



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

**“IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA
MODULAR ELECTRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DE
PERSONAS CON PARAPLEJÍA CONTROLADO MEDIANTE
DISPOSITIVO MÓVIL ”**

Trabajo de titulación

Tipo: Propuesta tecnológica

Presentado para optar el grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

AUTORAS: LISSETTE ESTEFANÍA CARRANZA VARGAS
ESTEFANÍA DEL CISNE PÁRRAGA PICO

DIRECTOR: ING. MARCO VINICIO RAMOS VALENCIA

Riobamba – Ecuador

2021

© 2021, Lissette Estefanía Carranza Vargas; & Estefanía del Cisne Párraga Pico

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho del Autor.

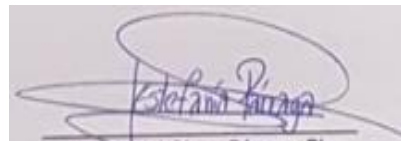
Nosotros, Lissette Estefanía Carranza Vargas y Estefanía Del Cisne Párraga Pico, declaramos que el presente trabajo de titulación es de nuestra autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autoras asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 19 de marzo de 2021



Lissette Estefanía Carranza Vargas
180479809-6



Estefanía Del Cisne Párraga Pico
180458299-5

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFOMÁTICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES**

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de titulación; tipo Propuesta Tecnológica **"IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA MODULAR ELECTRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DE PERSONAS CON PARAPLEJÍA CONTROLADO MEDIANTE DISPOSITIVO MÓVIL"**, realizado por las señoritas: **LISSETTE ESTEFANÍA CARRANZA VARGAS Y ESTEFANÍA DEL CISNE PÁRRAGA PICO**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

FIRMA

FECHA

Ing. Washington Luna E.

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

2021-03-19

Ing. Vinicio Ramos Valencia

**DIRECTOR DE TRABAJO DE
TITULACIÓN**

2021-03-19

**JOSE
ENRIQUE
GUERRA
SALAZAR**

Firmado
digitalmente por
JOSE ENRIQUE
GUERRA SALAZAR
Fecha: 2021.03.25
12:09:43 -05'00'

Ing. José Enrique Guerra

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

2021-03-19

DEDICATORIA

A la memoria de mi padre Rodrigo quien forjo mi carácter y me han enseñado a sobrellevar las adversidades sin perder nunca de vista el objetivo principal.

A mi madre Narcisa por ser el pilar más importante, siempre apoyándome con todo su amor, paciencia y esfuerzo siendo incondicional en cada momento a lo largo de mi vida y de mis estudios.

A mi hermano Paul, por estar dispuesto a escucharme, ayudarme y acompañarme en el camino de la vida.

A Gonzalo por ayudarme a encontrar el lado dulce y no amargo de la vida mi motivación más grande para concluir con éxito este proyecto de tesis

Lisette

El presente trabajo de titulación se lo dedico principalmente a Dios, quien me dio la fuerza y sabiduría necesaria para salir adelante sobre cualquier prueba u obstáculo, me ha guiado en el camino correcto y ha puesto a muchas personas que me ayudaron a cumplir mis metas.

A mis padres Jorge Párraga y Amparito Pico por su apoyo incondicional para cumplir uno de mis objetivos, gracias a sus consejos y enseñanzas he aprendido que no se debe escoger el camino fácil y que a pesar de los problemas siempre hay que luchar por nuestros sueños. Sus valores y sus principios me han enseñado que ser humilde y honesta es la mejor carta de presentación de una persona y lo satisfactorio que se siente ayudar a los demás sin recibir nada a cambio. De igual manera a mi Hijo Emmanuel y a mi esposo Kevin quienes han sido el pilar fundamental durante mi trayecto universitario y quienes me impulsaron a ser mejor y luchar por mi sueño todos los días.

Estefanía

AGRADECIMIENTO

Quiero expresar mi gratitud a Dios por la vida y la salud, a mi Madre Narcisa Vargas y Hermano Paúl Carranza por sus sacrificios realizados para que yo pueda alcanzar una nueva meta.

Mi profundo agradecimiento a Gonzalo Aguilar por la confianza depositada en mí, por su apoyo incondicional después de la pérdida de mi padre, contigo he experimentado cada cosa que me hace ser mejor persona, gracias por escucharme siempre y ser ese motor que a veces requiero.

Les agradezco a todos ustedes con toda mi alma el haber llegado a mi vida y compartir momentos agradables y momentos tristes, pero esos momentos nos hacen crecer y valorar a las personas que nos rodean.

Lisette

A Dios porque nunca me ha dejado sola, gracias a sus bendiciones me ha permitido culminar mi carrera profesional y me ha enseñado que la paciencia es una virtud y que todo es al tiempo de él.

Gracias a mis padres Jorge y Amparito, mis hermanos Leslie y Kevin, a mi esposo y mi hijo quienes ha sido mi motor para poder conseguir este título y toda mi familia por depositar su confianza en mí, ya que sin ellos no lo hubiera logrado, me han motivado a terminar lo que empecé y me han demostrado que yo nunca estaré sola.

Estefanía

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xiii
ÍNDICE DE GRÁFICAS.....	xv
ÍNDICE DE ANEXOS	xvi
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	xvii
RESUMEN.....	xix
ABSTRACT	xx
1. INTRODUCCIÓN	
ANTECEDENTES	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO	3
OBJETIVO GENERAL	3
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	3
ALCANCE.....	4
2. MARCO TEÓRICO	
2.1 Anatomía de la extremidad inferior	5
2.1.1. <i>Muslo</i>	5
2.1.2. <i>Pierna</i>	5
2.1.3. <i>Pie</i>	6
2.2. Medidas Antropométricas	7
2.2.1. <i>Medidas de una silla de ruedas</i>	8
2.3. Procesos de rehabilitación	10
2.3.1. <i>Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP)</i>	10
2.3.2. <i>Cinesiterapia</i>	11

2.3.2.1.	<i>Movimiento Pasivo</i>	11
2.3.2.2.	<i>Movimiento Activo</i>	12
2.4.	Fases de la rehabilitación	12
2.5.	Sistemas inteligentes de rehabilitación	13
2.5.1.	<i>Entrenador pasivo con motor (servo pedaleo)</i>	13
2.5.2.	<i>Bipedestor</i>	14
2.5.3.	<i>Exoesqueleto Ekso Bionics</i>	14
2.5.4.	<i>Sistema de control</i>	15
2.5.4.1.	<i>Arduino</i>	15
2.5.4.2.	<i>Raspberry PI</i>	16
2.5.4.3.	<i>Thunderboard Sense 2</i>	16
2.5.4.4.	<i>Módulo NodeMCU</i>	17
2.5.4.5.	<i>Comparación entre tarjetas de desarrollo</i>	17
2.5.5.	Sistema de alimentación	18
2.5.5.1.	<i>Fuentes de Alimentación Conmutada</i>	18
2.5.5.2.	<i>Fuente de alimentación lineal</i>	19
2.5.6.	Actuadores	19
2.5.6.1.	<i>Motor DC</i>	19
2.5.6.2.	<i>Servomotor</i>	20
2.5.6.3.	<i>Brushless</i>	20
2.5.6.4.	<i>Motor paso a paso</i>	20
2.5.6.5.	<i>Comparación entre distintos tipos de motor</i>	21
2.5.7.	Sistema de sensores	22
2.5.7.1.	<i>Sensor Oxímetro de pulso digital</i>	22
2.5.7.2.	<i>Sensor Polar OHI</i>	23
2.5.7.3.	<i>Shield Olimex</i>	24
2.5.8.	Sistema de Comunicación	24
2.5.8.1.	<i>Comunicación Bluetooth</i>	24
2.5.8.2.	<i>Sistema de comunicación Wifi</i>	25

2.5.8.3.	<i>Comunicación RF 433 MHZ</i>	26
2.5.8.4.	<i>Comparación entre sistemas de comunicación inalámbrica.</i>	26
2.5.9.	Sistemas de visualización	27
2.5.9.1.	<i>Pantalla HMI</i>	27
2.5.9.2.	<i>Pantalla de cristal líquido</i>	28
2.5.9.3.	<i>Comparación entre sistemas de Visualización</i>	28
2.6.	Sistemas mecánicos para la construcción de prototipos de rehabilitación	29
2.6.1.	Estructura	29
2.6.1.1.	<i>Acero Galvanizado</i>	29
2.6.2.	Mecanismos de transformación del movimiento	30
2.6.2.1.	<i>Piñón – Cremallera</i>	30
2.6.2.2.	<i>Tornillo sin Fin</i>	31
2.6.2.3.	<i>Piñón y cadena</i>	31
2.6.2.4.	<i>Comparación de mecanismos de transformación del movimiento</i>	32
2.7.	Normas Aplicadas	32
3.	METODOLOGÍA	
3.1.	Requerimientos del prototipo	34
3.2.	Consolidación general del prototipo	34
3.3.	Bloques integrados al diseño general	35
3.4.	Diseño electrónico del prototipo	36
3.4.1.	Descripción de elementos	36
3.4.1.1.	<i>Módulo Regulador de voltaje Lm2596</i>	37
3.4.1.2.	<i>Motor Nema 23</i>	38
3.4.1.3.	<i>Modulo Driver TB6600</i>	39
3.4.1.4.	<i>Sensor Oxímetro</i>	40
3.4.1.5.	<i>Shield EKG</i>	41
3.4.1.6.	<i>Bluetooth HC-05</i>	42
3.4.1.7.	<i>Módulo NodeMCU</i>	43

3.4.1.8.	<i>Arduino uno</i>	44
3.4.1.9.	<i>Paro de emergencia</i>	46
3.4.1.10.	<i>Fuente de energía del prototipo</i>	46
3.4.2.	<i>Esquema de conexión del prototipo General</i>	47
3.4.2.1.	<i>Diagrama de conexión etapa de control</i>	47
3.4.2.2.	<i>Diagrama de conexión de la etapa de visualización</i>	48
3.4.2.3.	<i>Esquema del tablero de control</i>	50
3.4.3.	<i>Implementacion física del circuito electrónico</i>	52
3.4.	Diseño del software del prototipo	53
3.4.2.	<i>Diseño del algoritmo de programación</i>	53
3.5.	Diseño de la aplicación móvil	55
3.6.	Diseño Mecánico	62
3.7.	Análisis y Resultados del Prototipo	64
3.7.1.	<i>Evaluación de la estructura mecánica</i>	64
3.7.2.	<i>Validación del control manual</i>	65
3.7.3.	<i>Análisis del sensor oxímetro del prototipo</i>	67
3.7.4.	<i>Evaluación comunicación entre sensor oxímetro y página web</i>	70
3.7.5.	<i>Validación del modo automático</i>	71
3.7.6.	<i>Análisis de conexión a Bluetooth</i>	74
3.7.7.	<i>Consumo de energía del prototipo</i>	75
3.7.8.	<i>Grado de aceptación del prototipo</i>	77
4.	GESTION DEL PROYECTO	
4.7.	Cronograma	79
4.8.	Recursos y Materiales	79
5.	CONCLUSIONES	82
6.	RECOMENDACIONES	84

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2:	Huesos miembro inferior.....	6
Figura 2-2:	Estructura ósea del pie.....	7
Figura 3-2:	Segmentos Antropométricos del miembro inferior	8
Figura 4-2:	Medidas de una silla de ruedas.....	9
Figura 5-2:	Alcance Frontal	9
Figura 6-2:	Técnica de rehabilitación FNP	11
Figura 7-2:	Ciclo del pedaleo	12
Figura 8-2:	Entrenador pasivo con motor.....	13
Figura 9-2:	Bipedestor.....	14
Figura 10-2:	Exoesqueleto Ekso Bionics	15
Figura 11-2:	Placas Arduino	16
Figura 12-2:	Placa Raspberry Pi.....	16
Figura 13-2:	Placa Thunderboard Sense 2	17
Figura 14-2:	Módulo NodeMCU.....	17
Figura 15-2:	Motor DC	19
Figura 16-2:	Servomotor	20
Figura 17-2:	Brushless	20
Figura 18-2:	Motor Nema 23	21
Figura 19-2:	Sensor Oxímetro.....	23
Figura 20-2:	Módulo Shield Olimex	24
Figura 21-2:	Módulo Bluetooth.....	25
Figura 22-2:	Módulo Wifi.....	25
Figura 23-2:	Módulo RF 433 MHZ.....	26
Figura 24-2:	Pantalla HMI	27
Figura 25-2:	Pantalla de visualización LCD	28
Figura 26-2:	Acero Galvanizado	30
Figura 27-2:	Piñón - Cremallera.....	30
Figura 28-2:	Tornillo sin fin.....	31
Figura 29-2:	Piñón y cadena.....	32
Figura 1-3:	Estructura consolidación general del prototipo.	35
Figura 2-3:	Etapas integradas del diseño general.....	36
Figura 3-3:	Módulo Regulador de voltaje LM2596	37
Figura 4-3:	Motor Nema 23	38
Figura 5-3:	Modulo driver TB6600.....	39

Figura 6-3:	Sensor Oxímetro.....	40
Figura 7-3:	Shield EKG	41
Figura 8-3:	Bluetooth HC-05	43
Figura 9-3:	Módulo NodeMCU.....	44
Figura 10-3:	Arduino uno.....	45
Figura 11-3:	Paro de emergencia	46
Figura 12-3:	Fuente de 12V a 20 A.....	47
Figura 13-3:	Diseño esquemático de la etapa de control.....	48
Figura 14-3:	Diseño esquemático general del prototipo	49
Figura 15-3:	Vista superior del circuito electrónico en 3D	50
Figura 16-3:	Vista inferior del circuito electrónico en 3D	50
Figura 17-3:	Tablero de control del prototipo de rehabilitación.	52
Figura 18-3:	Circuito general implementado	53
Figura 19-3:	Flujograma del algoritmo de programación	54
Figura 20-3:	Flujograma del proceso de la placa NodeMCU.....	55
Figura 21-3:	Programación pantalla a) Inicio, b) Rutinas, c) menú de rutina.	56
Figura 22-3:	Pantalla principal de la APP	57
Figura 23-3:	Pantalla secundaria de la APP	58
Figura 24-3:	Tercera pantalla de la aplicación	61
Figura 25-3:	a) medida base b) Vista Superior del Prototipo.....	62
Figura 26-3:	Vista Lateral del Prototipo	63
Figura 27-3:	Distancia base-soporte inferior del Prototipo	63
Figura 28-3:	a) diseño del prototipo b) prototipo implementado	64
Figura 29-3:	Prototipo terminado.....	65
Figura 30-3:	a)Medición con el equipo médico b) Resultados Thingspeak PRbpm.....	67
Figura 31-3:	Medición con el equipo médico b) Resultados Thingspeak SpO2.....	69
Figura 32-3:	a) Medición Amperaje b) Medición Voltaje	77
Figura 33-3:	Interacción del prototipo con el paciente.....	77
Figura 1-4:	Cronograma.....	79

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Dimensiones del miembro inferior.....	8
Tabla 2-2:	Medidas correspondientes a la silla de ruedas.....	9
Tabla 3-2:	Alcance Frontal en una persona en silla de ruedas.....	10
Tabla 4-2:	Comparación entre tarjetas de desarrollo	18
Tabla 5-2:	Comparación entre distintos tipos de motor.....	21
Tabla 6-2:	Comparación entre distintos sensores	23
Tabla 7-2:	Cuadro comparativo de sistemas de comunicación.....	26
Tabla 8-2:	Cuadro comparativo entre sistemas de visualización.....	28
Tabla 9-2:	Cuadro comparativo entre mecanismos de transformación de movimiento.....	32
Tabla 1-3:	Principales Especificaciones técnicas del módulo regulador LM2596.	37
Tabla 2-3:	Principales especificaciones técnicas del Motor Nema 23.....	38
Tabla 3-3:	Principales especificaciones técnicas del Módulo Driver TB6600	40
Tabla 4-3:	Principales especificaciones técnicas del sensor oxímetro.....	41
Tabla 5-3:	Principales especificaciones técnicas Shield EKG.....	42
Tabla 6-3:	Principales especificaciones técnicas del módulo Bluetooth	43
Tabla 7-3:	Principales especificaciones técnicas del Módulo NodeMCU	44
Tabla 8-3:	Principales especificaciones técnicas Arduino uno	45
Tabla 9-3:	Principales especificaciones técnicas Paro de Emergencia	46
Tabla 10-3:	Principales especificaciones técnicas Paro de Emergencia	47
Tabla 11-3:	Manual de usuario Mando de Control.	51
Tabla 12-3:	Análisis de pacientes	66
Tabla 13-3:	Comparación de mediciones del ritmo cardiaco Rutina1	68
Tabla 14-3:	Comparación de mediciones de la saturación de la sangre Rutina 1	69
Tabla 15-3:	Evaluación ritmo cardiaco sensor prototipo y pagina web Thingspeak.	70
Tabla 16-3:	Evaluación saturación de oxígeno sensor prototipo y pagina web Thingspeak	70
Tabla 17-3:	Validación del tiempo de Rutina 1	71
Tabla 18-3:	Validación del tiempo de Rutina 2	72
Tabla 19-3:	Validación del tiempo de Rutina 3	73
Tabla 20-3:	Conexión entre dispositivos	74
Tabla 21-3:	Consumo total de la red eléctrica en la rutina 1	75
Tabla 22-3:	Consumo total de la red eléctrica en la rutina 2	76
Tabla 23-3:	Consumo total de la red eléctrica en la rutina 3	76
Tabla 24-3:	Consumo Total	76
Tabla 25-3:	Evaluación del grado de aceptación del prototipo de rehabilitación	78

Tabla 26-3:	Encuesta de Likert aplicada a paciente de "Rehab-Vital"	78
Tabla 1-4:	Análisis económico del prototipo de rehabilitación	80

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1-3:	Velocidad en Rutina 1	59
Gráfica 2-3:	Velocidad Rutina 2.....	60
Gráfica 3-3:	Velocidad Rutina 3.....	61

ÍNDICE DE ANEXOS

- ANEXO A:** ENCUESTA BASADA EN ESCALA DE LIKERT
- ANEXO B:** CARACTERÍSTICAS DEL ARDUINO
- ANEXO C:** CARACTERISTICAS TECNICAS DEL DRIVER
- ANEXO D:** ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL MOTOR
- ANEXO E:** VISTA Y MEDIDAS DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN
- ANEXO F:** CERTIFICADO DEL CENTRO "REHAB - VITAL" DE LA CIUDAD DE
AMBATO
- ANEXO G:** CÓDIGO ARDUINO
- ANEXO H:** EVIDENCIAS

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

%:	Porcentaje
CONADIS:	Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades
FNP:	Facilitación Neuromuscular Propioceptiva
Kg:	Kilogramos
Cm:	Centímetros
M:	Metros
MHZ:	Megahertz
VDC:	Voltage of Continuous Current
Kb:	Kilobyte
SRAM:	Static Random-Access Memory
EEPROM:	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
CPU:	Central Processing Unit
WIFI:	Wireless Fidelity
IoT:	Internet of Things
V:	Voltios
GHz:	Giga Hertz
ECG:	Electrocardiograma
EMG:	Electromiograma
NFC:	Near Field Communication
RF:	Radio Frecuencia
PC:	Personal Computer
AT:	Attention
GUI:	Graphical User Interface
Tx:	Transmisión
Rx:	Recepción
mA:	Miliamperios
mW:	miliwatts
STBC:	Space Time Block Coding
HMI:	Human Machine Interface
LCD:	Liquid Cristal Display
Tv:	Televisión
TFT:	Thin Film Transistor
PNBV:	Plan Nacional del Buen Vivir

A:	Amperios
mV:	Milivoltio
nm:	Nanómetro
oz:	Onza
USB:	Universal Serial Bus
GPIO:	General Purpose Input/Output
SPI:	Serial Peripheral Interface
GND:	Ground
ICSP:	In Circuit Serial Programming
ISP:	In Serial Programming
PLA:	Ácido Poliláctico
PRbpm:	Frecuencia cardiaca
SpO2:	Porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre

RESUMEN

En el presente trabajo de titulación se desarrolló la implementación de un prototipo de sistema modular electrónico para rehabilitación de personas con paraplejía, controlado mediante dispositivo móvil. La metodología para el diseño y selección de elementos fue comparativa donde se evaluó la funcionalidad, la confiabilidad y los costos. El sistema tiene una consolidación general basado en diseño electrónico, mecánico y *software*. En la etapa diseño electrónico, la alimentación consta de una fuente de 12V que alimentó los drivers de los motores y otra fuente de 5V para la alimentación de los microcontroladores, el sistema se alimentó a la red con voltaje de 110 V, la etapa de control está integrada por el microcontrolador Arduino Uno que controla el sensor oxímetro, además coordina todo el sistema mediante dos modos por comunicación bluetooth. El prototipo permitió una terapia de movimiento pasivo, consta de tres rutinas de tiempo previamente establecidas y validadas por expertos en el área además se puede observar el ritmo cardiaco y saturación de oxígeno del paciente, estos datos son enviados a la página web Thingspeak. Finalmente consta de dos modos de operación el primero modo manual admite variar la velocidad mediante botones. El segundo modo automático consta de una aplicación móvil que maneja las rutinas establecidas. Como resultado de las pruebas se concluye que el prototipo puede ser controlado mediante un dispositivo móvil hasta una distancia de 7,5m; el sensor instalado resultó ser muy confiable, ya que obtuvo un error máximo de 1 punto en las muestras recolectadas y según expertos este error no afecta en la terapia lo que hace que sea confiable. Se recomienda realizar un estudio que permita incorporar más sensores en los músculos con el fin de monitorear las señales que pueden transmitir y así el prototipo de rehabilitación sea más competitivo en el mercado.

Palabras clave: <PARAPLEJÍA>, <PROTOTIPO>, <BLUETOOTH>, <MOVIMIENTO PASIVO>, <EQUIPO DE REHABILITACIÓN>, <RUTINAS>, <APLICACIÓN MÓVIL>.



03/03/2021

0702-DBRAI-UPT-2021

ABSTRACT

The objective of this graduate research project was to develop a prototype for a modular electronic system controlled by a mobile device for use in paraplegia rehabilitation. The methodology for the design and selection of elements was comparative, whereby the functionality, reliability and costs were evaluated. The system has a general consolidation based on electronic, mechanical and *software* design. In the electronic design stage, the powersupply consisted of a 12V source that fed the motor drivers and another 5V source to power the microcontrollers and the system was fed to the network with a voltage of 110V. The control stage was integrated via an Arduino Uno microcontroller that controls the oximeter sensor and the entire system is controlled through two modes of Bluetooth communication. The prototype supports passive movement therapy, consisting of three “time” routines previously established and validated by experts in the area. Data from the routines and the patient's heart rate and oxygen saturation data are sent to the Thingspeak website. The prototype consists of two modes of operation, the first manual mode allows for the speed to be varied using buttons. The second automatic mode consists of a mobile application that manages the established routines. Based on the tests carried out, it was concluded that the prototype can be controlled by a mobile device up to a distance of 7.5m. The installed sensor proved to be very reliable, obtaining a maximum error of 1 point in the collected samples. According to experts an error at this level does not affect therapy, and hence the prototype is deemed reliable. Further research is recommended, focusing on a prototype that allows for more muscle sensors to be incorporated with the goal of monitoring the transmitted signals and thus support the rehabilitation prototype to be more competitive in the market.

Keywords: <PARAPLEGIA>, <PROTOTYPE>, <BLUETOOTH>, <PASSIVE MOVEMENT>, <REHABILITATION EQUIPMENT>, <ROUTINES>, <MOBILE APPLICATION>.

 Firmado electrónicamente por:
LENIN
IVAN LARA

1. INTRODUCCIÓN

La organización mundial de la salud estima que el 15% de la población mundial sufren de algún problema de discapacidad física o psicológica, en el Ecuador existe un porcentaje de 5.64% de personas que poseen este tipo de problema según la CONADIS dificultando su movilidad de manera independiente, debido a este tipo de discapacidades la mayoría de personas necesitan rehabilitaciones diarias pero en muchos de los casos no lo hacen debido a la falta de dinero y tiempo (Álvarez, 2019).

Constantemente en nuestro país las entidades encargadas de este tema trabajan en leyes que permitan mejorar la calidad de vida de las personas con problemas de discapacidad en general, pero con la ayuda de la tecnología se ha implementado nuevas herramientas en ayuda considerando que gran parte de personas con paraplejia necesitan rehabilitaciones para mejoría en su movilidad y calidad de vida. Con la evolución de la tecnología mediante la electrónica y la robótica se plantean deferentes métodos de rehabilitación basados en modelos clínicos y a sistémicos (Martínez, 2017).

La realización de una terapia física no sólo es positiva para el bienestar físico, sino que también ayuda a prevenir dolencias o complicaciones asociadas a una enfermedad o discapacidad. En todos los casos, la fisioterapia tiene entre sus objetivos que el paciente adquiera fuerza, movimiento y habilidad; las técnicas incluyen mejoras en la flexibilidad el fortalecimiento de los músculos y aumento de la resistencia favoreciendo la calidad de los movimientos del paciente gracias al equilibrio y la coordinación (Sunrise Medical, 2019).

(Castellanos, 2019), afirma que realizar estiramientos no solo sirve para la preparación o precalentamiento muscular, sino también para mejorar la amplitud articular y por supuesto reducir riesgos de lesiones ante alguna actividad. Existen varias formas de realizar los estiramientos y una de ellas es la facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP), la cual trabaja conjuntamente movimientos. Una técnica dentro del FNP es la del pedaleo, en donde el paciente realiza movimientos y patrones circulares de 360 grados en ambos sentidos, ya sea hacia delante o viceversa.

ANTECEDENTES

Un trabajo de titulación realizada en la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), con el tema “Construcción de un bipedestor para rehabilitación y estimulación de caminata pasiva para niños parapléjicos de 2 a 3 años” presento la construcción de un bipedestor que permita una

posición bípeda para niños con discapacidades físicas en sus extremidades inferiores, ofreciendo rehabilitaciones tanto física como psicológica; tiene como finalidad lograr una caminata pasiva de niños y a futuro aprovechar los primeros años para fortalecer la musculatura. En este caso el prototipo fue construido para un niño de la ciudad de Riobamba, contribuyendo con su rehabilitación diaria fortaleciendo las estructuras de los miembros inferiores y mejorando el funcionamiento de sus órganos vitales (Núñez, 2019).

Otro proyecto propuesto por la Escuela Politécnica del Ejército (ESPE), con el tema Diseño biomecánico e implementación de un Prototipo de exoesqueleto robótico de las extremidades inferiores para ayudar a la movilidad de personas con paraplejía, el desarrollo de este prototipo de un exoesqueleto robótico es para las extremidades inferiores el cual realiza el ciclo de marcha normal humana el mismo que se compone de un diseño biomecánico con una estructura mecánica ajustable a las dimensiones del usuario, para ejecutar el movimiento de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo respectivamente con la ayuda de un dispositivo móvil (Cajilema & Paillacho, 2018).

Además podemos referenciar otro proyecto de la Universidad de Cotopaxi donde implementa un prototipo de máquina ejercitadora Ergonómica para la rehabilitación de los pacientes parapléjicos y adultos mayores el consta de un ejercitador electromecánico tanto para las extremidades inferiores como superiores, que funciona automática y mecánicamente a alturas igualmente adaptables de acuerdo con el peso con el que se necesite trabajar, aparte dispone de un asiento y una mesa incorporada, todo ergonómicamente diseñado y configurable a toda estatura y con un peso de soporte máximo de 25 Kg para ejercicios en posición de sentado (Zamora, 2017).

En el artículo “La rehabilitación terapéutica a pacientes parapléjicos: impacto desde las tecnologías” se planteó el diseño de un programa de atención integral para el lesionado medular, en el cual se presenta una estructura de investigación con una selección minuciosa de ejercicios de diferentes autores y se menciona que la tecnología posibilita la recuperación de pacientes parapléjicos, apoyándose en un programa de rehabilitación física, sistemático e intensivo, con el que es posible lograr la disminución del proceso de las posteriores afectaciones (Martinez, 2017).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Dentro de diferentes mercados internacionales nos ofrecen variedades de tipos de rehabilitadores para personas con paraplejía con un costo elevado, pero no adaptándose en su totalidad a los diferentes parámetros de nuestro cuerpo, pero no adaptándose a diferentes requerimientos como

el uso autónomo o desde su silla de ruedas tanto para una rehabilitación. El problema científico de esta investigación consiste en que es necesario desarrollar un prototipo modular electrónico para rehabilitación de personas con paraplejía haciendo uso de un dispositivo móvil, que proporcione una rehabilitación física a los pacientes tanto de manera manual como automática, cumpliendo requerimientos mecánicos como electrónicos, este prototipo está basado en tiempos establecidos y proporcionar ayuda tanto para el terapeuta como el paciente.

JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

El uso de prototipos de rehabilitación para personas con paraplejía se debe a que la rehabilitación de los pacientes debe comenzar lo antes posible. La disminución de las complicaciones está relacionada directamente con los cuidados recibidos inmediatamente después de la lesión medular; ésta se inicia de forma gradual, por eso el diseño y construcción de este prototipo modular electrónico para su rehabilitación presenta una ergonomía confortable para que la persona discapacitada pueda desarrollar su rehabilitación de una manera adecuada, dinámica y autónoma ya que se ha tomado en cuenta medidas antropométricas de nuestro país para que pueda sincronizarse a las diferentes medidas de nuestra población.

OBJETIVO GENERAL

Implementar un prototipo de sistema modular electrónico para rehabilitación de personas con paraplejía, controlado mediante dispositivo móvil.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estudiar los procesos y características de los equipos para la rehabilitación de personas con paraplejía.
- Establecer los requerimientos que debe cumplir el prototipo para la rehabilitación de personas con paraplejía.
- Estudiar y seleccionar los elementos electrónicos, eléctricos y mecánicos para la construcción del prototipo.
- Diseñar e Implementar el prototipo de sistema modular electrónico con los elementos hardware y software necesarios, haciendo uso de un dispositivo móvil.
- Realizar las pruebas respectivas de evaluación del prototipo desarrollado.

ALCANCE

Con la implementación del prototipo modular electrónico para personas con paraplejia haciendo uso de un dispositivo móvil se espera: alcanzar una rehabilitación física adecuada y dinámica para proteger la salud de los pacientes y hacerlo de una manera autónoma. A partir de los datos registrados se podrá determinar su ritmo cardiaco y saturación de sangre cuando este usando el prototipo o al momento de escoger la rutina adecuada el paciente puede evitar problemas musculares al realizar una terapia incorrecta. Además, se espera dar inicio a futuras investigaciones referentes a prototipos de rehabilitación para personas con discapacidad ya que en la actualidad se busca la inclusión.

2. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se investigó los diferentes métodos de rehabilitación para una discapacidad física denominada la paraplejía, tanto como sus métodos y efectos que causan al no obtener un correcto tratamiento, todo esto en busca de un prototipo electrónico capaz de brindar ayuda durante el tratamiento de dicha discapacidad; es por ellos que mediante esta investigación se especifican las características de los elementos eléctricos, electrónicos y mecánicos que hacen posible la creación de esta propuesta tecnológica.

2.1 Anatomía de la extremidad inferior

El miembro inferior está formado por el fémur, tibia, fibula y los huesos del pie, este sistema está adaptado para la locomoción, soporte y distribución del peso corporal. Los huesos del pie son más robustos y participan en la estabilidad y dinámica en la marcha y estación de pie; el miembro inferior está articulado al sistema axial por medio del cingulo pélvico (Almagia & Lizana, 2015).

La Paraplejía

A este tipo de discapacidad se la define como parálisis en los miembros inferiores del cuerpo humano, cuando la lesión es completa afectan las vías motoras sensitivas y autónomas, dicho efecto en el cuerpo debido a esta discapacidad ejerce la pérdida de la sensibilidad somática y de movilidad voluntaria en la persona que lo padece (Moreno, 2016).

2.1.1. Muslo

La anatomía del muslo se encuentra conformado por un solo hueso:

- **Fémur:** denominado como el hueso más largo del cuerpo humano cuya función es el soporte del muslo, está unido por medio de una articulación en su extremo superior a la cadera con el hueso coxal y en la parte inferior con la rodilla donde se divide en dos una porción para la tibia y otra para la rótula (Horcajada, 2017).

2.1.2. Pierna

Esta articulación es una de las más complejas y se encuentra formada por tres huesos (Horcajada, 2017), los cuales los mencionamos a continuación como los podemos apreciar en la figura 1-2:

- **Rótula:** hueso grueso y pequeño, triangular que se localiza en la rodilla, la cual aumenta la acción de palanca para el tendón cuádriceps femoral mantiene la posición de tendón y protege cuando la rodilla se encuentra flexionada.
- **Tibia:** segundo hueso más largo del cuerpo, en su extremo proximal se articula con el fémur y el peroné, en su extremo distal con el peroné y el astrágalo del tobillo; la tibia y peroné se encuentran unidos por una membrana interósea como en la Figura 1-2.
- **Peroné o fibula:** está localizado a lado de la tibia, con la cual está conectado en su parte inferior y superior.

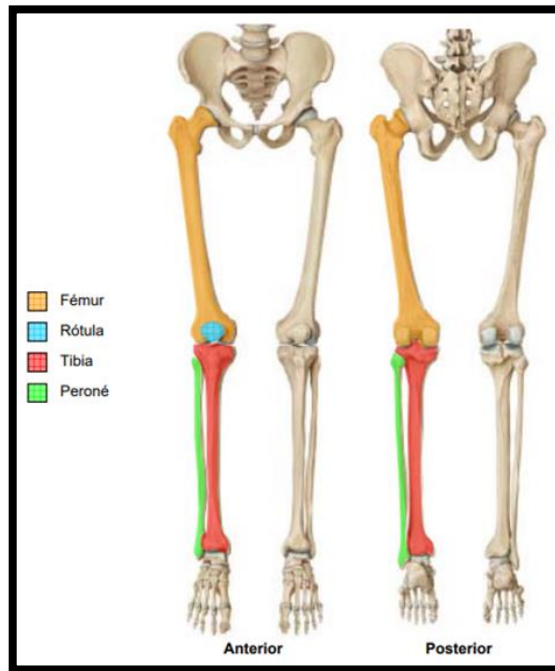


Figura 1-2: Huesos miembro inferior

Fuente: (Horcajada, 2017)

2.1.3. Pie

La estructura ósea del pie (Figura 2-2), es de las más complejas en el cuerpo humano, está formado por 26 huesos divididos en tres bloques principales (Casaverde, 2018).: Tarso, Metatarso y Falanges

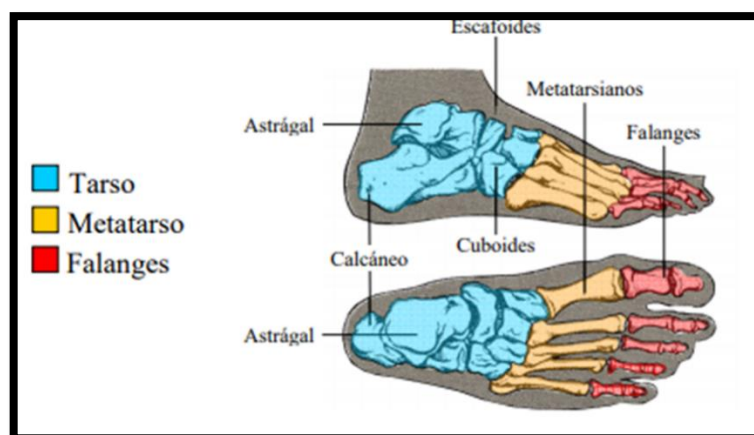


Figura 2-2: Estructura ósea del pie

Fuente: (Casaverde, 2018)

- **Huesos Tarsianos:** nombre que se le da a los siete huesos que forman el talón y el dorso del empeine.
- **Huesos Metatarsianos:** conjunto de cinco huesos largos entre el tarso y las falanges formando el pie aquí se fijan los ligamentos de los dedos del pie.
- **Falanges:** los huesos que forman los cinco dedos del pie, cada dedo del pie tiene tres falanges excepto el dedo gordo que tiene dos.

2.2. Medidas Antropométricas

La antropometría es una ciencia, que estudia las dimensiones del cuerpo humano sobre una base comparativa, donde se marcan las diferencias en los individuos o grupos. La dimensión más básica del cuerpo es la extensión de los segmentos entre cada articulación. Estos varían con la constitución corporal, el sexo y el origen racial (Mata, 2014).

La presente investigación toma en cuenta las medidas antropométricas del miembro inferior de una persona en posición sedente, la cual se asemeja a una persona con discapacidad motriz en su silla de ruedas, según (Panero & Zelnik, 2015), autores del libro dimensiones humanas, las medidas se las tomaron como se muestra en la Figura 3-2 en personas que median entre 150 cm a 195 cm de estatura (Panero & Zelnik, 2015).

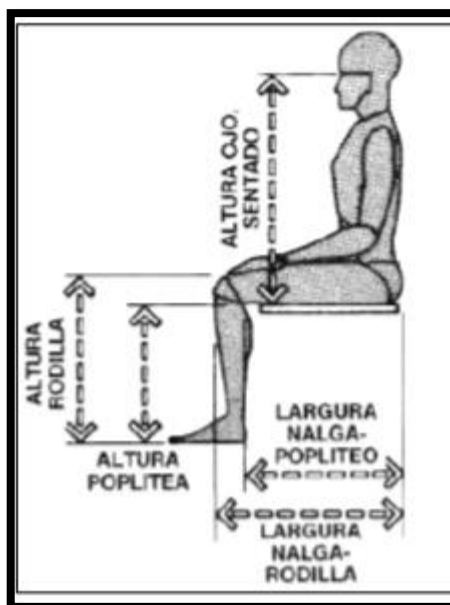


Figura 3-2: Segmentos Antropométricos del miembro inferior

Fuente: (Panero & Zelnik, 2015)

En la tabla 1-2 se aprecia las medidas correspondientes a partes específicas del miembro inferior en posición sedente.

Tabla 1-2: Dimensiones del miembro inferior

Sección de la Extremidad inferior	Sexo	Medida (cm)	
		Mínimo	Máximo
Largura nalga-rodilla	Femenino	53.3	62.0
	Masculino	56.4	65.4
Largura nalga-talón	Femenino	86.4	124.5
	Masculino	100.1	117.1
Altura rodilla	Femenino	46.7	54.3
	Masculino	52.1	60.3
Altura poplíteo	Femenino	37.8	44.2
	Masculino	40.4	47.8

Fuente: (Panero & Zelnik, 2015)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

2.2.1. Medidas de una silla de ruedas

En la figura 4-2 se muestra las medidas universales de una silla de ruedas cuya información nos ayuda para la construcción del prototipo a diseñar.

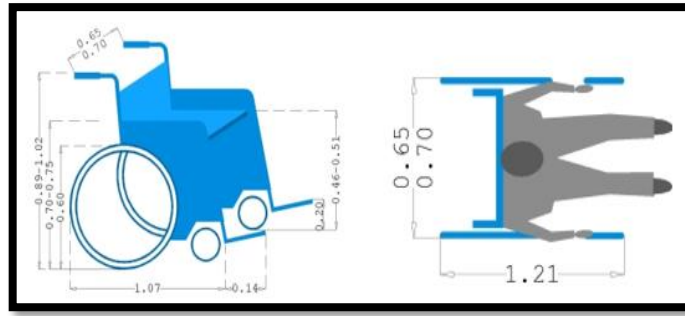


Figura 4-2: Medidas de una silla de ruedas

Fuente: (Verswyvel, 2019, pág. 2)

Otro parámetro importante dentro de la investigación es el alcance de una persona con paraplejia entre el más importante el alcance frontal como muestra la figura 5-2

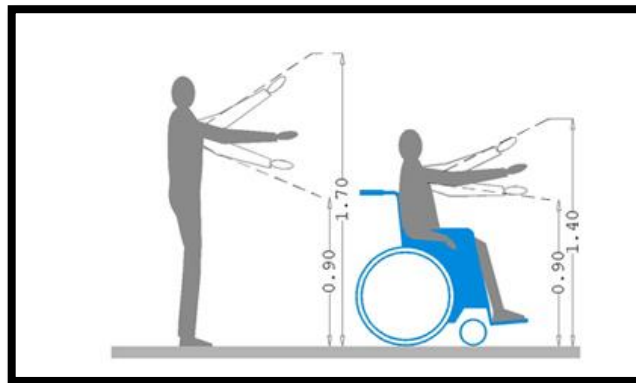


Figura 5-2: Alcance Frontal

Fuente: (Verswyvel, 2019)

Tabla 2-2: Medidas correspondientes a la silla de ruedas

Segmento Silla de Ruedas	Medida (metros)
Altura Total	0.89 – 1.02
Ancho Total	0.65 – 0.70
Fondo Total	1.21
Altura Asiento-Suelo	0.70 – 0.75
Altura llanta- suelo	0.60
Tamaño reposapiés	0.14
Altura reposapiés-asiento	0.46 – 0.51

Fuente: (Verswyvel, 2019)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Tabla 3-2: Alcance Frontal en una persona en silla de ruedas

Alcance frontal	Medida (metros)
Máximo	1.40
Mínimo	0.90

Fuente: (Verswyvel, 2019)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la tabla 2-2 se aprecia las medidas de una silla estándar para el uso de una persona con paraplejía siendo las más importantes la altura total máxima de 1.02 m, el ancho 0.70m y fondo total 1.21 m; de igual manera en la tabla 3-2 permite determinar el alcance frontal máximo y mínimo de un paciente, cuyos parámetros indagados en las últimas tablas permiten determinar dimensiones físicas para el prototipo a diseñar y construir.

2.3. Procesos de rehabilitación

La implementación de varios procesos dentro del tratamiento de discapacidades en las personas ha evolucionado de manera acelerada con el avance de la medicina y la tecnología, es por ello que con el tiempo sobrevienen una serie de modificaciones en el funcionamiento de los órganos y los sistemas del cuerpo humano; en las personas con paraplejía suele ocurrir una notable disminución de la fuerza y la masa muscular como consecuencia de permanecer en inactividad por períodos prolongados y es por ello que para ayudar a las personas que sufren este tipo de discapacidades existen procesos y técnicas de rehabilitación detalladas a continuación (Castellanos, 2019).

2.3.1. *Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP)*

Este proceso de rehabilitación es un conjunto de técnicas neuromuscular propioceptiva denominadas FNP, se emplea estos métodos con el fin de lograr respuestas específicas del sistema neuromuscular mediante la estimulación como se muestra en la figura 6-2, en dicha técnica existen tres receptores propioceptivos básicos que son: el músculo exteroceptores y receptores artroquinéticos, una de las técnicas más importantes del FNP es la Cinesiterapia (Garmendia, 2016).



Figura 6-2: Técnica de rehabilitación FNP

Fuente: (Terapia, 2018)

2.3.2. Cinesiterapia

Es el grupo de técnicas de Fisioterapia que se basan en emplear el movimiento como medida para mejorar la salud o recuperarse de una lesión. Por lo tanto, la cinesiterapia son aquellas movilizaciones que realice un paciente bajo indicación del fisioterapeuta o con ayuda del mismo, dentro esta técnica se manejan dos procesos denominados: pasivo y activo (Benito & Zavarce, 2013).

La finalidad al emplear este tipo de procesos es la mejora, aumento del trofismo, potencia muscular, facilitar estímulos nerviosos, evitar la rigidez muscular y mantener la movilidad; cabe mencionar que este proceso fisioterapéutico todavía se lo maneja por medio de masajes (Delgado & Garcia, 2020).

2.3.2.1. Movimiento Pasivo

Habitualmente son administrados de forma manual por el fisioterapeuta, el objetivo primario es mejorar la movilidad de la articulación. El entrenamiento pasivo estimula el riego sanguíneo, la digestión y la movilidad articular (Prabhu, Swaminathan, & Harvey, 2014).

- Movimiento Pasivo asistido por motor

En el caso de la terapia de movimiento asistido por motor, la función Servo-Pedaleo posibilita una fácil transición del entrenamiento pasivo al entrenamiento activo. Eso fomenta la fuerza y la condición física aun en caso de las fuerzas musculares más pequeñas (Motomed, s.f.).

Entre fases de esfuerzo y fases de descanso (intervalos) gracias al entrenamiento pasivo y activo, estos dan un estímulo de entrenamiento más alto, lo que conlleva a un mayor éxito terapéutico.

Una técnica impuesta por muchos especialistas es el pedaleo redondo como se muestra en la figura 7-2, el cual consiste en intentar realizar en todo el recorrido de la biela, tanto en la fase de impulso como en la fase de recobro; este tipo de pedaleo resulta muy lógico a nivel mecánico y terapéutico.

Dentro de la musculatura que interviene dentro de este movimiento son los músculos estabilizadores y músculos propulsores dentro de estos músculos intervienen los extensores de cadera, rodilla y tobillo (trabajan en toda la fase de impulso o fase positiva), además los flexores de cadera, rodilla y tobillo (trabajan en fase negativa o recobro). En este pedaleo se le puede dividir en 4 cuadrantes 90° , 180° , 270° y 360° (Kapandji, 2012) .

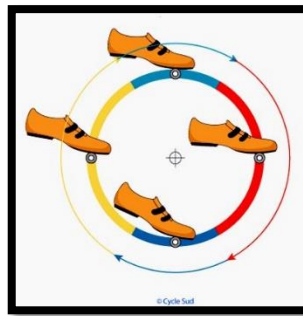


Figura 7-2: Ciclo del pedaleo

Fuente: (Parra, 2020)

2.3.2.2. *Movimiento Activo*

El objetivo principal de este movimiento es recuperar y mejorar la fuerza perdida como también mantenerla y por otro lado mejorar la movilidad ganada con la cinesiterapia pasiva.

2.4. Fases de la rehabilitación

- **Adquisición:** es una fase de calentamiento, es decir donde el paciente acumula capacidades motoras y coordinativas para el correcto desarrollo general; el tiempo recomendado para esta fase es de 10 minutos donde el calentamiento disminuye la tensión muscular permitiendo una mejor relajación del músculo tras la contracción, debido a que si excede el tiempo puede causar escaras por presión muscular (Valdez, 2014).

- **Estabilización:** mejora gradual del estado de preparación inicial entre 20 a 30 minutos, es reeducar el músculo está diseñado especialmente para recuperar o desarrollar el dominio muscular voluntario de un músculo que ha perdido su función y contribuye en el restablecimiento de la autonomía de un paciente (Padilla, 2017).
- **Reforzamiento Muscular:** es decir a medida que el cuerpo es acondicionado se acostumbra a ciertos estímulos se debe añadir mayor número de repeticiones o tiempo aumentando progresivamente el mismo, según exigencias que demande el proceso de adaptación es considerado el tiempo de 45 minutos (Elias, 2017).

2.5. Sistemas inteligentes de rehabilitación

Los sistemas inteligentes de rehabilitación en la actualidad presentan una gran ayuda con respecto al cuidado y recuperación de personas con problemas físicos como paraplejía o alguna malformación, a continuación, detallaremos los métodos más significativos empleados en este tipo de rehabilitaciones (Norte, 2019).

2.5.1. Entrenador pasivo con motor (servo pedaleo)

Tiene como principio que el motor mueve las piernas o bien los brazos, sobre todo en caso de parálisis y como preparación a la fisioterapia, esta gimnasia pasiva es muy eficaz. Las piernas pueden ser relajadas, el tono muscular se puede ajustar y reducir por medio de la función de servo pedaleo como lo muestra en la figura 8-2 (Motomed, s.f.).



Figura 8-2: Entrenador pasivo con motor

Fuente: (Amazon, 2020)

2.5.2. *Bipedestor*

De acuerdo con la investigación de (Pérez & Llano, 2019). Se ha considerado que gran parte de personas con paraplejia necesitan rehabilitaciones diarias, al menos en niños necesitan aprovechar los 5 primeros años para fortalecer la estructura de los miembros inferiores, aparte de las sesiones de fisioterapia que poseen necesitan pasar en posición bípeda viarios minutos al día que sería parte de su rehabilitación y provocando un mejor funcionamiento de órganos internos del cuerpo humano.



Figura 9-2: Bipedestor

Fuente: (Pérez & Llano, 2019)

2.5.3. *Exoesqueleto Ekso Bionics*

Según la investigación de (Cajilema & Paillacho, 2018), un exoesqueleto muy conocido es el Ekso Bionics como se muestra en la figura 10-2, dispone de un mecanismo estructural externo cuyas articulaciones mecánicas corresponden a las del cuerpo humano, este mecanismo es colocado por el paciente durante la terapia en parapléjicos; para este método es necesario el contacto físico entre el operador y el exoesqueleto, el funcionamiento del mecanismo consiste en la transferencia directa de energía mecánica y señales de información (ASPAYM, 2012). Estos tipos de sistemas robóticos pueden utilizarse para ayudar a las personas físicamente débiles en sus actividades de recuperación, el diseño de un exoesqueleto robótico es especialmente enfocado para actividad médica.



Figura 10-2: Exoesqueleto Ekso Bionics

Fuente: (ASPAYM, 2012)

2.5.4. Sistema de control

Estos sistemas son diseñados mediante tarjetas de desarrollo electrónicas, las cuales desde su aparición son de gran utilidad y hacen sencilla la creación de proyectos electrónicos mediante softwares y algoritmos de programación, las tarjetas de desarrollo más usadas son:

2.5.4.1. Arduino.

Es una placa de desarrollo electrónica que tiene un microcontrolador compuesto por un conjunto de terminales de entrada y salida que interactúan con sensores y actuadores electrónicos, es de software libre, la plataforma de Arduino contiene diversa información y ejemplos de programas para utilizarlos. Se basa en un microcontrolador Atmel Atmega a 16Mhz que funciona a 5 VDC, la placa contiene 32KB los cuales corresponden a la memoria flash, 0.5KB reservados para el bootloader, 2KB de SRAM y 1KB de EEPROM; con respecto a memoria interna la tarjeta de desarrollo Arduino tiene una memoria limitada pero aun con ello es una placa óptima para la realización de proyectos (PE, 2016), existen diversos tipos como:

- Arduino Nano
- Arduino Mega
- Arduino Leonardo
- Arduino Uno
- Arduino Yun

La figura 11-2 se muestra diferentes modelos de placas Arduino.

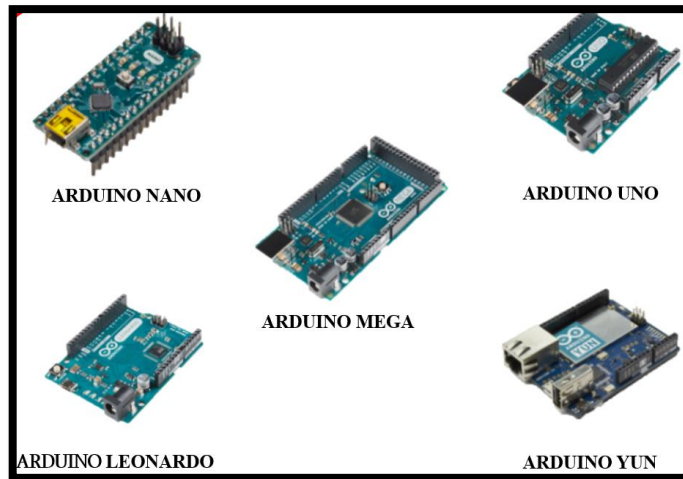


Figura 11-2: Placas Arduino

Fuente: (Carranza & Parraga, 2020)

2.5.4.2. *Raspberry Pi*

Es una tarjeta de desarrollo de tercera generación tiene un CPU acelerada, es un ordenador de placa reducida con las mismas capacidades de un sistema operativo avanzado, el diseño de Raspberry Pi nace con el propósito de estimular la enseñanza de computación y programación en centros educativos; dicho sistema es totalmente compatible con wifi e internet. Actualmente es utilizada en la creación y diseño de proyectos electrónicos (Charry , 2015), en la figura 12-2 muestra el aspecto físico de una placa Raspberry Pi.



Figura 12-2: Placa Raspberry Pi

Fuente: (Charry , 2015)

2.5.4.3. *Thunderboard Sense 2*

Desarrollada por Silicon Labs en el Soc EFR32 Mighty Gecko, es un placa electrónica pequeña y de bajo costo ideal para dispositivos mediante sistema IoT, soporta protocolos como zigbee, thread, bluetooth y controla diferentes entradas, salidas, sensores, etc., (Lucea, 2018), a continuación en la figura 13-2 muestra un ejemplo de una tarjeta Tunderboard Sense 2.



Figura 13-2: Placa Thunderboard

Fuente: (MBED, 2015)

2.5.4.4. Módulo NodeMCU

Es una tarjeta de desarrollo con conexión a wifi funciona basado en el compilador Arduino IDE C ++. El objetivo del NodeMCU es conectar a una red a cualquier microcontrolador (Abdulahad, 2018). En la figura 14-2 se muestra un módulo NodeMCU.

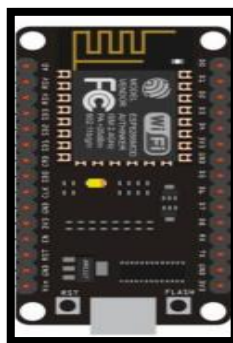


Figura 14-2: Módulo NodeMCU

Fuente: (Abdulahad, 2018)

2.5.4.5. Comparación entre tarjetas de desarrollo

Al conocer las funciones de cada placa electrónica se realiza una tabla comparativa con la finalidad de escoger la tarjeta de desarrollo que sea capaz de cumplir con la característica y especificaciones del proyecto a realizar. Esta comparación se muestra en la tabla 4-2.

Tabla 4-2: Comparación entre tarjetas de desarrollo

	Arduino	Raspberry Pi	Thunderboard Sense 2	NodeMCU
Microcontrolador	ATmega2560	ARM-Cortex A53	SEGGER J-Link	ESP8266
E/S Analógicas	6-16	-	-	1
E/S digitales	14-54	24	-	-
Voltaje de entrada	5-20V	3.7-5.5V	3.6V	3.3V
Velocidad de procesamiento	16MHz	900MHz	2.4 GHz	80MHz
Software	Libre	Libre	Libre	Libre
Precio	\$ 5.70 - 40.00	\$ 94.00	\$ 21.27	\$ 7.88

Fuente: (Arduino, 2017), (Charry , 2015), (Lucea, 2018), (Abdulhad, 2018)
Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Se considera la utilización de una tarjeta de desarrollo Arduino por tener más entradas analógicas y digitales que el resto de las tarjetas de desarrollo, el entorno de programación es de software libre, el precio es bajo en comparación a las tarjetas Raspberry Pi, también se considera al NodeMCU para enviar datos al internet.

2.5.5. Sistema de alimentación

Actualmente los sistemas de alimentación son de fácil adquisición debido a su producción en masa, cuyos módulos reductores y elevadores están diseñados con las especificaciones técnicas necesarias para la alimentación de varios dispositivos.

2.5.5.1. Fuentes de Alimentación Conmutada

Los convertidores DC-DC son circuitos capaces de transformar un nivel de voltaje a otro de mayor o menor nivel existen dos tipos de convertidores o reguladores DC-DC lineales y conmutados, los reguladores de tipo conmutado presentan altos niveles de eficiencia energética los convertidores conmutados convierten el voltaje mediante el almacenamiento periódico de energía de entrada y la posterior liberación de esa energía en la salida de forma que el nivel de voltaje de final es el deseado. Los convertidores DC-DC conmutados con el objetivo de convertir la energía

eléctrica con la máxima eficiencia poseen únicamente componentes que no presentan pérdidas, es decir, que no absorben energía. Los componentes son básicamente de 2 tipos: conmutadores y almacenadores. Los conmutadores son interruptores del paso de corriente, que idealmente no presentan pérdidas por conmutación, normalmente son transistores MOSFET (Naylamp, 2017).

2.5.5.2. Fuente de alimentación lineal

Las fuentes de alimentación lineal utilizan un transformador para disminuir el nivel de tensión en la red eléctrica al nivel necesario en nuestro circuito están compuestos de varios componentes electrónicos, convierten el voltaje alterno en directo. Ejemplos de fuentes de alimentación lineal son: Dinamo giratorio, pila seca y batería (Marchena, 2019).

2.5.6. Actuadores

Son dispositivos que al actuar convierte la energía en movimiento aplicada a la fuerza, este sistema toma energía de una fuente determinada y la convierte en movimiento deseado para cualquier función; los más comunes son:

2.5.6.1. Motor DC

Es el que convierte la energía eléctrica en energía mecánica permitiendo movimientos rotatorios gracias al campo magnético generado, al pasar la corriente eléctrica por la bobina se comporta como un imán, donde los polos se atraen o rechazan con el imán que está en la parte inferior; al dar media vuelta el paso de corriente se interrumpe y la bobina deja de comportarse como imán, pero por inercia se sigue moviendo hasta que da otra media vuelta y la corriente pasa nuevamente repitiéndose el ciclo haciendo que el motor rote constantemente (Patiño, 2018). En la figura 15-2 se muestra físicamente un motor DC.



Figura 15-2: Motor DC

Fuente: (Patiño, 2018)

2.5.6.2. Servomotor

Este tipo de motor contiene una caja reductora acoplada al eje como se muestra en la figura 16-2, su rango de movimiento es de 0° a 180° se lo puede controlar mediante la variación por ancho de pulsos o PWM por sus siglas en inglés, este tipo de motor necesita de drivers para ser controlado (Fernandez, 2011).



Figura 16-2: Servomotor

Fuente: (Fernandez, 2011)

2.5.6.3. Brushless

Como indica la figura 17-2, son motores eléctricos que no contienen escobillas y debido a esto no se desgastan ni ocasionan ruidos, su característica es tener un fuerte arranque y tener una vida activa elevada, la conmutación se realiza electrónicamente, tiene una mejor disipación de calor y generan menor ruido (García, 2011).



Figura 17-2: Brushless

Fuente: (García, 2011)

2.5.6.4. Motor paso a paso

Constituidos por una serie de bobinados eléctricos dispuestos en orden alrededor de un rotor conformado por una serie de imanes permanentes, se dividen en dos tipos según su diseño, además poseen magnetización permanente en el núcleo de los bobinados; su diseño se enfoca al giro con una resistencia con pequeños saltos durante su movimiento. La ventaja de los motores paso a paso es el torque que se aplica al eje el cual es mayor cuando la velocidad de giro es menor, esto implica que un motor paso a paso en reposo energizado puede mantener su posición angular aún ante determinados esfuerzos tangenciales (Groel , 2016) , en la figura 18-2 muestra la forma física de un motor paso a paso nema 23.

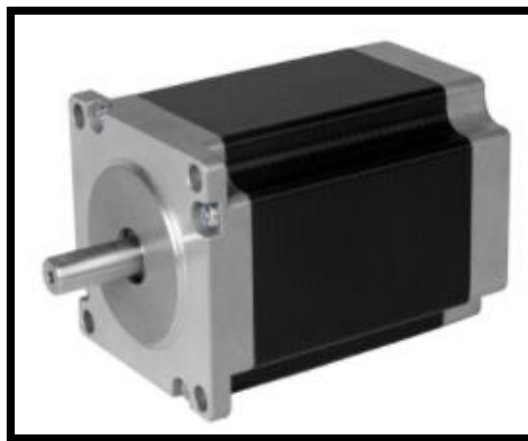


Figura 18-2: Motor Nema 23

Fuente: (Groel , 2016)

2.5.6.5. Comparación entre distintos tipos de motor

Para la construcción de la etapa móvil del prototipo de rehabilitación, es necesario la implementación de un motor que funcione como actuador dentro del sistema de funcionamiento, para ello se da a conocer parámetros como velocidad, precisión, regulación, variación, mantenimiento, costos, importantes para una correcta elección del mecanismo. Tal como se muestra en la tabla 5-2.

Tabla 5-2: Comparación entre distintos tipos de motor

	Regulación Velocidad	Mantenimiento	Control de variables	Precisión de ángulos	Costos
Motor DC	Alta	Medio	Alta	Media	Medio
Servomotor	Alta	Medio	Medio	Alta	Alta

Motor paso a paso	Alta	Medio	Medio	Alta	Alta
Brushless	Bajo	Medio	Bajo	Medio	Medio

Fuente: (Patiño, 2018), (Fernandez, 2011), (García, 2011), (Groel , 2016)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Se ha seleccionado el motor paso a paso como la mejor opción en base a la tabla 5-2, una de las características es la regulación de velocidad, tiene una alta exactitud al momento del control de las variables, adicionalmente se elegir los ángulos con alta precisión el prototipo, son precisos al instante de ejecutar un movimiento, pueden mantenerse firmes en su posición cuando están energizados sin necesidad de un freno.

2.5.7. Sistema de sensores

Son dispositivos que permiten captar estímulos del exterior y transformarlos en pulsos eléctricos que sirven como dispositivo de entrada hacia una etapa de control, de un sin número de sensores existentes en el campo electrónico con diferentes características y utilidades.

Los sensores se clasifican de acuerdo a la variable que deben detectar (Alvarado, 2004), por ejemplo:

- De contacto.
- Ópticos.
- Térmicos.
- De humedad.
- Magnéticos.
- Infrarrojos

Los sensores ópticos están compuestos de un emisor y un receptor, su labor es emitir un haz de luz el cual es tomado por un elemento foto sensible, los sensores ópticos no están susceptibles a interferencias eléctricas, son fáciles de esterilizar y por su simplicidad se los puede miniaturizar (Alvarado, 2004).

A continuación, se detalla un tipo de sensor utilizado en el campo médico.

2.5.7.1. Sensor Oxímetro de pulso digital

Es un equipo constituido por un dedal y un aparato que genera graficas de la saturación del oxígeno en la sangre, este dispositivo monitorea la forma no invasiva la saturación de oxígeno de la sangre, este tipo de monitoreo empleado por el sensor oxímetro es continuo e instantáneo.

El sensor oxímetro de pulso puede detectar el descenso de los niveles de saturación de oxígeno antes de que ocurra daño y en general, antes de que aparezcan los signos físicos (Arellanes, 2016). La figura 19-2 muestra la manera física de un sensor oxímetro.

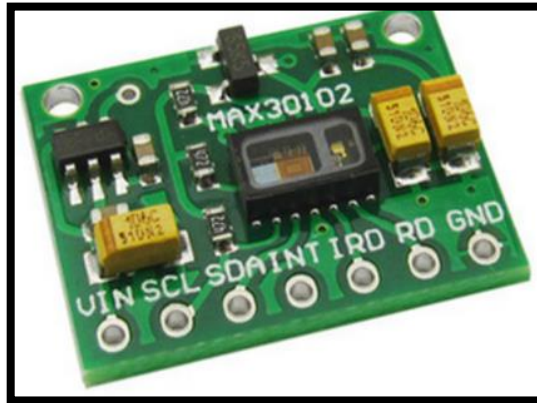


Figura 19-2: Sensor Oxímetro

Fuente: (Llamas, 2016)

2.5.7.2. Sensor Polar OHI

Es un sensor para el registro óptico de la frecuencia cardíaca que combina versatilidad, comodidad y simplicidad, se conecta a la app móvil Polar Flow de forma inalámbrica a través de Bluetooth, transmite la frecuencia cardíaca en tiempo real a muchas aplicaciones de fitness populares, tanto en teléfonos iOS como Android (OY, 2019).

Tabla 6-2: Comparación entre distintos sensores

	Frecuencia cardíaca	Oxigenación en la Sangre	Conexión con Arduino	Requiere programas externos	Costos
Sensor oxímetro de pulso digital	Si	Si	Si	No	Medio
Sensor Polar OH1	Si	No	No	Si	Alto

Fuente: (Arellanes, 2016),

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Mediante el análisis de la Tabla 6-2, se selecciona al sensor oxímetro de pulso digital para el prototipo debido a que no necesita programas externos para su funcionamiento, puede medir la saturación de oxígeno y el ritmo cardiaco en comparación al sensor polar Oh1 que solo mide solo uno de los dos requerimientos para el diseño del prototipo y debido a su bajo costo.

2.5.7.3. *Shield Olimex*

Permite que las placas o sensores tipo Arduino tengan comunicación con un entorno de control o microcontrolador permitiendo que capturen señales de electrocardiografía y electromiografía, este módulo Shield abre nuevas posibilidades para experimentar con la retroalimentación biológica; el sistema puede monitorear los latidos de su corazón y registrar su pulso reconocer gestos monitoreando y analizando la actividad muscular, convierte la señal diferencial analógica, es decir, los biopotenciales de ECG / EMG generados por los músculos este dispositivo adjunta a sus entradas en un único flujo de datos como salida. La señal de salida es analógica y debe discretizarse aún más con el objetivo de dar la opción de procesamiento digital (Olimex, 2018) la figura 20-2 muestra un módulo Shield Olimex compatible con Arduino.

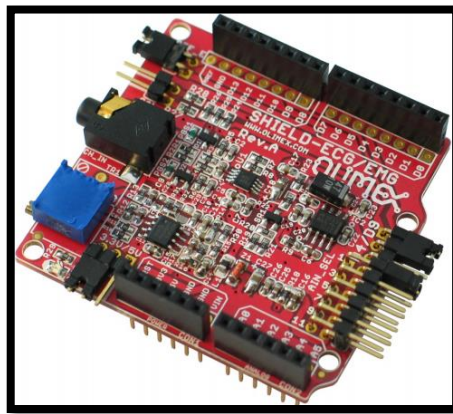


Figura 20-2: Módulo Shield Olimex

Fuente: (Olimex, 2018)

2.5.8. *Sistema de Comunicación*

El objetivo de un sistema inalámbrico es proporcionar un tipo de comunicación elevada y eficaz mediante transmisión ya sea Bluetooth, Wifi, NFC, RF, etc., el desarrollo de este tipo de tecnología de comunicación presentan ventaja por la comunicación inalámbrica.

2.5.8.1. *Comunicación Bluetooth*

Es un módulo Maestro-Eslavo, quiere decir que además de recibir conexiones desde una PC o Tablet también es capaz de generar conexiones hacia otros dispositivos bluetooth, esto nos permite conectar dos módulos de Bluetooth y formar una conexión punto a punto para transmitir datos entre dos microcontroladores o dispositivos. Está integrado por comandos AT que se activa

mediante un estado alto mientras se enciende el módulo (Sigma E. , 2016), la figura 21-2 muestra el módulo inalámbrico de comunicación.

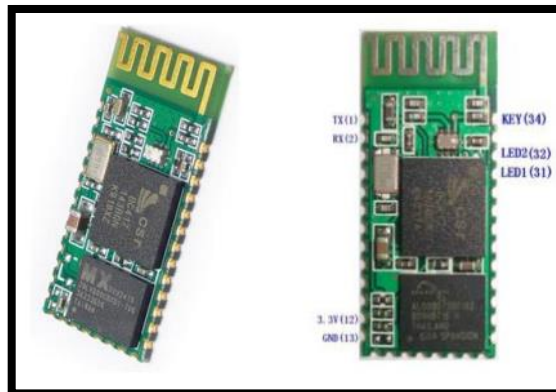


Figura 21-2: Módulo Bluetooth

Fuente: (Sigma, 2015)

2.5.8.2. Sistema de comunicación Wifi

Sistema de comunicación de alta y media gama sencillo de utilizar, este sistema de comunicación es compatible con tarjetas de desarrollo cuyo principal entorno de programación es lenguaje C++, trabaja con una fuente de alimentación de 3.3 a 5 VDC; su funcionamiento se basa en la actualización de un firmware propio del fabricante. Esta herramienta no dispone de una GUI, dependiendo el sistema puede ejecutarse directamente por la herramienta interna script esptool (Ventura, 2015).

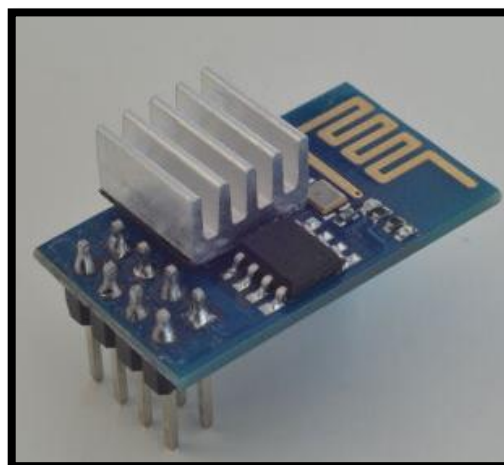


Figura 22-2: Módulo Wifi

Fuente: (Polaridad, 2015)

2.5.8.3. Comunicación RF 433 MHz

Son transmisores y receptores inalámbricos que se pueden emplear en procesos de comunicación mediante tarjeta de desarrollo Arduino, este tipo de módulos utilizan OOK (ASK), es decir, la señal portadora es encendida y apagada para representar su funcionamiento mediante 1 y 0 lógicos respectivamente. El complemento de este tipo de comunicación es un decodificador HT12D y codificador HT12E cuya comunicación se la denomina simplex, es decir, un módulo TX envía la señal y otro módulo RX recibe la señal. Esta tecnología fue utilizada para sistemas de comunicación y posicionamiento mediante radiofrecuencia; con este sistema es posible triangular la posición del transmisor en dos dimensiones con una exactitud de comunicación de 1.8 metros aproximadamente (Rendon, 2020).

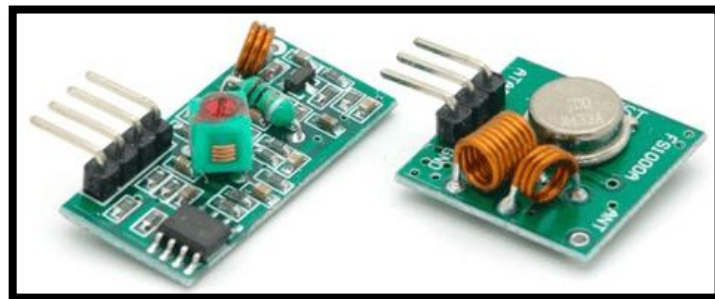


Figura 23-2: Modulo RF 433 MHz

Fuente: (Llamas, 2016)

2.5.8.4. Comparación entre sistemas de comunicación inalámbrica.

Realizado el estudio de los sistemas de comunicación compatibles con tarjetas de desarrollo más comunes, se establece un cuadro comparativo con el fin de escoger el dispositivo más óptimo y adecuado para el sistema, como se muestra en la siguiente tabla 7-2:

Tabla 7-2: Cuadro comparativo de sistemas de comunicación

	Bluetooth	Wifi	Radio Frecuencia
Frecuencia	2.4 GHZ	2.4 GHZ	433.92 MHz
Distancia	10 mts.	> 35 mts.	> 5 Km
Voltaje de operación	3.6 – 6 VDC	3.3 VDC	3 – 12 VDC
Consumo de corriente	30 – 50mA	170 mA	5.5 mA
Interfaz	Serial TTL	STBC	Simplex

Velocidad de transmisión	Alta	Alta	Baja
Costo	\$ 4.48	\$ 12.94	\$ 8.00

Fuente: (Sigma E. , 2016), (Ventura, 2015), (Rendon, 2020)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Basado en la comparación de la tabla 7-2 se selecciona la comunicación Bluetooth, debido a su alta velocidad de transmisión, su interfaz serial TTL, trabaja a corta distancia y su bajo costo, adicional presenta un mayor desempeño con app móviles.

2.5.9. *Sistemas de visualización*

Es importante la utilización de sistemas de visualización, en los cuales se refleja información necesaria durante el funcionamiento de máquinas, para el desarrollo del prototipo propuesto se considera la utilización sistemas de visualización comúnmente utilizados y compatibles con tarjetas de desarrollo (Chalen & Santillán, 2016).

2.5.9.1. *Pantalla HMI*

Son dispositivos o sistemas que permites la interacción humano – maquina, generalmente este tipo de dispositivos están conformados por un tipo de paneles e indicadores compuestos mediante comandos, estos sistemas son de tipo visualización y táctil; actualmente son uno de los sistemas más sofisticados para el control y visualización de datos en el ámbito electrónico, eléctrico e industrial, específicamente enfocado en automatización y domótica; la facilidad de manipulación va directamente desde un pc o software de interacción propio (Cobo, 2019). En la figura 24-2 se aprecia de manera física un tipo de pantalla HMI.



Figura 24-2: Pantalla HMI

Fuente: (ABB, 2016)

2.5.9.2. Pantalla de cristal líquido

El uso de las LCD se ha visto muy requerido tanto en la industria como en los proyectos escolares o de medianas empresas, ya que su uso es bastante agradable a la vista, aunque muchos de nosotros estamos acostumbrados a escuchar dichas siglas y pensar en una pantalla para TV o el display de un ordenador, mientras que los display LCD tienen una gama más abierta de aplicaciones, desde relojes, calculadoras, electrodomésticos, impresoras, etc. (Hertz E. , 2020).

A continuación, la figura 25-2 muestra un ejemplo de pantalla de visualización LCD.



Figura 25-2: Pantalla de visualización LCD

Fuente: (Hertz, 2015)

2.5.9.3. Comparación entre sistemas de Visualización

En análisis anterior muestra dos tipos de sistemas de visualización utilizados regularmente en proyectos de ingeniería, para lo cual se efectúa una comparación con el motivo de escoger un sistema adecuado al usuario.

Tabla 8-2: Cuadro comparativo entre sistemas de visualización

	HMI	LCD
Tamaño	5" – 10"	16x8 / 20x4
Resolución	800 x 480 tft	1920 x 1080
Brillo	Regulable	Regulable
Iluminación	Led, HD	Led
Funcionalidad	Campo Industrial	Proyectos Varios
Costos	\$ 220	\$15

Fuente: (Chalen & Santillán, 2016), (Hertz E. , 2020)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Como se muestra en la tabla 8-2, según la información adquirida con respecto a sistemas de visualización, se eligió la pantalla de cristal líquida LCD debido a su tamaño y resolución son aptos para el proyecto propuesto, a diferencia de la pantalla HMI la cual es normalmente utilizada en el campo industrial.

2.6. Sistemas mecánicos para la construcción de prototipos de rehabilitación

Para la fabricación de un prototipo modular electrónico para rehabilitación en personas con paraplejía, se toma en cuenta materiales adicionales que se emplean en la parte mecánica.

2.6.1. Estructura

Para realizar la estructura del prototipo se analiza el material con características anticorrosivas y libres de oxidación, es por ello que para la construcción de un equipo rehabilitador es considerable tomar en cuenta los siguientes materiales.

2.6.1.1. Acero Galvanizado

Este tipo de material es un proceso electroquímico el cual consiste en cubrir de un metal con otro metal, este proceso tiene una reacción según la carga eléctrica generalmente se emplean materiales tales como el hierro o acero, aunque mayormente sus fabricantes colocan zinc sobre el hierro para combatir la corrosión y oxidación del metal ocasionada por la humedad del medio ambiente (Hierros, 2017).



Figura 26-2: Acero Galvanizado

Fuente: (Acero, 2017)

Existen ventajas al momento de utilizar este tipo de material anticorrosivo, dentro las cuales tenemos:

- Mayor vida útil.
- Versatilidad.
- Reducción de costos.
- Estética.
- Fácil de pintar.
- Triple protección.

2.6.2. Mecanismos de transformación del movimiento

En este tipo de mecanismo el movimiento de entrada es diferente al de salida debido a esto se lo llama mecanismos de transformación, para realizar una nueva máquina es necesario tomar en consideración cada uno de los mecanismos para que su actividad sea concreta y precisa; para ello se considera los siguientes mecanismos:

2.6.2.1. Piñón – Cremallera

Es un mecanismo el cual está conformado con una barra dentada que engrana en un piñón circular cuya función actúa al momento de moverse el piñón, la cremallera se desplaza de forma horizontal transformando así el movimiento circular en lineal (Torres, 2014).

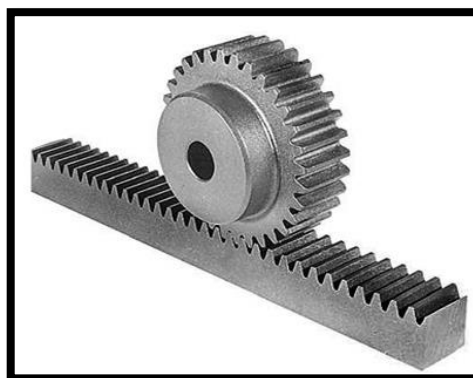


Figura 27-2: Piñón - Cremallera

Fuente: (Mecanismo, 2015)

2.6.2.2. Tornillo sin Fin

Uno de los principales y más usados mecanismos de transmisión en cualquier proyecto mecánico es el llamado tornillo sin fin, este dispositivo está formado por un sistema de un tornillo con dentado helicoidal, normalmente engranado con una rueda dentada llamada piñón o corona la cual actúa como elemento conducido, de tal manera que transmite el movimiento entre ejes perpendiculares entre sí, por cada vuelta completa del tornillo el engranaje gira un diente por lo que es un mecanismo capaz de ofrecer grandes reducciones de velocidad (Landin, 2018).



Figura 28-2: Tornillo sin fin

Fuente: (Mecanismo, 2015)

2.6.2.3. Piñón y cadena

Uno de los mecanismos de transmisión del movimiento es el piñón y cadena éste permite transferir un movimiento circulatorio entre dos ejes semejantes siempre y cuando los dos ejes se muevan en el mismo sentido, cada eslabón se ajusta en el piñón que une los ejes. Se le llama piñón conductor al que da la fuerza y piñón conducido al de mayor tamaño que recibe la fuerza (Sanango & Sango, 2015).

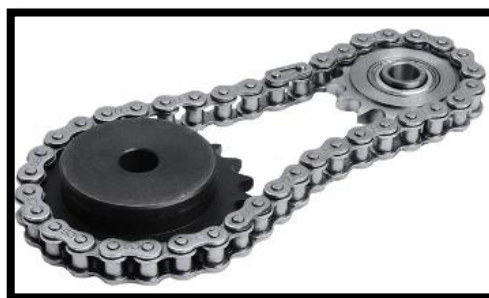


Figura 29-2: Piñón y cadena

Fuente: (Mecanismo, 2015)

2.6.2.4. Comparación de mecanismos de transformación del movimiento.

Se realiza un análisis comparativo en el cual se visualiza la efectividad al uso de cada mecanismo de transformación del movimiento en la fabricación de estructuras metálicas para elementos de rehabilitación, para ello se elabora la siguiente tabla en función a la información recolectada.

Tabla 9-2: Cuadro comparativo entre mecanismos de transformación de movimiento

	Piñón - cremallera	Tornillo sinfín	Poleas	Piñón y Cadena
Costo de fabricación	Bajo	Alto	Bajo	Bajo
Precisión	Alta	Alta	Bajo	Alta
Durabilidad	Alta	Medio	Bajo	Alta
Área de trabajo	Media	Medio	Medio	Bajo

Fuente: (Torres, 2014), (Landin, 2018), (Sanango & Sango, 2015)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Según la tabla 9-2 muestra un análisis sobre los sistemas mecánicos, se ha seleccionado al mecanismo de piñón y cadena siendo este el mejor sistema de transmisión del movimiento para el prototipo, debido a su alta precisión, durabilidad y cuya ventaja principal no necesita una extensa área de trabajo, este mecanismo es reversible, es decir, puede realizar el movimiento hacia adelante y hacia atrás; la aplicación es más sencilla y sin perder precisión en el trabajo, este sistema de piñón y cadena tiene rendimientos elevados dado que se descartan problemas de deslizamiento entre los componentes del sistema.

2.7. Normas Aplicadas

Un prototipo modular electrónico de rehabilitación para personas con paraplejía puede contribuir incuestionablemente con la elevación de sus niveles de vida, en el diseño y construcción del prototipo de máquina propuesta se tuvieron presente que fueran cumplidas ciertas normas "Normas Jurídicas de Discapacidad Del Ecuador", en el lineamiento 7 "Accesibilidad" de las normas plantea:

“7.1 Garantizar a las personas con discapacidad condiciones de seguridad, autonomía y usabilidad mediante la aplicación de principios de diseño universal” (CONADIS, Normas Jurídicas de Discapacidades en el Ecuador, 2014).

“Artículo: Generar e implementar estándares de calidad y protocolos de atención para los servicios de protección especial prestados por instituciones públicas, privadas y comunitarias. (2.6.e.-PNBV)” (CONADIS, Estadísticas de Discapacidad, 2019).

Como también se tomó en cuenta ciertas normas ergonómicas:

“UNE-EN 614-1:2006+A1:2009 Seguridad de las máquinas Principios de diseño ergonómico Parte 1: Terminología y principios generales, esta norma europea establece los principios ergonómicos a tener en cuenta durante el proceso de diseño de las máquinas, se refiere a las interacciones entre los operadores y las máquinas durante la instalación, operación, preparación, mantenimiento, limpieza, desmontaje, reparación y transporte del equipo y resume los principios a considerar para tener en cuenta la salud, la seguridad y el bienestar del operador Proporciona un marco que abarca una gama de normas sobre ergonomía más específicas, así como, otras normas también aplicables al diseño de máquinas, los principios ergonómicos enunciados en esta norma europea son aplicables a todo el ámbito de las características y capacidades humanas con el objeto de asegurar la salud, la seguridad y el bienestar, así como, el comportamiento global del sistema” (AENOR, 2009).

“UNE-EN ISO 12100-1:2004+A1:2010 Seguridad de las máquinas Conceptos básicos, principios generales para el diseño. Parte 1: Terminología básica, metodología, el apartado 4.9 de esta norma alerta de los peligros producidos por no respetar los principios de la ergonomía en el diseño de las máquinas, que se pueden manifestar por efectos fisiológicos, efectos psicofisiológicos y errores humanos sistema” (AENOR, 2009).

3. METODOLOGÍA

Se detalla el procedimiento metodológico sobre la implementación de un prototipo de sistema modular electrónico para rehabilitación de personas con paraplejía controlado mediante dispositivo móvil. Para lograr este fin se define la metodología de cascada la cual consiste en seguir una secuencia lógica a partir de 5 etapas establecidas que son: requisitos, diseño, implementación, pruebas, mantenimiento.

El prototipo realiza terapia de movimiento que ayuda a las personas con paraplejía, consta de pedales con los que realiza movimientos hacia adelante y atrás, estos movimientos se ejecutan con umbrales de velocidad y contará con una pantalla en donde se visualiza velocidad, dirección y rutina durante la rehabilitación realizada y que además consta de diversas funciones de seguridad para medir el ritmo cardíaco y oxigenación de la sangre según indica la norma UNE-EN ISO 12100-1:2004+A1:2010 que regula los principios generales del diseño, a partir de la norma jurídica de discapacidad en el Ecuador.

3.1. Requerimientos del prototipo

En este capítulo se establece que el prototipo debe satisfacer los siguientes requerimientos:

- Para el funcionamiento del prototipo, tener un suministro eléctrico de 110V.
- Ser transportable y de fácil operación.
- Permitir un control manual y automático.
- Estructura ajustable a las dimensiones antropomórficas del usuario desde 150cm hasta 190cm.
- Controlar el prototipo de manera manual y mediante comunicación Bluetooth.
- Manejar tiempos de terapia: rutina uno (10 minutos), rutina dos (30 minutos) y rutina tres (45 minutos).
- Visualizar los datos del paciente correspondiente al ritmo cardíaco y saturación de oxígeno
- Presentar una interfaz amigable con el usuario.

3.2. Consolidación general del prototipo

En la siguiente figura 1-3, se aprecia la consolidación general del prototipo donde el ingreso de datos se lo puede realizar de dos maneras:

- **Modo Manual:** el prototipo realiza sus funciones específicas en base al manejo y requerimiento propuestos por el paciente.
- **Modo Automático:** la aplicación móvil integrada al manejo y control del prototipo permitirá al usuario elegir la rutina de ejercicio, además podrá visualizar el ritmo cardiaco y la saturación de oxígeno durante su rehabilitación, la aplicación móvil se encarga de enviar los datos necesarios mediante bluetooth a la tarjeta controladora, en la cual se procesa la información para iniciar el proceso de rehabilitación de movimiento pasivo, en caso de algún percance se podrá pulsar el paro de emergencia que está ubicado estratégicamente, además los datos de ritmo cardiaco y saturación de oxígeno

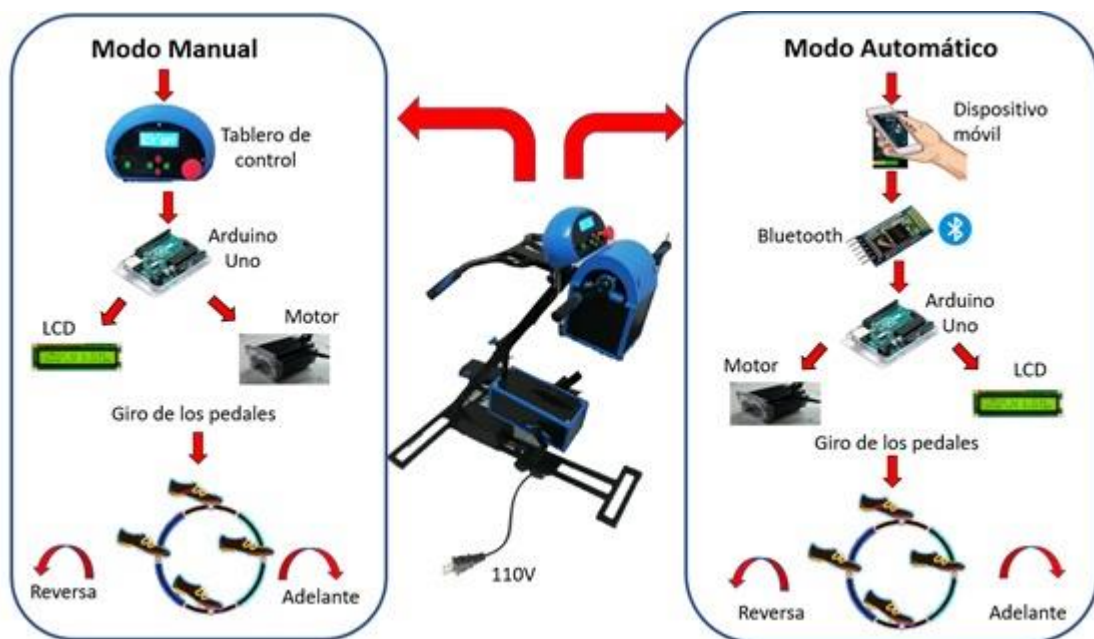


Figura 1-3: Estructura consolidación general del prototipo.

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.3. Bloques integrados al diseño general

Para la implementación del proyecto se establecen las etapas integradas del diseño general:

- **Etapas de alimentación:** Comprende la etapa de alimentación, la cual energiza a todo el prototipo con el voltaje y corriente necesaria.
- **Etapas de control:** Comprende el sistema de control integrado como la parte principal en el desarrollo del prototipo.
- **Etapas de actuadores:** Involucra el control y la puesta en marcha de los actuadores integrados el diseño del prototipo.

- **Etapa de sensores:** Comprende el diseño y funcionamiento de los sistemas o dispositivos de entrada, es decir, los sensores integrados al prototipo.
- **Etapa de comunicación:** Consta la comunicación interna con la tarjeta de control hacia las demás fases mediante el módulo bluetooth ubicado en el prototipo con el dispositivo móvil, el cual mediante la aplicación controla de manera inalámbrica el equipo de rehabilitación.
- **Etapa de mando:** Constituye la etapa de manipulación manual del prototipo, basada en botones de control y paro de emergencia.
- **Etapa de visualización:** Involucra el sistema de visualización de los parámetros del prototipo mediante una pantalla LCD.

La figura 2-3 muestra las etapas realizadas en la elaboración del diseño del prototipo.

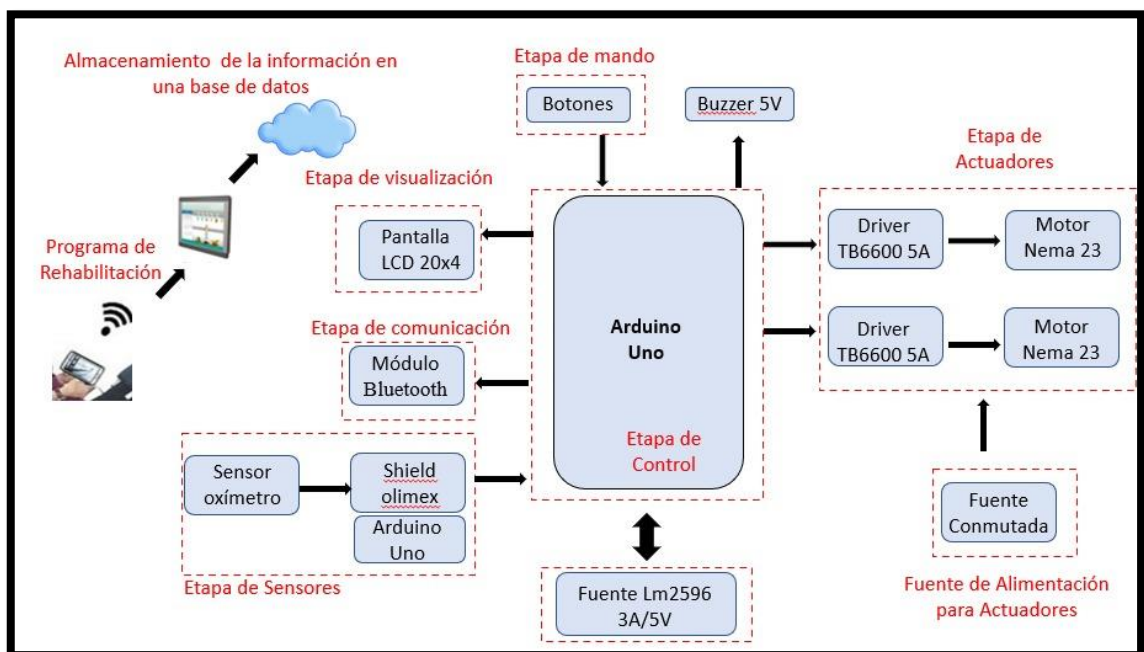


Figura 2-3: Etapas integradas del diseño general

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4. Diseño electrónico del prototipo

En esta sección se detalla cada uno de los elementos seleccionados y su respectiva conexión para poder garantizar el correcto funcionamiento del prototipo.

3.4.1. Descripción de elementos

3.4.1.1. Módulo Regulador de voltaje Lm2596

Para la etapa de alimentación se utiliza el módulo regulador de voltaje Lm2596 de categoría BUCK, es decir una fuente reductora de alimentación regulable, su función principal es alimentar los módulos integrados tales como: tarjeta de desarrollo, pantalla, módulos de comunicación entre otros, es decir, todos aquellos elementos electrónicos que necesiten 5 Voltios; es por ellos que se considera la utilización de este módulo.

Su funcionamiento es muy importante ya que al ser un módulo de regulador de voltaje BUCK permite entregar un voltaje de salida constante inferior al voltaje de entrada frente a variaciones del voltaje de entrada, soporta corrientes de salida hasta de 3A, voltaje de entrada entre 4.5 V a 40 V y cuyo voltaje de salida entre 1.23V a 37 V.; el voltaje de salida se selecciona mediante un potenciómetro multivuelta (Onsemi, 2018).

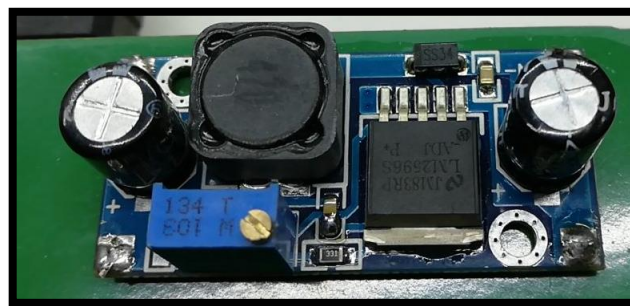


Figura 3-3: Módulo Regulador de voltaje LM2596

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

- Principales especificaciones técnicas del módulo regulador de voltaje LM2596

Para el uso del módulo LM2596, se considero las siguientes especificaciones tecnicas detalladas en la tabla 1-3.

Tabla 1-3: Principales Especificaciones técnicas del módulo regulador LM2596.

Detalle	Especificaciones
Voltaje de Entrada	4.5V a 40V DC
Voltaje de Salida	1.23V a 37V DC
Corriente de Salida	Máx. 3 A -- 2.5 A
Potencia de Salida	25W
Eficiencia de conversión	92%

Regulación de Carga	$S(I) \leq 0.5\%$
Regulación de Voltaje	$S(u) \leq 0.5\%$
Frecuencia de Trabajo	150KHz
Ripple en la salida	30mV
Protección de cortocircuito	SI
Protección Limitadora de Corriente	SI

Fuente: (Onsemi, 2018)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.2. Motor Nema 23

Referente a un análisis de elementos actuadores adecuados para el movimiento del prototipo, se toma en cuenta la utilización de motores paso a paso Nema 23, cuyo funcionamiento y torque son los adecuados para la implementación del prototipo; este componente es un actuador stepper híbrido bipolar de 1.8 grados por paso y de 200 pasos / vuelta; la siguiente figura muestra el actuador físico a emplear (Micropap, 2018).



Figura 4-3: Motor Nema 23

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

- Principales especificaciones técnicas del motor Nema 23

Tabla 2-3: Principales especificaciones técnicas del Motor Nema 23.

Detalle	Especificaciones
Angulo de paso	1.8 grados
Pasos por vuelta	200
Voltaje	3VDC
Corriente	3.0 A/fase

Par de retención	+/- 2NM/19kg-cm/270 oz-in
Número de fase	2
Número de conductores	4
Temp. Max de Trabajo	80 grados
Peso	1.8 kg
Diámetro del eje	6.35mm y 8mm
Longitudes	76mm

Fuente: (Micropap, 2018)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.3. Modulo Driver TB6600

Todo motor paso a paso necesita un controlador adicional para poder desempeñar todas sus funciones el cableado es muy sencillo son 4 cables los colores están estandarizados y significan una bobina así el color negro y verde es una bobina, mientras que el rojo y el azul es otra, para conectarlo con el driver TB6600, así en la parte inferior del driver encontramos la parte de potencia donde va conectado los bobinados de las bobinas del motor A - B y la alimentación que va de 5 Voltios.



Figura 5-3: Modulo driver TB6600

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Su funcionamiento se basa en la parte superior donde está situado las borneras de conexión de señales de control Enable (ENA+) y (ENA-) las dos señales de dirección (DIR) y luego la señal del pulso (PUL) de tal forma que cada vez que se active el pulso el motor girara un paso ya que

cada motor tiene un paso determinado, es decir, cada vez que reciba un pulso se moverá un ángulo determinado; este driver contiene 6 micro-switch integrados, donde S1, S2, S3 maneja los Step o los pasos mientras que S4,S5,S6 opera lo que se refiere a corriente; según la configuración que necesitamos nos dará el valor de la tabla, en nuestro caso colocamos el máximo que es 4.5 Amperios para no quemar el driver.

Tabla 3-3: Principales especificaciones técnicas del Módulo Driver TB6600

Detalle	Especificaciones
Corriente de entrada	0 a 5A.
Salida de corriente:	0.5 a 4A (ajustable)
Señales de control:	3.3 a 24V.
Potencia máxima:	160W.
Micro Step:	1, 2/A, 2/B, 4, 8, 16, 32.
Controla motores:	NEMA17, NEMA23 y NEMA34

Fuente: (BARRIONUEVO & NAVAS, 2017)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.4. Sensor Oxímetro

La función de este sensor es medir la saturación de oxígeno en la sangre y monitorear de forma no invasiva la saturación de oxígeno que se expresa en porcentajes o decimales, el oxímetro de pulso proporciona una evaluación espectrofométrica de la oxigenación de la hemoglobina al medir la luz transmitida a través de un lecho capilar sincronizada con el pulso, es decir, el dispositivo mide los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones de la sangre arterial (Mazon, Rojas, & Sanchez, 2016).



Figura 6-3: Sensor Oxímetro

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

- Principales especificaciones técnicas del sensor oxímetro

Tabla 4-3: Principales especificaciones técnicas del sensor oxímetro

Detalle	Especificaciones
Pantalla	LCD/TFT
Alimentación	110V
Sensor	Infrarrojo
Dimensiones	10x7x4cm
Material	Plástico
Rango de medición de pulso	30-250BPM
Peso	50 gramos

Fuente: (Arellanes, 2016)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.5. Shield EKG

Para el funcionamiento correcto del sensor oxímetro es necesario realizar una conexión mediante un Shield EKG (OLIMEX, 2011), el cual es un módulo de extensión compatible con la tarjeta de desarrollo Arduino, este módulo permite a placas similares capturar señales electromiografías y electrocardiográficas, es decir ofrece nuevas posibilidades para experimentar con biorretroalimentación por ejemplo supervisar el ritmo cardiaco y registrar su pulso además análisis de la actividad muscular; la figura 7-3 muestra la forma física del Shield que se utilizara en el prototipo.



Figura 7-3: Shield EKG

Realizado por: (Carranza, Lissette, Parraga, Estefania, 2020)

Tabla 5-3: Principales especificaciones técnicas Shield EKG.

Detalle	Especificaciones
Función	The SHIELD-EKG-EMG is an extension module for Olimex ARDUINO compatible boards
Para utilizar con:	Arduino uno, olimexino-328, olimexino-stm32, pic32-pinguino
Ancho de bus de datos:	8 bit, 32 bit
Voltaje de alimentación operativo:	3.3 V - 5 V

Fuente: (OLIMEX, 2011)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.6. Bluetooth HC-05

El bluetooth Hc-05 es un módulo de comunicación serial que tiene la ventaja de ser un dispositivo de comunicación bidireccional, para lo cual se debe seleccionar la velocidad de comunicación del módulo bluetooth hc-05 y la del dispositivo móvil deben ser iguales. En el circuito electrónico los pines deben conectarse de manera cruzada (Amendaño & Salcedo, 2015), es decir: el terminal TX del Arduino con pin RX del módulo bluetooth y el terminal RX del Arduino con pin TX del módulo bluetooth.

El voltaje que el módulo bluetooth hc-05 requiere es de 5V el cual es proporcionado por la fuente conmutada y el pin de GND será conectado al GND de la misma fuente.

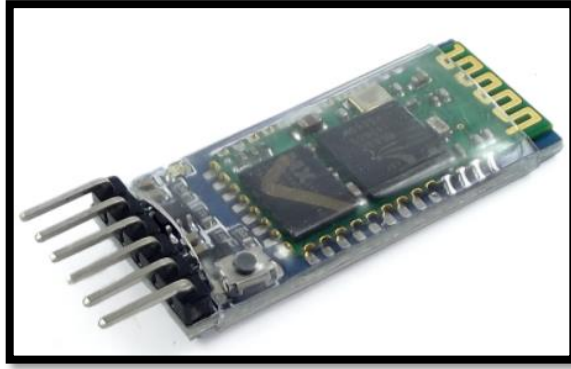


Figura 8-3: Bluetooth HC-05

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

- Principales especificaciones técnicas módulo Bluetooth HC-005

Tabla 6-3: Principales especificaciones técnicas del módulo Bluetooth

Detalle	Especificaciones
Voltaje de operación	5V
Corriente de operación	40mA
Frecuencia de trabajo	2,4GHz
Baud rate ajustable	1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200.

Fuente: (Sigma E. , 2016)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.7. Módulo NodeMCU

Este módulo tiene integrado un procesador ESP8266 y varios componentes que permite el funcionamiento el sistema como un mini ordenador, con esta placa de desarrollo se da un paso hacia el IoT que es el internet de las cosas, se puede enviar datos y controlar de forma remota los pines de entrada y salida.

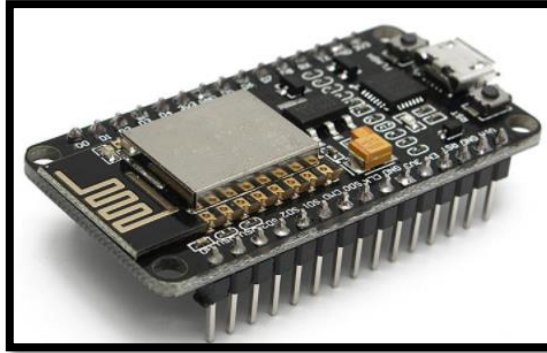


Figura 9-3: Módulo NodeMCU.

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

El objetivo de utilizar este módulo es realizar una programación al MCU a través de la tarjeta de desarrollo Arduino, la ventaja de su uso es la incorporación del módulo WIFI, para ello se toma en cuenta los aspectos técnicos que se muestran en la tabla 7-3.

Tabla 7-3: Principales especificaciones técnicas del Módulo NodeMCU

Detalle	Especificaciones
Procesador	ESP8266 @ 80MHz (3.3V) (ESP-12E)
Memoria	4MB de Memoria FLASH (32 Mbit)
Comunicación	Wifi 802.11 b/g/n
Voltaje	Regulador 3.3V integrado (500mA)
Serial	Convertor USB-Serial CH340G / CH340G
Pines	9 pines GPIO con I2C y SPI
Int	1 entrada analógica (1.0V max)
Voltage extern	VIN (20V max)

Fuente: (Galeas, 2015)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.8. Arduino uno

Está formado por entradas, salidas, alimentación, comunicación y Shield, las entradas son los terminales que se puede utilizar para hacer lecturas en el Arduino uno corresponde a los terminales digitales del 0 al 13 y los terminales analógicos del A0 al A5 (PE, 2016). Como salidas son utilizadas para enviar señales, en este caso son los terminales de salida digital del 0 al 13; también tenemos otros terminales como los GND (tierra), 5V que proporciona 5 Voltios, 3.3 V que proporciona 3.3 Voltios, REF de referencia de voltaje, TX (transmisión) y RX (lectura) también

son utilizados para comunicación serial, RESET para resetear, Vin para alimentar la placa y los terminales ICSP para comunicación SPI (Arduino, 2017).

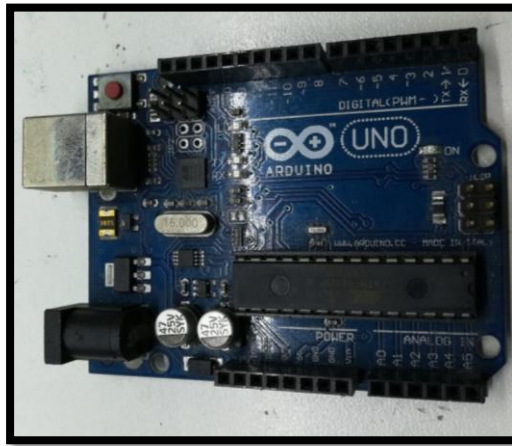


Figura 10-3: Arduino uno.

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Para la comunicación cuando insertamos una Shield ésta se comunica con la placa de Arduino utilizando los terminales ICSP (comunicación ISP), los terminales 10 a 13 también son utilizados para esta comunicación. Los terminales TX/RX o cualquiera de los digitales son capaces de configurarse como terminales de entrada o salida y recibir o enviar pulsos digitales.

- Principales especificaciones técnicas del Arduino uno

Tabla 8-3: Principales especificaciones técnicas Arduino uno

Detalle	Especificaciones
Microcontrolador	Atmega 328P
Voltaje de funcionamiento	5V. rango de entrada entre 7-12V
Terminales E/S digitales	6 terminales
Terminales Analógicos	6 terminales
Corriente continua por terminal	20mA
Corrientes para terminal de 3.3V	50mA
Memoria Flash	32KB
EEPROM	1 KB

Fuente: (Arduino, 2017), (PE, 2016)

Realizado por: (Carranza, Lissette, Parraga, Estefania, 2020)

3.4.1.9. Paro de emergencia

En la figura 11-3, se muestra el botón de emergencia que se utiliza para prevenir situaciones en los cuales se pueda afectar a los usuarios o en general al prototipo. Contiene contactos NC.



Figura 11-3: Paro de emergencia

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Tabla 9-3: Principales especificaciones técnicas Paro de Emergencia

Detalle	Especificaciones
Acondicionamiento	Manual o eléctrico
Utiliza	Arranque electromagnético, contactor, el relé
Manejo	Fácil acceso y visible

Fuente: (Granda, 2018)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.1.10. Fuente de energía del prototipo

El prototipo está energizado por la red eléctrica. Este voltaje alimenta la fuente, la cual emite un voltaje en corriente continua de 12V a 20A, en la figura 12-3 se puede observar físicamente la fuente.



Figura 12-3: Fuente de 12V a 20 A

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Tabla 10-3: Principales especificaciones técnicas Paro de Emergencia

Detalle	Especificaciones
Tipo de fuente de alimentación	Conmutada
Tensión de alimentación	110V AC
Voltaje de salida	12 V DC
Carga máxima	20 A
Potencia	240 W
Numero de salidas	3
Peso	0.66kg

Fuente: (DELTA EU, 2020)

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.2. Esquema de conexión del prototipo General

En esta sección se va a conocer los diagramas de conexión realizados en el software Proteus Versión 2018, necesarios para el correcto funcionamiento del prototipo.

3.4.2.1. Diagrama de conexión etapa de control

Se diseña el circuito esquemático general de la etapa de control integrada por la tarjeta de desarrollo Arduino por comunicación serial al bluetooth, este microcontrolador se encarga de coordinar todo el sistema, donde el funcionamiento del prototipo es mediante la aplicación móvil,

llega una señal al bluetooth y la señal es leída internamente por el Arduino; en los terminales de entrada 0 y 1 está conectado un switch el cual abre la comunicación al momento de programar.

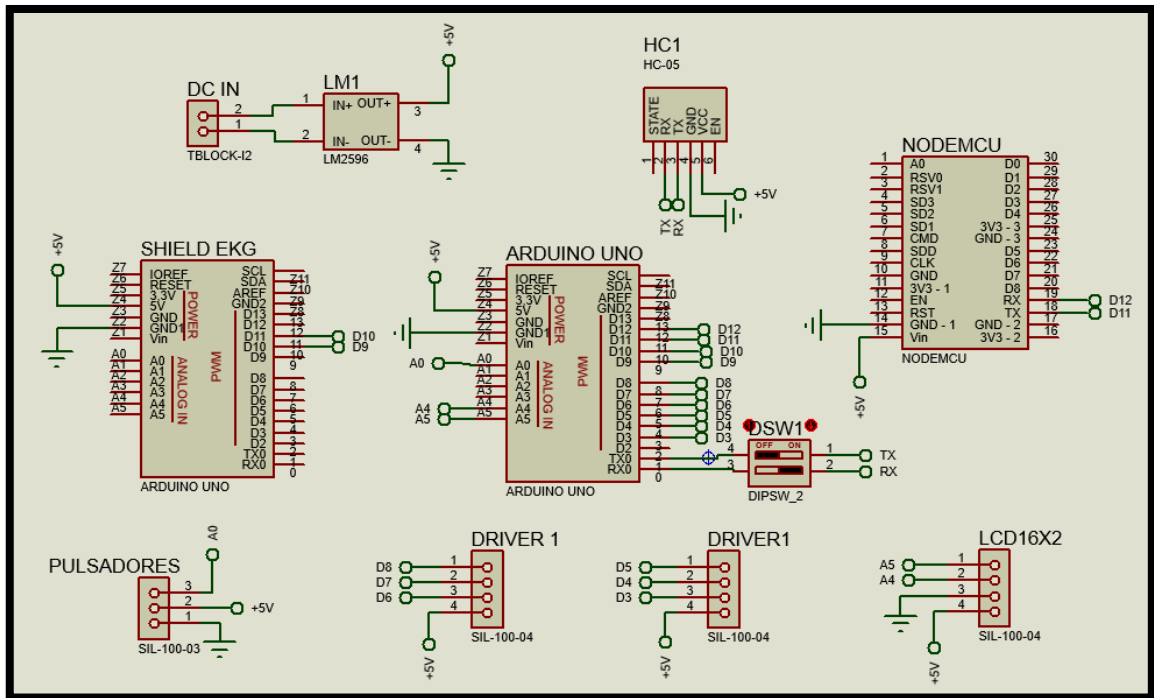


Figura 13-3: Diseño esquemático de la etapa de control.

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la figura 13-3 se muestra las conexiones del prototipo, la tarjeta de desarrollo Arduino Uno se encarga de la lectura de los sensores, comunicaciones y procesamiento de datos, para la ejecución de las rutinas se encuentra conectado a cada módulo por diferentes terminales digitales y de comunicación, su otra función es leer los datos del sensor oxímetro el cual cuenta con un módulo de procesamiento de señal Shield EKG; dicho módulo se conecta con el Arduino por comunicación serial usando los terminales digitales D9 y D10.

3.4.2.2. Diagrama de conexión de la etapa de visualización.

La comunicación de la aplicación móvil con el prototipo se realiza con el módulo bluetooth hc-05 a través de comunicación serial conectado en los terminales TX0 y RX0, permitiendo la comunicación entre el Arduino y la aplicación móvil; la visualización de los datos se refleja una pantalla LCD, misma que establece una comunicación I2C de los terminales SCL y SDL que corresponden a los terminales I2C, como se muestra en la figura 14-3:

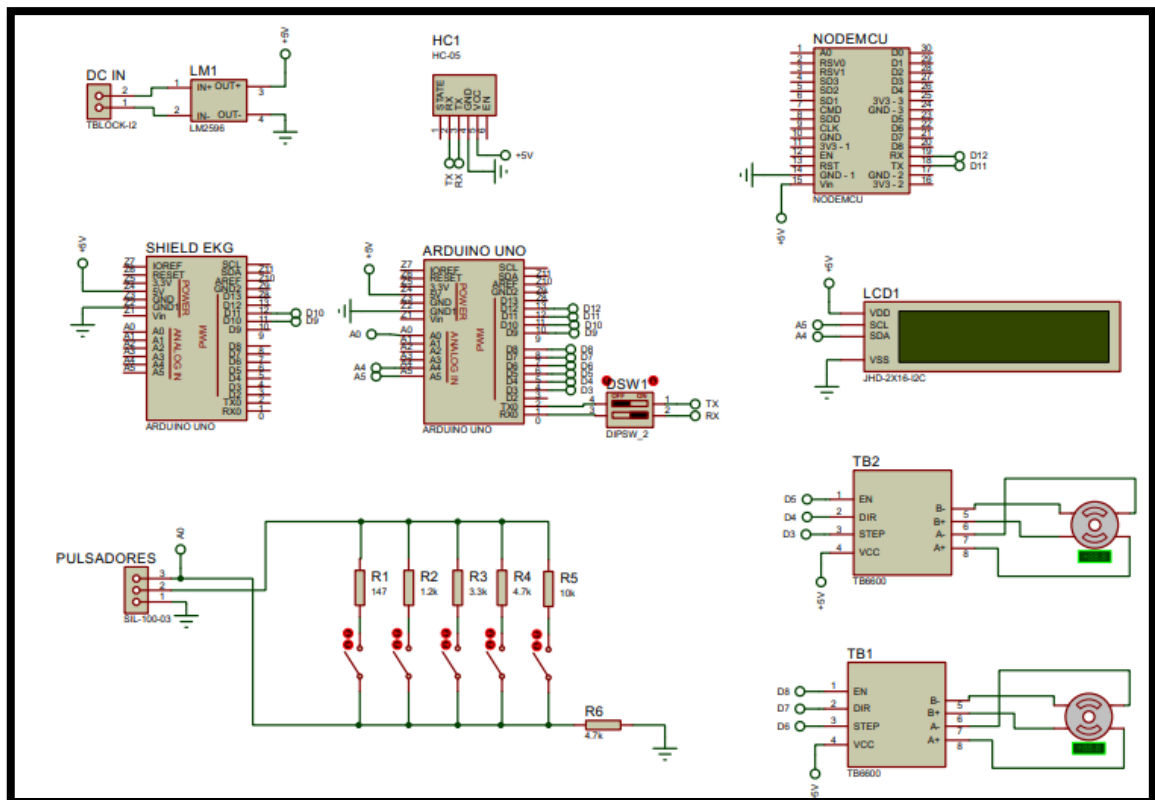


Figura 14-3: Diseño esquemático general del prototipo

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

La figura 14-3, muestra el control de motores donde utiliza dos terminales digitales, el primer terminal se encarga de la dirección de giro del motor y el segundo terminal de los pasos, éste proceso determina el grado de giro de cada motor el terminal Enable se encarga de activar y desactivar el motor para ellos se conecta la placa a los drivers por medio de un conector molex para obtener los datos de los sensores en una nube a través de una red wifi utilizando el módulo NodeMCU, el cual se conecta al Arduino por medio de comunicación serial utilizando los terminal D11 y D12 del arduino y Rx0, Tx0 del NodeMCU; adicionalmente al control de la aplicación la máquina cuenta con una panel de control con botones para el control de rutinas, velocidad y funcionamiento general del equipo; la alimentación de todo el circuito electrónico se basa en 2 fuentes tales como : una fuente de 12V que se encarga de alimentar los drivers para el funcionamiento de los motores y la fuente de 5V para la alimentación de los microcontroladores, todo el sistema se alimenta con un voltaje de 110 en corriente alterna siendo este el estándar en los hogares de nuestro país.

Después de realizar las conexiones de cada uno de los componentes se procede a diseñar la placa en Ares, la cual es una herramienta de Proteus que facilita el diseño PCB y además el diseño final en 3D de la placa la cual se observa en las siguientes figuras 15-3 y 16-3:

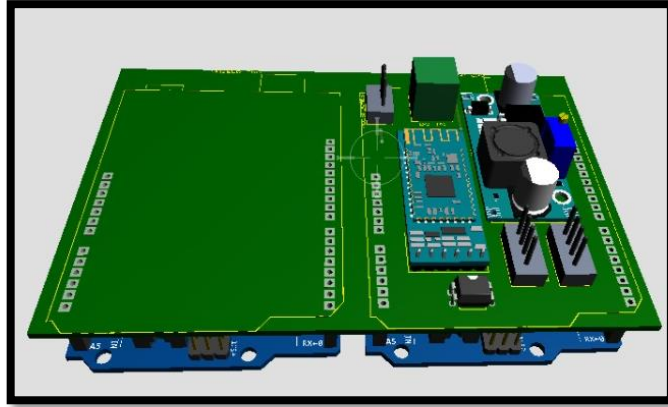


Figura 15-3: Vista superior del circuito electrónico en 3D

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

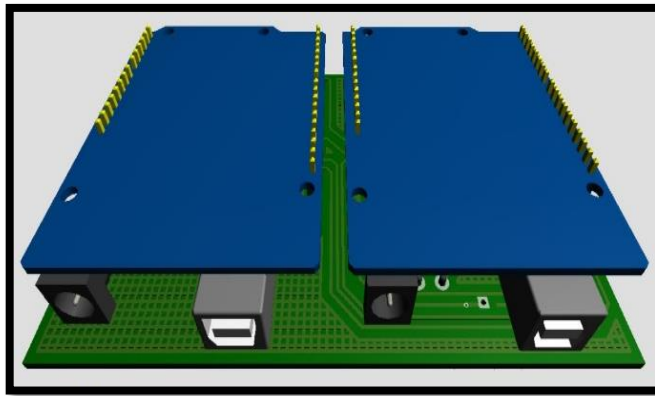


Figura 16-3: Vista inferior del circuito electrónico en 3D

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4.2.3. Esquema del tablero de control

Se añade un control de mando físico para el manejo del prototipo para personas con paraplejia el cual consta de un mando de control manual principal que se encuentra compuesto de seis botones como se muestra en la tabla 11-3:

Tabla 11-3: Manual de usuario Mando de Control.

Botones	Descripción
Inicio/Detener	Inicializa la terapia y detiene la misma en el estado manual del prototipo
Paro de emergencia	Permite la inmediata detención del prototipo salvaguardando la seguridad del usuario.
Dirección	
Adelante	Permite que el prototipo mueva los motores tanto de extremidades superiores e inferiores en sentido horario.
Reversa	Permite que el prototipo mueva los motores tanto de extremidades superiores e inferiores en sentido antihorario.
Velocidad	
Aumentar	Incrementa la velocidad del motor en el estado manual del prototipo.
Disminuir	Reduce la velocidad del motor en el estado manual del prototipo.

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Consta de una pantalla LCD donde se puede visualizar la dirección, velocidad, el ritmo cardíaco (PRbpm) y la oxigenación (SpO2) del paciente, a esta forma de control se la denomina manual puesto que el usuario puede ejercer funciones requeridas por medio de botones como dispositivos de entrada. La figura 17-3 muestra un ejemplo del sistema de botones integrado.



Figura 17-3: Tablero de control del prototipo de rehabilitación.

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Al pulsar el botón inicio ubicado en la parte izquierda del panel principal, inicializa la terapia de ejercicio ya que el paciente previamente modifica los parámetros mencionados para realizar la fisioterapia, el diseño del paro de emergencia como su nombre lo dice, sirve para detener al dispositivo móvil de rehabilitación ante cualquier emergencia que suceda, ya sea por falla del mismo o por cualquier percance del usuario, adicionalmente el paro de emergencia desconecta toda la energía del dispositivo inhabilitando los motores y cortando la energía para mayor seguridad en caso de descargas eléctricas.

3.4.3. Implementación física del circuito electrónico

Se realiza la implementación física del circuito electrónico general encargado del control de procesos de la máquina de rehabilitación física, a este proceso se le integra los componentes físicos tales como: módulos de comunicación, visualización, procesamiento y elementos electrónicos importantes para el correcto funcionamiento del prototipo. A continuación, en la figura 18-3 se muestra el resultado final de la implementación física del circuito electrónico.

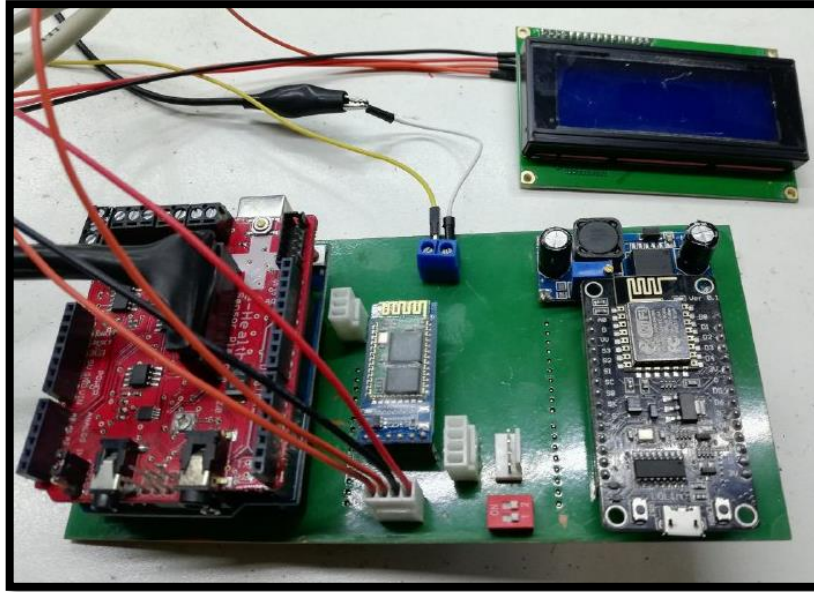


Figura 18-3: Circuito general implementado

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.4. Diseño del software del prototipo

La presente sección se muestra el software utilizado para la lectura y envío de datos y también el software para desarrollar la aplicación móvil, para lo cual se inicia estableciendo los requerimientos, se presenta los diagramas de flujo, las funciones y librerías empleadas.

3.4.2. *Diseño del algoritmo de programación*

- Flujograma de la programación del Arduino

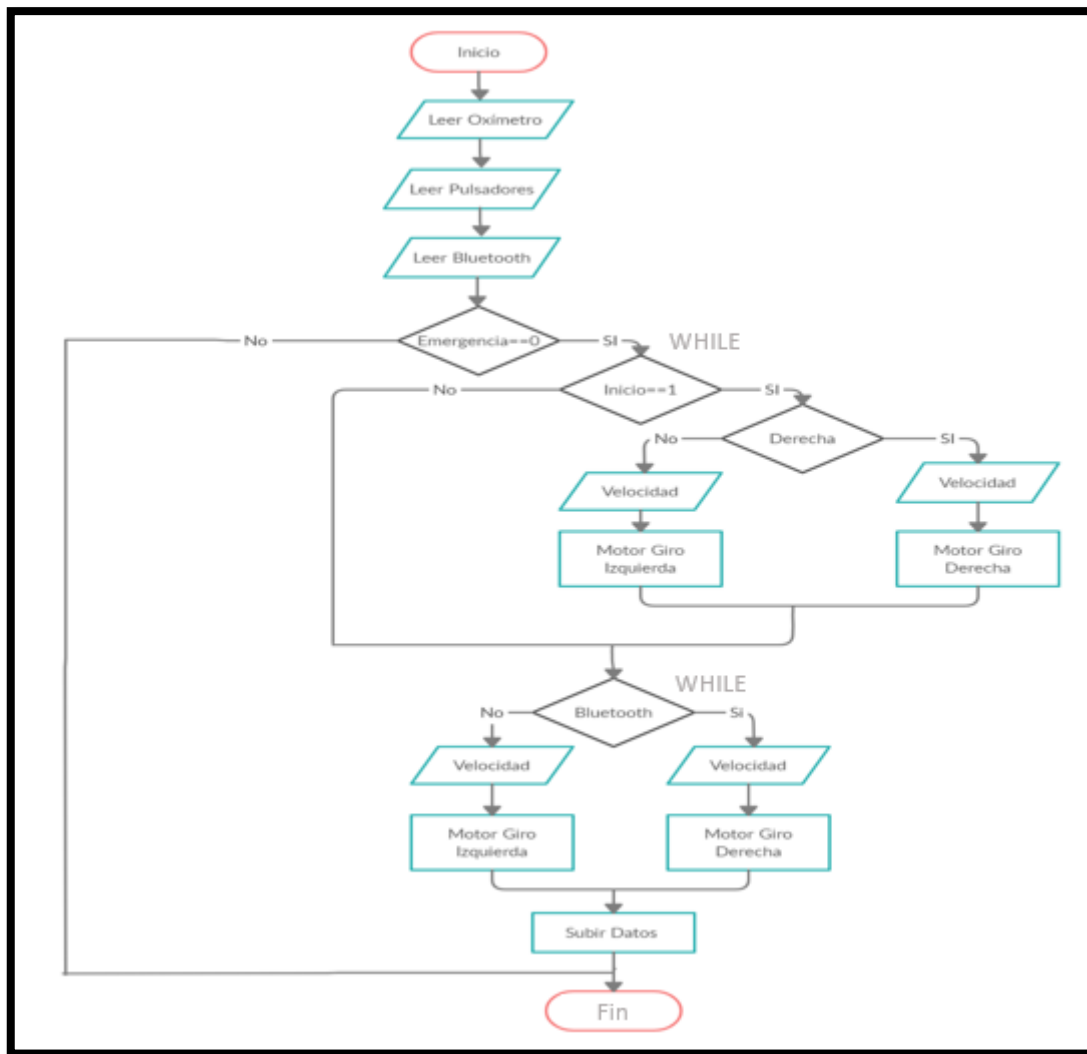


Figura 19-3: Flujograma del algoritmo de programación

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

- La declaración de las librerías para la pantalla LCD `#include <LiquidCrystal_I2C.h>`, esta librería permite controlar la pantalla LCD.
- Declaración de la librería para la comunicación con el Bluetooth `#include <SoftwareSerial.h>`. (Todica, 2016)
- La librería `#include Wire.h`, permite la comunicación I2C.
- Se define los pines que se usa como entrada y salida del dispositivo.
- Dentro del Void Loop se encuentra la programación que se ejecuta indefinidamente.
- `Emergencia==0`: Se analiza el estado del botón de paro de emergencia, si está presionado no se ejecuta ninguna rutina caso contrario continúa con el programa.
- `Inicio==1`: Compara el estado inicio ya sea por Bluetooth o por pulsadores y efectúa la función.

- Derecha: En esta condición se define el sentido de giro del motor si la rutina si es hacia delante o de reversa y su velocidad de giro.
- Bluetooth: Establece el sentido de giro mediante el comando enviado desde la aplicación móvil.
- Subir datos: Envía los datos por comunicación serial a través del NodeMCU.

➤ Flujograma de la programación del NodeMCU

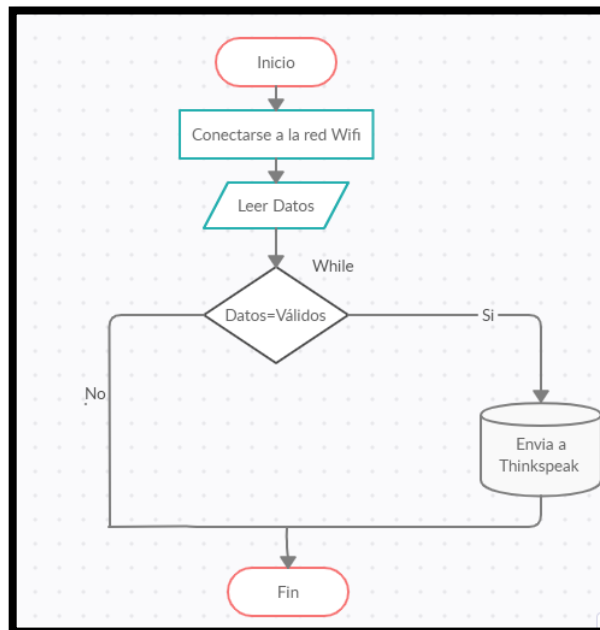


Figura 20-3: Flujograma del proceso de la placa NodeMCU

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la figura 20-3 se muestra el proceso que realiza la placa NodeMCU.

- Declaración de la librería para la comunicación con el arduino `#include <SoftwareSerial.h>`.
- Void Setup: El nodeMCU se conecta a la red wifi
- Se verifica que los datos que llegan por comunicación sean validos.
- Datos=Validos: Se envían los datos a Thingspeak.

3.5. Diseño de la aplicación móvil

Para el diseño de la aplicación móvil del prototipo se ocupa el software App Inventor 2 el cual es una herramienta basada en la nube, lo que significa que puede crear aplicaciones directamente en su navegador web, pueden hacerse aplicaciones muy simples, y también muy elaboradas, que se

ejecutarán en los dispositivos móviles con sistema operativo Android, App Inventor es un lenguaje de programación basado en bloques (como piezas de un juego de construcción), y orientado a eventos. Sirve para indicarle al “cerebro” del dispositivo móvil qué queremos que haga, y cómo. Es por supuesto muy conveniente disponer de un dispositivo Android donde probar los programas según los vamos escribiendo (Posada, 2019).

En la figura 21-3 se muestra la programación realizada en la MIT app inventor para el control del prototipo mediante un dispositivo móvil Android.

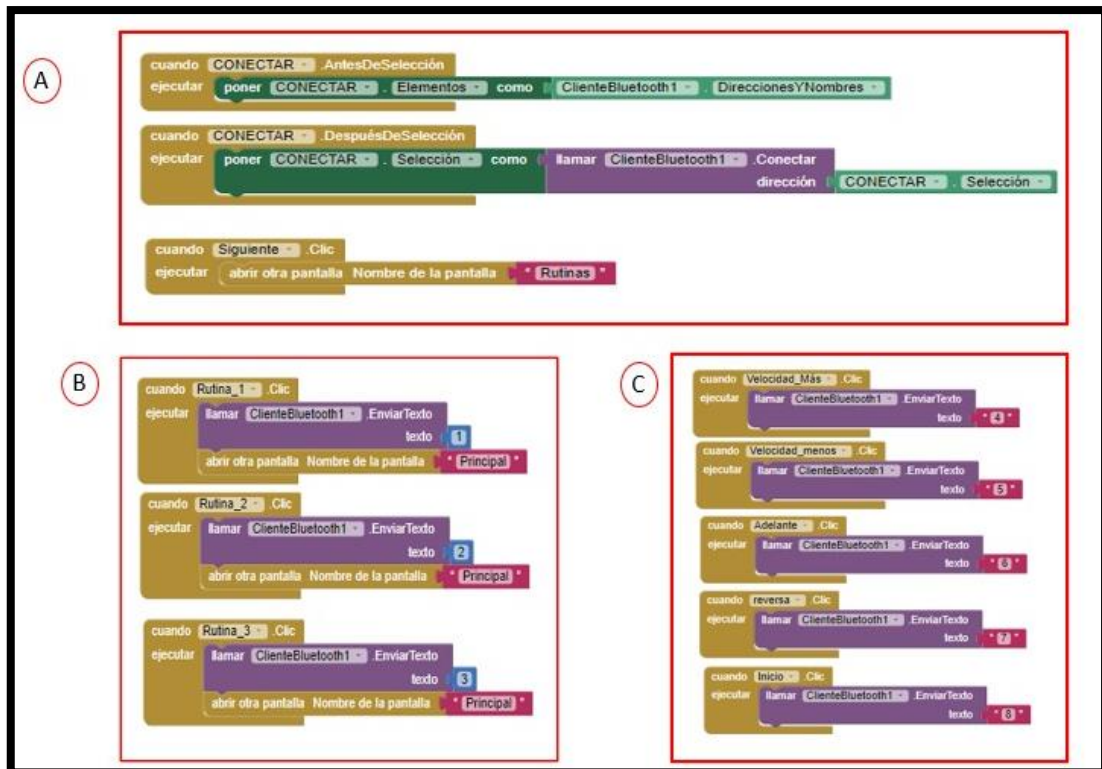


Figura 21-3: Programación pantalla a) Inicio, b) Rutinas, c) menú de rutina.

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Para un desarrollo innovador se realiza una aplicación móvil que permita facilitar el manejo del prototipo durante la rehabilitación, en la pantalla principal de la aplicación móvil se puede visualizar la interfaz amigable e intuitiva para el usuario en donde podemos destacar la función de los botones:

- **Botón Conectar:** sirve para enlazar los dispositivos bluetooth.
- **Botón Ingresar:** ubicado en la parte inferior de la app permite pasar a la siguiente pantalla.

En el centro de la aplicación se puede visualizar una imagen desarrollada, como se muestra en la figura 22-3.

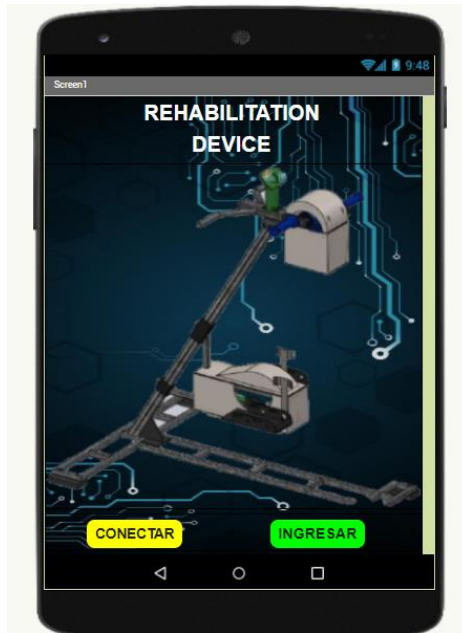


Figura 22-3: Pantalla principal de la APP

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

La pantalla secundaria de la aplicación tenemos varios botones que permiten comandar el dispositivo.

- Botón Inicio
- Botón Adelante
- Botón Reversa
- Botón Velocidad Más
- Botón Velocidad Menos
- Botón Salir

El dispositivo cuenta con tres rutinas de trabajo en la que simula un movimiento de cinesiterapia pasiva para la rehabilitación de personas con paraplejía.

El Botón Izquierda y Derecha sirve para programar la rutina del dispositivo de rehabilitación, al pulsar el botón derecho realiza el movimiento hacia delante de los pedales y al pulsar el botón izquierdo realiza el movimiento hacia atrás de los pedales, como se muestra en la figura 23-3



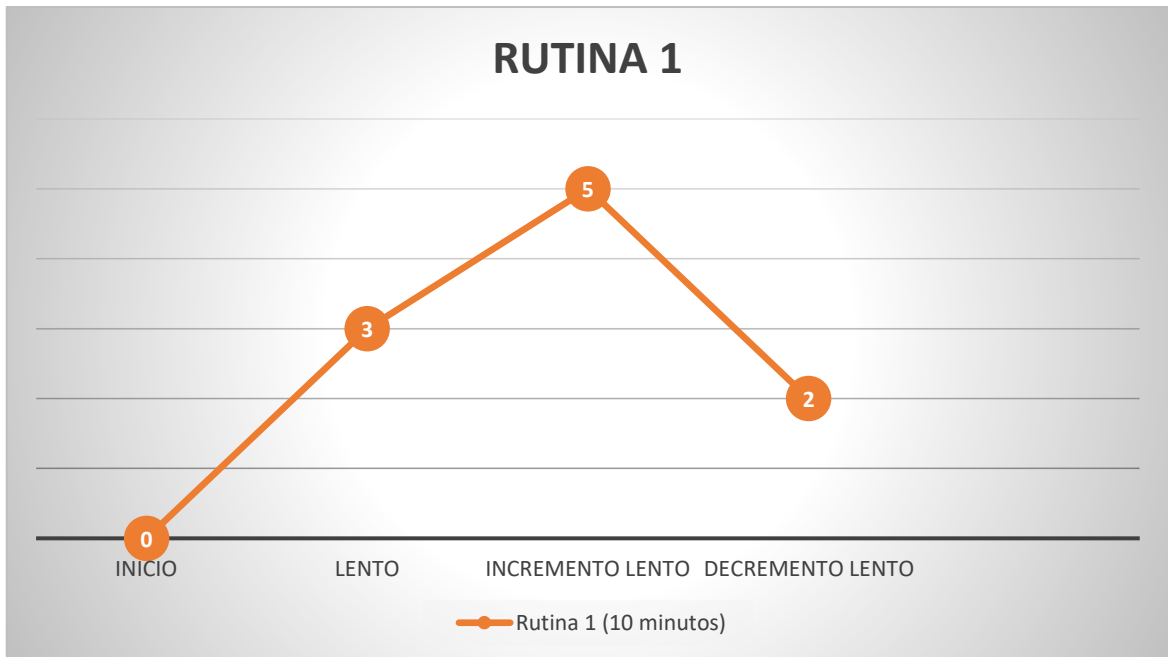
Figura 23-3: Pantalla secundaria de la APP

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Como podemos observar en la figura 23-3 consta de tres botones en los cuales se puede escoger entre:

- **RUTINA 1:** esta fase tiene una duración de 10 minutos, utilizada como una etapa inicial o de adquisición para el paciente donde la velocidad va aumentando progresivamente y su finalización decremента de manera suave, dichos parámetros son aprobados por el especialista.

En la siguiente Gráfica 1-3 podemos observar el diagrama de velocidad correspondiente a la RUTINA1

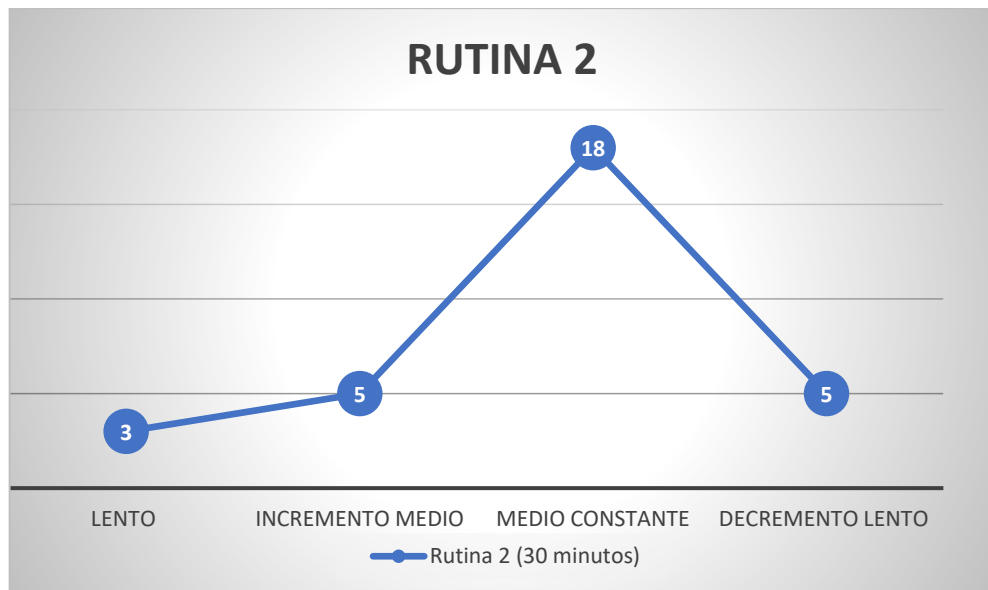


Gráfica 1-3: Velocidad en Rutina 1

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

- RUTINA 2: esta sección tiene una duración de 30 minutos, utilizada como una etapa de estabilización dentro de la rehabilitación para el paciente donde la velocidad va aumentando progresivamente y su finalización decremента de manera suave, dichos parámetros son aprobados por el especialista.

En la siguiente Gráfica 2-3 observamos el nivel de velocidad correspondiente a la Rutina 2, la cual tiene una duración de 30 minutos.

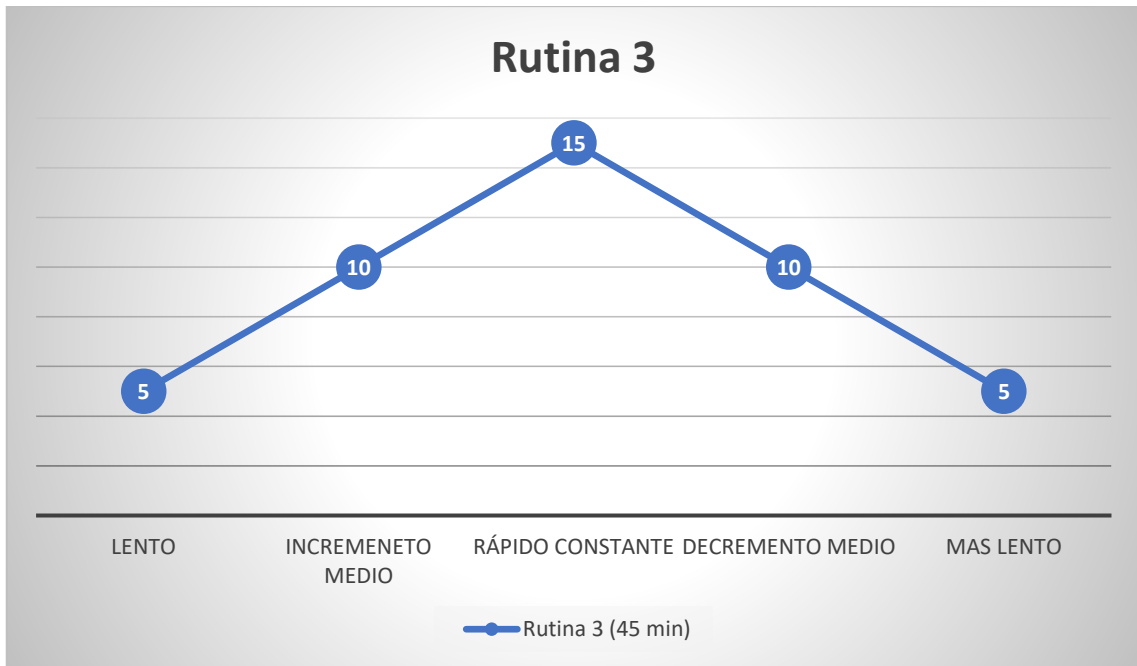


Gráfica 2-3: Velocidad Rutina 2

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

- RUTINA 3: esta sección tiene una duración de 45 minutos, utilizada como una etapa de reforzamiento muscular dentro de la rehabilitación para el paciente donde la velocidad va aumentando progresivamente y su finalización decremента de manera suave, dichos parámetros son aprobados por el especialista.

En la siguiente Gráfica 3-3 observamos el nivel de velocidad correspondiente a la Rutina 3, la cual tiene una duración de 45 minutos.



Gráfica 3-3: Velocidad Rutina 3

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

La tercera pantalla de la aplicación nos muestra los parámetros que pueden ser modificados de acuerdo a las necesidades del paciente como muestra la figura 24-3



Figura 24-3: Tercera pantalla de la aplicación

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.6. Diseño Mecánico

Las partes del ensamblaje del prototipo se diseñó en el software SolidWorks 2017. En la Figura 25-3 se puede observar la base del prototipo que consta de tres partes: una delantera con una medida de 763.01 mm, una intermedia con 870 mm y finalmente una posterior con 312 mm; las cuales están soldadas y dan estabilidad al prototipo.

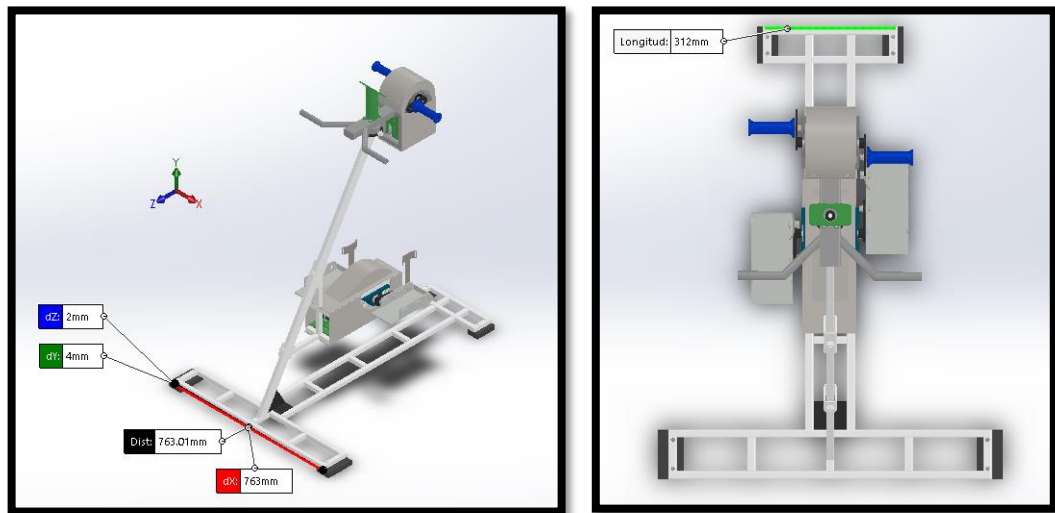


Figura 25-3: a) medida base b) Vista Superior del Prototipo

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

La base esta unida a un tubo inclinado con una medida de 1186.01 mm el cual permite variar su longitud de acuerdo a las medidas antropometricas del paciente , donde se ubican el soporte entrenador con los pedales para los miembros inferiores y ademas en la parte superior se coloca de la misma manera el entrenador pasivo y activo para brazos como se muestra en la Figura 26-3.

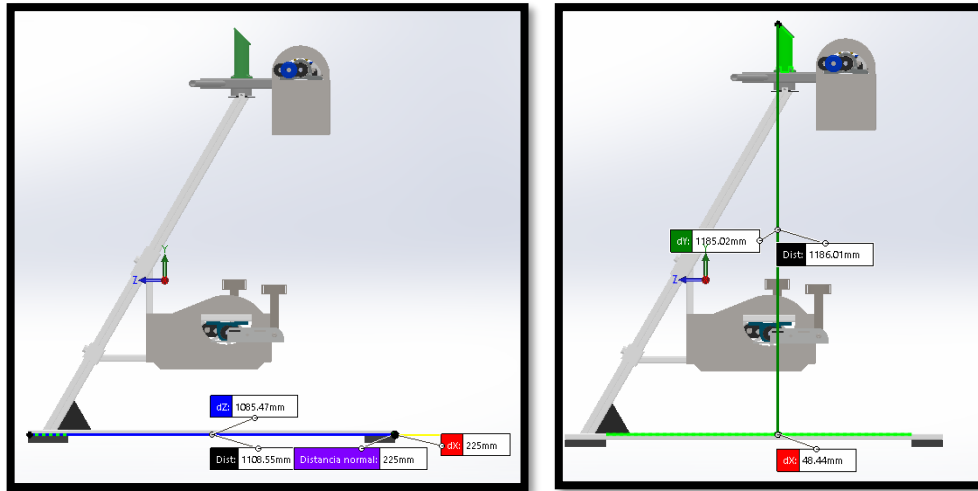


Figura 26-3: Vista Lateral del Prototipo

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la Figura 27-3 observamos la altura tomada en cuenta entre la base y la caja de soporte con los pedales es 180.05 mm, en esta caja esta ubicada toda la parte de control del prototipo.

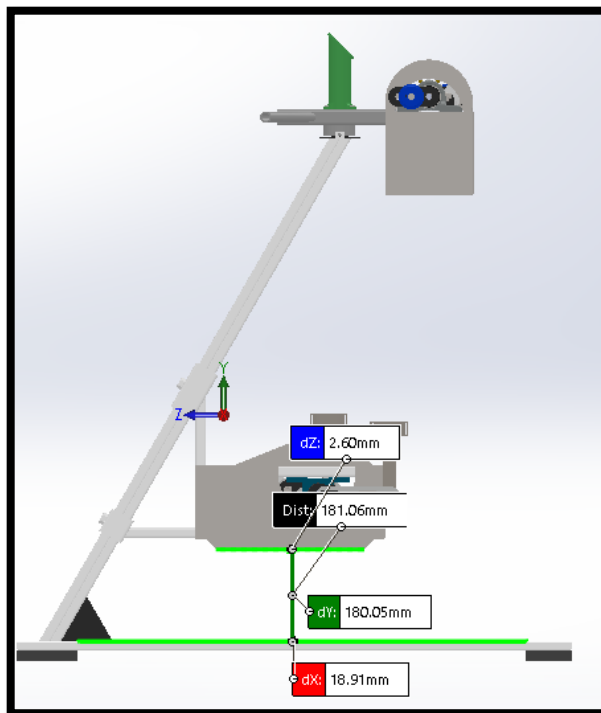


Figura 27-3: Distancia base-soporte inferior del Prototipo

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

El material que se utiliza para la elaboración del prototipo es tubo galvanizado, además ciertas piezas plásticas en impresión 3D en PLA. Una vez seleccionado los materiales y obtenido los parámetros necesarios se procede a culminar con el diseño. En la Figura 28-3 se aprecia el diseño del prototipo culminado, consta de la base de la estructura, el tubo inclinado el cual está unido a

los dos soportes de entrenamiento tanto para piernas como para brazos, y una caja de control la cual contiene al motor.

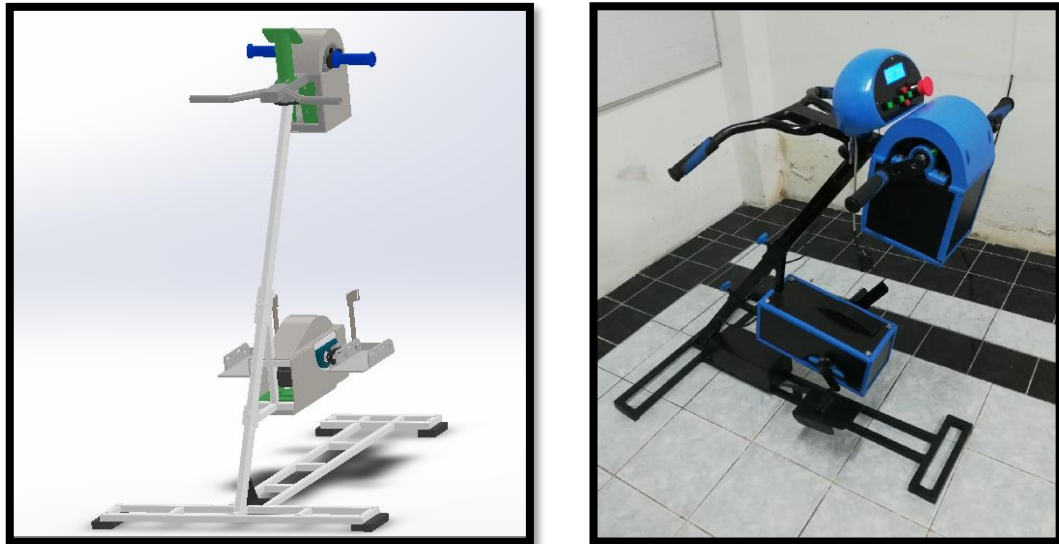


Figura 28-3: a) diseño del prototipo b) prototipo implementado

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.7. Análisis y Resultados del Prototipo

Se da a conocer los resultados en base a las pruebas realizadas al prototipo de rehabilitación tanto en el hardware y software. Se basa en la caracterización de las mediciones y de las distintas comunicaciones existentes, además las pruebas se realizaron en la ciudad de Ambato en **"Rehab-Vital"**-Fisioterapia & Rehabilitación utilizando el 100% de su población de personas con paraplejía las cuales fueron 15 personas. Para la validación se realizaron 9 pruebas que se detallan a continuación:

3.7.1. Evaluación de la estructura mecánica

En la Figura 29-3 se puede apreciar el prototipo de rehabilitación para parapléjicos en su versión terminada cumpliendo así los requerimientos propuestos.



Figura 29-3: Prototipo terminado

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.7.2. Validación del control manual

Con el objetivo de validar el funcionamiento del control manual del prototipo se procede a la evaluación de cada uno de los botones ubicados en el mando de control los cuales son:

- Botón Inicio/Detener
- Botón adelante
- Botón Reversa
- Aumentar Velocidad
- Disminuir Velocidad
- Botón Paro emergencia

Para esta evaluación del módulo manual se pidió a 15 personas con paraplejía que presionen aleatoriamente los botones ubicados en el mando de control del prototipo y respondan el modelo de encuesta basada en la Escala de Likert que se encuentra en el Anexo A.

Al aplicar la encuesta de Likert a los pacientes se muestra como resultado la siguiente tabla 12-3 donde:

- I1: Los botones del panel de control se encuentran bien ubicados según su perspectiva
- I2: Al presionar los botones Inicio/Detener cumplen con su funcionamiento.
- I3: Al presionar el botón de dirección adelante cumple con su funcionamiento.
- I4: Al presionar el botón de dirección reversa cumple con su funcionamiento.
- I5: Al presionar los botones aumentar y disminuir velocidad cumplen con su funcionamiento.
- I6: Al presionar el botón paro de emergencia la respuesta fue inmediata.

Tabla 12-3: Análisis de pacientes

Encuestados /ítems	I1	I2	I3	I4	I5	I6	Total por encuestado
Paciente 1	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 2	4	5	5	5	5	5	29
Paciente 3	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 4	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 5	5	5	5	5	5	4	29
Paciente 6	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 7	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 8	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 9	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 10	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 11	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 12	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 13	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 14	5	5	5	5	5	5	30
Paciente 15	5	5	5	5	5	5	30
Total por ítem	74	75	75	75	75	74	
Porcentaje (%)	98.67	100	100	100	100	98.67	

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Al realizar el análisis por ítem, hay que definir que el valor más alto que se puede obtener es de 75 puntos (15 pacientes multiplicado por 5 valor más alto) y se define los rangos con un intervalo de 10 puntos; demostrando que del 0 al 10 es una debilidad mientras que el valor más alto del 71 al 75 es una fortaleza, de tal manera la encuesta aplicada dio como resultado 74-75 puntos lo que demuestra que el control manual funcionan correctamente debido a que están dentro del valor más alto de acuerdo y además disponen un porcentaje del 98.67% - 100% total entre los 15 pacientes.

3.7.3. Análisis del sensor oxímetro del prototipo

En la prueba realizada al sensor oxímetro, el cual determina la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno en la persona que lo está portando; se efectuó la respectiva comparación entre los datos emitidos por el sensor colocado en el prototipo y los valores obtenidos con el equipo médico comercial de la marca "JUMPER", en cada rutina del modo automático.

- Rutina 1

Para medir el pulso cardiaco y la saturación de oxígeno se necesita colocar el equipo médico en el dedo índice de la mano derecha ejerciendo presión, debido que el dedo índice de la mano izquierda está el sensor del prototipo. Se tomaron 10 datos con un intervalo de 1 minuto entre ellos.

En la figura 30-3 a) se observa la medición del ritmo cardiaco con el equipo médico b) se visualiza las mediciones con el sensor del prototipo.

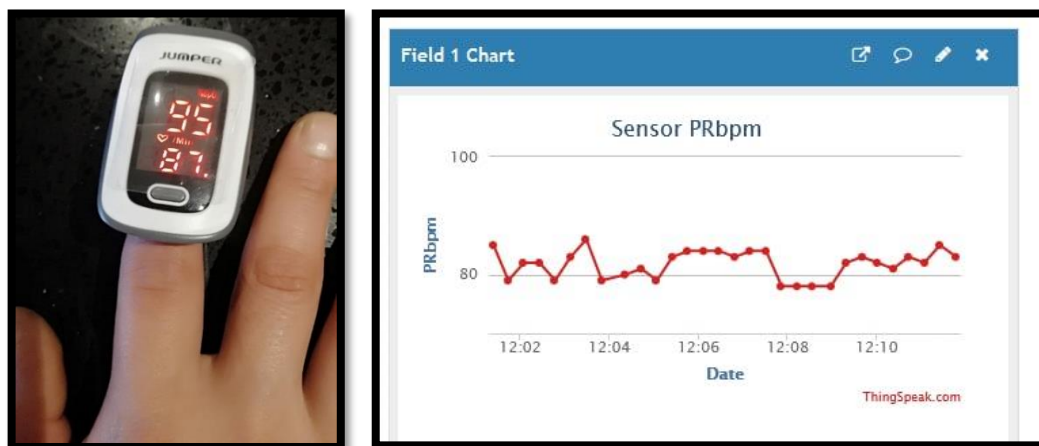


Figura 30-3:a)Medición con el equipo médico b) Resultados Thingspeak PRbpm

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Tabla 13-3: Comparación de mediciones del ritmo cardiaco Rutina1

Ritmo Cardiaco (Bpm)					
	N°	Ritmo Cardiaco prototipo (Bpm)	Ritmo cardiaco OXIMETRO Jumper (Bpm)	Dato correcto	ERROR
Rutina 1	1	79	79	Si	0
	2	85	84	No	1
	3	83	83	Si	0
	4	80	80	Si	0
	5	81	81	Si	0
	6	85	84	No	1
	7	84	84	Si	0
	8	78	78	Si	0
	9	82	82	Si	0
	10	81	81	Si	0
MEDIA(X)		81.80	81.6		
DESVIACION ESTANDAR		2.440	2.171		
COEFICIENTE DE VARIACION		2.983	2.660		

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Una vez realizado el análisis y luego de ser expuestos los datos en la Tabla 13-3, se llega a la conclusión que el sensor instalado en el prototipo resulta ser muy confiable, ya que posee un error máximo de 1 punto en las muestras recolectadas. Según lo exponen especialistas en el área médica, se acepta un error máximo de 10 puntos debido a la facilidad con la que este valor puede variar en cuestión de segundos. El coeficiente de variación igual a 2.171 indica que, de las muestras recolectadas, la relación entre el tamaño de la media y la variabilidad de la variable resulta ser corta debido a que no existe mucha dispersión entre los datos, por consecuencia, tomando en cuenta el rango de error, se afirma que el sensor colocado en el prototipo es confiable (Torre, Chávez, Vázquez, & Pérez, 2006).

En la figura 31-3 a) se observa la medición de la saturación de oxígeno con el equipo médico b) se visualiza las mediciones con el sensor del prototipo.

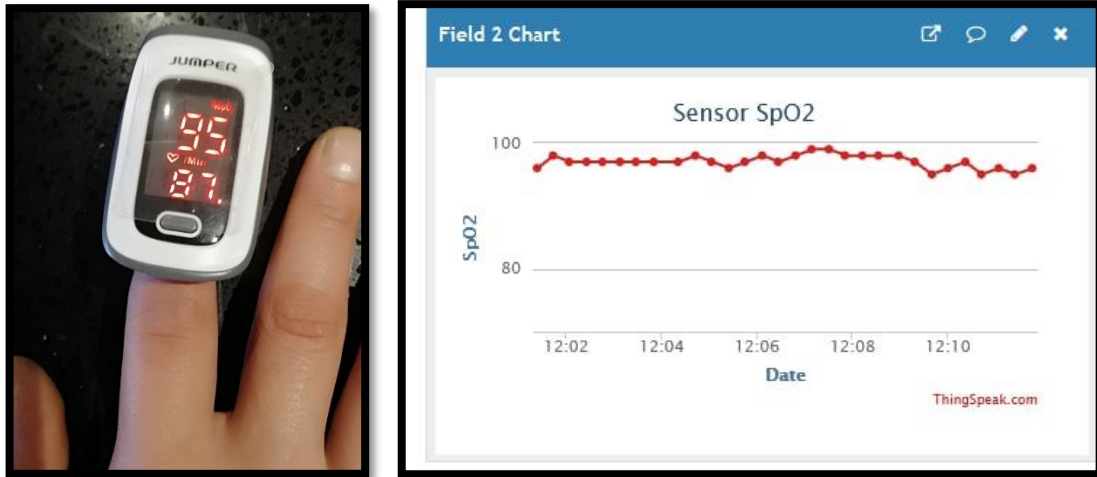


Figura 31-3: Medición con el equipo médico b) Resultados Thingspeak SpO2

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Tabla 14-3: Comparación de mediciones de la saturación de la sangre Rutina 1

Saturación de Oxígeno (SP02)					
	N°	Saturación de Oxígeno prototipo (SP02)	Saturación de Oxígeno OXIMETRO Jumper (SP02)	Dato correcto	ERROR
Rutina 1	1	97	97	Si	0
	2	98	97	No	1
	3	98	98	Si	0
	4	98	98	Si	0
	5	97	97	Si	0
	6	99	98	No	1
	7	99	99	Si	0
	8	98	98	Si	0
	9	97	97	Si	0
	10	97	97	Si	0
MEDIA(X)		97.80	97.6		
DESVIACION ESTANDAR		0.789	0.699		
COEFICIENTE DE VARIACION		0.807	0.716		

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Al realizar el análisis y luego de ser expuestos los datos en la Tabla 14-3, se tiene como conclusión que el sensor instalado en el prototipo resulta ser muy confiable, ya que posee un error de 1 punto en las muestras recolectadas. Según lo exponen especialistas en el área médica, se acepta un error

máximo de 10 puntos debido a la facilidad con la que este valor puede variar en cuestión de segundos. El coeficiente de variación igual a 0.716 indica que, de las muestras recolectadas, la relación entre el tamaño de la media y la variabilidad resulta ser corta debido a que no existe mucha dispersión entre los datos, sin embargo, tomando en cuenta el rango de error, se afirma que el sensor colocado en el prototipo es confiable. (Torre, Chávez, Vázquez, & Pérez, 2006)

3.7.4. Evaluación comunicación entre sensor oxímetro y página web

Con el propósito de verificar que los datos emitidos por el prototipo en la LCD sean los mismos que son enviados a la página web Thingspeak, se procede a tomar 10 valores de ritmo cardíaco y de saturación de oxígeno de un paciente durante la rutina 1 y compararlos para conocer si existe algún error entre ellos.

- Evaluación Rutina 1

Tabla 15-3: Evaluación ritmo cardíaco sensor prototipo y pagina web Thingspeak.

Ritmo Cardíaco (Bpm)					
	N°	Valor prototipo (Bpm)	Valor recibido Thingspeak (Bpm)	Dato correcto	ERROR
Rutina 1	1	79	79	Si	0
	2	85	85	Si	0
	3	83	83	Si	0
	4	80	80	Si	0
	5	81	81	Si	0
	6	85	85	Si	0
	7	84	84	Si	0
	8	78	78	Si	0
	9	82	82	Si	0
	10	81	81	Si	0

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la tabla 15-3, se puede observar valores obtenidos del ritmo cardíaco tanto en el prototipo como en la página web durante la rutina 1; no se aprecia un error absoluto en ningún valor, por tal motivo se determina que los valores emitidos por el sensor del prototipo son los mismo que llegan a la página Thingspeak, determinando así la fiabilidad tanto del sensor como de la página web.

Tabla 16-3: Evaluación saturación de oxígeno sensor prototipo y pagina web Thingspeak

Saturación de Oxígeno (SP02)					
	N°	Valor prototipo (SP02)	Valor recibido Thingspeak (SP02)	Dato correcto	ERROR
Rutina 1	1	97	97	Si	0
	2	98	98	Si	0
	3	98	98	Si	0
	4	98	98	Si	0
	5	97	97	Si	0
	6	99	99	Si	0
	7	99	99	Si	0
	8	98	98	Si	0
	9	97	97	Si	0
	10	97	97	Si	0

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la tabla 16-3, se puede observar valores obtenidos de la saturación de oxígeno tanto en el prototipo como en la página web durante la rutina 1; no se aprecia un error absoluto en ningún valor, por tal motivo se determina que los valores emitidos por el sensor del prototipo son los mismo que llegan a la página Thingspeak, determinando así la fiabilidad tanto del sensor como de la página web.

3.7.5. Validación del modo automático

Con el propósito de determinar la duración correcta de las rutinas programadas dentro de la parte automática del prototipo se procede a cronometrar el tiempo de duración de cada una de las rutinas. Aquí se procede a evaluar cada una de las rutinas existentes en la aplicación móvil las cuales son:

- Validación de la Rutina 1

En esta rutina dispone de un tiempo de duración de 10 minutos, la velocidad es lenta, esta es una terapia de calentamiento o utilizado de manera lenta para las personas en su etapa inicial a la rehabilitación.

Se evalúa el tiempo de duración de la rehabilitación dentro de la RUTINA 1, como se muestra en la siguiente tabla 17-3, podemos observar el tiempo de duración de cada una de las pruebas tomadas en los pacientes, donde se realiza 15 pruebas distintas para comprobar si el tiempo de la rutina es equitativo.

Tabla 17-3: Validación del tiempo de Rutina 1

N° de Prueba	Tiempo establecido (minutos)	Tiempo medido (minutos)	Error Absoluto (minutos)
1	10	10	0
2	10	9	1
3	10	10	0
4	10	10	0
5	10	10	0
6	10	10	0
7	10	9	1
8	10	10	0
9	10	10	0
10	10	10	0
11	10	10	0
12	10	10	0
13	10	10	0
14	10	10	0
15	10	10	0

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la tabla 17-3 ,se puede observar valores en base del tiempo de duración de la rutina 1 con la presencia de un paciente; se aprecia un error absoluto en 2 valores con el error máximo de 1 minuto, se determina que el prototipo se encuentra dentro del rango sugerido por los expertos y aseguran que no afecta en el proceso de rehabilitación ,ya que lo mínimo para un calentamiento como es la rutina 1 puede ser 5 minutos de duración por tal motivo hace que el prototipo sea fiable para la rehabilitación.

- Validación de la Rutina 2

En esta rutina dispone de un tiempo de duración de 30 minutos, la velocidad esta determina empezando por lenta y aumenta progresivamente.

Se procede a evaluar el tiempo de duración de la rehabilitación dentro de la RUTINA 2, como se muestra en la siguiente tabla 18-3, podemos observar el tiempo de duración de cada una de las pruebas tomadas en los pacientes, donde realizamos 15 pruebas distintas para comprobar si el tiempo de la rutina es equitativo.

Tabla 18-3: Validación del tiempo de Rutina 2

N° de Prueba	Tiempo establecido (minutos)	Tiempo medido (minutos)	Error Absoluto (minutos)
1	30	30	0
2	30	30	0
3	30	30	0
4	30	29	1
5	30	30	0
6	30	29	1
7	30	30	0
8	30	30	0
9	30	30	0
10	30	30	0
11	30	30	0
12	30	30	0
13	30	30	0
14	30	30	0
15	30	30	0

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la tabla 18-3, se puede observar valores en base del tiempo de duración de la rutina 2 con la presencia de un paciente; se aprecia un error absoluto en 2 valores con el error máximo de 1 minuto, se determina que el prototipo funciona de una manera adecuada y se encuentra dentro del rango permitido por los expertos y aseguran que no afecta en el proceso de rehabilitación.

- Validación de la Rutina 3

En esta rutina dispone de un tiempo de duración de 45 minutos, la velocidad empieza por lenta y aumenta progresivamente.

Se procede a evaluar el tiempo de duración de la rehabilitación dentro de la RUTINA 2, como se muestra en la siguiente tabla 19-3, podemos observar el tiempo de duración de cada una de las pruebas tomadas en los pacientes, donde realizamos 15 pruebas distintas para comprobar si el tiempo de la rutina es equitativo.

Tabla 19-3: Validación del tiempo de Rutina 3

N° de Prueba	Tiempo establecido (minutos)	Tiempo medido (minutos)	Error Absoluto (minutos)
1	45	45	0
2	45	45	0
3	45	45	0
4	45	45	0
5	45	45	0
6	45	45	0
7	45	45	0
8	45	45	0
9	45	45	0
10	45	45	0
11	45	45	0
12	45	45	0
13	45	45	0
14	45	45	0
15	45	45	0

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la tabla 19-3, se puede observar valores en base del tiempo de duración de la rutina 3 con la presencia de un paciente; no se aprecia un error absoluto en ningún valor, por tal motivo se determina que el prototipo funciona con exactitud.

3.7.6. Análisis de conexión a Bluetooth

En la prueba realizada al módulo de Bluetooth se establece distancias cada 50 cm, a las cuales se realiza las distintas conexiones entre el dispositivo y el módulo tomando en cuenta que existen distintas barreras, con el objetivo de verificar hasta que distancia existe conexión entre el módulo HC-05 y el dispositivo móvil.

Tabla 20-3: Conexión entre dispositivos

N°	Conexión	Distancia (cm)
1	Si	10
2	Si	50
3	Si	100
4	Si	150
5	Si	200

6	Si	250
7	Si	300
8	Si	350
9	Si	400
10	Si	450
11	Si	500
12	Si	550
13	Si	600
14	Si	650
15	Si	700
16	Si	750
17	No	800
18	No	850
19	No	900
20	No	950

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

En la tabla 20-3, se concluye que hasta los 750 cm existe una conexión óptima entre el módulo Bluetooth y el dispositivo debido a que en la prueba existen obstáculos al estar el módulo dentro de la caja de control, dicha distancia es suficiente; pues para la terapia se la realiza en un lugar cerrado de 5*5 metros según el experto en terapia de rehabilitación.

3.7.7. Consumo de energía del prototipo

Con el objetivo de determinar y conocer el consumo mensual del prototipo se procede en las siguientes tablas calcular el consumo de energía, la medición del voltaje, amperaje y potencia de cada rutina del prototipo de rehabilitación.

Tabla 21-3:Consumo total de la red eléctrica en la rutina 1

Componente	Consumo
Voltaje(V)	120.1
Corriente (A)	0.096
Potencia (W)	24.5

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Tabla 22-3: Consumo total de la red eléctrica en la rutina 2

Componente	Consumo
Voltaje(V)	120.4
Corriente (A)	0.096
Potencia (W)	26.2

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Tabla 23-3: Consumo total de la red eléctrica en la rutina 3

Componente	Consumo
Voltaje(V)	120.4
Corriente (A)	0.096
Potencia (W)	29.5

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

La figura 32-3 muestra las mediciones realizadas con un analizador de energía. En la tabla 24-3 se comprueba que el prototipo consume una potencia de rutina 1 de 5.88 KWh/mes, rutina 2 de 6.288 KWh/mes finalmente rutina 3 de 7.08 KWh/mes y al ser utilizado durante 8 horas al día durante un mes se tiene que el valor monetario en dólares americanos es de \$0.7832

Tabla 24-3: Consumo Total

Rutina	Consumo (KWh/mes)	Tarifa pago mensual (\$)
Rutina 1	5.88	0.2352
Rutina 2	6.288	0.2515
Rutina 3	7.08	0.2832
Total		0.7832

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)



Figura 32-3:a) Medición Amperaje b) Medición Voltaje

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

3.7.8. Grado de aceptación del prototipo

Al finalizar las pruebas de funcionamiento del prototipo modular electrónico para rehabilitación de parapléjicos, se procedió a realizar pruebas mediante encuestas para medir el nivel de aceptación tanto del fisioterapeuta como del paciente del CENTRO de rehabilitación “ **Rehab-Vital**”, de la ciudad de Ambato, provincia de Tungurahua.



Figura 33-3:Interacción del prototipo con el paciente

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Después de ser aplicada la terapia de rehabilitación al paciente, se realizó una entrevista teniendo en cuenta 6 preguntas, se dialogó tanto con el paciente como con los fisioterapeutas. Con el fin

de conocer el grado de satisfacción se aplicó la escala de Likert, obteniendo los siguientes resultados:

Tabla 25-3: Evaluación del grado de aceptación del prototipo de rehabilitación

N°	Preguntas	1	2	3	4
1	¿Está de acuerdo con el diseño del prototipo de rehabilitación?				x
2	¿Está satisfecho con los datos que genera el prototipo?				x
3	¿Está de acuerdo que el prototipo disponga de movimiento pasivo y activo para los miembros superiores?			x	
4	¿Está de acuerdo con el control y manipulación de la aplicación móvil?				x
5	¿Está con el movimiento pasivo asistido por motor que realiza el prototipo para el miembro inferior?				x
6	¿El prototipo cumplió con la terapia de rehabilitación?				x

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Donde:

- 1: Insatisfactorio
- 2: Poco Satisfactorio
- 3: Satisfactorio
- 4: Muy satisfactorio

Tabla 26-3: Encuesta de Likert aplicada a paciente de "Rehab-Vital"

Encuestados /ítems	I1	I2	I3	I4	I5	I6	Total por encuestado
Paciente 1	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 2	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 3	3	4	4	4	4	4	23
Paciente 4	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 5	4	4	4	4	3	4	23
Paciente 6	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 7	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 8	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 9	4	4	3	4	4	4	23
Paciente 10	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 11	4	4	4	4	4	4	24

Paciente 12	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 13	4	4	4	4	4	4	24
Paciente 14	4	4	3	4	3	4	22
Paciente 15	4	4	4	4	4	4	24
Total por ítem	59	60	58	60	58	60	
Porcentaje (%)	98	100	97	100	97	100	

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

Después de analizar los resultados obtenidos de la entrevista, se concluye que el prototipo modular electrónico para la rehabilitación de parapléjicos presenta un alto grado de aceptación por parte del paciente y de los fisioterapeutas, pues este prototipo ayudo a realizar la terapia de rehabilitación de una manera más dinámica y autónoma , además permitió generar los datos del ritmo cardiaco y saturación de oxígeno del paciente y su rutina de rehabilitación en la base de datos del dispositivo móvil. Para el fisioterapeuta es un gran apoyo tener este tipo de herramientas pues tienen un mayor control de la rutina que se va realiza y del progreso que tiene el paciente.

4. GESTION DEL PROYECTO

4.7. Cronograma

ACTIVIDADES		AGOSTO				SEPTIEMBRE				OCTUBRE				NOVIEMBRE				DICIEMBRE				ENERO			
		S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4
Análisis y Recolección de Información a partir de Investigaciones	P	■	■	■																					
	R																								
Identificación de los requerimientos del prototipo	P					■	■																		
	R																								
Diseño Mecánico del prototipo e construcción	P							■	■	■	■														
	R																								
Diseño Electronico y aplicación móvil	P										■	■	■												
	R																								
Implementación del prototipo	P													■	■	■	■								
	R																								
Pruebas y Evaluación del prototipo	P																	■	■	■	■				
	R																								
Entrega del prototipo	P																								
	R																								

Figura 1-4: Cronograma

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

4.8. Recursos y Materiales

- PRESUPUESTO

En la tabla 1-4 se presenta el análisis económico, los costos de los materiales y componentes electrónicos utilizados en la implementación del prototipo.

Tabla 1-4: Análisis económico del prototipo de rehabilitación

Partes	Componentes	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
	Estructura	1		\$300
	Pedales	2		\$80
	Catalina	1		\$15
Estructura mecánica	Piñón	1		\$20
	Impresión 3D	2		\$200
	Botones	6		\$15
	Pantalla LCD	1		\$15
	Total, de costos de la estructura mecánica			\$645
	Arduino Uno	1		\$7.50
	Shield EKG	1		\$150
	NodeMCU	1		\$14
Componentes Electrónicos	Bluetooth Hc-05	1		\$11
	Sensor oxímetro	1		\$80
	Motor Nema 23	2	\$80	\$160
	Driver TB6600	2	\$35	\$70
	Total, de costos de los componentes Electrónicos			\$492.50
Costos Adicionales	Suministros de oficina			\$50
	Servicio de torno y suelda			\$300
	Total, de costos Adicionales			\$350
Costo Total del Prototipo				\$1.487,50

Realizado por: (Carranza & Parraga, 2020)

De los valores obtenidos en la tabla 1-4 se puede apreciar que los costos más altos del prototipo son los valores de la estructura metálica, el servicio de torno y suelda, mientras que en los dispositivos electrónicos el costo más alto es el de los motores, teniendo como resultado final un costo total de \$1.487,50 dólares americanos.

A comparación de otros dispositivos con las mismas características implementados en el mercado este prototipo de sistema modular electrónico es más económico en un 64,67%.

5. CONCLUSIONES

- Al haber realizado el estudio de los distintos equipos de rehabilitación como el bipedestor y el exoesqueleto su función es el entrenamiento por marcha, de tal manera que el equipo que se asemeja a nuestra investigación en particular es el entrenador pasivo asistido por motor debido a que tiene como función el proceso de cinesiterapia.
- Se desarrolló un prototipo modular electrónico para la rehabilitación de personas con paraplejía, el cual es controlado de forma manual y por medio de una aplicación móvil, este contiene 3 rutinas que serán escogidas por el paciente con supervisión del terapeuta para indicarle cuál es su rutina adecuada, además dispone de un sensor oxímetro que le mide el ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno del paciente que lo está usando, estos valores se almacenan en la página Thingspeak.
- Después de realizar un estudio de los elementos electrónicos se ha establecido el uso del Arduino Uno, Shield Olimex, módulo bluetooth HC-05, Node MCU siendo los más importantes debido a que son los más idóneos para el desarrollo y construcción del prototipo.
- El resultado del modo manual después de aplicar la encuesta basada en la escala de Likert se tiene como resultado un valor máximo de 75 puntos, lo que indica que los ítems tomados en cuenta son una fortaleza tanto para el paciente como el prototipo dando un porcentaje de funcionalidad del 99% - 100%.
- Al evaluar el modo automático donde se tomó en cuenta el tiempo de duración de las rutinas existentes, dentro de la aplicación se obtuvo un error en dos valores de medición dando como resultado un error máximo de 1 minuto dentro de cada rutina, lo cual según expertos no afecta en el proceso de rehabilitación lo que le hace fiable a la terapia.
- Las pruebas de conexión a Bluetooth determinaron que el dispositivo móvil puede controlar al prototipo a una distancia máxima de 7.5 metros, siendo esta distancia suficiente debido a que las terapias de rehabilitación se las realiza en una habitación máximo de 5*5m de dimensiones.
- En la prueba del análisis del sensor oxímetro del prototipo se concluyó que las pulsaciones de una persona son muy variantes sin embargo los resultados tanto del Ritmo Cardíaco (PRbpm) y de la saturación de oxígeno (SpO2) tuvieron un error máximo de 1 punto que según expertos

es un error considerable, debido que el máximo error puede ser de 10 puntos ya que los datos son variantes en cuestiones de tiempo, tomando en cuenta los valores de las tres rutinas, cuyos valores no se encuentran muy dispersos según expertos del área.

- Al realizar las pruebas del consumo de energía eléctrica se estableció que se obtiene un gasto apropiado, pese a que se utiliza el prototipo por un mes, lo que garantiza un trabajo óptimo sin interrupciones y dando como resultado valor de consumo de \$0.7832 dólares americanos a comparación del consumo de una televisión es el 74% más económico
- Al realizar la comparación con equipos comerciales de similares características se establece que el prototipo implementado resulta en un 64,67% más económico además cumple con los objetivos planteados inicialmente de la investigación.

6. RECOMENDACIONES

- Realizar un estudio en el cual se permita incorporar sensores en los músculos con el fin de monitorear las señales que pueden transmitir y así el prototipo de rehabilitación sea más competitivo en el mercado.
- Para mejorar al prototipo se recomienda añadir visión artificial para que realice un reconocimiento de pacientes y pueda continuar con la rehabilitación de cada uno.
- Se recomienda no exceder el tamaño de las medidas antropométricas ya establecidas para no tener problemas tanto con la estructura mecánica ni con parte electrónica del prototipo.
- Se recomienda añadir baterías en el caso de que llegue a faltar el suministro eléctrico.
- En caso de querer incrementar la autonomía del prototipo, se puede estudiar la posibilidad de incorporar una unidad de mando con lector de tarjeta inteligente.

BIBLIOGRAFÍA

ABB. *Visualización y Gestión.* [Consulta: 13 septiembre 2020]. disponible en: <https://www.brautomation.com/es-es/productos/visualizacion-y-gestion/>.

ABDULAHAD, Dlnya. *Websserver Based Smart Monitoring System Using ESP8266 Node MCU Module* [En línea], 2018. [Consulta: 15 octubre 2020] Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Dlnya_Aziz2/publication/326672970_Webserver_Based_Smart_Monitoring_System_Using_ESP8266_Node_MCU_Module/links/5b5cae8e458515c4b2501919/Webserver-Based-Smart-Monitoring-System-Using-ESP8266-Node-MCU-Module.pdf.

ACERO, L. *Laminas y Acero* [En línea], 2017, [Consulta: 11 octubre 2020].Disponible en: <https://blog.laminasyaceros.com/blog/tuber%C3%ADa-de-acero>.

AENOR. "Seguridad de las máquinas". *Medidas del cuerpo humano* [En línea], 2009, p.3. (Madrid - España). Disponible en: <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0042635>.

ALMAGIA, Í., & LIZANA, P. *Anatomia Humana.*[En línea]. 2015. Disponible en:<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/kine1/Modulos2012/Osteologia%20miembro%20inferior%20kine%202012.pdf>

ALVARADO, Miguel. *Sensores de posición descripción, selección y uso* [En línea] , 2004, [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/torito2691/sensores-opticos>.

ÁLVAREZ, Kevin. CONSTRUCCIÓN DE UN BIPEDESTOR PARA REHABILITACIÓN Y ESTIMULACIÓN DE CAMINATA PASIVA PARA NIÑOS PARAPLÉJICOS DE 2 A 3 AÑOS. [En línea] (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador. 2019. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/13628/1/85T00566.pdf>.

AMAZON. "Entrenador Pasivo"[En línea], 2020. [Consulta: 19 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.amazon.es/Ejercitador-el%C3%A9ctrico-ejercicios-entrenador-estacionario/dp/B07V3MHK7K>.

AMENDAÑO, L., & SALCEDO, E. *Construcción de un prototipo didáctico de puente grúa de posicionamiento manual y automático con pinza de sujeción para el izaje de objetos, controlado inalámbicamente desde una tablet mediante bluetooth utilizando el microcontrolador*[En línea], (Trabajo de titulación), Escuela Politécnica Nacional, Ecuador,2015. [Consulta: 11 septiembre 2020]. Disponible en: <https://docplayer.es/93636258-Escuela-politecnica-nacional.html>.

ARDUINO. *Proyecto arduino* [En línea], 2017, [Consulta: 11 octubre 2020]. Disponible en: <https://proyectoarduino.com/arduino-uno-r3/>.

ARELLANES, Elsa. "Oxímetro". *Cenetec Salud* [En línea],2016, *Vol.1*, Mexico. [Consulta: 14 septiembre 2020] Disponible en: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/38gt_oximetro.pdf.

ASPAYM-Madrid. *Demostración Exoesqueleto de Ekso Bionics Europe* [En línea],2012. Disponible en: <https://www.aspaymmadrid.org/demostracion-exoesqueleto-de-ekso-bionics-europe/>.

BARRIONUEVO, E., & NAVAS, B. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA OMNIDIRECCIONAL DE TRANSPORTE PARA LA CLASIFICACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD USANDO VISIÓN ARTIFICIAL PARA EL LABORATORIO DE MECATRÓNICA[En línea] (Trabajo de titulación), ESPE, Quito,2017. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/14708/2/ESPEL-MEC-0136-P.pdf>

BENITO, M. E., & ZAVARCE, E. M. *Introducción a la cinesiterapia* [En línea]. España, 2013, p.13. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en : http://handbook.usfx.bo/nueva/vicerrectorado/citas/SALUD_10/Fisioterapia_y_Kinesiologia/18.pdf.

CAJILEMA, Milton & PAILLACHO, Carmen . Diseño biomecánico e implementación de un prototipo de exoesqueleto robótico de las extremidades inferiores para ayudar a la mov. De parapléjicos. [En línea] (Trabajo de titulación). ESPEL, Ecuador. 2018 Disponible en : <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/14950/1/T-ESPEL-MEC-0151.pdf>.

CASAVARDE. *Fisioterapia en las lesiones medulares.* [En línea]. 2018. [Consulta: 11 septiembre 2020]. Disponible en : <https://www.grupocasaverde.com/2018/09/01/fisioterapia-las-lesiones-medulares/>.

CASTELLANOS, Jéssica. *fisioonline. Facilitación Neuromuscular Propioceptiva*, [En línea] p. 25. [03 de junio de 2019]. Disponible en: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/estiramientos-con-la-facilitacion-neuromuscular-propioceptiva>.

CHALEN, Jhon., & Santillán, Stalin. *Diseño De Un Prototipo De Software Para Mejorar La Administración De La Red Interna En La Empresa Todigisa Mediante La Evaluación De Las Herramientas De Monitoreo Open Source Utilizadas En Las Pymes De Gye* [En línea], 2016. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: <http://repositorio.ug.edu.ec/bitstream/redug/18136/1/UG-FCMF-B-CINT-PTG-N.125.pdf>.

CHARRY, Oliver. "Raspberry Pi" [En línea], 2015. (Antoquia, Maternob), pp.16-17. [Consulta: 13 septiembre 2020]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/297757602_RASPBERRY_PI_B_Revision_tecnica_guia_de_uso_y_programacion.

COBO, Raul. *El ABC de la Automatización*. [En línea], 2019, México. [Consulta: 16 septiembre 2020]. Disponible en: <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/hmi.pdf>

CONADIS. "Normas Jurídicas de Discapacidades en el Ecuador". *Normas Jurídicas de Discapacidades en el Ecuador* [En línea], Quito- Ecuador: Imprenta Don Bosco, 2019. pp.72-73. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/08/Libro-Normas-Jur%C3%ADdicas-en-Discapacidad-Ecuador.pdf>.

CONADIS. *Estadísticas de Discapacidad* [En línea], 2019. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.

DELGADO, Mario., & GARCIA, Adrian. "Cinesiterapia". *Especialidades Físicas* [En Línea], 2020, (Cuba), p.13. [Consulta: 13 septiembre 2020]. Disponible en: <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20735>.

DELTA EU. FUENTE CONMUTADA 12V/20A/P. Disponible en: https://shopdelta.eu/fuente-conmutada-12v20ap_16_p4888.html

ELIAS, J. "EliasCTM Fisioterapia y Osteopatía". *Ejercicios de resistencia progresiva y fisioterapia*[En línea], 2017, (Bilbao). [Consulta en: 20 octubre 2020]. Disponible en: <https://eliasctm.com/ejercicios-de-resistencia-progresiva-y-fisioterapia/>.

FERNÁNDEZ, Aurelio. *Sistemas de Regulación y control*[En línea], 2011. [Consulta: 16 octubre 2020]. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?id=nIzEf4wAESoC&pg=PA109&dq=servomotores&hl=es&sa=X&ved=2ahUKEwicpzPra7uAhUySzABHSsUAKUQ6AEwAXoECAIQAg#v=onepage&q=servomotores&f=false>.

GALEAS, Juan. *NodeMcu*[En línea],2015. [Consulta:5 octubre 2020], Disponible en: https://www.nodemcu.com/index_en.html

GARCÍA, Juan. *Desarrollo de un controlador para motores DC brushless basado en CompactRIO y LabVIEW de National Instruments para el estudio de nuevos algoritmos de control* [En línea],2011. [Consulta: 18 octubre 2020]. Disponible en: <https://core.ac.uk/download/pdf/30045433.pdf>

GARMENDIA, Patricio. "Efectos de la F.N.P. en la actitud postural hemipléjica" [En línea], 2016, (San Alberto Magno - Argentina), p.18. Disponible en: http://redi.ufasta.edu.ar:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/1287/2016_K_039.pdf?sequence=1.

GRANDA, Eduardo. *Dispositivos de parada de emergencia* [En línea], 2018. Disponible en: https://www.editores-srl.com.ar/sites/default/files/ie332_granda_dispositivos.pdf

GROEL , Nestor. *Los motores paso a paso* [En línea], 2016, Argentina, SAdelplata. pp.1-2. [Consulta: 13 septiembre 2020]. Disponible en: http://www.sadelplata.org/articulos/groel_060909.pdf

HERTZ, E. *Introduccion a la LCD* [En línea], 2020, México. [Consulta: 16 septiembre 2020]. Disponible en: https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=9.

HIERROS. *Acero Galvanizado*[En línea], 2017.[Consulta: 12 octubre 2020]. Disponible en: <https://achierros.com/hierro-galvanizado-que-es-ventajas/>.

HORCAJADA, R. *Miembro inferior o pelvico.* [En línea] *1(1)*. Madrid, España. 2017, pp. 28-30. [Consulta: 05 agosto 2020]. Disponible en: <https://eprints.ucm.es/45916/1/TEMA%206.%20Miembro%20inferior.pdf>

KAPANDJI, A. *Fisiología Articular: Miembro Inferior*. Francia, 2012. Editorial Medica Panamericana. doi:9788498354591.

LANDIN, Pedro. *Pelandintecno Tecnologia* [En línea], 2018, p. 2. [Consulta: 10 octubre 2020]. Disponible en: <http://pelandintecno.blogspot.com/2018/02/tornillo-sin-fin-descripcion-y.html>.

LLAMAS, Luis. *Comunicación inalámbrica en arduino con módulos RF 433MHZ* [En línea], 2016. [Consulta: 14 septiembre 2020] Disponible en: <https://www.luisllamas.es/comunicacion-inalambrica-en-arduino-con-modulos-rf-433mhz/#:~:text=Los%20m%C3%B3dulos%20de%20radio%20frecuencia,principalmente%2C%20por%20su%20bajo%20coste>.

LUCEA, Carlos. "Estudio y analisis de la tarjeta Thunderboard Sense"[En línea], 2018, (España), p.7. [Consulta: 13 septiembre 2020], Disponible en: https://ebuah.uah.es/dspace/bitstream/handle/10017/35439/TFG_Alonso_Lucea_2018.pdf?sequence=1&isAllowed=y.

MARCHENA, Miguel Ángel. *Analizar Y Definir Los Circuitos Y Procesos En Una Fuente Lineal* [En línea], 2019. [Consulta: 16 octubre 2020]. Disponible en: <https://www.coursehero.com/file/45230031/trabajo-fuente-lineal-paperdocx/>.

MARTÍNEZ, Ángel "La rehabilitación terapéutica a pacientes parapléjicos: impacto desde las tecnologías". *PODIUM-Revista de Ciencia y Tecnologia de la Cultura Fisica*, [En línea] 2017, (Chile), 12(1), pp. 21-30. DOI:1996-2452.

MATA, Octavio. "Antropometria y toma de medidas en ortopedia técnica miembros inferiores parte I". *Articulos de ortopedia* [En línea], 2014, p.3. [Consulta: 14 octubre 2020].

MAZON, A., ROJAS, S., & SANCHEZ, E. *Oxímetro de pulso no invasivo aplicado en el monitoreo atlético*. Mexico, 2016.

MBED. "Thunderboard Sense 2" [En línea], 2015. [Consulta: 12 septiembre 2020]. Disponible en: <https://os.mbed.com/platforms/thunderboard-sense-2/>.

MICROPAP. *Micropap* [En línea], 2018, [Consulta: 25 septiembre 2020]. Disponible en: <http://micropap.com/index.php/virtuemart/motores/nema-23/sy57sth51-2804b-detail>.

MIRANDA, m., & MERAZ, e. *Diseño de ayuda técnica para terapia física enfocada a personas con paraplejia* [En línea],(2019), 16(1), (Mexico: Culcyt). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.20983/culcyt.2019.1.3.1>

MORENO , María. "Paraplejia pasado y futuro del ser". [En línea], (2016), (Granada) p.18. [Consulta: 10 agosto 2020]. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1132-12962009000300010

MOTOMED. *Equipos Interferenciales* [En línea]. Disponible en: <https://www.motomed.com/es/productos/motomed-viva2-light/>.

NAYLAMP. *Naylamp Mecatronic* [En línea], 2017. Disponible en: <https://naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/196-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596.html>.

NORTE, U. T. "Avances En Bioingeniería Y Sistemas Inteligentes De Rehabilitación En Latino America" [En línea] , 2019. Editorial Universidad Técnica del Norte UTN. [Consulta: 12 noviembre 2020]. Disponible en: [de https://issuu.com/utnuniversity/docs/libro_cibsir_2018](https://issuu.com/utnuniversity/docs/libro_cibsir_2018).

NÚÑEZ, Kevin Humberto. CONSTRUCCIÓN DE UN BIPEDESTOR [En línea] (Trabajo de titulación). Escuela Superior Politécnica De Chimborazo. Riobamba, Ecuador. 2019 Disponible en:<http://dspace.espoch.edu.ec/bitstream/123456789/13628/1/85T00566.pdf>.

OLIMEX. *Componentes electronicos*[En línea],2018, Vol.I. México. [Consulta: 15 septiembre 2020] Disponible en: https://articulo.mercadolibre.com.ar/MLA-604017238-shield-ekg-ecg-de-1-canal-para-arduino-original-olimex-_JM

ONSEMI. *Step - Down Switching Regulator*[En línea], 2018, [Consulta: 25 septiembre 2020]. Disponible en : <https://www.onsemi.com/pub/Collateral/LM2596-D.PDF>.

OY, Polar. *Polar OH1* [En línea], 2019. Disponible en: https://support.polar.com/e_manuals/OH1/Polar_OH1_user_manual_Espanol/manual.pdf.

PADILLA, J. R. (Noviembre de 2017). "Planificación del Entrenamiento Deportivo". *Un enfoque metodológico de la estructura clásica* [En línea], 2017, (Barina, Venezuela), Editorial Episteme, p.42. [Consulta: 20 octubre 2020]. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Jose_Alvarado10/publication/321085436_Planificacion_de

l_Entrenamiento_Deportivo_Un_enfoque_metodologico_de_la_estructura_clasica/links/5a0ca6f10f7e9b9e33a9d76e/Planificacion-del-Entrenamiento-Deportivo-Un-enfoque-metod.

PANERO, J., & ZELNIK, M. *Las Dimensiones Humanas En Los Espacios Interiores*. Mexico: Ediciones G.GILI,S.A. de C.V.,2015, pp.80-100.

PARRA, Ignacio. "Fases del pedaleo y músculos que intervienen en cada una" [En línea], 2020. [Consulta: 12 octubre 2020] Disponible en: <https://www.brujulabike.com/fases-pedaleo-musculos/>.

PATIÑO, Jorge. *Motores de Corriente Continua* [En línea], 2018, Perú. p.3. [Consulta: 13 septiembre 2020] . Disponible en: [file:///C:/Users/Rhelec%20Ingenier%C3%ADa/Downloads/M%C3%93DULO%20N%C2%B01%20DE%20M%C3%81QUINAS%20EL%C3%89CTRICAS\(TALLER%20V\)%20MOTORES%20DE%20C.C-2018.pdf](file:///C:/Users/Rhelec%20Ingenier%C3%ADa/Downloads/M%C3%93DULO%20N%C2%B01%20DE%20M%C3%81QUINAS%20EL%C3%89CTRICAS(TALLER%20V)%20MOTORES%20DE%20C.C-2018.pdf).

PE, Isaac. *Análisis comparativo de las placas arduino* [En línea], 2016. p. 10. [Consulta: 13 septiembre 2020]. Disponible en: <https://comohacer.eu/analisis-comparativo-placas-arduino-oficiales-compatibles/>.

PÉREZ, Andres, & LLANO, Edison. Diseño y construcción de un prototipo de estación de bipedestación autónomo para adultos mayores [En línea] (Trabajo de titulación). ESPE, Latacunga, Ecuador, 2019. pp.21-22. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/15626/T-ESPEL-MEC-0154.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

POLARIDAD. *Conexión wifi con un módulo ESP8266* [En línea], 2015, [Consulta: 12 septiembre 2020]. Disponible en: <http://polaridad.es/modulo-wifi-esp8266/>.

POSADA, F. *Creando aplicaciones para móviles Android con MIT App Inventor 2* [En línea], 2019. Disponible en: <https://intef.es/wp-content/uploads/2019/03/MIT-App-Inventor-2.pdf>.

PRABHU Rkr, SWAMINATHAN N, HARVEY La. "Movimientos pasivos para el tratamiento y la prevención de contracturas". *Cochrane* [En línea], 2014. Disponible en: https://www.cochrane.org/es/CD009331/INJ_movimientos-pasivos-para-el-tratamiento-y-la-prevencion-de-

Mexico City, [En línea], 58(1),2016,Mexico. [Consulta: 12 diciembre 2020]. Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-83762006000100004

TORRES, Manuel. "Tecnología por Proyectos", *Mecanismos* [En línea], 2014. [Consulta: 20 octubre 2020]. Disponible en: https://www.edu.xunta.gal/espazoAbalar/sites/espazoAbalar/files/datos/1464947673/contido/4_mecanismos_de_transmisin_del_movimiento.html.

VALDEZ, C. L. Utilización de la contracción muscular excéntrica [En línea]. (Trabajo de titulación). Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Quito, Ecuador. 2014. Disponible en: <http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/7620/8.34.001834.pdf?sequence=4&isAllowed=y>.

VENTURA, Victor. *Módulo Wifi ESP8266* [En línea],2015,pp3-4. España. [Consulta:15 septiembre 2020].Disponible en: <http://polaridad.es/modulo-wifi-esp8266/>.

VERSWYVEL, Sonia. "Medidas Basicas de una Silla de Ruedas", *Una Ciudad Para Todos* [En línea]. 2019, (Perú). p.2. [Consulta: 15 noviembre 2020]. Disponible en : <http://unaciudadparatodos.com/sccs/manual.php?id=2>.

Zamora, Freddy. Implementación de una máquina ejercitadora ergonómica para la rehabilitación de personas con paraplejía. [En línea] (Trabajo de titulación). Universidad Tecnica de Cotopaxi, Latacunga, Ecuador. 2017. Disponible en: <http://repositorio.utc.edu.ec/bitstream/27000/4393/1/PI-000556.pdf>.

ANEXOS

ANEXO A: ENCUESTA BASADA EN ESCALA DE LIKERT

- Totalmente de acuerdo (valor: 5)
- De acuerdo (valor: 4)
- Indeciso (valor: 3)
- En desacuerdo (valor: 2)
- Totalmente en desacuerdo (valor: 1)

PREGUNTA/ITEM	Totalmente en desacuerdo	En desacuerdo	Indeciso	De acuerdo	Totalmente de acuerdo
1. Los botones del panel de control se encuentran bien ubicados según su perspectiva					
2. Al presionar los botones Inicio/Detener cumplen con su funcionamiento					
3. Al presionar el botón de dirección adelante cumple con su funcionamiento					
4. Al presionar el botón de dirección reversa cumple con su funcionamiento.					
5. Al presionar los botones aumentar y disminuir velocidad cumplen con su funcionamiento.					
6. Al presionar el botón PARO DE EMERGENCIA la respuesta fue inmediata.					


ANEXO B: CARACTERÍSTICAS DEL ARDUINO

ITead Studio
 HIGHER SPEED. BETTER VALUE. GUARANTEED.
 Tech Support: info@iteadstudio.com

HC-05

-Bluetooth to Serial Port Module

Overview



HC-05 module is an easy to use Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) module, designed for transparent wireless serial connection setup.

Serial port Bluetooth module is fully qualified Bluetooth V2.0+EDR (Enhanced Data Rate) 3Mbps Modulation with complete 2.4GHz radio transmitter and baseband. It uses CSR Bluecore OS-External single chip Bluetooth system with CMOS technology and with AFH(A Adaptive Frequency Hopping Feature). It has the footprint as small as 12.7mmx27mm. Hope it will simplify your overall design/development cycle.

Specifications

Hardware features

- Typical -80dBm sensitivity
- Up to +4dBm RF transmit power
- Low Power 1.8V Operation, 1.8 to 3.6V VIO
- PIO control
- UART interface with programmable baud rate
- With integrated antenna
- With edge connector

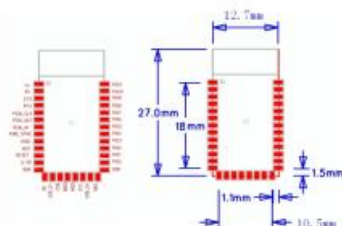
HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.09.2010

ITead Studio
 HIGHER SPEED. BETTER VALUE. GUARANTEED.
 Tech Support: info@iteadstudio.com

Software features

- Default baud rate: 38400, Data bits: 8, Stop bit: 1, Parity: none, Data control: has. Supported baud rate: 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800.
- Given a rising pulse in PICO, device will be disconnected.
- Status instruction port PIOC: low-disconnected, high-connected;
- PIOC0 and PIOC1 can be connected to red and blue led separately. When master and slave are paired, red and blue led blinks 10ms/2s in interval, while disconnected only blue led blinks 20ms/2s.
- Auto-connect to the last device on power as default.
- Permit pairing device to connect as default.
- Auto-pairing PINCODE: "0000" as default.
- Auto-reconnect in 30 min when disconnected as a result of beyond the range of connection.

Hardware



HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.09.2010

ITead Studio
 HIGHER SPEED. BETTER VALUE. GUARANTEED.
 Tech Support: info@iteadstudio.com

PIN Name	PIN #	Pad type	Description	Note
GND	13	VSS	Ground pad	
	23			
3.3 VCC	12	3.3V	Integrated 3.3V (+) supply with On-chip linear regulator output within 3.15-3.3V	
	22			
AI00	9	Bi-Directional	Programmable input/output line	
AI01	18	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO0	23	Bi-Directional	Programmable input/output line, control output for LNA01 (Internal)	
PIO1	24	Bi-Directional	Programmable input/output line, control output for F0A1 (Internal)	
PIO2	25	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO3	26	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO4	27	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO5	28	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO6	29	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO7	30	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO8	31	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO9	32	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO10	33	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO11	34	Bi-Directional	Programmable input/output line	

HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.09.2010

ITead Studio
 HIGHER SPEED. BETTER VALUE. GUARANTEED.
 Tech Support: info@iteadstudio.com

RESETB	15	CMOS input with weak internal pull-up. Reset if low input debounced so must be low for ~5MS to create a reset.	
UART_RTS	4	CMOS output, tri-state with weak internal pull-up. UART request to send, active low	
UART_CTS	3	CMOS input with weak internal pull-down. UART clear to send, active low	
UART_RX	2	CMOS input with weak internal pull-down. UART Data input	
UART_TX	1	CMOS output, tri-state with weak internal pull-up. UART Data output	
SPI_MOSI	17	CMOS input with weak internal pull-down. Serial peripheral interface data input	
SPI_CS#	16	CMOS input with weak internal pull-up. Chip select for serial peripheral interface, active low	
SPI_CLK	19	CMOS input with weak internal pull-down. Serial peripheral interface clock	
SPI_MISO	18	CMOS input with weak internal pull-down. Serial peripheral interface data Output	
USB_	15	Bi-Directional	

HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.09.2010

3. ITead Studio
 Make. Research. Create. Tech Support: info@iteadstudio.com

USB_+	20	Bi-Directional		
NC	14			
PCM_CLK	5	Bi-Directional	Synchronous PCM data clock	
PCM_OUT	6	CMOS output	Synchronous PCM data output	
PCM_IN	7	CMOS input	Synchronous PCM data input	
PCM_SYNC	8	Bi-Directional	Synchronous PCM data strobe	

AT command Default:

How to set the mode to server (master):

1. Connect PIO11 to high level.
2. Power on, module into command state.
3. Using baud rate 38400, sent the "AT+ROLE=1\r\n" to module, with "OK\r\n" means setting successful.
4. Connect the PIO11 to low level, reposer the module, the module work as server (master).

AT commands: (all end with \r\n)

1. Test command:

Command	Respond	Parameter
AT	OK	-

2. Reset:

Command	Respond	Parameter
AT+RESET	OK	-

3. Get firmware version:

Command	Respond	Parameter
AT+VERSION?	+VERSION<Param> OK	Param: Firmware version

Example:

```
AT+VERSION\r\n
+VERSION:0.2-20100601
OK
```

HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.08.2010

4. ITead Studio
 Make. Research. Create. Tech Support: info@iteadstudio.com

4. Restore default:

Command	Respond	Parameter
AT+ORIG	OK	-

Default state:
 Slave mode, pin code :1234, device name: HC-2010-06-01, Baud 38400bit/s.

5. Get module address:

Command	Respond	Parameter
AT+ADDR?	+ADDR<Param> OK	Param: address of Bluetooth module

Bluetooth address: NAP: UAP : LAP
 Example:
 AT+ADDR\r\n
 +ADDR:123456abcdef
 OK

6. Set/Check module name:

Command	Respond	Parameter
AT+NAME<Param>	OK	Param: Bluetooth module name
AT+NAME?	+NAME<Param> OK (FAIL)	(Default: HC-05)

Example:
 AT+NAME=HC-05\r\n set the module name to "HC-05"
 OK
 AT+NAME=IteadStudio\r\n
 OK
 AT+NAME?\r\n
 +NAME:IteadStudio
 OK

7. Get the Bluetooth device name:

Command	Respond	Parameter
AT+NAME?<Param1>	1. +NAME<Param2> OK 2. FAIL	Param1, Param 2 : the address of Bluetooth device

Example: (Device address 0000:77:ad:c2:23:4, name: Itead)
 AT+NAME? 0000, 77, adc2234\r\n
 +NAME:Itead
 OK

8. Set/Check module mode:

Command	Respond	Parameter
AT+MODE<Param>	OK	Param:
AT+MODE?	+MODE<Param>	0-Slave

HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.08.2010

7. ITead Studio
 Make. Research. Create. Tech Support: info@iteadstudio.com

	OK	1-Master 2-Slave-Loop
--	----	--------------------------

9. Set/Check device class:

Command	Respond	Parameter
AT+CLASS<Param>	OK	Param: Device Class
AT+CLASS?	1. +CLASS<Param> OK 2. FAIL	

10. Set/Check GAC (General Inquiry Access Code):

Command	Respond	Parameter
AT+GAC<Param>	1. OK 2. FAIL	Param: GAC (Default: 9e8b33)
AT+GAC	+GAC<Param> OK	

Example:
 AT+GAC=9e8b33\r\n
 OK
 AT+GAC?\r\n
 +GAC:9e8b33
 OK

11. Set/Check - Query access patterns:

Command	Respond	Parameter
AT+INQ?<Param1><Param2><Param3>	1. OK 2. FAIL	Param:
AT+INQ?	+INQ: <Param1><Param2><Param3> OK	Param1: Maximum number of Bluetooth devices to respond to Param2: Timeout (1-48 : 1.28s to 61.44s)

Example:
 AT+INQ=1,4,48\r\n
 OK
 AT+INQ=1\r\n
 +INQ:1, 4, 48
 OK

HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.08.2010

8. ITead Studio
 Make. Research. Create. Tech Support: info@iteadstudio.com

12. Set/Check PIN code:

Command	Respond	Parameter
AT+PSWD<Param>	OK	Param: PIN code (Default: 1234)
AT+PSWD?	+PSWD : <Param> OK	

13. Set/Check serial parameter:

Command	Respond	Parameter
AT+UART=<Param1><Param2><Param3>	OK	Param1: Baud Param2: Stop bit Param3: Parity
AT+UART?	+UART=<Param1><Param2><Param3> OK	

Example:
 AT+UART=115200, 1, 2, \r\n
 OK
 AT+UART?
 +UART:115200,1,2
 OK

14. Set/Check connect mode:

Command	Respond	Parameter
AT+CMODE<Param>	OK	Param:
AT+CMODE?	+CMODE<Param> OK	0 - connect fixed address 1 - connect any address 2 - slave-Loop

15. Set/Check fixed address:

Command	Respond	Parameter
AT+BIND=<Param>	OK	Param: Fixed address (Default: 0000:00:00:00:00:00)
AT+BIND?	+BIND=<Param> OK	

Example:
 AT+BIND=1234, 56, abcdef\r\n
 OK
 AT+BIND?\r\n
 +BIND:123456abcdef
 OK

16. Set/Check LED I/O:

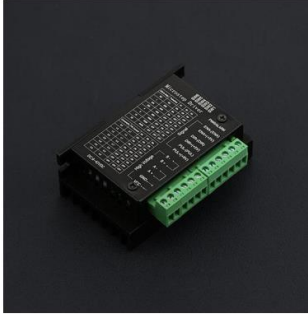
Command	Respond	Parameter
AT+POLAR=<Param1><Param2>	OK	Param1:
AT+POLAR?	+POLAR=<Param1><Param2> OK	0- PWR low drive LED 1- PWR high drive LED

HC-05 Bluetooth module iteadstudio.com 06.08.2010

ANEXO C: CARACTERISTICAS TECNICAS DEL DRIVER

www.DFRobot.com

TB6600 Stepper Motor Driver User Guide



Version: V1.2



www.DFRobot.com

Safety Precautions:

- Before using this product, please read this instruction manual carefully
- Keep this manual in a safe place for future reference
- The appearance of the picture is just for reference, please prevail in kind
- ◇ This device is driven by DC power supply, make sure the power positive and negative before you power it.
 - ◇ Please do not electrified plug
 - ◇ Please do not mix conductive foreign matter such as screws or metal
 - ◇ Please keep it dry, and pay attention to moisture-proof
 - ◇ The equipment should be clean and well ventilated.



www.DFRobot.com

Contents

1. Introduction	1
Features	1
Electric Specification	1
INPUT & OUTPUT	2
2. Stepper Motor Wiring	4
3. Microcontroller Connection Diagram	5
4. DIP Switch	6
Micro Step Setting	6
Current Control Setting	6
5. Off-line Function (EN Terminal)	7
6. FAQ	7
7. Dimension (96*56*33)	8



www.DFRobot.com

1. Introduction

This is a professional two-phase stepper motor driver. It supports speed and direction control. You can set its micro step and output current with 6 DIP switch. There are 7 kinds of micro steps (1, 2/A, 2/B, 4, 8, 16, 32) and 8 kinds of current control (0.5A, 1A, 1.5A, 2A, 2.5A, 2.8A, 3.0A, 3.5A) in all. And all signal terminals adopt high-speed optocoupler isolation, enhancing its anti-high-frequency interference ability.

Features:

- ✘ Support 8 kinds of current control
- ✘ Support 7 kinds of micro steps adjustable
- ✘ The interfaces adopt high-speed optocoupler isolation
- ✘ Automatic semi-flow to reduce heat
- ✘ Large area heat sink
- ✘ Anti-high-frequency interference ability
- ✘ Input anti-reverse protection
- ✘ Overheat, over current and short circuit protection

Electrical Specification:

Input Current	0~5.0A
Output Current	0.5~4.0A
Power (MAX)	160W
Micro Step	1, 2/A, 2/B, 4, 8, 16, 32
Temperature	-10 ~ 45°C
Humidity	No Condensation
Weight	0.2 kg
Dimension	96*56*33 mm

www.DFRobot.com.cn

1

INPUT & OUTPUT:

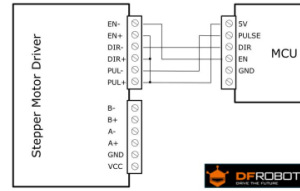
- **Signal Input:**
 - PUL+ Pulse +
 - PUL- Pulse -
 - DIR+ Direction +
 - DIR- Direction -
 - EN+ Off-line Control Enable +
 - EN- Off-line Control Enable -
- **Motor Machine Winding:**
 - A+ Stepper motor A+
 - A- Stepper motor A-
 - B+ Stepper motor B+
 - B- Stepper motor B-
- **Power Supply:**
 - VCC VCC (DC9-42V)
 - GND GND

Wiring instructions

There are three input signals in all: ① Step pulse signal PUL+, PUL-; ② Direction signal DIR+, DIR-; ③ off-line signal EN+, EN-. The driver supports common-cathode and common-anode circuit, you can select one according to your demand.

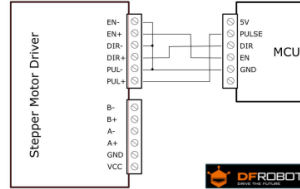
Common-Anode Connection:

Connect PUL+, DIR+ and EN+ to the power supply of the control system. If the power supply is +5V, it can be directly connected. If the power supply is more than +5V, the current limiting resistor R must be added externally. To ensure that the controller pin can output 8 ~ 15mA current to drive the internal optocoupler chip. Pulse signal connects to PUL-; direction signal connects to DIR-; Enable signal connects to EN-. As shown below:



Common-Cathode Connection:

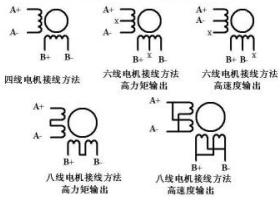
Connect PUL-, DIR- and EN- to the ground terminal of the control system. Pulse signal connects to PUL+; direction signal connects to DIR+; Enable signal connects to EN+. As shown below:



Note: When "EN" is in the valid state, the motor is in a free state (Off-line mode). In this mode, you can adjust the motor shaft position manually. When "EN" is in the invalid state, the motor will be in an automatic control mode.

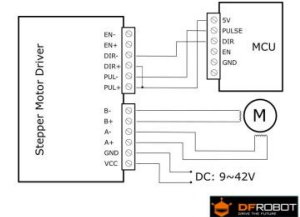
2. Stepper Motor Wiring:

Two-phase 4-wire, 6-wire, 8-wire motor wiring, as shown below:



3. Microcontroller Connection Diagram:

This is an example for the common-anode connection. ("EN" not connected)



Note: Please cut off the power when you connect the system, and ensure the power polar is correct. Or it will damage the controller.

4. DIP Switch

Micro Step Setting

The follow tablet shows the driver Micro step. You can set the motor micro step via the first three DIP switch.

Step Angle = Motor Step Angle / Micro Step

E.g. An stepper motor with 1.8° step angle , the final step angle under "Micro step 4" will be 1.8°/4=0.45°

Micro Step	Pulse/Rev	S1	S2	S3
NC	NC	ON	ON	ON
1	200	ON	ON	OFF
2/A	400	ON	OFF	ON
2/B	400	OFF	ON	ON
4	800	ON	OFF	OFF
8	1600	OFF	ON	OFF
16	3200	OFF	OFF	ON
32	6400	OFF	OFF	OFF

Current Control Setting

Current (A)	S4	S5	S6
0.5	ON	ON	ON
1.0	ON	OFF	ON
1.5	ON	ON	OFF
2.0	ON	OFF	OFF
2.5	OFF	ON	ON
2.8	OFF	OFF	ON
3.0	OFF	ON	OFF
3.5	OFF	OFF	OFF

5. Off-line Function (EN Terminal):

If you turn on the Off-line function, the motor will enter a free state. You can adjust the motor shaft freely, and the pulse signal will be no response. If you turn it off, it will be back into automatic control mode

Note: Generally, EN terminal is not connected.

6. FAQ

1. Q: If the control signal is higher than 5V, how do I connect?

A: You need add a resistor in series

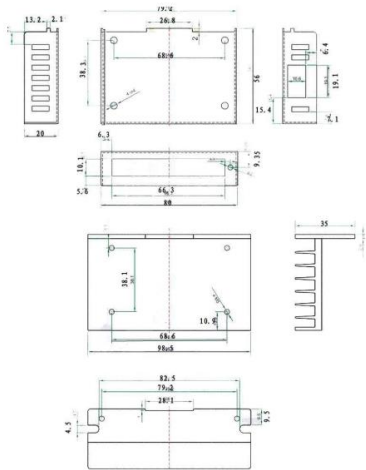
2. Q: After connected the power, why the motor doesn't work? The PWR Led has been ON.

A: Please check the power supply, it must higher than 9V. And make sure the I/O limited current is higher than 5mA

3. Q: How do we know the right order of the stepper motor?

A: Please check the motor specification, it show you the right order. Or you can measure it with a multimeter.

7. Dimension (96*56*33)



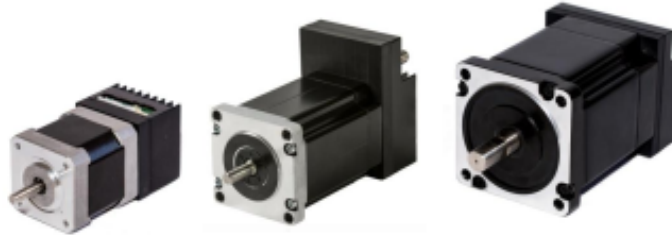
ANEXO D: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL MOTOR



Integrated Closed Loop Stepper Motor

Datasheet Rev. 5.2

NEMA 17, NEMA 23 and NEMA 34



NEMA	IP 20			IP20			IP65			IP20		IP65		
	17S	17M	17L	23S	23M	23L	23S	23M	23L	34M	34L	34M	34L	
Input Power, Nominal ($\pm 10\%$)	VDC	14-48	14-48	14-48	14-48	14-48	14-48	14-48	14-48	14-48	14-48	14-75	14-75	
Auxiliary Input Power, Nominal ($\pm 10\%$)	VDC	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	6-24	
Auxiliary Input Power, Maximum	W	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Detent Torque	mNm	15	25	25	40	70	120	40	70	120	250	350	250	350
Thrust Load Limit	kg	0.28	0.36	0.6	0.6	1.0	1.5	0.6	1.0	1.5	2.7	3.8	2.7	3.8
Overhung Load Limit (from shaft end)	N	20	20	20	50	50	50	50	50	50	260	260	260	260
Rotor Inertia	g-cm ²	57	82	123	260	460	750	260	460	750	1850	2750	1850	2750
Holding torque at continuous current	Nm	0.35	0.45	0.65	1.1	1.8	2.6	1.1	1.8	2.6	3.5	5.5	5	7.7
Holding torque at peak current	Nm	0.5	0.6	1.05	1.3	2.1	3.25	1.3	2.1	3.25	4.5	7	6.3	9
Continuous Output Current	A	1.8	1.8	1.8	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	7	7	7	7
Peak Output Current (application dependent)	A	3.5	3.5	3.5	6.5	6.5	6.5	6.5	6.5	6.5	11.5	11.5	11.5	11.5
Step Angle	deg	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8	1.8
Magnetic Encoder, Resolution	ppr	4096	4096	4096	4096	4096	4096	4096	4096	4096	4096	4096	4096	4096
Circuit Loss	W	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
Weight	kg	0.37	0.44	0.59	0.80	1.13	1.75	0.84	1.18	1.83	3.05	4.30	3.30	4.50
Connection Hardware Screw Size/Torque	Nm	0.63	0.63	0.63	3	3	3	3	3	3	5.2	5.2	5.2	5.2
Under-Voltage Trip, Nominal	VDC	Logic												
Over-Voltage Trip	VDC	Logic												

stepIM Integrated Closed Loop Stepper Motor

Control

Feature	Specification	
Operation Modes	Selectable	Profile position, Velocity, Profile velocity, Profile torque, Homing, Cyclic synchronous position
Display		Bi-color LED
Software Tools	User Interface	ServoStudio, Windows-based
	Functions	Connection settings, Drive info, Power info, I/O configuration, Motion settings and tuning, Fault history/display
Rotary Units	Position	Counts
	Velocity	rpm/100
	Acc/Dec	rpm/100/s

Communication

Feature	Specification	
CANopen	CANopen – CiA 301 application layer and CiA 402 device profile for drives and motion control. Baud rate 10 kbps – 1 Mbps CAN ID 1 – 126 (Default 101) Heartbeat producer, SDO, PDO (dynamic mapping)	
EtherCAT	CANopen – CiA 301 application layer and CiA 402 device profile for drives and motion control. Communication cycle time: up to 250 μ s	

Protection and Environment

Feature	Specification	
Protective Functions	PT limit, Over-voltage, Under-voltage, Drive over-temperature, Over-speed, Velocity error, Position error, Magnet missing, Power stage fault, PLL lock lost, Position command error, Acceleration / deceleration violation	
Standards	IP20 CE, IP65 CE Pending UL Pending	
Environment	Ambient temperature: Operation 0 – 40°C, Storage 0 – 70°C Heat sink max. temperature: 100°C Motor max. temperature: 120°C	
	Humidity: 10 – 90%	
	Altitude: If in accordance with specified clearances, per IEC 61800-5-1, the stepIM is rated for use at altitudes up to 2000m	
	Vibration: under review	
Operating Conditions	Protection class: IP20 or IP65 Pollution degree: 2 as per IEC 60664-1	
	Do not use where the following are present: corrosive gases, flammable gases, water, oil, chemicals, dust (including iron dust and salts)	
Configuration	Flange mounting	

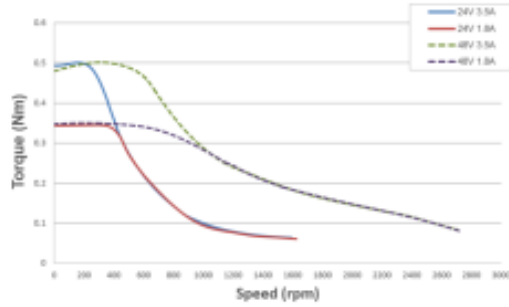
Inputs/Outputs

Feature	Specification		
1x Analog Input	Signal	Analog \pm 10 VDC differential	
	Functions	User define	
	Input Resolution	12 bit	
	Input Impedance	94 k Ω	
	Bandwidth (-3 db)	8 KHz	
4x Digital Input Exception: 3x Digital Input on NEMA23 IP65	Signal	Configurable opto-isolated. User defined compatibility with sinking or sourcing input. Exception: sinking input only on NEMA 17.	
	Functions	Homing, limit switch, remote enable, start motion command for profiled position operation mode	
	Voltage High Level Input	30 V	
	Min. High Level Input	11 V	
	Max. Low Level Input	5 V	
	Input Resistance	2.2 k Ω Except: 24 k Ω NEMA17 IP20	
	Max. Input Frequency	1 kHz	
	Isolation Voltage	2500 Vrms	
	Max. Input Current	According to max. voltage level, input current is not limited, drive limits the input current	
	Propagation Delay Time	1 ms	
	2x Digital Output Exception: 1x Digital Output on NEMA23 IP65	Signal	Configurable open collector. User defined compatibility with opto-isolated sinking output or sourcing output.
		Functions	Motor speed set, Current, Motor speed set clear, Regen resistor control, Motion completed, In position, Zero speed, Software position limit switch, Active, User selectable.
		Voltage	30 V
Max. Current		500 mA	
Min. Load Resistance		60 Ω	
Output Voltage		0.25 V	
Min. Propagation Delay Time		1 ms (may be longer if load current is lower)	

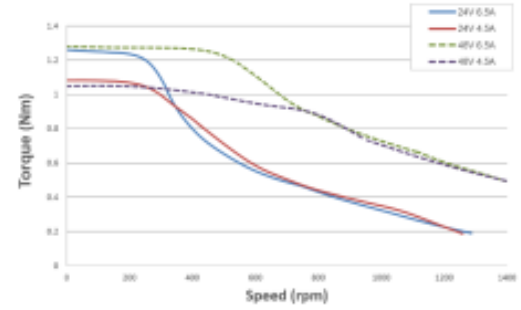
stepIM Integrated Closed Loop Stepper Motor

Speed/Torque Charts

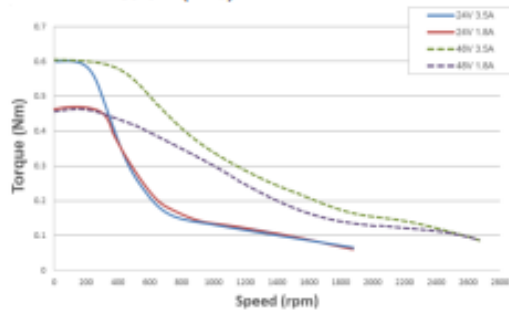
NEMA 17 Short (IP20)



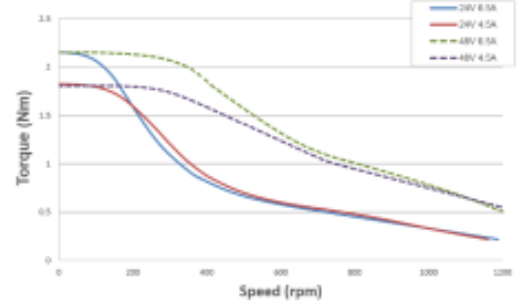
NEMA 23 Short (IP20, IP65)



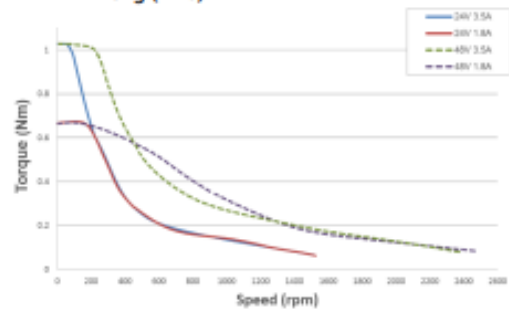
NEMA 17 Medium (IP20)



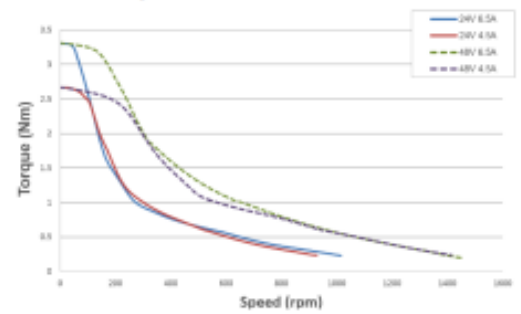
NEMA 23 Medium (IP20, IP65)



NEMA 17 Long (IP20)



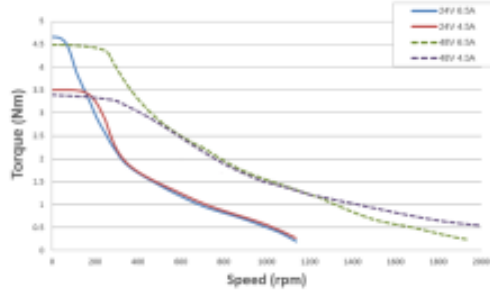
NEMA 23 Long (IP20, IP65)



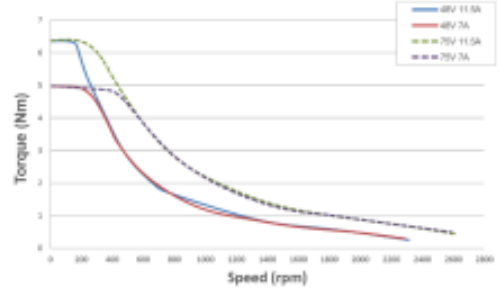
stepIM Integrated Closed Loop Stepper Motor

Speed/Torque Charts

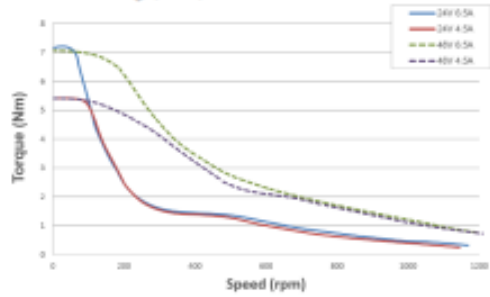
NEMA 34 Medium (IP20)



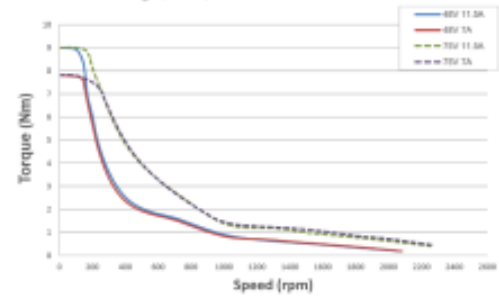
NEMA 34 Medium (IP65)



NEMA 34 Long (IP20)



NEMA 34 Long (IP65)



stepIM Integrated Closed Loop Stepper Motor

Ordering Info

	IS	T	-	23M	1	2	CO	1	0	-	0
	Integrated Stepper Motor										
	Type										
T	High torque										
	Frame Size and Length										
17S	NEMA 17 Short										
17M	NEMA 17 Medium										
17L	NEMA 17 Long										
23S	NEMA 23 Short										
23M	NEMA 23 Medium										
23L	NEMA 23 Long										
34M	NEMA 34 Medium										
34L	NEMA 34 Long										
	Shaft										
1	Single flat										
2	Double flat										
3	Keyway										
4	Full										
	Connector and Degree of Protection										
2	Crimp connectors, IP20										
6	M-connectors, IP65 (Frame size 23, 34 only)										
	Communication										
CO	CANopen										
EC	EtherCAT										
	Feedback										
1	Standard – 12-bit absolute single turn										
	Brake										
0	Without brake										
	Options										
	Standard:										
0	Frame size 17, 14–48V, 1.8A										
	Frame size 23, 14–48V, 4.5A										
	Frame size 34, 14–75V, 7A										
1	Frame size 34, 14–48V, 4.5A (IP20 only)										

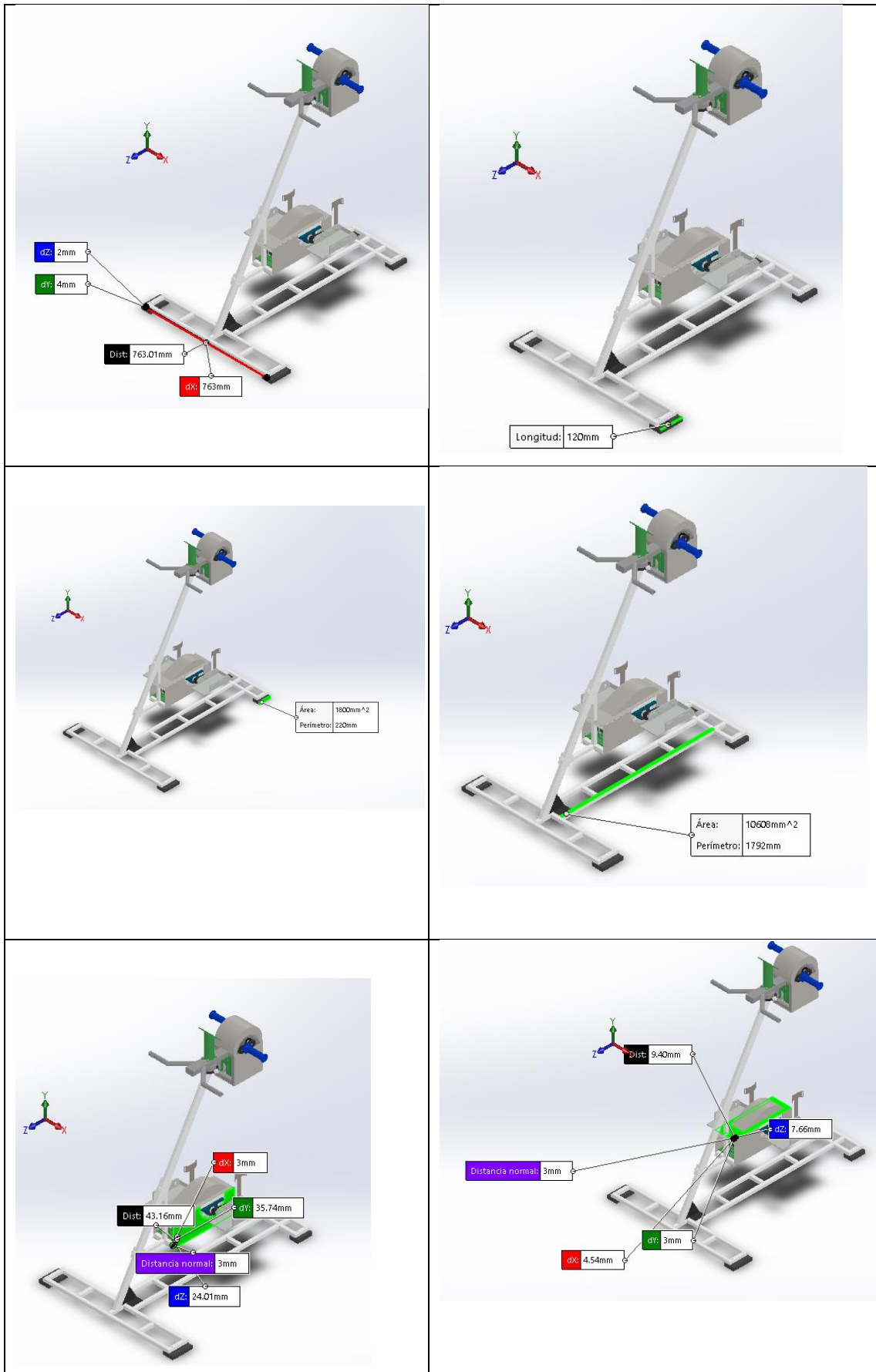
Available Part Numbers

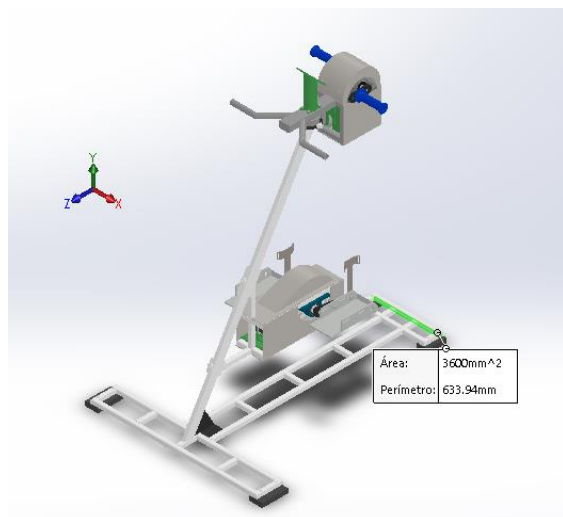
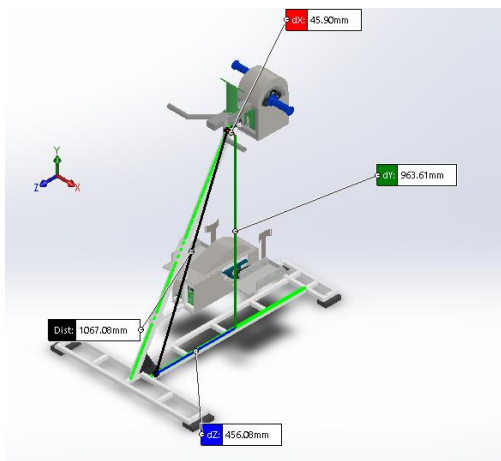
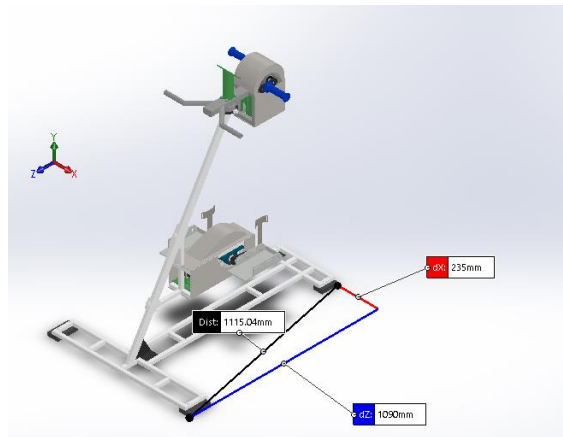
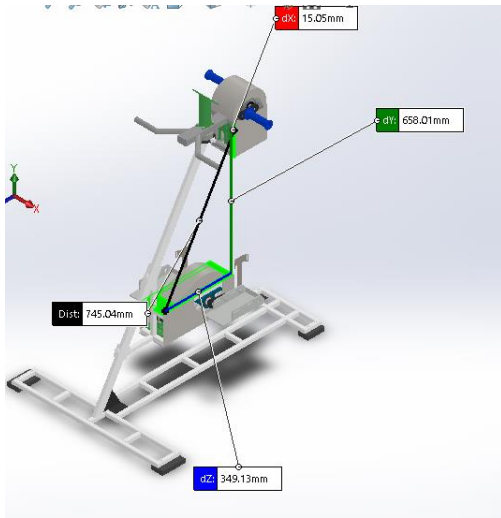
NEMA 17 CANopen	NEMA 23 CANopen	NEMA 23 EtherCAT	NEMA 34 CANopen	NEMA 34 EtherCAT
IST-17S12CO10-0	IST-23S12CO10-0	IST-23S16EC10-0	IST-34M22CO10-1	IST-34M26EC10-0
IST-17M12CO10-0	IST-23M12CO10-0	IST-23M16EC10-0	IST-34L22CO10-1	IST-34L26EC10-0
IST-17L12CO10-0	IST-23L12CO10-0	IST-23L16EC10-0	IST-34M26CO10-0	
	IST-23S16CO10-0		IST-34L26CO10-0	
	IST-23M16CO10-0			
	IST-23L16CO10-0			




Servotronix - 21C Yagja Kapayim St.
 POB 3919 Petach Tikva 49130, Israel
 Tel: 972-3-927-3800
 info@servotronix.com
 www.servotronix.com

ANEXO E: VISTA Y MEDIDAS DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN





ANEXO F: CERTIFICADO DEL CENTRO "REHAB - VITAL" DE LA CIUDAD DE AMBATO


Rehab-Vital
FISIOTERAPIA & REHABILITACION

Lic. Dario Quinapanta
FISIOTERAPEUTA
0987662821

Lcda. Gabriela Romero
FISIOTERAPEUTA
0998544509

Ambato 03 de diciembre 2020


CERTIFICADO

A petición verbal de las interesadas certifico que las señoritas Lissette Estefanía Carranza Vargas C.I.1804798096 y Estefanía del Cisne Párraga Pico C.I. 1804582995 estudiantes de la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL CHIMBORAZO de la Facultad de Informática y Electrónica, de la Carrera de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales, realizaron en el centro de fisioterapia y rehabilitación "REHAB-VITAL", las pruebas de su trabajo de titulación denominado "IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA MODULAR ELECTRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DE PERSONAS CON PARAPLEJÍA, CONTROLADO MEDIANTE DISPOSITIVO MÓVIL" con las siguientes características:

- Es 100% funcional en cuanto a la adaptación de miembros superiores en el paciente.
- El suministro eléctrico es de 110w
- Es transportable
- Se ajusta a las dimensiones antropomórficas de los pacientes
- Se controla de manera inalámbrica
- Posee un base de datos interna de las rutinas y pacientes
- Posee 2 pedales que permite flexionar y extender las piernas
- Permite realizar ejercicio pasivo suave y cíclico
- Sujeción de mano ajustable en altura e inclinación
- Construcción totalmente metálica y robusta
- Accionamiento con inicio y parada suave
- Tiempo de terapia ajustable
- Unidad de mando móvil y de fácil manejo

Es todo lo que puedo certificar en honor a la verdad, las interesadas pueden hacer uso del presente documento como lo creyeren conveniente.

Atentamente



Javier Dario Quinapanta

Lic. Ft. Javier Dario Quinapanta Vargas
C.I. 1803093424
FISIOTERAPEUTA

ANEXO G: CÓDIGO ARDUINO

sketch_jan29a Arduino 1.8.10

Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda



sketch_jan29a \$

```
1 #include <SoftwareSerial.h>
2 #include <Wire.h>
3 #include <LiquidCrystal_I2C.h>
4 #define I2C_ADDR    0x27
5
6 LiquidCrystal_I2C      lcd(I2C_ADDR,2, 1, 0, 4, 5, 6, 7);
7
8
9 SoftwareSerial OXISerial(10,9); // RX, TX
10 SoftwareSerial nodeSerial(11,12); // RX, TX
11 unsigned long time,time2,time3;
12 String inString = "";
13 String cadena = "";
14 char comandos = "";
15 char ID="";
16 int SpO2=0;
17 int PRbpm=0;
18 int DATOS=0;
19 int i,j;
20 int PUL1=3; //Pin para la señal de pulso
21 int DIR1=4; //define Direction pin
22 int EN1=5; //define Enable Pin
23
24 int PUL2=6; //Pin para la señal de pulso
25 int DIR2=7; //define Direction pin
26 int EN2=8; //define Enable Pin
27 int panel=0;
28 int inicio=0,direccion=1,velocidad=500,STOP=0,modo=3;
29 int pulsa=0;
```



```

28   int  pulsa=0, direccion1, velocidad=500, di
29   int  pulsa=0;
30   int  rutina=0;
31
32   int  tiempo1;
33
34   void setup()
35   {
36
37       Serial.begin(9600);
38       nodeSerial.begin(115200);
39       OXISerial.begin(115200);
40
41
42       pinMode (PUL1, OUTPUT);
43       pinMode (DIR1, OUTPUT);
44       pinMode (EN1, OUTPUT);
45
46       pinMode (PUL2, OUTPUT);
47       pinMode (DIR2, OUTPUT);
48       pinMode (EN2, OUTPUT);
49
50
51       digitalWrite (EN1, LOW);
52       digitalWrite (EN2, LOW);
53
54
55       lcd.begin (20, 4);
56       lcd.setBacklightPin(3, POSITIVE);

```

```
57     lcd.setBacklight (HIGH);
58     lcd.home  ();
59 }
60
61 void loop()
62 {
63     while (STOP==0)
64     {
65
66         digitalWrite (EN1, LOW);
67         digitalWrite (EN2, LOW);
68         leerserial ();
69         pulsadores ();
70         pantalla ();
71
72         if (inicio==1)
73         {
74             digitalWrite (EN1, HIGH);
75             digitalWrite (EN2, HIGH);
76             lcd.setCursor (15, 0);
77             lcd.print ("  ");
78         }
79         do{
80             leerserial ();
81             pulsadores ();
82             pantalla ();
83
84             if (rutina==1)
85                 {
86                     rutinal ();
```

```

85         rutinal();
86         inicio=0;
87         digitalWrite(EN1,LOW);
88         digitalWrite(EN2,LOW);
89     }
90
91     if(rutina==2)
92     {
93         rutina2();
94         inicio=0;
95         digitalWrite(EN1,LOW);
96         digitalWrite(EN2,LOW);
97     }
98
99     if(rutina==3)
100    {
101        rutina3();
102        inicio=0;
103        digitalWrite(EN1,LOW);
104        digitalWrite(EN2,LOW);
105    }
106
107    if(modo==1 && rutina==0) ///PIERNAS
108    {
109        digitalWrite(DIR1,direccion);
110        for (int i=0; i<3600; i++) //Forward 1600 steps
111        {
112            digitalWrite(PUL1,HIGH);
113            delayMicroseconds(velocidad);
114
115            delayMicroseconds(velocidad);
116            digitalWrite(PUL1,LOW);
117            delayMicroseconds(velocidad);
118        }
119    }
120
121    if(modo==2 && rutina==0) ///BRAZOS
122    {
123        digitalWrite(DIR1,direccion);
124        digitalWrite(DIR2,direccion);
125        for (int i=0; i<3600; i++) //Forward 1600 steps
126        {
127            digitalWrite(PUL2,HIGH);
128            delayMicroseconds(velocidad);
129            digitalWrite(PUL2,LOW);
130            delayMicroseconds(velocidad);
131        }
132    }
133
134    if(modo==3 && rutina==0) /// BRAZOS + PIERNAS
135    {
136        digitalWrite(DIR1,direccion);
137        digitalWrite(DIR2,direccion);
138
139        for (int i=0; i<3600; i++) //Forward 1600 steps
140        {
141            digitalWrite(PUL1,HIGH);

```

```

141         digitalWrite(PUL1,HIGH);
142         digitalWrite(PUL2,HIGH);
143         delayMicroseconds(velocidad);
144         digitalWrite(PUL1,LOW);
145         digitalWrite(PUL2,LOW);
146         delayMicroseconds(velocidad);
147     }
148 }
149
150     }while(inicio==1);
151
152 }
153
154 }
155     lcd.clear();
156     lcd.setBacklight(HIGH);
157     lcd.setCursor(0, 0);
158     lcd.print("RUTINA: ");
159     lcd.setCursor(0, 1);
160     lcd.print("    ***ALERTA***");
161     lcd.setCursor(0, 2);
162     lcd.print(" PARO DE EMERGENCIA");
163     lcd.setCursor(0, 3);
164     lcd.print("    ACTIVADO");
165     delay(300);
166     lcd.setBacklight(LOW);
167     delay(200);
168
169     ID="";
170
171 }
172 void leerserial()
173 {
174     while (Serial.available() > 0)
175     {
176         ID = Serial.read();
177
178         if(ID=='0') { inicio=!inicio; }
179         if(ID=='1') { direccion=1; }
180         if(ID=='2') { direccion=0; }
181         if(ID=='3') { velocidad=velocidad+100; if(velocidad>1000) { velocidad=1000; } nodeSerial.println(100-(velocidad/10)+500; }
182         if(ID=='4') { velocidad=velocidad-100; if(velocidad<=100) { velocidad=100; } nodeSerial.println(100-(velocidad/10)+500; }
183         if(ID=='5') { modo=modo+1; if(modo>=3) { modo=3; } }
184         if(ID=='6') { modo=modo-1; if(modo<=1) { modo=1; } }
185         if(ID=='7') { rutina=1; }
186         if(ID=='8') { rutina=2; }
187         if(ID=='9') { rutina=3; }
188
189     }
190
191     while (OXISerial.available() > 0)
192     {
193         int inChar = OXISerial.read();
194         if (isDigit(inChar))

```

```
197         if (isDigit(inChar))
198         {
199             inString += (char)inChar;
200         }
201         if (inChar == '\n')
202         {
203             DATOS=inString.toInt();
204             nodeSerial.println(inString);
205
206             if(DATOS>=200)
207             {
208                 int aux=DATOS/100;
209                 if(aux<=100 && aux>=10)
210                 {
211                     PRbpm=DATOS/100;
212                 }
213             }else{
214                 if(DATOS>=10 && DATOS<=100)
215                 {
216                     SpO2=DATOS;
217                 }
218             }
219             inString = "";
220         }
221     }
222 }
223
224
225 void pantalla()
```

```
225 void pantalla()
226 {
227
228     lcd.setCursor(0, 0);
229     lcd.print("Rutina:");
230     lcd.setCursor(9, 0);
231     lcd.print(rutina);
232     lcd.setCursor(0, 3);
233     lcd.print("PRbpm: ");
234     lcd.print(PRbpm);
235     lcd.setCursor(11, 3);
236     lcd.print("SpO2: ");
237     lcd.print(SpO2);
238     lcd.setCursor(0, 2);
239     lcd.print("VEL: ");
240     lcd.print(100-(velocidad/10));
241     lcd.print("%");
242     if(modo==1) { lcd.setCursor(11, 2); lcd.print("Piernas "); }
243     if(modo==2) { lcd.setCursor(11, 2); lcd.print("Brazos "); }
244     if(modo==3) { lcd.setCursor(11, 2); lcd.print("Bra+Pier"); }
245
246     if(direccion==1)
247     {
248         lcd.setCursor(0, 1);
249         lcd.print("Direccion: Adelante");
250     }else{
251         lcd.setCursor(0, 1);
252         lcd.print("Direccion: Reversa ");
253     }
```

```
253     }
254
255
256   if(panel==3)
257   {
258     lcd.setCursor(11,2);
259     lcd.cursor();
260     //delay(100);
261   }else{
262     lcd.setCursor(0,panel);
263     lcd.cursor();
264     //delay(100);
265   }
266
267
268 }
269
270 void pulsadores()
271 {
272   pulsa= analogRead(A0);
273
274   if(pulsa>=810 && pulsa<=850)
275   {
276     inicio=!inicio;
277     delay(1000);
278     lcd.clear();
279     if(inicio==1)
280     {
281       lcd.setCursor(0, 0);
```

```
281     lcd.setCursor(0, 0);
282     lcd.print("  REHABILITATION");
283     lcd.setCursor(0, 2);
284     lcd.print("INCIANDO....");
285 //     delay(1500);
286     lcd.clear();
287 }
288
289 if(inicio==0)
290 {
291     lcd.setCursor(0, 0);
292     lcd.print("  REHABILITATION");
293     lcd.setCursor(0, 2);
294     lcd.print("DETENER....");
295     rutina=0;
296     delay(1500);
297     lcd.clear();
298 }
299
300
301 }
302
303 if(pulsa>=620 && pulsa<=640)
304 {
305     panel=panel-1;
306     if(panel<=0){ panel=0; }
307     delay(50);
308 }
309
```

```
310     if(pulsa>=240 && pulsa<=260)
311     {
312
313         panel=panel+1;
314         if(panel>=3){ panel=3; }
315         delay(50);
316
317     }
318
319     if(pulsa>=500 && pulsa<=520)
320     {
321         if(panel==0)
322         {
323             rutina=rutina+1;
324             if(rutina>=3)
325             {
326                 rutina=3;
327             }
328         }
329
330         if(panel==1)
331         {
332             direccion=1;
333         }
334
335         if(panel==2)
336         {
337             velocidad=velocidad-100;    if(velocidad<=100) { velocidad=100; }
338         }
```

```
339
340     if(panel==3)
341     {
342     modo=modo-1;     if(modo<=1) { modo=1; }
343     }
344
345     //     modo=modo+1;
346     //     if(modo>=3) { modo=3; }
347     delay(50);
348     lcd.clear();
349     }
350
351     if(pulsa>=770 && pulsa<=790)
352     {
353
354         if(panel==0)
355         {
356     rutina=rutina-1;
357         if(rutina<=0)
358         {
359             rutina=0;
360         }
361         }
362
363         if(panel==1)
364         {
365             direccion=0;
366         }
367
```

```
368     if(panel==2)
369     {
370         velocidad=velocidad+100;    if(velocidad>1000) { velocidad=1000; }
371     }
372
373     if(panel==3)
374     {
375         modo=modo+1;    if(modo>=3) { modo=3; }
376     }
377     // modo=modo-1;
378     // if(modo<=1) { modo=1; }
379     delay(50);
380     lcd.clear();
381     }
382
383 }
384
385
386
387 void rutinal()
388 {
389     tiempol=1000;
390
391     time = (millis())/1000;
392     time2=time+180;
393
394     digitalWrite(DIR2,direccion);
395     do{
396
```

```
397     for (int i=0; i<5000; i++)
398     {
399         digitalWrite(PUL2,HIGH);
400         delayMicroseconds(tiempol);
401         digitalWrite(PUL2,LOW);
402         delayMicroseconds(tiempol);
403     }
404     time = (millis()/1000);
405         leerserial();
406         pulsadores();
407         pantalla();
408
409
410
411     }while(time<=time2);
412
413     time = millis()/1000;
414     time2=time+180;
415
416     digitalWrite(DIR2,direccion);
417     do{
418         for (int i=0; i<5000; i++)
419         {
420             digitalWrite(PUL2,HIGH);
421             delayMicroseconds(tiempol);
422             digitalWrite(PUL2,LOW);
423             delayMicroseconds(tiempol);
424         }
425
```

```
426     leerserial();
427     pulsadores();
428     pantalla();
429
430     time = millis()/1000;
431     tiempol=tiempol-10;  if(tiempol<=200){ tiempol=200; }
432
433     }while(time<=time2);
434
435     time = millis()/1000;
436     time2=time+120;
437
438     digitalWrite(DIR2,direccion);
439     do{
440         for (int i=0; i<5000; i++)
441         {
442             digitalWrite(PUL2,HIGH);
443             delayMicroseconds(tiempol);
444             digitalWrite(PUL2,LOW);
445             delayMicroseconds(tiempol);
446         }
447         leerserial();
448         pulsadores();
449         pantalla();
450
451         time = millis()/1000;
452         tiempol=tiempol+10;  if(tiempol>=1500){ tiempol=1500; }
453
454     }while(time<=time2);
```

```
455
456 time = millis()/1000;
457 time2=time+120;
458
459 digitalWrite(DIR2,direccion);
460 □ do{
461     for (int i=0; i<5000; i++)
462     □ {
463         digitalWrite(PUL2,HIGH);
464         delayMicroseconds(tiempol);
465         digitalWrite(PUL2,LOW);
466         delayMicroseconds(tiempol);
467     }
468
469     leerserial();
470     pulsadores();
471     pantalla();
472
473     time = millis()/1000;
474     tiempol=tiempol+20; if(tiempol>=1500){ tiempol=1500; }
475
476 }while(time<=time2);
477 }
478
479 void rutina2()
480 □ {
481     tiempol=1000;
482
483     time = (millis()/1000);
```

```
484     time2=time+300;
485
486     digitalWrite(DIR2,direccion);
487     do{
488         for (int i=0; i<5000; i++) |
489         {
490
491             digitalWrite(PUL2,HIGH);
492             delayMicroseconds(tiempol);
493             digitalWrite(PUL2,LOW);
494             delayMicroseconds(tiempol);
495             time = (millis()/1000);
496         }
497         leerserial();
498         pulsadores();
499         pantalla();
500
501     }while(time<=time2);
502
503
504
505     time = millis()/1000;
506     time2=time+180;
507
508     digitalWrite(DIR2,direccion);
509     do{
510         for (int i=0; i<5000; i++)
511         {
512             digitalWrite(PUL2,HIGH);
```

```
513     delayMicroseconds(tiempol);
514     digitalWrite(PUL2,LOW);
515     delayMicroseconds(tiempol);
516     }
517     time = millis()/1000;
518     tiempol=tiempol-10;  if(tiempol<=200){ tiempol=200; }
519
520     leerserial();
521     pulsadores();
522     pantalla();
523
524 }while(time<=time2);
525
526     time = millis()/1000;
527     time2=time+1080;
528
529     digitalWrite(DIR2,direccion);
530 do{
531     for (int i=0; i<5000; i++)
532     {
533     digitalWrite(PUL2,HIGH);
534     delayMicroseconds(tiempol);
535     digitalWrite(PUL2,LOW);
536     delayMicroseconds(tiempol);
537     }
538     time = millis()/1000;
539
540     leerserial();
541     pulsadores();
```



```
542     pantalla();
543
544     }while(time<=time2);
545
546     time = millis()/1000;
547     time2=time+300;
548
549     digitalWrite(DIR2,direccion);
550 □ do{
551     for (int i=0; i<5000; i++)
552 □     {
553     digitalWrite(PUL2,HIGH);
554     delayMicroseconds(tiempol);
555     digitalWrite(PUL2,LOW);
556     delayMicroseconds(tiempol);
557     }
558     time = millis()/1000;
559     tiempol=tiempol+10; if(tiempol>=1500){ tiempol=1500; }
560
561     leerserial();
562     pulsadores();
563     pantalla();
564
565     }while(time<=time2);
566
567 }
568
569
570 void rutina3()
```

```
571 {
572     tiempol=1000;
573
574     time = (millis()/1000);
575     time2=time+300;
576
577     digitalWrite(DIR2,direccion);
578     do{
579
580         for (int i=0; i<5000; i++)
581             {
582
583                 digitalWrite(PUL2,HIGH);
584                 delayMicroseconds(tiempol);
585                 digitalWrite(PUL2,LOW);
586                 delayMicroseconds(tiempol);
587                 time = (millis()/1000);
588
589             }
590
591         leerserial();
592         pulsadores();
593         pantalla();
594
595     }while(time<=time2);
596
597
598
599     time = millis()/1000;
```

```
600     time2=time+600;
601
602     digitalWrite(DIR2,direccion);
603     do{
604         for (int i=0; i<5000; i++)
605         {
606             digitalWrite(PUL2,HIGH);
607             delayMicroseconds(tiempol);
608             digitalWrite(PUL2,LOW);
609             delayMicroseconds(tiempol);
610         }
611         time = millis()/1000;
612         tiempol=tiempol-10;  if(tiempol<=200){ tiempol=200; }
613
614         leerserial();
615         pulsadores();
616         pantalla();
617
618     }while (time<=time2);
619
620     time = millis()/1000;
621     time2=time+900;
622
623     digitalWrite(DIR2,direccion);
624     do{
625         for (int i=0; i<5000; i++)
626         {
627             digitalWrite(PUL2,HIGH);
628             delayMicroseconds(tiempol);
```

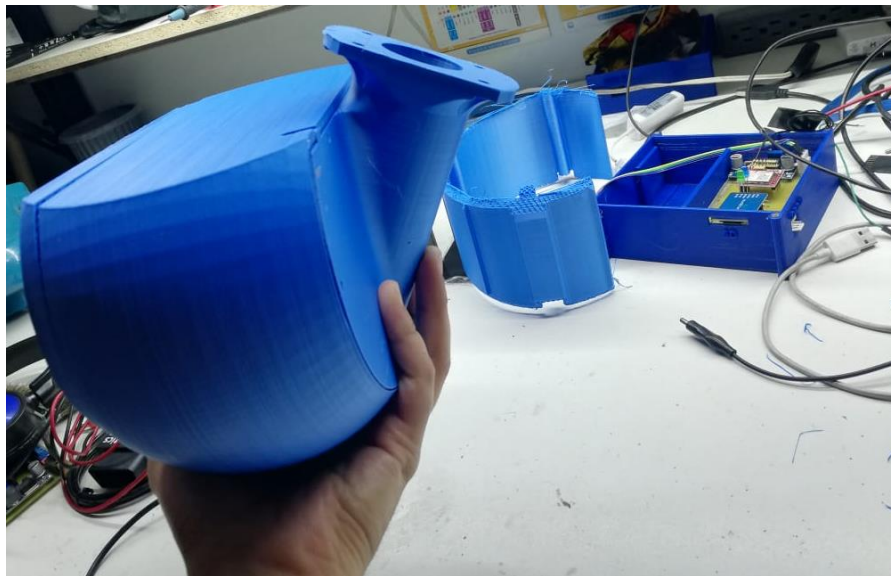
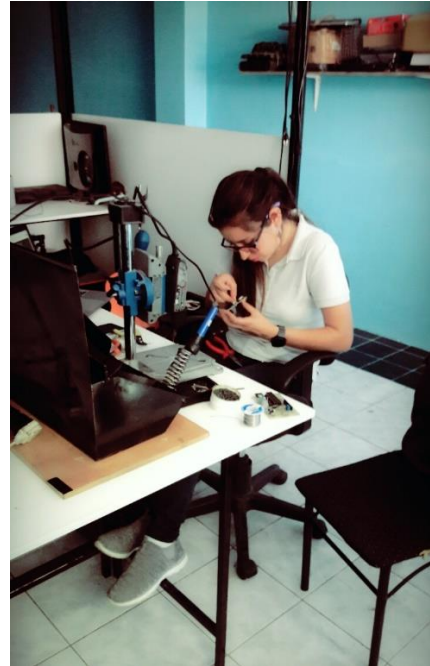
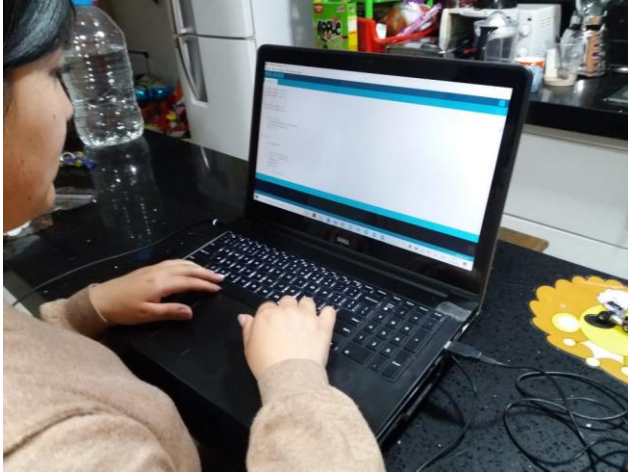
```
628     delayMicroseconds(tiempol);
629     digitalWrite(PUL2,LOW);
630     delayMicroseconds(tiempol);
631     }
632     time = millis()/1000;
633
634     }while(time<=time2);
635
636     time = millis()/1000;
637     time2=time+300;
638
639     digitalWrite(DIR2,direccion);
640     do{
641         for (int i=0; i<5000; i++)
642         {
643             digitalWrite(PUL2,HIGH);
644             delayMicroseconds(tiempol);
645             digitalWrite(PUL2,LOW);
646             delayMicroseconds(tiempol);
647         }
648
649         leerserial();
650         pulsadores();
651         pantalla();
652
653
654         time = millis()/1000;
655         tiempol=tiempol+10;  if(tiempol>=1500){ tiempol=1500; }
656
```

```

657     }while (time<=time2);
658
659     time = millis()/1000;
660 time2=time+600;
661
662     digitalWrite(DIR2,direccion);
663 do{
664     for (int i=0; i<5000; i++)
665     {
666     digitalWrite(PUL2,HIGH);
667     delayMicroseconds(tiempol);
668     digitalWrite(PUL2,LOW);
669     delayMicroseconds(tiempol);
670     }
671     leerserial();
672     pulsadores();
673     pantalla();
674
675     time = millis()/1000;
676     tiempol=tiempol+2; if(tiempol>=1500){ tiempol=1500; }
677
678 }while (time<=time2);
679
680     time = millis()/1000;
681     time2=time+300;
682
683     digitalWrite(DIR2,direccion);
684 do{
685     for (int i=0; i<5000; i++)
686     {
687     digitalWrite(PUL2,HIGH);
688     delayMicroseconds(tiempol);
689     digitalWrite(PUL2,LOW);
690     delayMicroseconds(tiempol);
691     }
692
693     leerserial();
694     pulsadores();
695     pantalla();
696
697     time = millis()/1000;
698     tiempol=tiempol+10; if(tiempol>=1500){ tiempol=1500; }
699
700 }while (time<=time2);
701
702 }
703

```

ANEXO H: EVIDENCIAS






ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO
DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS
PARA EL APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN



UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 10 / 03 / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: Lissette Estefanía Carranza Vargas Estefanía Del Cisne Párraga Pico
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Informática y Electrónica
Carrera: Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales
Título a optar: Ingeniera Electrónica en Control y Redes Industriales
f. Analista de Biblioteca responsable: Ing. CPA. Jhonatan Rodrigo Parreño Uquillas. MBA.
 10-03-2021 0702-DBRAI-UPT-2021