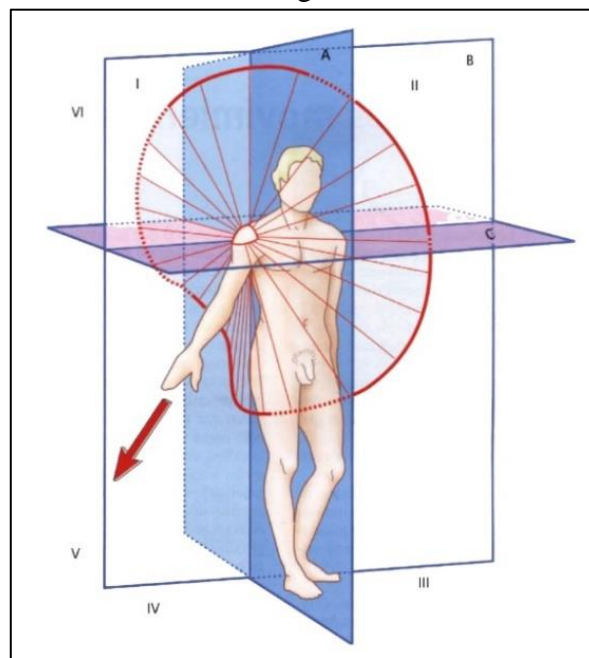


Figura 4: Movimiento de Circunducción del Hombro.

Fuente: [16].

## 2.5 ESTADO DEL ARTE

Los seres humanos corren con frecuencia el riesgo de sufrir incidentes traumáticos en las extremidades superiores, que les impiden realizar las actividades de la vida diaria. Cuando un músculo no se utiliza, se debilita y tiende a acortarse, lo que provoca rigidez en las articulaciones, haciendo que estas pierdan gran parte de su capacidad sin estimulación del movimiento, siendo la mecanoterapia el tratamiento utilizado, porque hace uso de Dispositivos mecánicos terapéuticos e higiénicos destinados a provocar y dirigir movimientos corporales regulados en su fuerza, trayectoria y amplitud [7].

El uso de la mecanoterapia se puede aplicar tanto para aumentar como disminuir la resistencia del hombro, e incluso para realizar movimientos pasivos o auto pasivos [7], de los cuales han surgido diversas investigaciones, como las que se mencionan a continuación.

En [17] se propuso el exoesqueleto robótico denominado NREX (Figura 5), para la rehabilitación de miembros superiores centrado en ejercicios de la vida diaria y el tratamiento de personas con hemiplejía o lesiones de la médula espinal, siendo su uso principal la rehabilitación del hombro y el brazo. Fue desarrollado para movimientos pasivos y se puede adaptar al brazo izquierdo o derecho. Se descubrió que, si el equipo de ejercicio de las extremidades superiores se implementaba de tal manera que los hombros del usuario pudieran rotar más libremente, se requería menos fuerza de las extremidades superiores al realizar ejercicio, incluidos los movimientos vinculados al eje de rotación correspondiente. Gracias a ello, es posible mejorar la comodidad de uso de personas hemipléjicas o discapacitadas con baja fuerza muscular cuando utilizan un robot con forma de exoesqueleto, y reducir el dolor o las molestias provocadas por la desalineación del eje de rotación de la articulación.



Figura 5: Exoesqueleto Robótico NREX.

Fuente: [17].

En [18] se desarrolló un mecanismo robótico compacto y económico para la rehabilitación de miembros superiores aplicado a diversos síntomas de trastornos del hombro (Figura 6). El paciente puede implementar la rehabilitación del hombro en diferentes direcciones cambiando la dirección relativa del actuador hacia el usuario. El mecanismo puede proporcionar los siguientes movimientos: flexión/extensión, abducción/aducción, rotación interna/externa, abducción/aducción horizontal y elevaciones diagonales.

El mecanismo de compensación de la gravedad y seguimiento del hombro permitió el movimiento natural del miembro superior. Al utilizar la fuerza constante, se podría compensar constantemente la fuerza de gravedad en un espacio pequeño. Además, se puede implementar 5 ejercicios diferentes de rehabilitación de hombros tanto para el lado izquierdo como para el derecho, mientras se utilice un actuador en el mecanismo de alineación.



Figura 6: Mecanismo Robótico para Rehabilitación de Hombros.

Fuente: [18].

En [8] se presentó un sistema electrónico de rehabilitación de lesiones de hombro (Figura 7), compuesto por 3 módulos: caja de control, caja de circuitos electrónicos y el mecanismo de rehabilitación que permite realizar los siguientes ejercicios: flexión – extensión, abducción – aducción y circunducción. El dispositivo permite reducir los tiempos de ejecución de los ejercicios, así como evitar un control especializado ya que el ejercicio se realiza de forma automática.

Las pruebas funcionales muestran que los tiempos de rehabilitación entre la rueda de hombro tradicional y el sistema implementado son más cortos, porque el dispositivo es autónomo y funciona de forma continua, sin necesidad de detenerse como lo haría un ser humano realizando los mismos ejercicios manualmente.



Figura 7: Sistema Electrónico de Rehabilitación de Lesiones de Hombro.

Fuente: [8].



### **3. CAPÍTULO III. METODOLOGÍA**

Este capítulo detalla los aspectos metodológicos que guiaron la ejecución de la investigación, abordando el tipo de investigación, método de investigación, procedimiento y análisis, población de estudio y tamaño de la muestra, así como 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 ya que se utilizó una técnica de neurorrehabilitación para determinar la existencia de una mejora en los movimientos básicos del hombro, y se implementó un sistema de control y asistencia para la neurorrehabilitación respectivamente.

#### **3.2 MÉTODO DE INVESTIGACIÓN**

##### **3.2.1 Investigación descriptiva**

Este tipo de investigación se lleva a cabo cuando deseamos describir una realidad en todos sus componentes principales. Gracias a este tipo de investigación, que utiliza el método analítico, es posible caracterizar un objeto de estudio o una situación particular, para resaltar sus características y propiedades. Combinado con ciertos criterios de clasificación, permite ordenar, agrupar o sistematizar los objetos del trabajo de investigación.

A partir de una investigación descriptiva, este proyecto permitió conocer si los datos obtenidos correspondientes a los grados de rotación del sistema de control y asistencia son favorables a la mejoría de los niños y jóvenes que realizan sesiones de neurorrehabilitación en la institución.

##### **3.2.2 Investigación experimental**

La investigación experimental es un proceso que consiste en someter un objeto o grupo de individuos a determinadas condiciones, estímulos o tratamientos, para observar los efectos o reacciones que se producen. Este tipo de investigación permite al investigador manipular variables existentes en el estudio, con el fin de controlar su efecto o comportamiento en la investigación.

Con base en una investigación experimental, en este proyecto se implementó un sistema de control y asistencia, que permitió observar los resultados cuando se manipula el tiempo de recuperación con relación al grado de rotación efectiva.

#### **3.3 PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS**

En la Figura 8, se muestra el procedimiento para el desarrollo de este proyecto de investigación, el cual ha sido dividido en 3 fases.

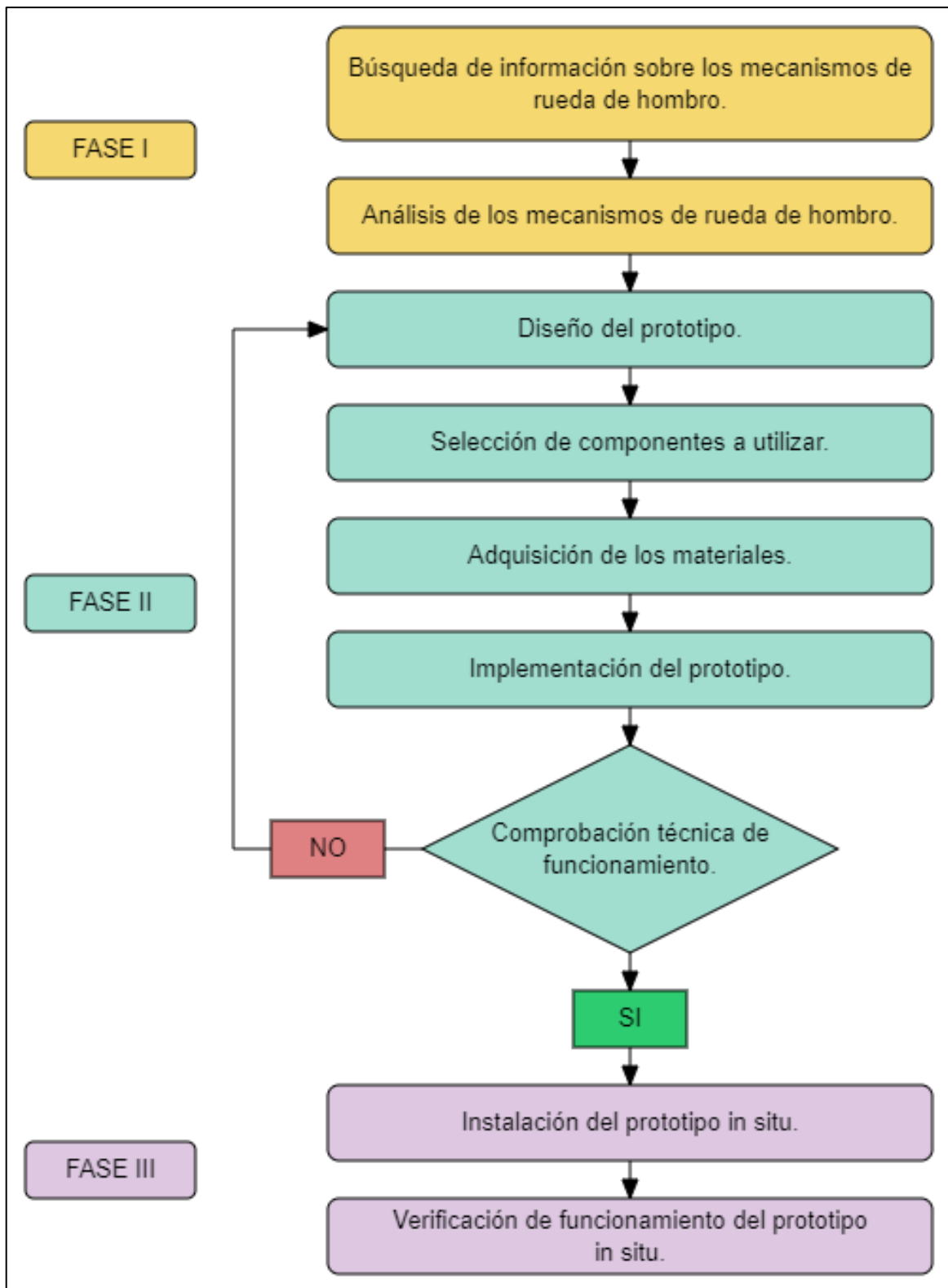


Figura 8: Diagrama de flujo.  
Fuente: Autor.

### 3.3.1 Fase I: Búsqueda y análisis de mecanismos de rueda de hombro

En esta fase se realizó una búsqueda de información sobre los diferentes mecanismos de rueda de hombro, se analizaron los diseños y se eligió el mecanismo más apropiado.

### 3.3.1.1 Rueda para Hombro Clásica

La rueda de hombro clásica (Figura 9) diseñada y comercializada por [6], es una herramienta de entrenamiento y rehabilitación diseñada para mejorar la movilidad y la fuerza del hombro, es perfecto para quienes buscan recuperarse de una lesión en el hombro, así como para quienes buscan fortalecer y tonificar sus músculos.

#### Características Principales:

Esta rueda de terapia fue diseñada para ayudar a rehabilitar los rangos de movimiento de los hombros, lo cual es esencial para quienes se recuperan de una lesión en el hombro, cuenta con un sistema de graduación en el mango y en la rueda, lo que le permite ajustar la resistencia y la dificultad de los ejercicios.

Está hecha de hierro y madera de alta calidad, lo que garantiza su durabilidad y resistencia, es fácil de instalar en la pared y tiene un diámetro de 1 metro. La rueda para hombro proporciona un rango de movimiento ajustable de 25 a 100 cm, lo que la hace perfecta para ejercicios de codo y hombro. Pesa 10 kg, lo que facilita su transporte y almacenamiento.



Figura 9: Rueda para hombro clásica.  
Fuente [6].

### 3.3.1.2 Rueda de Hombro CANDO MAGNECISER

La rueda de hombro CANDO MAGNECISER (Figura 10) diseñada y comercializada por [5], permite realizar ejercicios de rehabilitación y entrenamiento de brazos personalizados y eficaces, gracias a su resistencia magnética silenciosa. El monitor LCD incorporado sigue con precisión el progreso, lo que lo hace ideal para pacientes de fisioterapia y atletas en rehabilitación.

### **Características principales:**

Utiliza una resistencia magnética bidireccional ultra silenciosa para ofrecer un entrenamiento de brazo eficaz y silencioso, el soporte de pared se puede ajustar a diferentes alturas, lo que permite a los usuarios sentarse, pararse o usar una silla de ruedas para realizar ejercicios de hombros.

El brazo de la rueda del hombro se puede ajustar de 33 a 55 cm, lo que permite a los usuarios personalizar el arco de la rueda según su nivel de resistencia, la pantalla LCD muestra cinco funciones diferentes, incluyendo velocidad, tiempo transcurrido, calorías quemadas, distancia recorrida y escaneo de todas las funciones, esto permite a los usuarios realizar un seguimiento preciso de su entrenamiento.

La resistencia se puede ajustar fácilmente girando la perilla de resistencia, lo que permite a los usuarios personalizar su entrenamiento y adaptarlo a sus necesidades. Los dispositivos utilizan sólo 2 pilas AA, incluidas en el paquete, lo que los hace fáciles de usar y mantener.



Figura 10: Rueda de hombro CANDO MAGNECISER.

Fuente: [5].

### **3.3.1.3 Análisis de los mecanismos de Rueda de Hombro**

El diseño de la Rueda de Hombro Clásica proporciona información detallada sobre materiales y medidas, así como claridad en la estructura y funcionamiento del dispositivo, facilitando la replicación a través de una documentación transparente. En el diseño de la rueda de hombro CANDO MAGNEISER, hay información limitada sobre materiales y medidas, lo que genera complejidad en la replicación debido a la falta de detalles específicos,

en la Tabla 1, se muestra una comparación de las principales especificaciones técnicas de los diseños de Rueda de hombro.

Tabla 1: Comparación de especificaciones técnicas de los diseños de Rueda de Hombro.

Ítem	Rueda para hombro clásica [6].	Rueda para hombro CANDO MAGNEISER [5].
Diámetro	95 cm.	95 cm.
Dimensiones	95 x 95 x 45 cm.	100 x 33 x 64 cm.
Altura	Hasta 75 cm	Ajustable
Pantalla	No incluye	LCD de 5 funciones
Materiales del aro	Acero cromado con acabado pulido brillante	
Materiales básicos	Madera de pino	
Rango de movimiento	25 cm a 100 cm.	
Mango	13 cm, gomaespuma.	
Resistencia	Niveles	Magnética
Precio	\$255	\$799

#### 3.3.1.3.1 Complejidad y claridad de diseño:

El diseño de CANDO MAGNEISER tiene una limitada documentación, lo que podría dificultar la comprensión de sus componentes. Por otro lado, el diseño Clásico ofrece documentación clara y detallada, lo que facilita su replicación y comprensión de su funcionamiento.

#### 3.3.1.3.2 Detalles de materiales:

La falta de información detallada sobre los materiales en el diseño de CANDO MAGNEISER crea incertidumbre sobre su durabilidad y resistencia. El diseño Clásico, al proporcionar detalles precisos sobre los materiales utilizados, ofrece una ventaja en términos de transparencia y fiabilidad en la elección de los materiales.

#### 3.3.1.3.3 Facilidad de replicación:

La complejidad del diseño de CANDO MAGNEISER podría aumentar los costos y las dificultades de replicación, mientras que el diseño Clásico presenta una estructura más accesible, facilitando la replicación y reduciendo potenciales obstáculos en el proceso de fabricación.

#### 3.3.1.3.4 Costos asociados:

La transparencia de los materiales y la facilidad de replicación del diseño Clásico podrían resultar en costos de producción más bajos en comparación con el diseño CANDO MAGNEISER, que podría requerir más recursos para una replicación precisa.

#### 3.3.1.3.5 Opinión experta:

Los profesionales de rehabilitación de la Institución expresaron su preferencia por diseños que ofrezcan una documentación detallada, que facilite la comprensión y confiabilidad de la aplicación.

### 3.3.1.3.6 Selección de diseño

En este sentido, el diseño Clásico ha recibido comentarios positivos por su transparencia y claridad. La elección del diseño Clásico se justifica por su documentación detallada, transparencia de materiales, facilidad de replicación y mayor claridad en términos de efectividad en la rehabilitación del hombro. Estos factores respaldan la viabilidad técnica y económica de la opción seleccionada.

### 3.3.2 Fase II: Diseño e implementación del prototipo

Durante esta fase se llevó a cabo el diseño del mecanismo de rueda de hombro y del sistema electrónico. Se seleccionaron los componentes a utilizar para la posterior adquisición e implementación del prototipo. Además, se realizó una verificación del funcionamiento del prototipo, corrigiendo los defectos observados.

#### 3.3.2.1 Diseño e implementación del mecanismo de rueda de hombro

Para el diseño del mecanismo de rueda de hombro se partió del diseño Clásico de SANAMED [6], a la cual se le realizó unas modificaciones para colocar el sistema de frenado, los actuadores y sensores, obteniendo como resultado el diseño que se observa en la Figura 11.

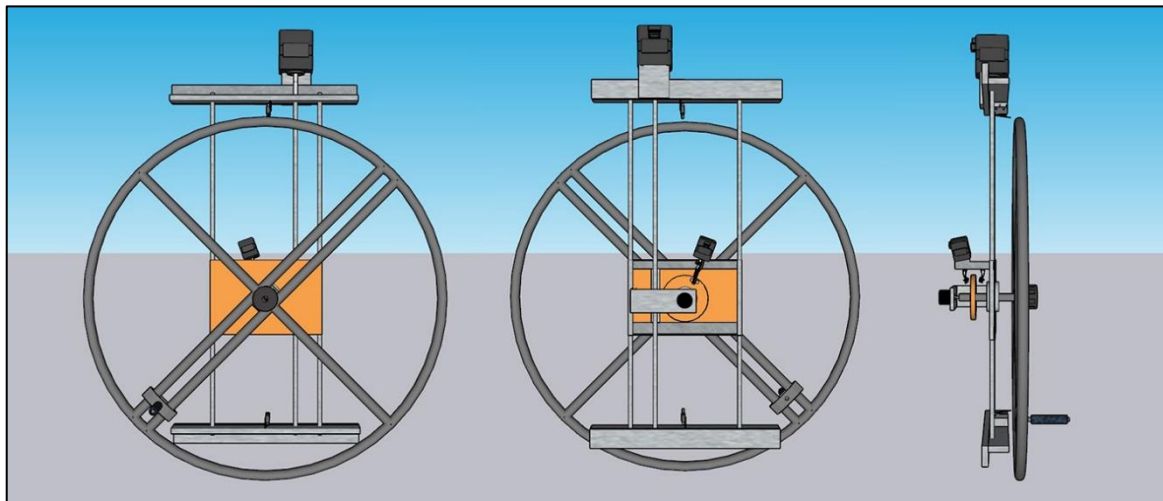


Figura 11: Diseño del mecanismo de rueda de hombro.

Fuente: Autor.

Para la implementación de la rueda de hombro se seleccionaron los materiales que se listan en la Tabla 2, en base a los materiales originales del diseño seleccionado.

Tabla 2: Componentes de la rueda de hombro.

Componente	Imagen Referencial	Descripción
Angulo		Material: Hierro. Ancho: 2 pulgadas. Espesor: 1/8 pulgada.
Platina		Material: Hierro. Ancho: 1 1/2 pulgada. Espesor: 1/8 pulgada.

<b>Eje de transmisión</b>		Material: Acero. Diámetro: 1 ¼ pulgada, ¾ pulgada.
<b>Tubo Estructural Galvanizado</b>		Material: Acero. Diámetro: ½ pulgada.
<b>Barra Maciza</b>		Material: Nylon Diámetro: 3 pulgadas.
<b>Tabla de Madera</b>		Material: Laurel Espesor: 2cm.
<b>Freno para Bicicleta</b>		Material: Acero. Tipo: Freno de Tiro Lateral.

En la Figura 12, se puede observar el prototipo de rueda de hombro implementado de acuerdo al diseño propuesto.



Figura 12: Implementación de la Rueda de Hombro.  
Fuente: Autor.

### 3.3.2.2 Diseño del sistema electrónico

Para el diseño del sistema electrónico, se desarrolló el diagrama propuesto en la Figura 13, el cual consta de 7 etapas, que se describirán posteriormente.

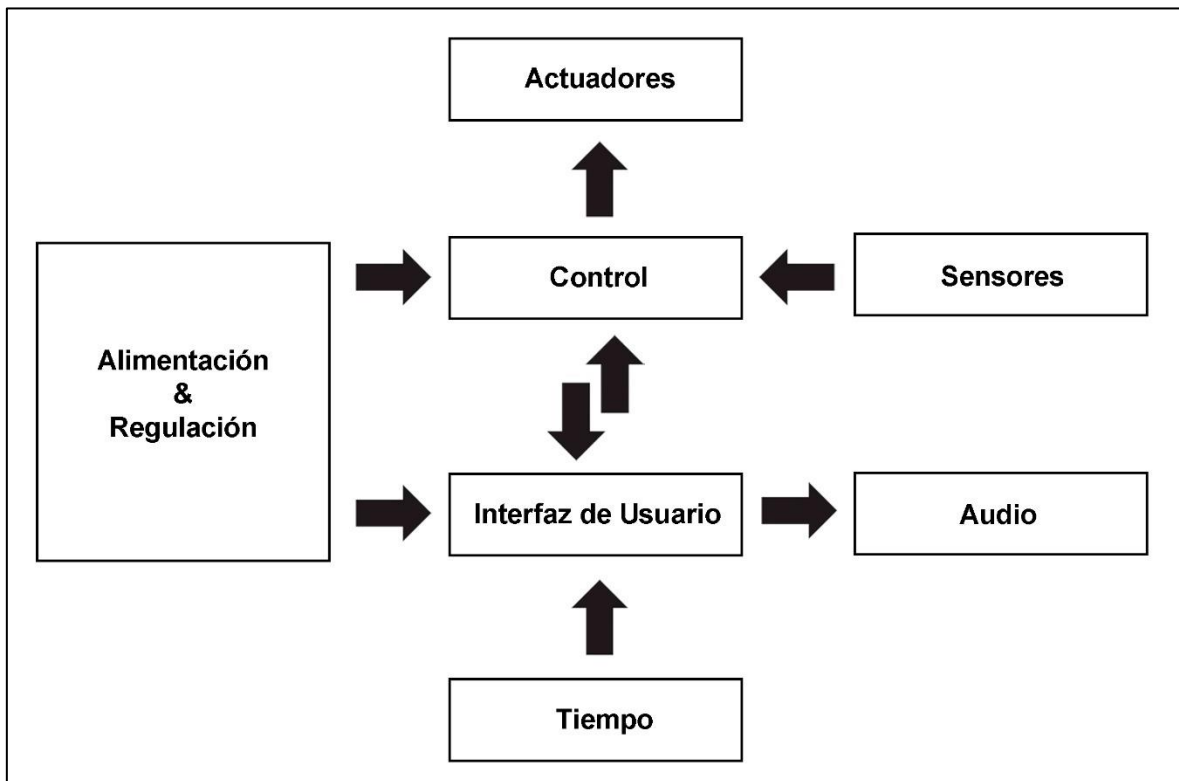


Figura 13: Diagrama del sistema electrónico.  
Fuente: Autor.

#### 3.3.2.2.1 Alimentación y Regulación

Para suministrar energía al sistema se eligió una fuente de alimentación conmutada de 12V-5A (Figura 14), el cual es un dispositivo electrónico que transforma la corriente alterna en corriente continua.

Tabla 3: Características de la fuente de Alimentación Conmutada.

Ítem	Descripción
<b>Tipo</b>	Fuente de alimentación conmutada.
<b>Voltaje de entrada</b>	AC110-220V 50/60Hz.
<b>Voltaje de salida</b>	DC 12V – 5A.
<b>Protección</b>	Cortocircuito / sobrecarga / sobretensión.
<b>Material de la carcasa</b>	Base de metal / aluminio.





Figura 14: Fuente de Alimentación Conmutada.  
Fuente: [19].

Debido a que existen componentes que requieren de un menor voltaje, se empleó un regulador de voltaje LM2596 (Figura 15), el mismo que tiene la función de proporcionar un voltaje de salida constante menor que el voltaje de entrada ante variaciones en el voltaje de entrada o carga, el voltaje de salida se selecciona mediante un potenciómetro multivuelta.

Tabla 4: Características del Regulador de Voltaje LM2596.

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

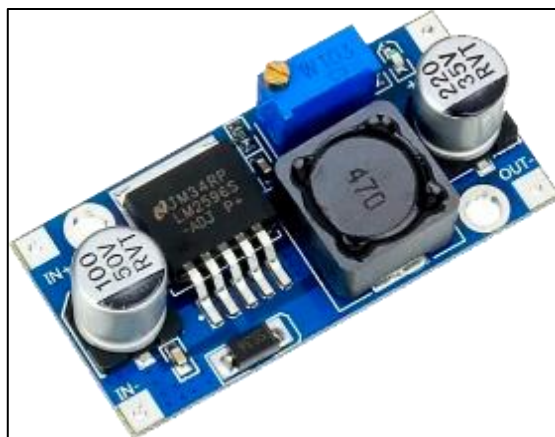


Figura 15: Regulador de Voltaje LM2596.  
Fuente: [20].

### 3.3.2.2.2 Control

Para el control del sistema se eligió la placa de desarrollo Raspberry Pi Pico (Figura 16) debido a su poder de procesamiento, ya que integra un microcontrolador de doble núcleo. Para su programación se utilizó el lenguaje de MicroPython.

Tabla 5: Características de la Raspberry Pi Pico.

Ítem	Descripción
<b>Voltaje de Entrada</b>	1,8 – 5,5 Vcc
<b>Chip</b>	RP2040.
<b>Procesador</b>	Arm Cortex-M0+ Doble nucleo 133MHz.
<b>SRAM / FLASH</b>	264k / 2MB.
<b>Pines GPIO</b>	26
<b>Pines UART</b>	2
<b>Pines SPI</b>	2
<b>Pines I2C</b>	2
<b>Pines PWM</b>	16



Figura 16: Raspberry Pi Pico.  
Fuente: [21].

Se diseñó (Figura 17) y fabricó (Figura 18) una Placa de Circuito Impreso (PCB), donde se colocó la Raspberry Pi Pico con optoacopladores en sus entradas, esto debido a que los sensores trabajan a 12V, con esto se logró adaptar y aislar las señales de entrada. Además, incluye terminales para realizar las conexiones de los actuadores y la comunicación serial para el envío de datos hacia la Interfaz de Usuario.

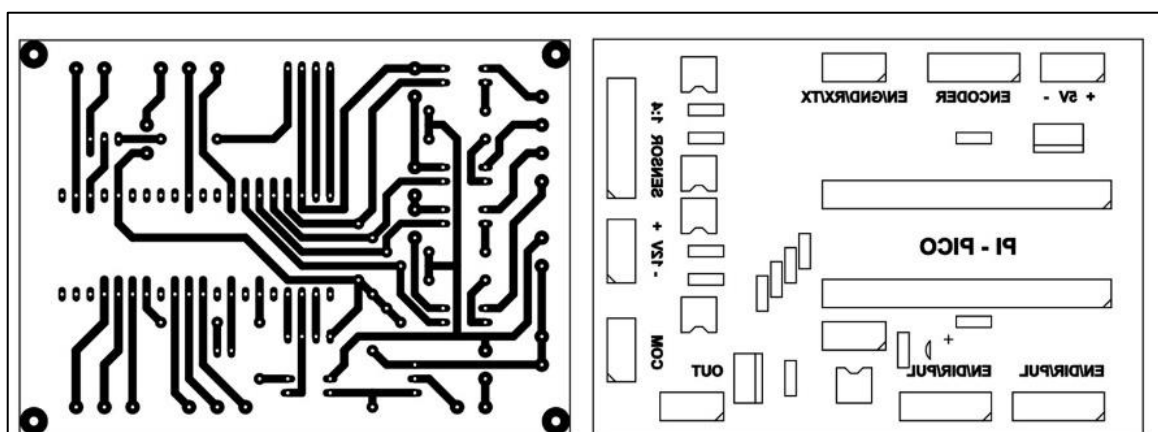


Figura 17: Diseño de PCB.  
Fuente: Autor.

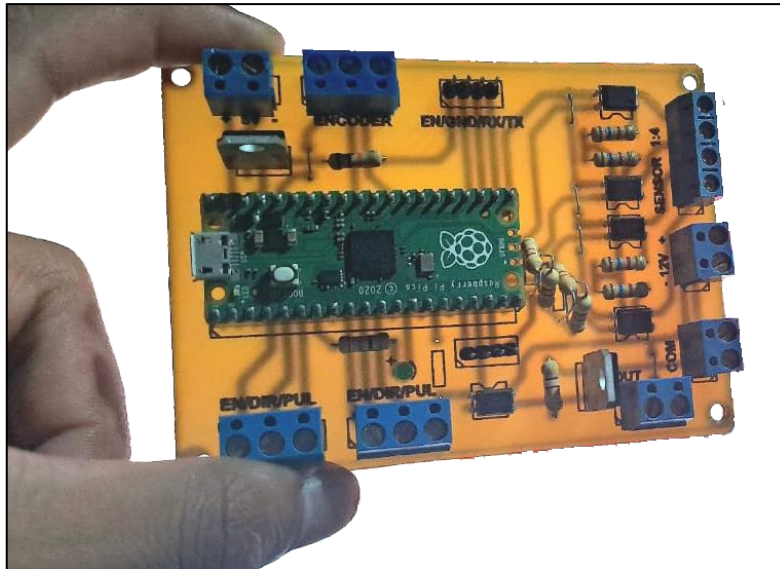


Figura 18: Fabricación de la PCB.

Fuente: Autor.

### 3.3.2.2.3 Sensores

Para determinar el ángulo de rotación se eligió un Encoder Rotativo de 360 pulsos por cada revolución (Figura 19), donde por cada grado de rotación se obtiene un pulso de señal.

Tabla 6: Características del Encoder Rotativo.

Ítem	Descripción
<b>Tipo</b>	Industrial
<b>Voltaje de Alimentación</b>	12 Vcc
<b>Pulsos por Revolución</b>	360
<b>Señales de Salida</b>	A, B
<b>Tipo de Salida</b>	NPN
<b>Diámetro del Eje</b>	10 mm



Figura 19: Encoder Rotativo OMRON.

Fuente: [22].

Como medida de seguridad se colocó finales de carrera (Figura 20), que detectan cuando el prototipo llegue a su altura máxima y mínima, estos envían una señal al sistema de control para que detengan el movimiento relacionado a la altura.

Tabla 7: Características del Final de Carrera.

Ítem	Descripción
<b>Tipo</b>	Palanca Horizontal
<b>Contactos</b>	N.A - N.C
<b>Material</b>	Poliamida
<b>Bornes</b>	Latón plateado
<b>Contacto móvil</b>	Bronce plateado

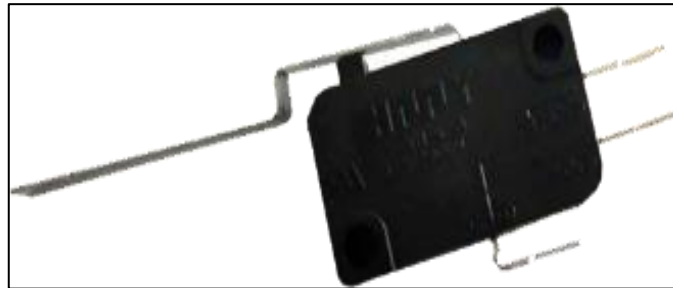


Figura 20: Final de Carrera.  
Fuente: [23].

#### 3.3.2.2.4 Actuadores

Para ajustar la altura del prototipo y el nivel de fuerza se eligió dos motores paso a paso Nema 23 (Figura 21), de 18.9 kg/cm y 9 kg/cm respectivamente.

Tabla 8: Características Motor PAP Nema23 18.9kg/cm.

Ítem	Descripción
<b>Voltaje de funcionamiento</b>	3,2V
<b>Corriente nominal</b>	2,8A
<b>Par de Retención</b>	18,9 kg/cm
<b>Numero de hilos</b>	4
<b>Pasos por revolución</b>	200
<b>Angulo por paso</b>	1,8°

Tabla 9: Características Motor PAP Nema23 9kg/cm.

Ítem	Descripción
<b>Voltaje de funcionamiento</b>	3,6V
<b>Corriente nominal</b>	2A
<b>Par de Retención</b>	9 kg/cm
<b>Numero de hilos</b>	4
<b>Pasos por revolución</b>	200
<b>Angulo por paso</b>	1,8°



Figura 21: Motor PAP Nema23.  
Fuente: [24].

Para controlar de una manera precisa los motores paso a paso se eligió el controlador de motores PAP DIV268N (Figura 22), el cual permite configurar los micropasos y la corriente suministrada al motor, para que la precisión de posicionamiento sea alta.

Tabla 10: Características del Controlador DIV268N.

Ítem	Descripción
<b>Voltaje de Entrada</b>	12V – 42V.
<b>Corriente de entrada</b>	1A – 5A
<b>Micropasos</b>	1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16 paso
<b>Control de Corriente</b>	0,2A – 5A



Figura 22: Controlador de Motor PAP DIV268N.  
Fuente: [25].

En el primer controlador del motor Nema23 de 18.9 kg/cm se configuró a 1/2 paso con una corriente de 2.5A, para el segundo controlador del motor Nema23 de 9 kg/cm se configuró a 1/2 paso con una corriente de 1.8A, esto permite una mayor precisión y control de la corriente, debido a que no se puede suministrar una corriente mayor a la permitida por cada motor paso a paso.

### 3.3.2.2.5 Interfaz de Usuario

Para que el especialista a cargo de supervisar las sesiones de rehabilitación pueda visualizar y controlar el sistema, se creó una aplicación web, la cual está corriendo en una computadora Raspberry Pi 4 (Figura 23), con el sistema operativo Raspberry Pi OS y un Servidor Web Apache.

Tabla 11: Características de la Raspberry Pi 4.

Ítem	Descripción
Procesador	x64 Cortex-A72 4 núcleos 1.5GHz
Ram	4Gb LPDDR4
Rom	Ranura MicroSD
Conectividad	WiFi 2.4GHz – 5GHz, Bluetooth 5.0
USB	2x Usb3.0, 2X Usb2.0
Pines GPIO	40
Video y Sonido	2x micro HDMI
Alimentación	5Vcc – 3A USB-C



Figura 23: Raspberry Pi 4.

Fuente: [26].

La aplicación web se creó utilizando una combinación de lenguajes de programación que incluyen HTML para la estructura de la página, CSS para el diseño y estilo, PHP para procesar los datos entrantes, JavaScript para la visualización en tiempo real sin necesidad de recargar la página y Python para obtener los datos del Sistema Electrónico.

Además, la aplicación está desarrollada con una arquitectura multiplataforma, lo que significa que es accesible y funcional en múltiples plataformas, brindando una experiencia consistente y óptima en dispositivos móviles (Figura 24) y de escritorio (Figura 25), esto permite a los usuarios acceder a la aplicación desde una variedad de dispositivos y sistemas operativos mediante un navegador web.



Figura 24: App Web vista desde un dispositivo móvil.  
Fuente: Autor.



Figura 25: App Web vista desde un dispositivo de escritorio.  
Fuente: Autor.

Cuando los niños y jóvenes de la institución se encuentren realizando sus sesiones de rehabilitación y logran el objetivo configurado por el especialista a cargo, un asistente de voz emitirá un mensaje de felicitaciones y, por el contrario, si no logra el objetivo se emitirá un mensaje para que vuelva a intentarlo. Para que el asistente de voz emita dichos mensajes, se hace uso de un amplificador de audio PAM8403 (Figura 26) y un parlante de 3W (Figura 27).

Tabla 12: Características del Amplificador de Audio PAM8403.

Ítem	Descripción
<b>Voltaje de alimentación</b>	2.5 – 5.5V
<b>Potencia de salida</b>	3Wx2
<b>Impedancia de bocinas</b>	4 ohm
<b>Eficiencia</b>	90%

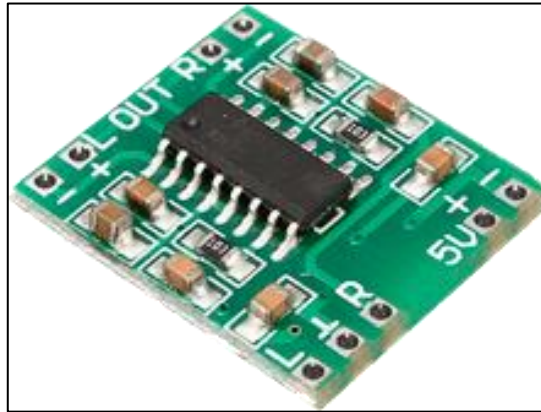


Figura 26: Amplificador PAM8403  
Fuente: [27].

Tabla 13: Características del Parlante.

Ítem	Descripción
<b>Potencia</b>	3W
<b>Impedancia de bocina</b>	8 ohm
<b>Tamaño</b>	40x70 mm
<b>Espesor</b>	20 mm



Figura 27: Parlante.  
Fuente: [28].

El especialista puede almacenar los datos obtenidos de cada niño y joven mediante la aplicación web, estos datos son almacenados en un archivo de texto, que incluye: fecha, hora, objetivo, nivel de fuerza, ángulo alcanzado en grados y la velocidad en rad/s. Para obtener la fecha y hora se eligió un Reloj de Tiempo Real DS3231 (Figura 28).



Tabla 14: Características del RTC DS3231.

Ítem	Descripción
Voltaje de alimentación	3.3 – 5.5V
Chip de reloj	DS3231
Tipo de comunicación	I2C
Exactitud	2ppm

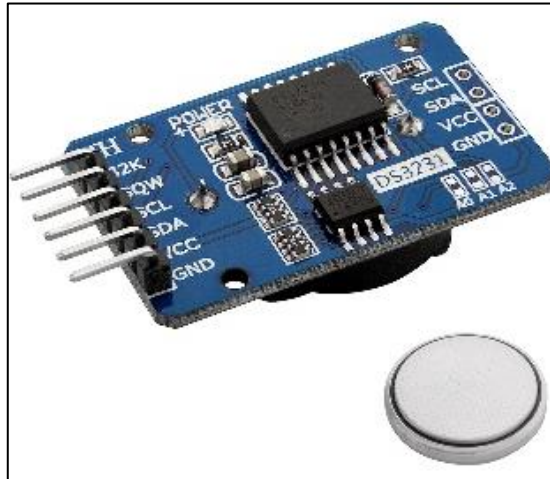


Figura 28: RTC DS3231.  
Fuente: [29].

### 3.3.2.2.6 Implementación del Prototipo

Con todos los componentes mencionados anteriormente, el diagrama del sistema electrónico propuesto al inicio de esta fase, queda como se aprecia en la Figura 29.

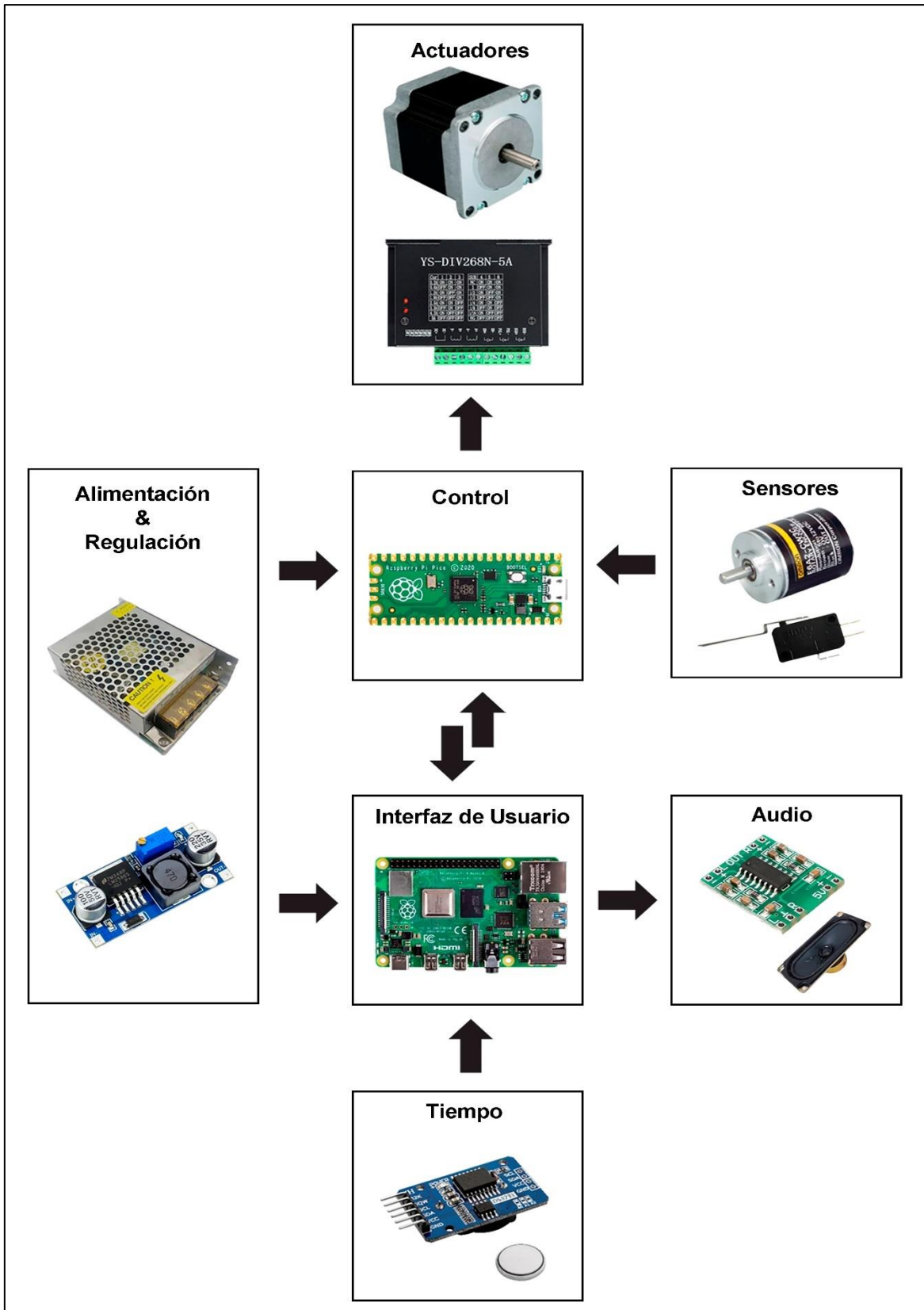


Figura 29: Diagrama del Sistema Electrónico con sus componentes.

Fuente: Autor.

Posteriormente se procede a realizar la implementación del sistema electrónico, con todos los componentes mencionados anteriormente, en la Figura 30 se aprecia el prototipo del sistema ya implementado.



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

### 3.3.2.3 Comprobación Técnica de Funcionamiento

Una vez finalizada la implementación del prototipo, la cual se puede apreciar en la Figura 31, se procedió a realizar una comprobación técnica de funcionamiento.



Figura 31: Implementación del Prototipo.  
Fuente: Autor.

Para la comprobación técnica se trasladó el prototipo hacia el laboratorio de Electrónica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Chimborazo, donde se realizaron pruebas de funcionamiento de los Motores PAP, medición del Angulo de Rotación y verificación de la Aplicación Web.

### **3.3.3 Fase III: Instalación y verificación de funcionamiento del prototipo**

En esta fase se realizó la instalación del prototipo en el área terapéutica de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca”.

#### **3.3.3.1 Instalación del Prototipo**

La instalación del prototipo se llevó a cabo en el Área Terapéutica de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca” de la Ciudad de Riobamba. El prototipo de Rueda de Hombro fue colocado en la pared con 4 bases metálicas en forma triangular y dos Tacos Fisher F10 con sus respectivos Tirafondos por cada esquina, el sistema electrónico se colocó en la misma pared, a lado izquierdo de la Rueda de Hombro, con 2 tacos Fisher F6 y sus respectivos tornillos (Figura 32).



Figura 32: Prototipo instalado en la Institución.

Fuente: Autor.

#### **3.3.3.2 Verificación de funcionamiento**

En la Figura 33, se aprecia a los especialistas del Área de Terapia de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca” realizando una verificación de funcionamiento del Prototipo en conjunto con un estudiante que realizan sesiones de rehabilitación.



Figura 33: Verificación de Funcionamiento.

Fuente: Autor.

## **3.4 TÉCNICAS DE RECOLECCION DE DATOS**

### **3.4.1 Fuentes de Información**

En la elaboración de este proyecto de titulación se realizó una búsqueda bibliográfica en las plataformas:

- Google Academic.
- IEEE Xplore.

Además, se consultó con los especialistas en Rehabilitación de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montersdeoca”, los cuales indicaron los aspectos principales acerca de la rehabilitación de hombros y del diseño del prototipo.

### **3.4.2 Instrumento de recolección de datos**

El instrumento empleado en la recolección de datos fue el dispositivo implementado, el cual almacena la información de los datos de cada niño y joven que realiza sus ejercicios de rehabilitación, en un archivo de texto para su posterior análisis.

### 3.5 POBLACIÓN Y MUESTRA

#### 3.5.1 Población

Este proyecto fue implementado en el área terapéutica de la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca”. La población estuvo constituida por los datos obtenidos de Ángulo de Rotación de los estudiantes que realizan sesiones de neurorrehabilitación en dicha área.

En la Figura 34, se muestra la planificación de las sesiones de rehabilitación, donde se consideró a dos pacientes, con una duración de 60 minutos, divididas en intervalos de 8 minutos de uso del mecanismo implementado y 2 minutos de descanso, el paciente realizó un intento cada 1 minuto, obteniendo así 8 datos por cada intervalo de 8 minutos y 48 datos por cada sesión. Las sesiones se las realizó durante 8 días, donde se obtuvieron 384 datos por cada paciente.

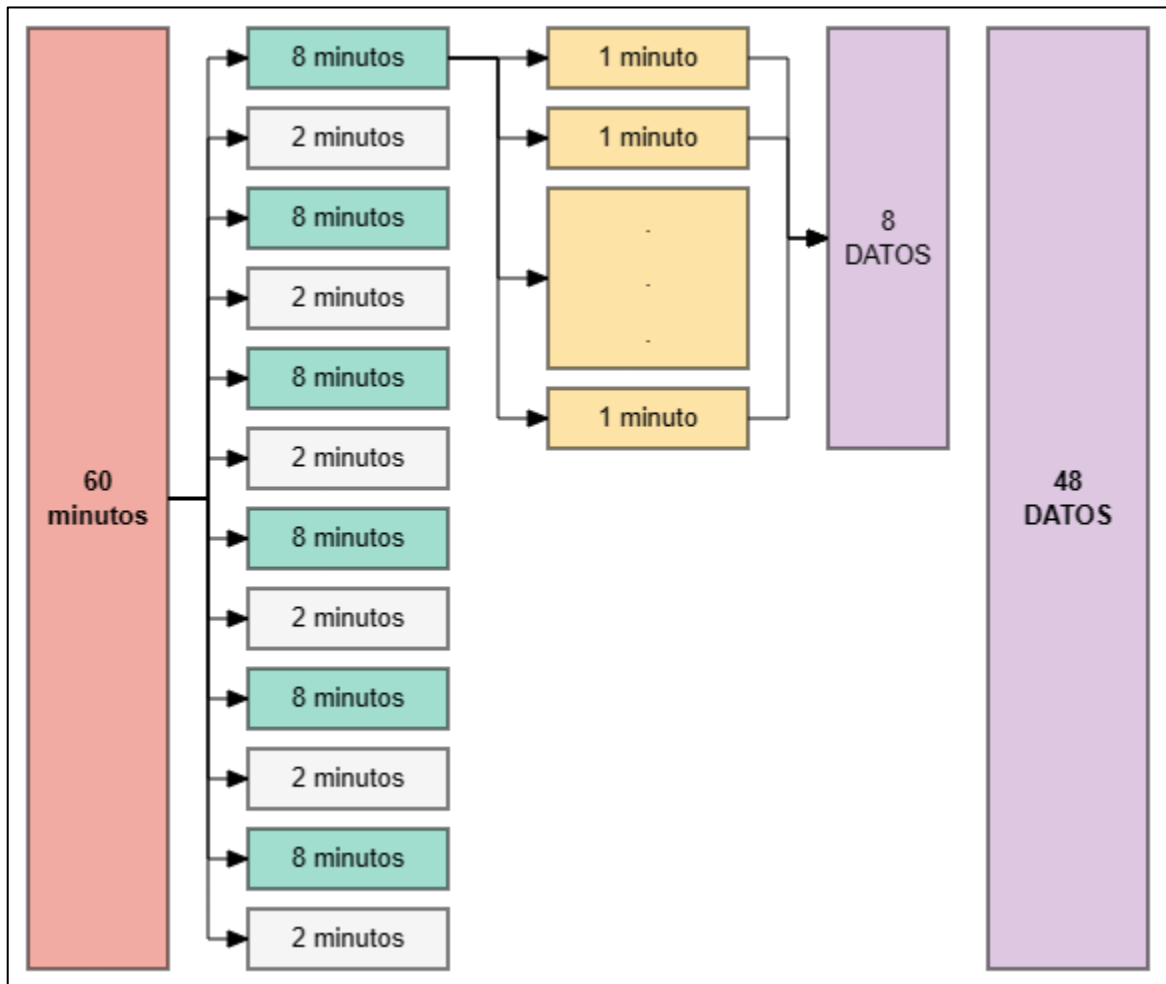


Figura 34: Planificación de cada sesión de rehabilitación.

Fuente: Autor.

#### 3.5.2 Muestra

La muestra se analizó con la fórmula de población finita:

$$n = \frac{N \cdot Z_a^2 \cdot p \cdot q}{d^2 \cdot (N - 1) + Z_a^2 \cdot p \cdot q}$$

Donde:

n = Tamaño de la muestra.

N = Tamaño de la población.

$Z_{\alpha}$  = Nivel de confianza.

p = Probabilidad de que ocurra el evento.

q = 1 – p. Probabilidad de que no ocurra el evento.

d = Precisión.

Entonces, para este trabajo se tendría una población de 384, si se tiene una seguridad del 95% el nivel de confianza sería 1.96, la probabilidad de que se obtenga o no se obtenga resultados favorables en este caso sería del 50% y se empleará una precisión del 5%, obteniendo una muestra de:

$$n = \frac{384 \cdot 1.96^2 \cdot 0.5 \cdot 0.5}{0.05^2 \cdot (384 - 1) + 1.96^2 \cdot 0.5 \cdot 0.5} \approx 128,12 = 128$$

### 3.6 OPERACIÓN DE VARIABLES

#### 3.6.1 Variable dependiente

Tabla 15: Variable dependiente.

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

#### 3.6.2 Variable independiente

Tabla 16: 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"><li>• Días</li></ul>

## 4. CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para determinar la existencia de una mejoría en la rehabilitación, se compararon los datos del ángulo de rotación alcanzado por dos jóvenes de la Unidad Educativa “Carlos Garbay Montesdeoca” (Tabla 17), quienes realizaron las sesiones de rehabilitación, de acuerdo al tipo de sistema (prototipo y tradicional) y el tiempo de recuperación.

Tabla 17: Jóvenes que realizaron ejercicios de rehabilitación.

Usuario	Edad	Discapacidad	Tipo
Usuario 1	13	Hemiplejia	Prototipo
Usuario 2	13	Hemiplejia	Tradicional

La hipótesis planteada para este proyecto de titulación es:

**¿Al usar el Prototipo se obtendrá una mejora en la rehabilitación?**

### 4.1 Tipo de Sistema

En la Tabla 18, se muestra un resumen y descripción de las características principales del conjunto de datos, donde se destaca que la media del prototipo es significativamente mayor a la del tradicional.

Tabla 18: Análisis descriptivo.

Descriptivos					
	TIPO			Estadístico	Error estándar
ANGULO	PROTOTIPO	Media		137,9031	3,48274
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	131,0114	
			Límite superior	144,7948	
		Mediana		132,0000	
		Varianza		1552,573	
		Desv. estándar		39,40270	
		Mínimo		75,00	
		Máximo		211,00	
		Rango		136,00	
		Rango intercuartil		54,88	
		Asimetría		,278	,214
		Curtosis		-,891	,425
		TRADICIONAL	Media		90,7188
			Límite inferior	87,6245	



	95% de intervalo de confianza para la media	Límite superior	93,8130	
	Mediana		92,0000	
	Varianza		312,975	
	Desv. estándar		17,69111	
	Mínimo		50,00	
	Máximo		125,00	
	Rango		75,00	
	Rango intercuartil		24,00	
	Asimetría		-,186	,214
	Curtosis		-,552	,425

Considerando que, se tiene una base de datos mayor a 50, se aplica la prueba de Normalidad de Kolmogórov-Smirnov. En la Tabla 19, se puede observar que el P-valor del prototipo es menor a 0.05, y el P-valor del tradicional es mayor, por lo tanto, es necesario aplicar una prueba de hipótesis no paramétrica.

Tabla 19: Prueba de Normalidad.

Pruebas de normalidad							
	TIPO	Kolmogórov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
ANGULO	PROTOTIPO	,101	128	,003	,949	128	<,001
	TRADICIONAL	,049	128	,200*	,985	128	,173

\*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

En este sentido, las hipótesis planteadas son:

- **Hipótesis Nula:** La mediana de los ángulos del Prototipo ( $\mu_1$ ) es igual a la mediana de los ángulos del Tradicional ( $\mu_2$ ).

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

- **Hipótesis Alternativa:** La mediana de los ángulos del Prototipo ( $\mu_1$ ) es diferente a la mediana de los ángulos del Tradicional ( $\mu_2$ ).

$$H_0: \mu_1 \neq \mu_2$$

Para el análisis no paramétrico se realizó la prueba de hipótesis de U de Mann-Whitney la cual compara las medianas de los ángulos. En la Tabla 20, se destaca que el valor de significancia es de 0.001, por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula, es decir, existe una diferencia entre la mediana de los ángulos del prototipo con la mediana de los ángulos del método tradicional.

Tabla 20: Prueba U de Mann-Whitney.

Resumen de prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	
N total	256
U de Mann-Whitney	2310,500
W de Wilcoxon	10566,500
Estadístico de prueba	2310,500
Error estándar	592,325
Estadístico de prueba estandarizado	-9,930
Sig. asintótica (prueba bilateral)	<,001

En la Figura 35, se representa la distribución del conjunto de datos, donde se puede apreciar que, para el prototipo, el 50% de los ángulos medidos se encuentra por encima del promedio, sin embargo, son más dispersos mientras que para el método tradicional hay una distribución simétrica.

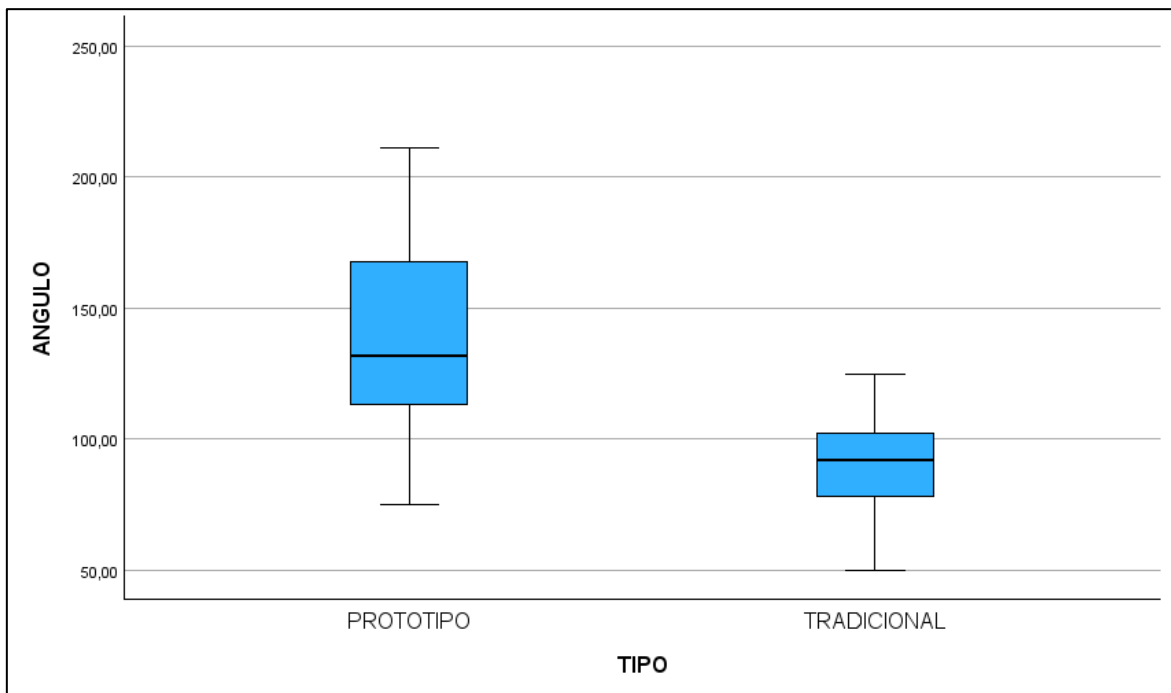


Figura 35: Diagrama de Cajas.  
Fuente: Autor.

## 4.2 Tiempo de Recuperación

En la Figura 36, se aprecia el comportamiento de los ángulos de rotación alcanzados por cada joven en función del tiempo, tanto como con el prototipo como con el método tradicional.

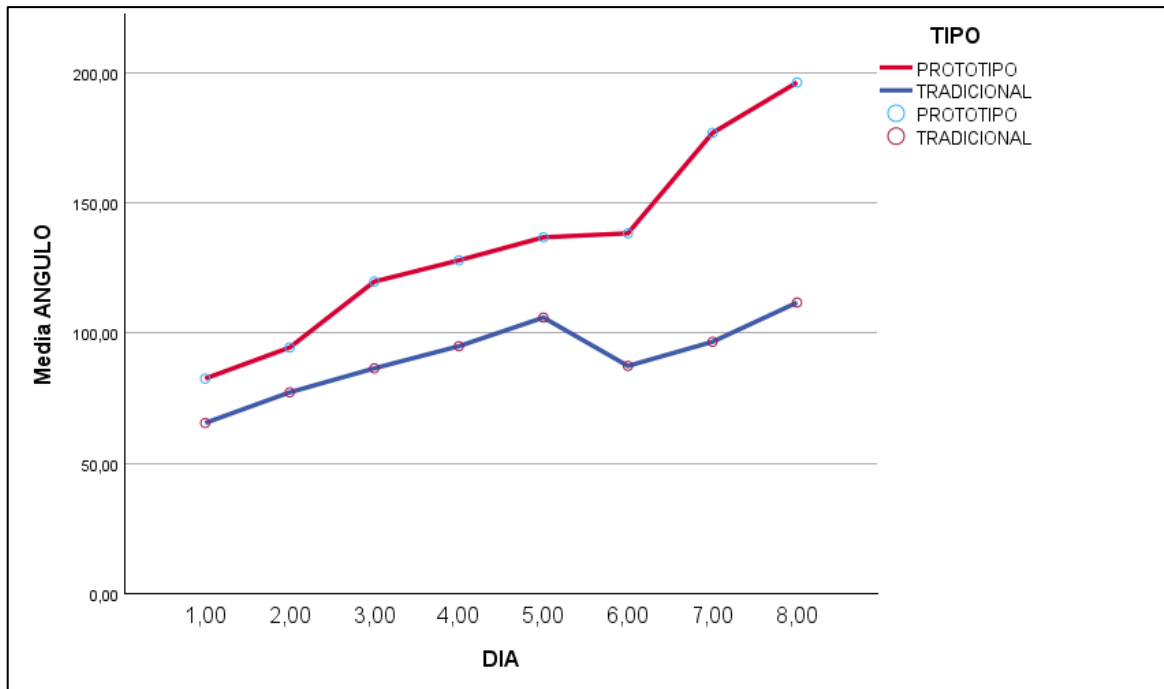


Figura 36: Media de los Ángulos por días.  
Fuente: Autor.

Al realizar un análisis de correlación entre los ángulos obtenidos por cada día de rehabilitación del Prototipo y el método Tradicional, se obtuvo un coeficiente de correlación de Pearson de 0.83, como se muestra en la Tabla 21, es decir, el prototipo con el método tradicional se comporta de la misma manera, sin embargo, con el prototipo se obtienen valores de ángulo mayores.

Tabla 21: Análisis de Correlación.

Correlaciones			
		PROTOTIPO	TRADICIONAL
Prototipo	Correlación de Pearson	1	,830*
	Sig. (bilateral)		,011
	N	8	8
Tradicional	Correlación de Pearson	,830*	1
	Sig. (bilateral)	,011	
	N	8	8

\*. La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

### 4.3 Cálculo de optimización en tiempo de uso

Con los datos obtenidos se procedió a realizar un diagrama de dispersión como se muestra en la Figura 37, donde se aprecia una tendencia lineal, por lo tanto, se aplicará un ajuste de curvas mediante un modelo lineal.

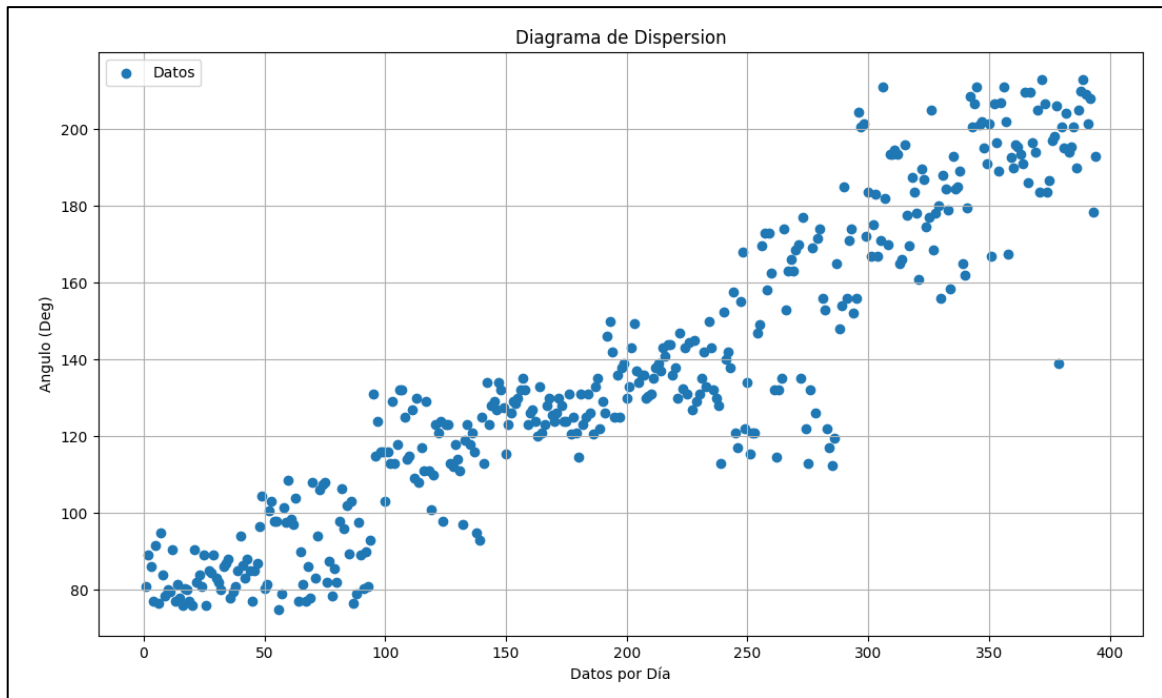


Figura 37: Diagrama de Dispersion.  
Fuente: Autor.

El ajuste de curvas mediante el modelo lineal implica encontrar una línea recta que mejor se ajuste a los datos obtenidos, empleando la ecuación general de una línea recta.

$$y = mx + b$$

Donde:

- $y$  = es la variable dependiente.
- $x$  = es la variable independiente.
- $m$  = es la pendiente de la línea.
- $b$  = es la intersección en  $y$  cuando  $x = 0$ .

El objetivo del ajuste de curvas es encontrar los valores óptimos de  $m$  y  $b$ . Al realizar el cálculo correspondiente se obtuvo los siguientes resultados:

$$m = 0.32$$

$$b = 73.06$$

Por lo tanto, reemplazando estos valores en la ecuación general de una línea recta, se obtiene la siguiente ecuación:

$$y = 0.32x + 73.06$$

Para determinar un buen ajuste del modelo aplicado se calcula el Coeficiente de determinación ( $R^2$ ), obteniendo como resultado un valor de 0.87, esto significa que aproximadamente el 87% de la dispersión en los datos puede ser explicado por el modelo empleado.

En la Figura 38, se aprecia la línea recta resultante de acuerdo a la ecuación obtenida.

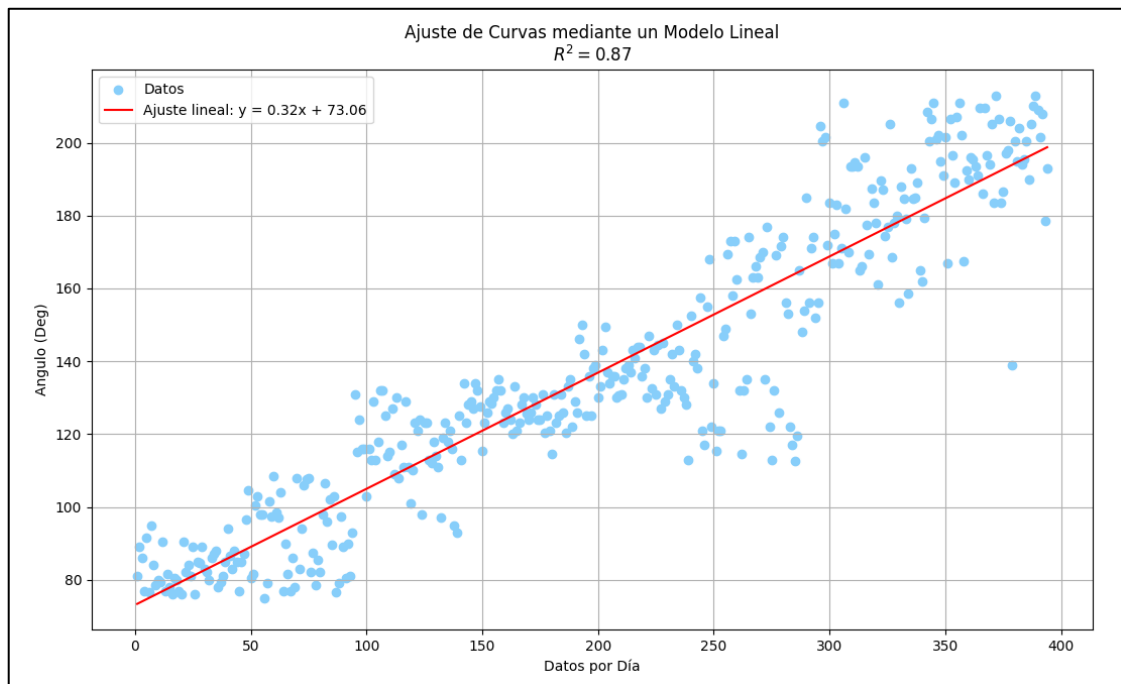


Figura 38: Ajuste de Curvas mediante un Modelo Lineal.

Fuente: Autor.

De acuerdo al movimiento de flexión del hombro, el ángulo a alcanzar es de  $180^\circ$ , utilizando una tolerancia del 10% da como resultado un ángulo de  $162^\circ$ . En el modelo lineal empleado se localizó un punto donde el ángulo sea mayor a  $162^\circ$ , siendo este el tiempo mínimo para que exista una mejoría en la rehabilitación. En la Figura 39, se muestra que el tiempo mínimo requerido de rehabilitación es de 6 días.

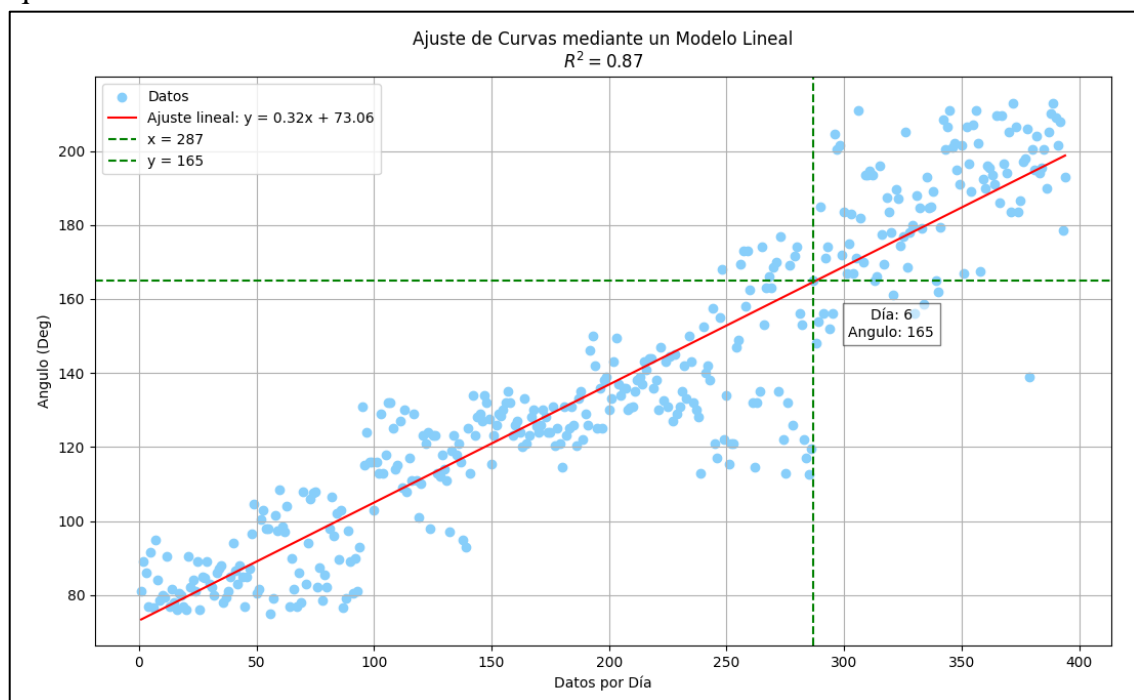


Figura 39: Tiempo mínimo de Rehabilitación.

Fuente: Autor.

## **5. CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **5.1 CONCLUSIONES**

Tras realizar el estudio de la anatomía funcional del hombro y de los sistemas de rehabilitación disponibles, se logró adquirir un conocimiento profundo de los aspectos anatómicos y funcionales relevantes para el diseño del sistema electrónico de control y asistencia.

A través del análisis detallado de los diferentes diseños de mecanismos utilizados en la rehabilitación del hombro, se ha identificado el diseño que mejor se adapta a las necesidades del proyecto, garantizando así la selección de la tecnología más adecuada.

Se ha conseguido con éxito la implementación de un sistema electrónico de control y asistencia que posibilita personalizar la velocidad, altura, resistencia y ángulo de rotación para la neurorrehabilitación del hombro. Este sistema fue diseñado cumpliendo con los requisitos establecidos por la Unidad Educativa Especializada “Carlos Garbay Montesdeoca” para mejorar la calidad de las sesiones de rehabilitación.

Tras realizar las pruebas de funcionamiento durante 8 días, mediante el movimiento de flexión del hombro con dos jóvenes de la Unidad Educativa “Carlos Garbay Montesdeoca” quienes padecen hemiplejía, se observó una mejora significativa en la rehabilitación de hombro. Los resultados obtenidos indican que el sistema electrónico permitió alcanzar un ángulo de rotación mayor en comparación con el método tradicional, siendo las medias de estos ángulos de 137 y 90 grados respectivamente. El cálculo de optimización en tiempo de uso del sistema electrónico indica que el tiempo mínimo de rehabilitación es de 6 días, el cual está dentro del rango de los días de rehabilitación realizados.

### **5.2 RECOMENDACIONES**

Se recomienda continuar con la investigación y el desarrollo en el campo de la tecnología aplicada a la rehabilitación de hombro. Esto podría incluir la exploración de nuevas funciones o mejoras en el diseño del sistema para satisfacer las necesidades específicas de pacientes y terapeutas.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Moncayo Gaete, «Las enfermedades neurológicas en el Ecuador: Un llamado a la acción», 2022.
- [2] American Stroke Association, «Hemiparesis». Accedido: 29 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.stroke.org/en/about-stroke/effects-of-stroke/physical-effects-of-stroke/physical-impact/hemiparesis>
- [3] Fisio Hogar, «Hemiplejia. Todo lo que necesitas saber». Accedido: 29 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.fisiohogar.com/fisioterapia-las-hemiplejias/hemiplejia-lo-necesitas-saber/>
- [4] BabySparks, «¿Qué son la hipertonía y la hipotonía?» Accedido: 29 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://babysparks.com/es/2021/05/12/what-are-hypertonia-hypotonia/>
- [5] SANAMED, «Rueda De Hombro CANDO MAGNECISER». Accedido: 3 de febrero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://sanamed.com.ec/product/rueda-de-hombro-cando-magneciser-con-soporte-de-pared-ajustable-en-altura/>
- [6] SANAMED, «Rueda De Hombro O Timón Terapéutico». Accedido: 3 de febrero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://sanamed.com.ec/product/rueda-de-hombro-o-timon-terapeutico/>
- [7] A. M. Salazar *et al.*, «Diseño y Control de un Rehabilitador de Hombro», 2018. [En línea]. Disponible en: <http://itcelaya.edu.mx/ojs/index.php/pistas>
- [8] C. A. Olivares Toapanta, «Sistema Electrónico de Rehabilitación para Lesiones de Hombro», Ambato, feb. 2021.
- [9] O. Diaz-Hernandez, *Dispositivo auxiliar para la rehabilitación de hombro por Síndrome del Manguito Rotador*. México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/325454921>
- [10] Ministerio de Trabajo del Ecuador, «Salarios mínimos sectoriales 2024», 2024, Accedido: 29 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.trabajo.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2024/01/3.-Salarios-minimos-sectoriales-2024.pdf>
- [11] I. Aprile, M. Rabuffetti, L. Padua, E. Di Sipio, C. Symbolotti, y M. Ferrarin, «Kinematic analysis of the upper limb motor strategies in stroke patients as a tool towards advanced neurorehabilitation strategies: A preliminary study», *Biomed Res Int*, vol. 2014, 2014, doi: 10.1155/2014/636123.
- [12] S. Meyer, A. H. Karttunen, V. Thijs, H. Feys, y G. Verheyden, «How Do Somatosensory Deficits in the Arm and Hand Relate to Upper Limb Impairment, Activity, and Participation Problems After Stroke? A Systematic Review», 2014. [En línea]. Disponible en: <https://academic.oup.com/ptj/article/94/9/1220/2735594>
- [13] J. Ganguly, D. Kulshreshtha, M. Almotiri, y M. Jog, «Muscle tone physiology and abnormalities», *Toxins*, vol. 13, n.º 4. MDPI AG, 2021. doi: 10.3390/TOXINS13040282.

- [14] C. Trompetto *et al.*, «Pathophysiology of spasticity: Implications for neurorehabilitation», *BioMed Research International*. Hindawi Publishing Corporation, 2015. doi: 10.1155/2014/354906.
- [15] G. Tortora y B. Derrickson, *Principios de Anatomía y Fisiología*, 15.<sup>a</sup> ed. México: Universidad Nacional Autónoma de México, 218d. C.
- [16] A. Kapandji, *Fisiología Articular: Esquemas comentados de mecánica humana*, 6.<sup>a</sup> ed. Madrid: Médica Panamericana, 2006.
- [17] J.-Y. Song, S.-H. Lee, y W.-K. Song, «Improved Wearability of the Upper Limb Rehabilitation Robot NREX with respect to Shoulder Motion», *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 14, n.º 4, pp. 318-325, nov. 2019, doi: 10.7746/jkros.2019.14.4.318.
- [18] L. Kyoung-Soub, P. Jeong-Ho, y P. Hyung-Soon, *Compact Design of a Robotic Device for Shoulder Rehabilitation*. Korea: IEEE, 2017.
- [19] 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/>
- [20] 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/>
- [21] Raspberry Pi, «Raspberry Pi Pico». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-pico/>
- [22] OMRON, «E6C2-CWZ6C 360P/R 2M OMS». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://industrial.omron.es/es/products/E6C2-CWZ6C-360P-R-2M>
- [23] Electrónica Embajadores, «Final de Carrera (micro Switch) Mediano con Palanca». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.electronicaembajadores.com/es/Productos/Detalle/IT41R11/interruptores-conmutadores-pulsadores/interruptor-final-de-carrera/final-de-carrera-micro-switch-mediano-con-palanca/>
- [24] Grupo Electrostore, «MOTOR A PASOS NEMA 23 PAP 200 PASOS». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/motores/motores-a-pasos/motor-a-pasos-nema-23-pap-200-pasos-3v-2a-9kg-cm-52bygh420/>
- [25] Grupo Electrostore, «MÓDULO CONTROLADOR DE MOTOR A PASOS DIV268N». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/modulos-y-shields/controladores-de-motores/modulo-controlador-de-motor-paso-a-paso-tb6600-5a/>
- [26] Raspberry Pi, «Raspberry Pi 4 Modelo B / 8GB RAM». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://raspberrypi.cl/producto/raspberrypi-4-modelo-b-8gb-ram/>
- [27] Grupo Electrostore, «MÓDULO AMPLIFICADOR DE AUDIO 5V 3W PAM8403 2 CH». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en:



- <https://grupoelectrostore.com/shop/audio-y-video/amplificadores-de-audio/modulo-amplificador-de-audio-5v-3w-pam8403-2-ch/>
- [28] Grupo Electrostore, «PARLANTE 8 OHM 3W». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/audio/parlante-8-ohm-3w-4070mm/>
- [29] Grupo Electrostore, «MÓDULO RTC RELOJ TIEMPO REAL DS3231CON PILA INCLUIDA». Accedido: 31 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://grupoelectrostore.com/shop/modulos-y-shields/modulos-rele/modulo-rtc-reloj-tiempo-real-ds3231con-pila-incluida/>

## ANEXOS

### Anexo 1: Código de MicroPython.

```
'''
* -----
* UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
* Proyecto de Titulacion previo a la obtencion del Titulo de Ingeniero en Telecomunicaciones
* Tema: Sistema electronico de control y asistencia para la neurorrehabilitacion del hombro
* -----
'''

from machine import Pin, ADC, UART, reset
from time import sleep, ticks_ms, ticks_diff
from utime import sleep_us
import _thread
out = Pin(11, machine.Pin.OUT)
def buzzer(beeps):
    for _ in range(beeps):
        out.on()
        sleep(0.1)
        out.off()
        sleep(0.1)
buzzer(1)
led = Pin(5, machine.Pin.OUT)
led.off()
sensor1 = Pin(18, machine.Pin.IN)
sensor2 = Pin(19, machine.Pin.IN)
sensor3 = Pin(20, machine.Pin.IN)
sensor4 = Pin(21, machine.Pin.IN)
# Establecer Pines para el Motor de Altura
en1 = Pin(2, Pin.OUT)
dir1 = Pin(3, Pin.OUT)
step1 = Pin(4, Pin.OUT)
en1.on()
# Establecer Pines para el Motor de Nivel
en2 = Pin(6, Pin.OUT)
dir2 = Pin(7, Pin.OUT)
step2 = Pin(8, Pin.OUT)
en2.on()
# Establecer los parametros para el Motor de Altura
steps1_revolution = 200
microsteps1 = 4.35
step_delay1 = 1000
# Establecer los parametros para el Motor de Nivel
steps2_revolution = 200
microsteps2 = 1
step_delay2 = 500
# Establecer la Comunicacion UART
sleep(30)
uart = UART(0, baudrate=9600, tx=machine.Pin(16), rx=machine.Pin(17))
# Funcion para mover el Motor de Altura
def motor_height(direction, steps):
```

```

buzzer(3)
led.on()
en1.off()
dir1.value(direction)
for _ in range(steps):
    if sensor3.value() == 0 and direction == 0:
        break
    step1.on()
    sleep_us(step_delay1)
    if sensor4.value() == 0 and direction == 1:
        break
    step1.off()
    sleep_us(step_delay1)
en1.on()
led.off()
buzzer(1)
# Funcion para mover el Motor de Nivel
def motor_level(direction, steps):
    buzzer(1)
    led.on()
    en2.off()
    dir2.value(direction)
    for _ in range(steps):
        step2.on()
        sleep_us(step_delay2)
        step2.off()
        sleep_us(step_delay2)
    en2.on()
    led.off()
    buzzer(1)
valor_anterior = 0
tiempo_anterior = 0
enviar = True
vel = True
angulo = 0
velocidad = 0.0
estadoAnterior = sensor1.value()
buzzer(2)
# Loop Secundario
def second_thread():
    global enable
    enable = True
    altura_inicial = 100
    nivel_inicial = 0
    identificador = 0
    objetivo = 0
    while True:
        try:
            if uart.any():
                data = uart.readline().decode('utf-8').strip()
                if data:

```

```

enable = False
values = data.split("=")
if len(values) == 5 and values[0] == 'ADJ':
    identificador = values[1]
    objetivo = values[2]
    altura = int(values[3]) - altura_inicial
    nivel = int(values[4]) - nivel_inicial
    print(str(altura)+":"+str(nivel))
    altura_inicial += altura
    nivel_inicial += nivel
    print(str(altura_inicial)+":"+str(nivel_inicial))
    if altura > 0:
        motor_height(0, (steps1_revolution * microsteps1 * altura))
    else:
        altura *= (-1)
        motor_height(1, (steps1_revolution * microsteps1 * altura))
    sleep(1)
    if nivel > 0:
        motor_level(1, (steps2_revolution * microsteps2 * nivel))
    else:
        nivel *= (-1)
        motor_level(0, (steps2_revolution * microsteps2 * nivel))
    uart.write('ADJ='+identificador+'='+objetivo+'\n')
if len(values) == 5 and values[0] == 'SET':
    if values[1] == '1':
        buzzer(3)
        led.on()
        en1.off()
        dir1.off()
        while sensor3.value() == 1 and not uart.any():
            step1.on()
            sleep_us(step_delay1)
            step1.off()
            sleep_us(step_delay1)
        en1.on()
        led.off()
        buzzer(1)
    if values[2] == '1':
        buzzer(3)
        led.on()
        en1.off()
        dir1.on()
        while sensor4.value() == 1 and not uart.any():
            step1.on()
            sleep_us(step_delay1)
            step1.off()
            sleep_us(step_delay1)
        en1.on()
        led.off()
        buzzer(1)
    if values[3] == '1':

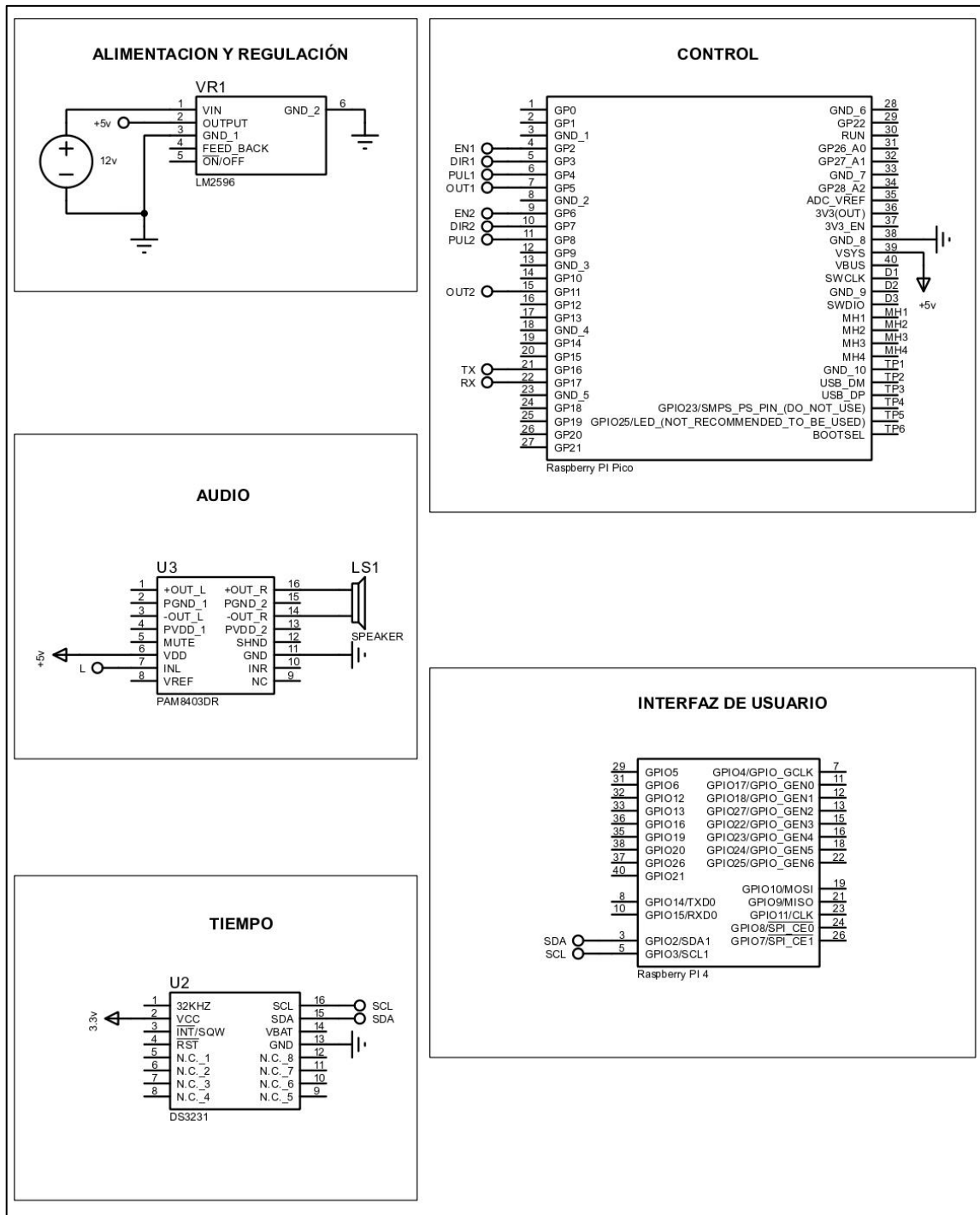
```

```

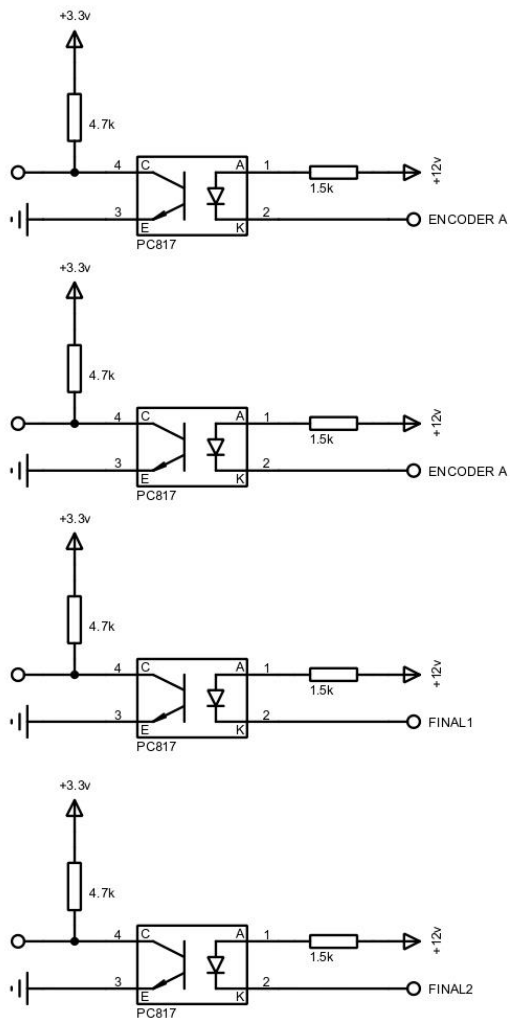
        motor_level(1, (steps2_revolution * microsteps2 * 1))
    if values[4] == '1':
        motor_level(0, (steps2_revolution * microsteps2 * 1))
    enable = True
    sleep(0.25)
except OSError as e:
    buzzer(3)
    reset()
_thread.start_new_thread(second_thread, ())
enable = True
# Loop Principal
while True:
    try:
        estado = sensor1.value()
        if estado != estadoAnterior:
            if sensor2.value() != estado:
                if vel:
                    tiempo_anterior = ticks_ms()
                    vel = False
                    angulo+=0.5
                    if angulo >= 360:
                        angulo = 360
                    else:
                        angulo-=0.5
                        if angulo <= 0:
                            angulo = 0
                estadoAnterior = estado
            if enable == True and enviar == True:
                valor_actual = angulo
                if valor_actual > valor_anterior:
                    valor_anterior = valor_actual
                if valor_actual < valor_anterior:
                    led.on()
                    enviar = False
                    tiempo_actual = ticks_ms()
                    velocidad = (angulo) / ((tiempo_actual-tiempo_anterior)/1000)
                    uart.write('DAT='+str(valor_anterior)+'-'+str(velocidad)+'\n')
                    valor_anterior = valor_actual
                    led.off()
                else:
                    valor_actual = angulo
                    if valor_actual < valor_anterior:
                        valor_anterior = valor_actual
                    if valor_actual > valor_anterior:
                        enviar = True
                        vel = True
    except OSError as e:
        buzzer(3)
        reset()

```

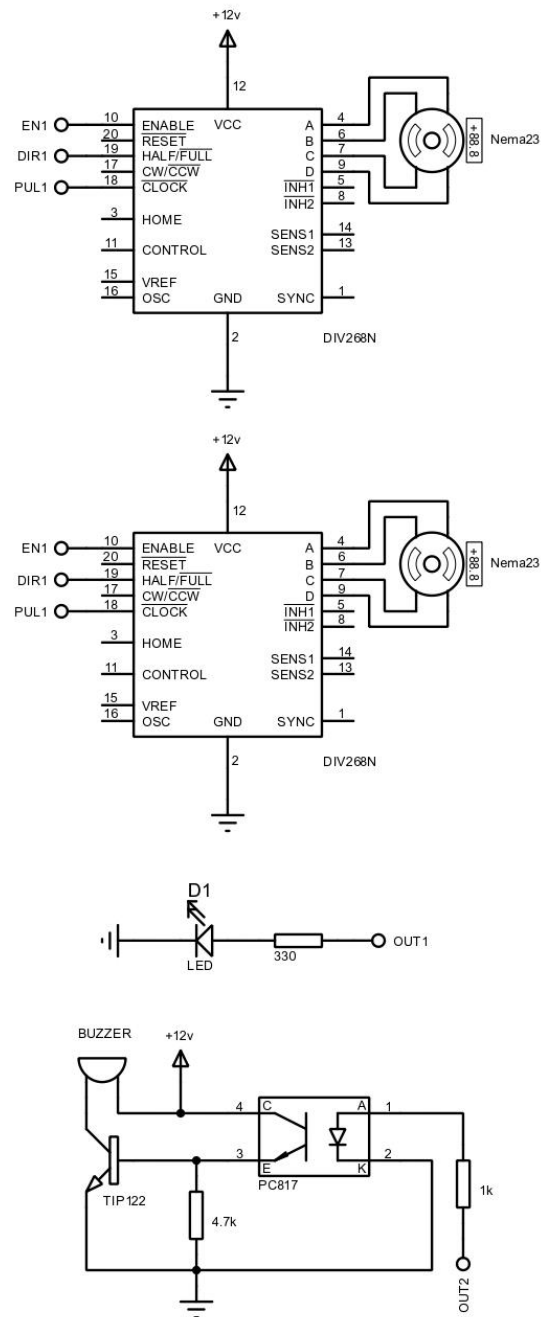
## Anexo 2: Diagrama de conexiones del circuito electrónico.



### SENSORES



### ACTUADORES



**Anexo 3: Sesiones de Ejercicios de Rehabilitación.**

