

Diseño y ensamblaje de un modelo funcional de guante biónico para rehabilitación de mano
basado en estimulación eléctrica funcional (FES)

Carlos Antonio Arcos Cuadros, Kevin Santiago Balaguera Daza y Daniela Patricia Pérez Jurado

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Electrónico

Director

Jorge Eduardo Quintero Muñoz

Especialista en Telecomunicaciones

Codirector

Jaime Guillermo Barrero Pérez

Magíster en Electrónica

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Ingeniería Electrónica

Bucaramanga

2023

Dedicatoria

Dedicamos este trabajo a nuestros familiares, quienes fueron los que día a día, sin importar las circunstancias, apoyaron el total desarrollo de nuestra carrera y de esta tesis.

Agradecimientos

Agradecemos a nuestro director y codirector, a la universidad industrial de Santander y especialmente a la escuela e3t.

Tabla de Contenido

Introducción	17
1. Objetivos	19
1.1 Objetivo General	19
1.2 Objetivos Específicos	19
2. Marco Teórico	20
2.1 Sistema nervioso	20
2.1.1 División del sistema nervioso	20
2.2 Lesión de médula espinal	21
2.2.1 ¿Qué es la médula espinal?	21
2.2.2 ¿Qué es la lesión de médula? y ¿Cuáles son sus causas?	22
2.2.3 Signos y síntomas	23
2.3 Traumatismos craneoencefálicos (TCE)	24
2.3.1 ¿Qué es el traumatismo craneoencefálico?	24
2.3.2 Causas y síntomas de los TCE	24
2.3.3 Secuelas después de un TCE	25
2.4 Accidentes cerebrovasculares	25
2.4.1 ¿Qué es un accidente cerebrovascular?	25
2.4.2 Síntomas y causas de un ACV	25
2.4.3 Secuelas de un ACV	26
2.5 Sistema muscular	27
2.6 Discapacidad de destreza	28
2.6.1 Causas de la discapacidad de destreza motriz	29

2.7 Movimientos de la mano	29
2.7.1 Descripción de los movimientos	31
2.7.2 Músculos que participan en el movimiento de la mano	31
2.7.2.1 Músculos que mueven el antebrazo y su función	32
2.7.2.2 Músculos que mueven la muñeca, mano, dedos y su función	32
2.7.3 Nervios que participan en el movimiento de la mano	33
2.8 Relación de la corriente y el cuerpo humano	34
2.8.1 Respuesta fisiológica del cuerpo al paso de la corriente eléctrica	34
2.9 Efectos de la corriente en el cuerpo humano	35
2.9.1 Efectos asociados	36
2.10 Estimulación eléctrica muscular y neuromuscular	37
2.10.1 Estimulación eléctrica muscular FEM	37
2.10.2 Estimulación eléctrica neuromuscular EENM	38
2.11 Estimulación eléctrica funcional (FES)	39
2.11.1 Parámetros	39
2.11.1.1 Forma del impulso	39
2.11.1.2 Duración de los impulsos.	40
2.11.1.3 Rango de frecuencia.	40
2.12 Estándares en el diseño de estimuladores médicos	40
2.13 Dispositivos electrónicos usados (Esp32, Sensor)	41
2.13.1 MPU6050	41
2.13.2 Microcontrolador ESP32	41
2.13.3 Modulo Converter DC-DC TAR-BOOST-M-USB	42

2.13.4 Amplificador de instrumentación AD620	42
2.13.5 Transistores	42
2.13.6 Transformador	43
2.13.7 Electrodo de superficie	43
2.13.8 ICL7660	43
2.13.9 Baterías Li-Po	43
2.13.10 Modulo carga	43
2.13.11 Optoacopladores	44
2.14 ESPNOW	44
2.15 MPU650 con ESP32	44
3. Metodología de diseño	46
3.1 Investigación	46
3.2 Definición de objetivos	54
3.3 Diseño del dispositivo	55
3.3.1 Etapa 1: Circuito de electroestimulación FES	56
3.3.1.1 Alimentación	57
3.3.1.2 Generador de pulsos	59
3.3.1.3 Conversión a pulsos bifásicos.	61
3.3.1.4 Etapa de amplificación.	62
3.3.1.5 Aplicación al usuario final.	63
3.3.2 Etapa 2: Dispositivo auricular	64
3.3.2.1 Alimentación.	65
3.3.2.2 Comunicación.	66

3.3.2.3 Diseño aplicación móvil	69
3.3.2.4 Detección de datos.	74
3.4 Prototipado y evaluación	77
3.5 Implementación	85
4. Resultados	96
5. Conclusiones	103
6. Recomendaciones	104
Referencias Bibliográficas	105
Apéndices	108

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1 <i>Nombres de los músculos del antebrazo y su función</i>	32
Tabla 2 <i>Músculos presentes en el movimiento de la muñeca, mano, dedos y su respectiva función</i>	32
Tabla 3 <i>Efectos de la corriente en el cuerpo humano</i>	35
Tabla 4 <i>Comparación de baterías para alimentación</i>	47
Tabla 5 <i>Comparación módulos de carga</i>	48
Tabla 6 <i>Comparación elevadores DC/DC</i>	49
Tabla 7 <i>Comparación módulos para polarizar</i>	50
Tabla 8 <i>Comparación amplificadores operacionales</i>	51
Tabla 9 <i>Error en valores de frecuencia y ancho de pulso</i>	99
Tabla 10 <i>Materiales utilizados para la elaboración del dispositivo</i>	100
Tabla 11 <i>Recursos humanos</i>	101
Tabla 12 <i>Costos de los productos</i>	102

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1 <i>Organización del sistema nervioso</i>	21
Figura 2 <i>Médula espinal</i>	22
Figura 3 <i>Musculatura postural y de movimiento</i>	28
Figura 4 <i>Anatomía de la mano</i>	30
Figura 5 <i>Movimientos de la mano</i>	31
Figura 6 <i>Músculos del antebrazo</i>	32
Figura 7 <i>Músculos de la mano</i>	33
Figura 8 <i>Formas de onda para la corriente en FES</i>	40
Figura 9 <i>Conexión MPU6050 con ESP32</i>	45
Figura 10 <i>Diagrama metodología de diseño</i>	46
Figura 11 <i>Diagrama general de diseño</i>	56
Figura 12 <i>Diagrama etapa uno</i>	57
Figura 13 <i>Alimentación ESP32S</i>	58
Figura 14 <i>Alimentación dual (Polarización)</i>	58
Figura 15 <i>Pulso bifásico</i>	59
Figura 16 <i>Generación de pulsos desfasados</i>	60
Figura 17 <i>Pulsos generados en el canal uno</i>	60
Figura 18 <i>Pulsos generados en el canal dos</i>	61
Figura 19 <i>Configuración del amplificador de instrumentación AD620</i>	62
Figura 20 <i>Simulación de los pulsos bifásicos</i>	62

Figura 21	<i>Configuración del amplificador Push-Pull</i>	63
Figura 22	<i>Diagrama etapa dos</i>	65
Figura 23	<i>Alimentación ESP32</i>	65
Figura 24	<i>Alimentación sensor MPU650</i>	66
Figura 25	<i>Código para conocer MAC del dispositivo</i>	67
Figura 26	<i>MAC del dispositivo en monitor serial</i>	67
Figura 27	<i>Programación ESPNOW para envío de datos</i>	68
Figura 28	<i>Diseño de la aplicación móvil</i>	69
Figura 29	<i>Programación de la app móvil basada en diagramas de flujo</i>	70
Figura 30	<i>Programa en Arduino para el procesamiento de datos</i>	71
Figura 31	<i>Funcionamiento para el procesamiento de datos</i>	72
Figura 32	<i>Programación para la recepción de datos</i>	73
Figura 33	<i>Programación para la lectura de datos del sensor MPU6050</i>	75
Figura 34	<i>Código para el envío de datos de las lecturas del sensor</i>	76
Figura 35	<i>Conexión general del circuito estimulador</i>	77
Figura 36	<i>Conexión de polarización</i>	78
Figura 37	<i>Medida de polarización 12[V]</i>	78
Figura 38	<i>Medida de polarización de -12[V]</i>	79
Figura 39	<i>Pines GPIO definidos para los pulsos</i>	79
Figura 40	<i>Pulsos desfasados generados mediante ESP32</i>	80
Figura 41	<i>Aislamiento de pines mediante optoacopladores</i>	80
Figura 42	<i>Salida de los optoacopladores</i>	81
Figura 43	<i>Conexión amplificadores de instrumentación</i>	81

Figura 44	<i>Salida AD620</i>	82
Figura 45	<i>Conexión Push – Pull para amplificación en corriente</i>	82
Figura 46	<i>Salida Push – Pull</i>	83
Figura 47	<i>Conexión de transformadores para amplificación en tensión</i>	83
Figura 48	<i>Salida del transformador</i>	84
Figura 49	<i>Salida simulando la resistencia de la piel</i>	84
Figura 50	<i>Conexión del sensor MPU6050 y lectura de datos</i>	85
Figura 51	<i>Conexión de la alimentación en la esp del auricular</i>	85
Figura 52	<i>Polarización</i>	86
Figura 53	<i>Generación de pulsos</i>	86
Figura 54	<i>Aislamiento con optoacopladores</i>	87
Figura 55	<i>Aislamiento con optoacopladores</i>	87
Figura 56	<i>Pre – amplificación y conversión a pulsos bifásicos</i>	87
Figura 57	<i>Amplificación en corriente</i>	88
Figura 58	<i>Amplificación en tensión</i>	88
Figura 59	<i>Salidas al usuario</i>	88
Figura 60	<i>Diagrama general</i>	89
Figura 61	<i>Diseño PCB (BGFES)</i>	89
Figura 62	<i>Pistas en plano superior e inferior (BGFES)</i>	90
Figura 63	<i>Impresión PCB capa superior</i>	90
Figura 64	<i>Impresión PCB capa inferior</i>	91
Figura 65	<i>Circuito final en PCB</i>	91
Figura 66	<i>Alimentación del dispositivo auricular</i>	92

Figura 67	<i>Ubicación ESP32</i>	92
Figura 68	<i>Ubicación sensor MPU650</i>	92
Figura 69	<i>Vista isométrica e inferior de la tapa</i>	93
Figura 70	<i>Vista isométrica de la base</i>	93
Figura 71	<i>Vista izquierda, derecha y posterior de la base</i>	94
Figura 72	<i>Altura total y dimensiones de largo y ancho de la estructura en mm</i>	94
Figura 73	<i>Caja en impresión 3D para la protección de la PCB</i>	95
Figura 74	<i>Diseño del guante, vista superior e inferior</i>	95
Figura 75	<i>Dispositivo final</i>	96
Figura 76	<i>Prueba uno</i>	97
Figura 77	<i>Prueba dos</i>	97
Figura 78	<i>Prueba tres</i>	98
Figura 79	<i>Prueba del dispositivo en los autores del proyecto</i>	100

Lista de Apéndices

	Pág.
Apéndice A <i>Manual de usuario</i>	108
Apéndice B <i>APP BGFES</i>	108

Glosario

Estimulación Eléctrica Funcional (FES): técnica que consiste en aplicar pequeños pulsos de corriente para la rehabilitación de movilidad en partes del cuerpo que han sufrido parálisis.

Guante Biónico: combinación entre una prenda que cubre la mano en su totalidad o parcialmente, además de parte del brazo, que busca imitar o ejecutar un funcionamiento natural biológico mediante sistemas electrónicos y/o mecánicos.

Estimulación no invasiva: procedimiento médico que incrementa o hace posible una determinada función biológica, que no requiere romper la piel e introducir el instrumento de estimulación.

Espasticidad: aumento del tono muscular, exceso de tensión inusual generalmente causada por daños en el cerebro.

Trauma craneoencefálico: corresponde a una lesión física sobre el tejido cerebral que puede altera temporal o permanentemente la función cerebral.

Lesión de médula espinal: deterioro físico sobre alguna parte de la médula espinal y/o en los nervios del canal espinal, causado por un golpe o enfermedad, y que puede causar daños graves e incluso permanentes en la sensibilidad, fortaleza y demás funciones del cuerpo.

Accidente cerebrovascular: también conocido como ataque cerebral o *stroke*, sucede cuando el flujo de sangre que va al cerebro se detiene y debido a que este órgano deja de recibir oxígeno y nutrientes, se provoca la muerte de células cerebrales, generando un daño permanente.

PCB: por sus siglas del inglés, *printend circuit board* y en español, placa de circuito impreso, consta de pistas/caminos de un material conductor, elaborada en un medio no conductor.

Resumen

Título: Diseño y ensamblaje de un modelo funcional de guante biónico para rehabilitación de mano basado en estimulación eléctrica funcional (FES)^{1*}

Autor: Carlos Antonio Arcos Cuadros, Kevin Santiago Balaguera Daza y Daniela Patricia Pérez Jurado^{2*3*}

Palabras Clave: ACV, FES, ESP32.

Descripción: Cuando se padece una limitación en la movilidad debido a una enfermedad neurológica, un accidente cerebrovascular (ACV) o un trauma craneoencefálico, se ve afectada significativamente la calidad de vida del paciente. Para mitigar esta limitación, uno de los tratamientos posibles es la Estimulación Eléctrica Funcional (FES), que consiste en causar contracciones musculares mediante pulsos bifásicos de corrientes eléctricas.

Este estudio tiene como objetivo diseñar y ensamblar un modelo funcional de un guante biónico para la rehabilitación de mano, basado en la Estimulación Eléctrica Funcional (FES), con la particularidad de incorporar un dispositivo de control en forma de auricular, ubicado en la cabeza y, en consecuencia, crear un estimulador eléctrico funcional portátil, fácil de usar y práctico, que sea también una alternativa de bajo costo mediante la implementación de un microcontrolador de 32 bits (ESP32).

El proyecto comienza con el diseño completo del prototipo de guante biónico, que incluye dos partes: el diseño estructural para definir la forma y dimensiones del guante, y el diseño del circuito a utilizar, incluyendo la forma de alimentación. Una vez diseñado y ensamblado el prototipo de guante, se crea el prototipo auricular, donde se define su forma estética y los circuitos a utilizar. Al finalizar ambos elementos, se desarrolla una aplicación móvil para variar los parámetros FES, este será el último elemento del sistema, por lo que, seguido a su terminación se realizarán pruebas para comprobar el funcionamiento y la efectividad de los prototipos.

^{1*} Trabajo de Grado

^{2**} Facultad de Ingeniería Fisicomecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Ingeniería Electrónica. Director: Jorge Eduardo Quintero Muñoz. Especialista en Telecomunicaciones. Codirector: Jaime Guillermo Barrero Pérez. Magíster en Electrónica.

Abstract

Title: Design and assembly of a bionic glove functional model for hand rehabilitation based on Functional Electrical Stimulation (FES)^{4*}

Author(s): Carlos Antonio Arcos Cuadros, Kevin Santiago Balaguera Daza y Daniela Patricia Pérez Jurado ⁵

Key Words: Stroke, FES, ESP32.

Description: When suffering from a mobility limitation due to a neurological disease, cerebrovascular accidents such as strokes or cranioencephalic trauma, the patients' life quality can be significantly affected. To mitigate this limitation, one possible treatment is Functional Electrical Stimulation (FES), which involves causing muscle contractions through electrical currents biphasic pulses.

This study aims to design and assemble a bionic glove functional model for hand rehabilitation based on Functional Electrical Stimulation (FES), with the particularity of incorporating a headset control device. The main goal is to create a portable, easy-to-use, and practical functional electrical stimulator that is also a low-cost alternative by implementing a 32-bit microcontroller (ESP32).

The project begins with designing the bionic glove prototype, which includes two parts: the structural design, where the glove shape and dimensions are selected, and the circuit to be used is designed, including the power supply. Once the glove is designed and assembled, the headset part is defined, including the shape and circuits to be used. As both elements are completed, a mobile app is developed for changing the FES parameters, and it is also the last part of the system, so performance tests will be carried out to verify the prototypes effectiveness and functionality.

^{4*} Bachelor Thesis

⁵ School of Physicomechanical Engineering. School of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering. Electronic Engineering. Director: Jorge Eduardo Quintero Muñoz. Specialist in Telecommunications. Co-director: Jaime Guillermo Barrero Pérez. Master in Electronics.

Introducción

Los pacientes a los que se pretende ayudar son aquellos que han perdido la movilidad de una o ambas manos, condición que puede generarse debido a ICTUS (accidentes cerebrovasculares), accidentes de médula espinal o traumas craneoencefálicos. Según la Asociación Colombiana de Neurología, al año 45 mil personas sufren un ACV (Accidente Cerebrovascular) el cual, como consecuencia y en la mayoría de los casos, resulta agravando la movilidad de la persona y afectando su calidad de vida. Así mismo, al pensar en cómo podría desarrollarse en la cotidianidad una persona que ya no cuenta con el rango de acción común de alguna de sus partes del cuerpo, es posible imaginar y analizar las problemáticas que se ocasionan, debido a que se reduce la eficiencia en el desarrollo de sus actividades diarias, desde las más comunes y sencillas, como el simple hecho de prepararse un alimento, ir al baño o caminar, hasta las más complejas, como manejar un automóvil o realizar trabajos industriales. De ahí que, estos pacientes requieran terapia de rehabilitación FES (estimulación eléctrica funcional) que les permita mejorar su condición y que durante la realización de sus labores del día a día cuenten con un dispositivo que les permita hacerlas.

La estimulación eléctrica funcional, también conocida por sus siglas del inglés FES (Functional Electrical Stimulation), es un método abordado por los terapeutas para realizar electroterapia a personas que han sufrido parálisis en alguna parte de su cuerpo debido diversos accidentes cerebrovasculares o lesiones de médula espinal. Dicha técnica consiste en inervar los músculos/puntos motores afectados en el paciente, con pequeños pulsos bifásicos de corriente, logrando recuperar progresivamente la movilidad.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) estipula que el derecho a la salud incluye el acceso oportuno y aceptable a servicios de atención de calidad, sin embargo, no es un secreto que en Colombia no se cuenta con todas las herramientas y servicios médicos, respecto a atención de rehabilitación frente a problemas de movilidad y parálisis de extremidades, además de deficiencias e irregularidades que presentan en su atención. Esta problemática se ve reflejada en el tratamiento que reciben aquellas personas con pérdida de movilidad o disminución en el rango de acción en alguna de sus manos, ya que los servicios de la mayoría de los centros especializados en neuro-rehabilitación son muy costosos y en algunos casos no disponen de los equipos médicos necesarios o los equipos médicos con técnicas de electroterapia eficientes y siguen empleando solo la terapia manual física, que ofrece una recuperación mucho más lenta.

Con el propósito de dar solución y mitigar los problemas de la situación expuesta, se plantea diseñar y ensamblar un sistema compuesto por dos prototipos electrónicos y una aplicación móvil. El dispositivo electrónico principal siendo el prototipo de guante biónico FES, cuyos pulsos bifásicos de corriente sobre los electrodos serán controlados por el segundo dispositivo, el prototipo de auricular, y finalmente, se va a emplear la aplicación para seleccionar los parámetros de frecuencia y ancho de pulso dentro de los rangos FES. Este sistema de nombre BGFES (Bionic Glove with Functional Electrical Stimulation, en español, Guante Biónico con Estimulación Eléctrica Funcional) pretende facilitar y agilizar la rehabilitación de mano, del mismo modo, que ser una solución económica respecto a otros dispositivos con el mismo propósito en el mercado. Siendo así, una opción asequible y funcional, que beneficie a cualquier persona que requiera de un tratamiento adecuado y seguro de rehabilitación mediante la electroestimulación FES.

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Diseñar y ensamblar un modelo funcional de guante biónico para rehabilitación de mano basado en estimulación eléctrica funcional (FES).

1.2 Objetivos Específicos

Generar los movimientos de cerrar y abrir la mano de manera inducida a partir de aplicar estimulación eléctrica funcional (FES) mediante el modelo funcional de guante biónico.

Diseñar y ensamblar un modelo funcional de un guante biónico que sea económico con respecto a soluciones similares ofertadas en el mercado.

Validar experimentalmente el funcionamiento del modelo funcional de guante biónico.

2. Marco Teórico

2.1 Sistema nervioso

El sistema nervioso está constituido de órganos formados por células nerviosas o neuronas, las cuales se encargan de regular y ajustar gran parte de las funciones corporales (Hansen, 2020; Bea, 2017). Formado por tres elementos principales: el encéfalo, la médula espinal y los nervios, los cuales trabajando en conjunto permiten una comunicación eficaz entre el cerebro y el resto de los órganos humanos (Bea, 2017).

El encéfalo es como una computadora, encargado de supervisar el funcionamiento del cuerpo. Sus tareas son procesar y examinar la información que recibe, para así responder mediante los impulsos nerviosos, de tipo eléctrico a distintas áreas del cuerpo. Tanto la médula espinal como los nervios cumplen la función de transportar impulsos eléctricos que pueden viajar hacia el cerebro para su procesamiento o de distribuirlos a las diferentes partes del cuerpo para generar una respuesta adecuada (Bea, 2017).

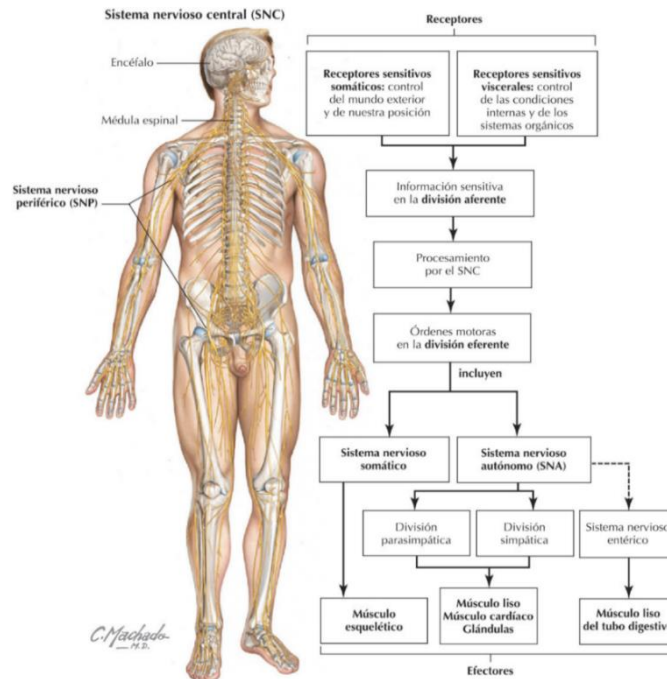
2.1.1 División del sistema nervioso

El sistema nervioso es separado en dos estructuras: Sistema nervioso central (SNC) y Sistema nervioso periférico (SNP) (Hansen, 2020):

- Sistema nervioso central (SNC): Incluye el encéfalo y la médula espinal.
- Sistema nervioso periférico (SNP): Incluye los nervios somáticos, autónomos y entéricos, que son los responsables de transmitir la información sensorial, regularizar funciones involuntarias y regular la actividad de los músculos del intestino, respectivamente.

Figura 1

Organización del sistema nervioso



Nota. Ilustración del sistema nervioso humano, con sus divisiones y diagrama de flujo sobre su funcionamiento. Tomado de (Hansen, 2020)

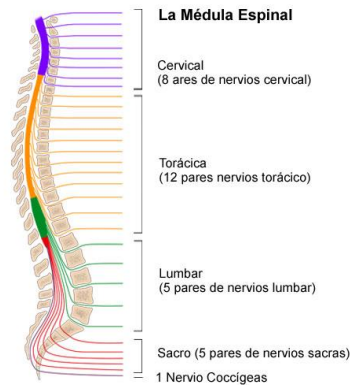
2.2 Lesión de médula espinal

2.2.1 ¿Qué es la médula espinal?

Es un paquete de nervios que se encargan de transportar los mensajes del cerebro al resto de órganos en el cuerpo (Stanford Medicine Children’s Health, s.f.). Esta se encuentra en el canal vertebral que va desde el cuello y baja por el tórax hasta la primera vértebra lumbar (Traumatismo de la médula espinal, 2022).

Figura 2

Médula espinal



Nota. División de la medula espinal en sus diferentes pares nerviosos. Tomado de (Stanford Medicine Children’s Health, s.f.).

2.2.2 ¿Qué es la lesión de médula? y ¿Cuáles son sus causas?

La lesión de medula es un daño producido sobre alguna parte correspondiente a la médula y/o en los nervios del canal vertebral que causa una pérdida de comunicación entre cerebro y cuerpo (Lesiones de la médula espinal, 2021). Los traumatismos o lesiones en la médula pueden llegar a ser producidos por (Traumatismo de la médula espinal, 2022):

- Caídas.
- Accidentes industriales.
- Colisiones de vehículos.
- Heridas de bala.
- Lesiones deportivas.
- Violencia (Puñaladas, patadas, etc).

2.2.3 Signos y síntomas

Estas lesiones de medula espinal suelen causar algunos de los siguientes síntomas (Lesiones de la médula espinal, 2021):

- Pérdida del movimiento.
- Alteración o total pérdida de la sensibilidad, como la percepción de calor frío o tacto.
- Dificultades en la respiración, tos o eliminación de las secreciones en los pulmones.
- Pérdida en el control de la vejiga e intestinos.
- Dificultad para mantener el equilibrio.
- Pérdida, entumecimiento u hormigueo de la sensibilidad en manos y/o pies.
- Dolores de espalda y/o presiones en el cuello, cabeza y espalda.

La gravedad de una lesión sobre la medula se le suele denominar “Integridad” y tienen dos formas de clasificación (Lesiones de la médula espinal, 2021):

- Completa: Se denomina así cuando se pierde la función sensorial y motora por debajo de la lesión.
- Incompleta: Se denomina así cuando se conserva parte de la actividad motora y/o sensorial por debajo de la lesión.

Además, debido a las lesiones de medula la parálisis se puede clasificar en dos (Lesiones de la médula espinal, 2021):

- Tetraplejia: Comúnmente conocida como cuadriplejia, significa que las manos, piernas, torso y los órganos pélvicos son perjudicados por la lesión.
- Paraplejia: Afecta en su totalidad o una parte del torso, piernas u los órganos pélvicos.

2.3 Traumatismos craneoencefálicos (TCE)

2.3.1 ¿Qué es el traumatismo craneoencefálico?

El trauma craneoencefálico se refiere a una lesión en el cerebro que se produce como resultado de un evento traumático y que afecta el encéfalo (Traumatismo craneoencefálico, s.f.). El traumatismo puede ser de dos tipos, abierto o cerrado (Primeros auxilios en caso de traumatismo craneal, 2021):

- Traumatismo craneal abierto: Se recibió un golpe con un objeto que atravesó la capa exterior del cráneo, ingresando al cerebro.
- Traumatismo craneal cerrado: Se recibió un golpe fuerte con un objeto que no rompió ni penetró el cráneo.

2.3.2 Causas y síntomas de los TCE

Los TCE generalmente son causados por golpes, sacudidas o impactos directos en la cabeza lo cual influye en el funcionamiento normal del cerebro (El traumatismo craneoencefálico: Lo que debe saber sobre los síntomas, el diagnóstico y tratamiento, s.f.). Entre las causas más comunes se encuentran (Primeros auxilios en caso de traumatismo craneal, 2021):

- Caídas.
- Agresión Física.
- Accidentes automovilísticos.
- Accidentes laborales, de casa, aire libre o por práctica de deportes.

En la sintomatología de un TCE encontramos (El traumatismo craneoencefálico: Lo que debe saber sobre los síntomas, el diagnóstico y tratamiento, s.f.):

- Dolor de cabeza.
- Confusión.

- Mareos.
- Zumbidos en los oídos.
- Visión borrosa.
- Pérdida de memoria.
- Debilidad en brazos y piernas.
- Dificultad en el habla, entre otros.

2.3.3 Secuelas después de un TCE

Debido al sufrimiento de un trauma craneoencefálico se pueden tener secuelas a corto y largo plazo, dentro de las de corto plazo encontramos problemas de conciencia y estado de coma que se puede prolongar debido a la gravedad del trauma, y a largo plazo podríamos encontrar problemas con: trastornos de nivel sensorial como lo son tacto, olfato y vista, trastornos en el desplazamiento, movimiento y marcha, y finalmente, los trastornos de coordinación motora, tono o rigidez musculares (Traumatismo craneoencefálico, s.f.).

2.4 Accidentes cerebrovasculares

2.4.1 ¿Qué es un accidente cerebrovascular?

Un accidente cerebrovascular (ACV) refiere a la interrupción del flujo sanguíneo en cualquier parte del cerebro (Recuperación después de un accidente cerebrovascular, s.f.). Esta interrupción del flujo sanguíneo impide que el tejido cerebral reciba el oxígeno y los nutrientes provenientes de la sangre, lo que conlleva a la muerte de las células cerebrales (Accidente cerebrovascular, 2022).

2.4.2 Síntomas y causas de un ACV

Algunos de los síntomas cuando se está sufriendo un accidente cerebrovascular incluyen lo siguiente (Accidente cerebrovascular, 2022):

- Dificultades en el habla y escucha.
- Parálisis y/o entumecimiento de la cara, el brazo o la pierna.
- Problemas para ver con claridad.
- Fuertes dolores de cabeza.
- Problemas para desplazarse.

Existen muchas causas o factores de riesgo para padecer un ACV, de los cuales algunos son los siguientes (Accidente cerebrovascular, 2022):

- Sufrir de obesidad o exceso de peso corporal.
- Ausencia de actividad física.
- Consumir bebidas alcohólicas en exceso.
- Hipertensión.
- Colesterol alto.
- Diabetes, entre otras.

2.4.3 Secuelas de un ACV

Por lo general un accidente cerebrovascular (ACV) puede dejar doce secuelas físicas las cuales son (Dahlgren, 2019):

- Hemiplejia (parálisis en un lado del cuerpo).
- Hemiparesia (control motriz débil).
- Espasticidad (músculos tensos o rígidos).
- Contracturas (músculos extremadamente rígidos y dolorosos).
- Complicaciones de hombro.
- Pie caído.
- Dedos enroscados.

- Problemas en el equilibrio.
- No uso aprendido (olvido de cómo usar las extremidades).
- Disfagia (dificultad de tragar).
- Afasia (dificultad en el habla).

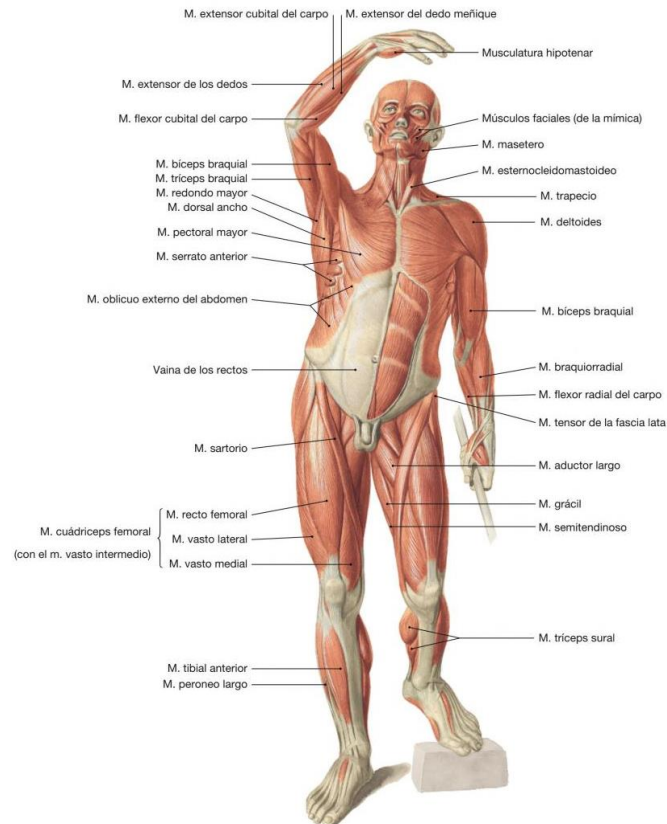
2.5 Sistema muscular

El sistema muscular está conformado por más de 600 grupos de músculos en el cuerpo humano los cuales en su mayoría son los encargados de producir movimiento. El sistema muscular del cuerpo humano logra otorgar equilibrio al mantener la posición corporal estable, generar movimiento, limitar el tamaño de los órganos, transportar sustancias y proveer calor (Sistema Muscular, s.f.).

El musculo es un órgano capaz de contraerse gracias a la capacidad de elongación de sus células o fibras, lo que resulta en la configuración y perfil del cuerpo humano (Sistema Muscular, s.f.; Hansen, 2020).

Figura 3

Musculatura postural y de movimiento



Nota. Músculos encargados de la postura y movimiento del cuerpo humano. Tomado de (Paulsen, Waschke, 2018).

2.6 Discapacidad de destreza

La discapacidad de destreza hace referencia a una limitación o falta de control en los movimientos necesarios para desarrollar tareas o labores del diario vivir, lo que resulta en la incapacidad de realizar dichas actividades de manera autónoma. Comúnmente, estas alteraciones terminan en obligar al uso de aparatos para la rehabilitación de la funcionalidad perdida (Montes, Culebro, 2012).

2.6.1 Causas de la discapacidad de destreza motriz

La discapacidad de destreza motriz puede tener diversas causas. El principal problema de esta discapacidad surge de enfermedades avanzadas que no se les hace un diagnóstico a tiempo, que no son tratadas o que son mal tratadas. La discapacidad de destreza motriz puede clasificarse en dos: Trastornos motores y trastornos neuromotores, que derivan de las siguientes problemáticas:

- Para el caso de los trastornos motores, se basan en problemas óseo-articulares o musculares con causas por miopatías, trastornos, reumatismos entre otros.
- Por parte de los trastornos neuromotores, se presentan problemas por lesiones de medula espinal o lesiones a nivel cerebral con causas por traumatismos, tumores, parálisis cerebral entre otros.

De igual manera se puede presenciar discapacidad de destreza por problemas, de deficiencias respiratorias, digestivas, visuales, por problemas mentales, cardiovasculares entre muchas más (Arroyo, 2014; Santana, Durán, 2012).

2.7 Movimientos de la mano

La movilidad de la mano es una habilidad fundamental para llevar a cabo diversas tareas cotidianas, que pueden ir desde el simple hecho de escribir, pintar, manipular herramientas, entre otras, hasta llegar a sujetar y manipular objetos pesados. La capacidad de realizar movimientos controlados con la mano es esencial para la realización de dichas actividades con precisión y eficacia (Dynamic, 2016).

La mano está compuesta por múltiples huesos, músculos y ligamentos, los cuales trabajando en conjunto permiten una gran cantidad de movimientos y habilidades (Anatomía de la mano, s.f.).

Figura 4

Anatomía de la mano



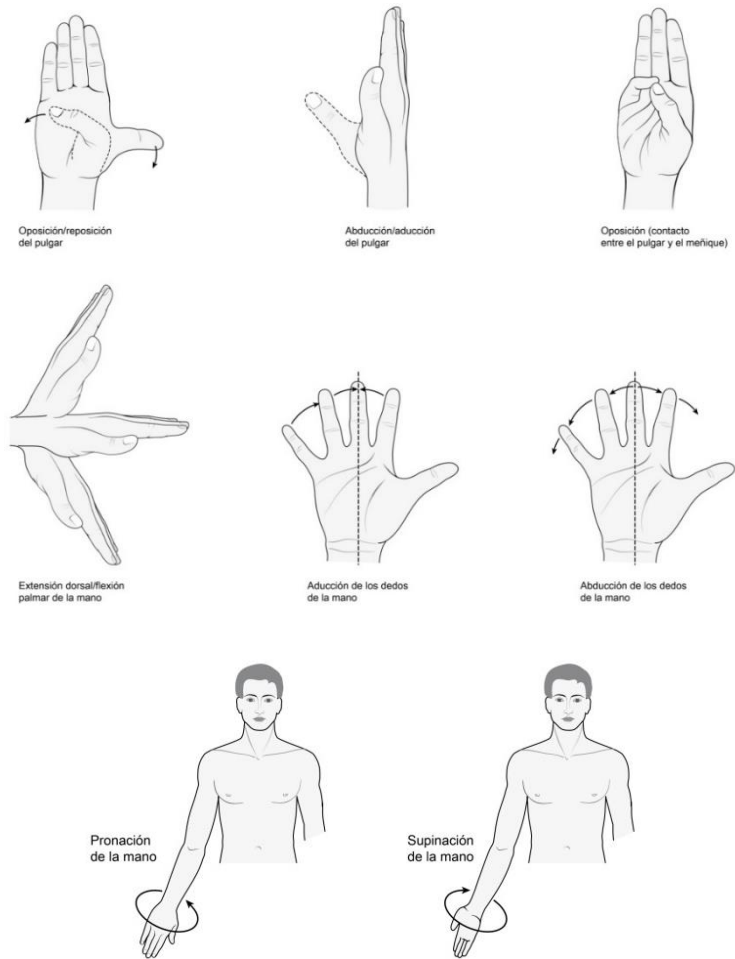
Nota. Anatomía general de músculo, huesos, tendones, nervios y vasos sanguíneos que constituye la mano. Tomado de (Anatomía de la mano, s.f.).

Para el movimiento de la mano cada parte que lo compone cumple un papel importante. Los músculos permiten el movimiento de los huesos gracias a su capacidad de contracción. Los ligamentos son los que permiten mantener unidas las articulaciones. Las vainas son estructuras en forma de tubo que recubren los dedos, su función principal es evitar el roce de los tendones con el hueso. Los tendones conectan los músculos a los huesos de las manos, estos generalmente pasan dentro de las vainas (Anatomía de la mano, s.f.).

2.7.1 Descripción de los movimientos

Figura 5

Movimientos de la mano



Nota. Nombre técnico de los diferentes movimientos realizados con la mano. Tomado de (Paulsen, Waschke, 2018).

2.7.2 Músculos que participan en el movimiento de la mano

En el movimiento de la mano encontramos varios músculos participantes, desde el antebrazo hasta la mano.

2.7.2.1 Músculos que mueven el antebrazo y su función

Tabla 1

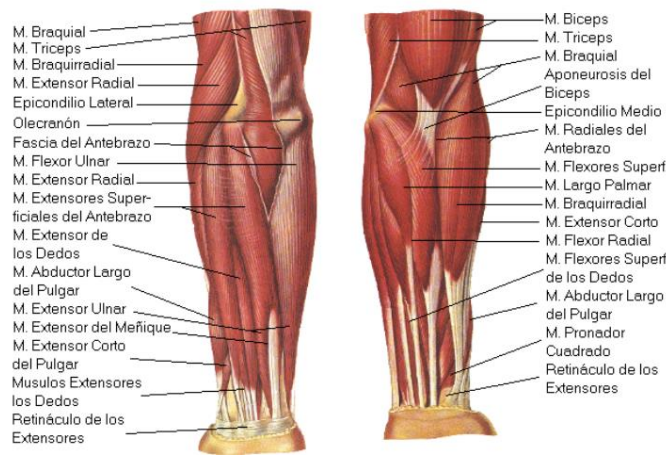
Nombres de los músculos del antebrazo y su función

Músculo	Función
Bíceps braquial	Flexión del brazo en supinación. Supinación del antebrazo y mano.
Braquial anterior	Flexión del brazo en pronación.
Supinador largo	Flexión del antebrazo en semi-pronación o semi-supinación, supinación del antebrazo y la mano.
Tríceps braquial	Extensión del antebrazo.
Pronador redondo	Pronación y flexión del antebrazo.
Pronador cuadrado	Pronación del antebrazo.
Supinador corto	Supinador del antebrazo.

Nota. Función respectiva de cada músculo del antebrazo. Tomado de (Sistema muscular, s.f.).

Figura 6

Músculos del antebrazo



Nota. Músculos que constituyen el antebrazo. Tomado de (Sistema muscular, s.f.).

2.7.2.2 Músculos que mueven la muñeca, mano, dedos y su función

Tabla 2

Músculos presentes en el movimiento de la muñeca, mano, dedos y su respectiva función

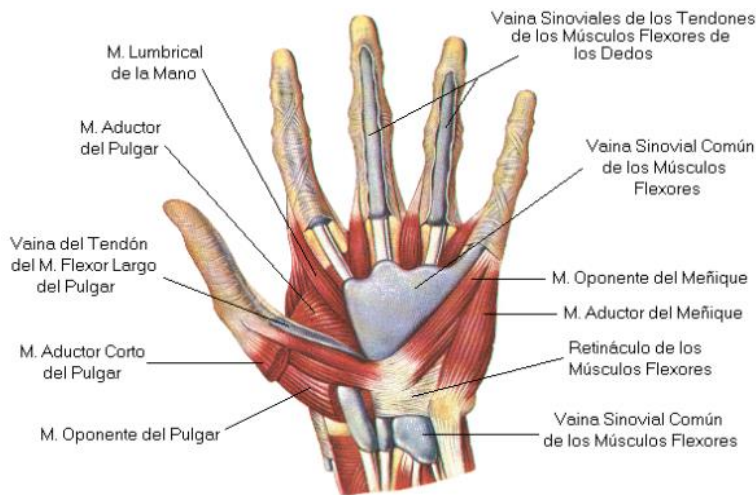
Músculo	Función
---------	---------

Palmar mayor	Flexión de la mano. Flexión del antebrazo.
Palmar menor	Flexión de la mano.
Cubital anterior	Flexión de la mano. Aducción de la mano.
Primer radial externo	Extensión de la mano. Abducción de la mano.
Segundo radial externo	Extensión de la mano.
Cubital posterior	Extensión de la mano. Abducción de la mano.
Flexor común profundo de los dedos	Flexión de las articulaciones interfalángicas distales.
Flexor común superficial de los dedos	Flexión de los dedos.
Extensor común de los dedos	Extensión de los dedos
Oponente del pulgar	Oposición del pulgar a los dedos.

Nota. Función respectiva de cada músculo de la muñeca, mano y dedos. Tomado de (Sistema muscular, s.f.).

Figura 7

Músculos de la mano



Nota. Músculos y vainas que comprende la mano. Tomado de (Sistema muscular, s.f.).

2.7.3 Nervios que participan en el movimiento de la mano

En la mano se encuentran tres tipos de nervios: el nervio radial, el nervio mediano y el nervio cubital. Estos nervios tienen la finalidad de proporcionar tanto movimiento como sensaciones a diferentes zonas de la mano (Nervios del brazo, s.f.).

- Nervio radial: El nervio radial se extiende hacia abajo por la parte posterior y externa de la parte superior del brazo. El nervio radial, tiene como función principal transmitir señales a los músculos que estiran el codo y levantan y estiran la muñeca, el pulgar y los dedos. Además, brinda sensibilidad a la mano (Nervios del brazo, s.f.).
- Nervio mediano: El nervio mediano desciende a través del interior del brazo y pasa por la parte frontal del codo. Luego, al llegar a la muñeca pasa por el túnel carpiano hasta finalmente llegar a la mano. Este nervio se encarga de transmitir señales a los músculos que ayudan con la flexión de la mano y la muñeca. De igual manera, este nervio también es encargado de proporcionar sensibilidad a gran parte de la mano (Nervios del brazo, s.f.).
- Nervio cubital: El nervio cubital de igual manera que el nervio mediano, desciende a través del interior del brazo, pero este pasa por detrás del codo. Es el nervio encargado de transmitir señales a los músculos que ayudan con la flexión de la muñeca, los dedos, y los músculos que ayudan a mover los dedos de un lado a otro. También proporciona sensibilidad a la mano (Nervios del brazo, s.f.).

2.8 Relación de la corriente y el cuerpo humano

2.8.1 Respuesta fisiológica del cuerpo al paso de la corriente eléctrica

El cuerpo humano presenta una resistencia al flujo de corriente eléctrica, donde más del 99% de la resistencia se encuentra en la piel. Esta, al experimentar el paso de corriente eléctrica, responde de manera similar a un condensador, facultando un mayor paso de corriente eléctrica cuando la frecuencia del estímulo eléctrico es mayor (Fish, Geddes, 2009).

Existen algunas formas con las que se puede reducir la resistencia de la piel:

- Daños en la piel (Cortes, abrasiones o quemaduras).
- Ruptura de la piel a 500V o más.
- Inmersión en agua.

Al aplicar voltajes de 500V o más sobre la piel, la alta resistencia en la capa más externa se debilita, dando como resultado que se disminuya en gran medida la resistencia del cuerpo al flujo de corriente, aumentando la cantidad de corriente que fluye a través de cuerpo para cualquier voltaje dado. Se puede esperar que estas corrientes altas generen lesiones en los músculos, nervios y otras estructuras (Fish, Geddes, 2009).

2.9 Efectos de la corriente en el cuerpo humano

Se han establecido umbrales para la intensidad de corriente a los cuales se producen diferentes reacciones en el cuerpo humano, evidenciados y diferenciados en una tabla, en la cual se observa el aumento de efectos, de no tan peligrosos a efectos con mayor peligro.

Tabla 3

Efectos de la corriente en el cuerpo humano

Intensidad (mA)	Efecto
1	No produce ninguna sensación ni mal efecto.
1 a 8	Produce choque indoloro y el individuo puede soltar a voluntad los conductores porque no pierde el control de los músculos
8 a 15	Produce choque doloroso, pero sin pérdida del control muscular.
15 a 20	Choque doloroso, con pérdida del control de los músculos afectados. El individuo no puede soltar los conductores. Puede perecer si se prolonga el tiempo de contacto.
20 a 50	Puede causar choque doloroso, acompañado de fuertes contracciones musculares y dificultad para respirar.
50 a 100	Puede causar fibrilación ventricular, es decir, pérdida de coordinación de las contracciones del corazón. No tiene remedio y mata instantáneamente.
100 a 200	Causa muerte a la víctima por fibrilación ventricular.

200 o más Produce quemaduras graves y fuertes contracciones musculares que oprimen el corazón y lo paralizan durante el choque. (Esta circunstancia evita la fibrilación ventricular).

Nota. Relación entre la intensidad de corriente y su efecto en el cuerpo humano. Tomado de (Morales, 2013).

2.9.1 Efectos asociados

Hasta ahora se ha demostrado que existen 4 efectos en el cuerpo asociados al flujo de corriente a través el cuerpo (Morales, 2013):

- Tetanización: Se llama tetanización cuando un musculo es expuesto a un conjunto de estimulaciones que provocan su contracción y estiramiento más de una vez en un lapso muy corto de tiempo, quedando en un estado de contracción permanente llamado Tétano (Morales, 2013).
- Asfixia: El paso de la corriente puede afectar los centros nerviosos respiratorios lo que causa que los músculos respiratorios en el tórax se paraliquen, desembocando en la suspensión de la función respiratoria la cual puede llegar a ocasionar la muerte real o aparente (Morales, 2013).
- Fibrilación ventricular: En este caso, debido al paso de la corriente eléctrica, las contracciones rítmicas y coordinadas del corazón son reemplazadas por movimientos irregulares y descoordinados, los cuales causan que el corazón en vez de latir parezca temblar (Morales, 2013).
- Efecto térmico: El flujo de corriente sobre del organismo genera una cantidad de calor debido al efecto joule, el cual produce un aumento de calor en los tejidos. Dicho aumento en la temperatura puede causar daños de carácter local, es decir, quemaduras en el área de contacto o daños de carácter general, que ya se asocian a

quemaduras de gran importancia, las cuales afectarían la vida del individuo. Puede darse el caso que aparte de las quemaduras en los tejidos también se presente una insuficiencia renal con una muerte inevitable (Morales, 2013).

2.10 Estimulación eléctrica muscular y neuromuscular

La estimulación eléctrica muscular y neuromuscular consiste en aplicar sobre grupos musculares débiles o paralizados, pequeños pulsos de corriente que a través de electrodos ubicados en la superficie corporal permitirán al musculo y sus nervios recibir estas señales para reaccionar contrayéndose. Dicho comportamiento en el campo de la estimulación eléctrica está directamente afectado por la intensidad de corriente, el ancho de pulso, la frecuencia y la forma de la señal aplicada sobre el punto motor; ya que estos parámetros van a lograr una contracción muscular sostenida de forma segura.

Una contracción fisiológica no se puede reproducir con exactitud a partir de la electroestimulación, ya que en este caso la estimulación comienza desde las unidades motoras más superficiales, que comúnmente corresponden a las más grandes y de pronta reacción. A diferencia, de una retracción voluntaria, donde las unidades motoras son activadas de las más pequeñas a las más grandes, conforme a la necesidad de fuerza. Por añadidura, es de vital importancia conocer el estado de la unidad motora a tratar, de esta forma, se deben mantener los parámetros dentro de los límites seguros, pues los pulsos serán de tan corta duración que la intensidad no generará contracciones bruscas, dolor y fatiga en las fibras musculares, es por ello que los parámetros varían entre las personas dependiendo del grado de espasticidad (Naranjo, 2020).

2.10.1 Estimulación eléctrica muscular FEM

Como su nombre lo indica, es la estimulación mediante corrientes eléctricas de baja frecuencia, replicando los impulsos del sistema nervioso, son aplicadas directamente en el músculo

y se usan principalmente para mantener el tono muscular, mediante la activación de las fibras y las contracciones musculares controladas.

Dicha estimulación, se aplica sobre las zonas afectadas, músculos denervados, con el propósito de la rehabilitación física; en el entrenamiento deportivo de alto rendimiento muscular, para aumentar la fuerza, resistencia muscular y acelerar la recuperación muscular después de competencias o entrenamientos intensos. En otros casos clínicos, para prevenir la atrofia muscular y mejorar la función muscular en pacientes que han sufrido una lesión o cirugía, que tienen una enfermedad neuromuscular o incluso para afecciones como la incontinencia urinaria y fecal, el dolor crónico, la disfunción sexual y la parálisis cerebral (Junqué et al., 2014).

2.10.2 Estimulación eléctrica neuromuscular EENM

Este tipo de técnica se basa en la teoría del control neuromuscular, donde se establece que la contracción muscular es resultado de la estimulación eléctrica sobre células nerviosas que inervan el músculo, ya que se concentra directamente en los nervios periféricos e igualmente, en producir contracciones musculares controladas, para el control y mantenimiento de la postura, los movimientos básicos en el desempeño de las actividades cotidianas, mejorar la fuerza muscular, la resistencia y el rango de movimiento, el tratamiento de afecciones neuromusculares, así como a reducir el dolor y la espasticidad muscular.

La EENM también se ha utilizado en la investigación médica para estudiar la fisiología del sistema nervioso y muscular, y de esta forma desarrollar nuevas técnicas de tratamiento. Este término está comprendido dentro de la técnica de Estimulación Eléctrica Funcional y con relación a la electroestimulación puede originar potenciales de acción sobre los nervios y músculos, que no son distinguibles de los provocados por acción del sistema nervioso; sin embargo, se aplican mediante electrodos de contacto. (Junqué et al., 2014; Naranjo, 2020)

2.11 Estimulación eléctrica funcional (FES)

La estimulación eléctrica funcional, también conocida por sus siglas en inglés como (Functional Electrical Stimulation) FES, es una tecnología de rehabilitación que se encarga de aplicar pequeños pulsos eléctricos en las fibras motoras de los músculos en personas con déficit motor por parálisis, con el fin de ocasionar contracción muscular para reactivar una actividad perdida. La FES es una manera artificial de reemplazar la estimulación neuronal del cerebro y se utiliza comúnmente en el tratamiento de espasticidad causada por lesiones de medula, accidentes cerebrovasculares o traumas craneoencefálicos (Noa, Vila, 2019; Rodriguez, 2014; Avedaño, Basco, 2001).

La aplicación de los pulsos de corriente se hace mediante electrodos, hay de 2 tipos, percutáneo y transcutáneo. El primero es necesario una operación ya que se colocan internamente, el segundo caso se hace superficialmente (Rodriguez, 2014; Avedaño, Basco, 2001).

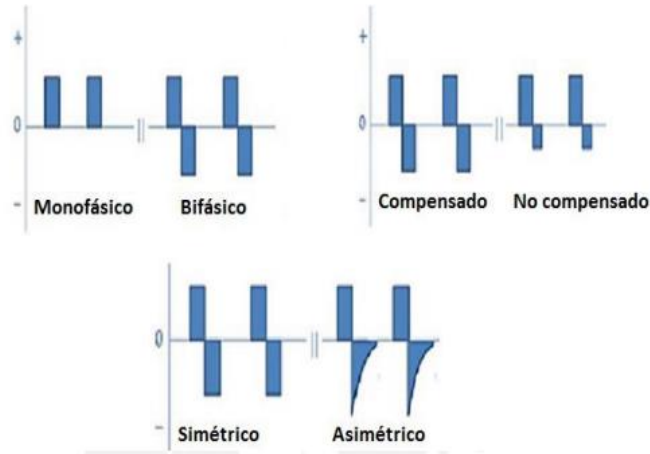
2.11.1 Parámetros

Los parámetros de FES dependen del lugar a estimular, así como también el propósito que se quiera lograr con la aplicación. Estas características son:

2.11.1.1 Forma del impulso Depende del efecto que se quiera sobre el organismo, los sistemas FES específicamente, utilizan trenes de pulsos. La forma de señal más empleada para dichos sistemas de electroestimulación es la bifásica rectangular, en la que, cada impulso tendrá una carga neta igual a cero y así, se consigue un cúmulo de cargas iguales a cero en los electrodos, disminuyendo, aún más, el impacto e irritación en la piel (Rodriguez, 2014; Avedaño, Basco, 2001).

Figura 8

Formas de onda para la corriente en FES



Nota. Tipos de ondas de corriente para FES. Tomado de (Amer, 2011).

2.11.1.2 Duración de los impulsos. El ancho de los pulsos es en función de la respuesta neuromuscular, generalmente, para los dispositivos FES están medidos en microsegundos, contemplados entre los valores de 100 a 400 μ s. (Rodríguez, 2014; Avedaño, Basco, 2001; Amer, 2011).

2.11.1.3 Rango de frecuencia. El rango de frecuencia en la estimulación FES típicamente entra en los rangos denominado como bajas frecuencias, el cual oscila entre 1 y 250 Hz, dicho rango puede aumentar o disminuir según la aplicación (Rodríguez, 2014; Avedaño, Basco, 2001; Amer, 2011).

2.12 Estándares en el diseño de estimuladores médicos

Se deben cumplir estándares obligatorios de la IEC 60601

Dentro de la IEC en la IEC60601-1 se presentan los requisitos básicos y de rendimiento esenciales.

De igual manera en la IEC60601-2-10 se encuentran los requisitos que se deben seguir en los estimuladores nerviosos y musculares.

2.13 Dispositivos electrónicos usados (Esp32, Sensor)

2.13.1 MPU6050

El MPU6050 es el primer dispositivo de MotionTracking o de captura de movimiento que integra 6 ejes, 3 de ellos pertenecientes a un giroscopio y los 3 restantes a un acelerómetro, además cuenta con un DMP (Digital Motion Processor). Todo esto encapsulado en una PCB que cuenta con dimensiones de 4x4x0.9mm, lo cual lo hace ideal para aplicaciones móviles.

Cuenta con un firmware para su calibración en tiempo de ejecución, eliminando así la costosa calificación, selección e integración del sistema de dispositivos discretos a los fabricantes, lo que garantiza a los consumidores, que es un movimiento de óptimo rendimiento. Además, el módulo cuenta con un bus I2C a través del cual se comunica con el microcontrolador que se desea utilizar. También dispone de un puerto I2C auxiliar diseñado para la interacción con otros sensores no inerciales (MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.3., 2012).

2.13.2 Microcontrolador ESP32

Esp32 es una familia de microcontroladores basados en SoC (System of Chip) desarrollados por Espressif, los cuales cuentan con características interesantes como lo son: un consumo ultra bajo de energía que los hace una opción ideal para dispositivos electrónicos portátiles y aplicaciones IoT, además de un diseño robusto que les permite funcionar sin problemas en entornos complicados.

De igual manera, cuenta con un chip híbrido de WI-FI y Bluetooth que permite que pueda desempeñar actividades como un sistema independiente completo o que se pueda trabajar como un dispositivo que sea esclavo de otro microcontrolador. Este microcontrolador también interactúa

con otros sistemas o dispositivos para proveer Wi-Fi y Bluetooth por medio de sus interfaces SPI/SDIO o I2C/UART (spressif, s.f.).

2.13.3 Modulo Converter DC-DC TAR-BOOST-M-USB

Este módulo permite elevar el voltaje en salida con relación al voltaje de entrada mediante la variación de un trimmer. Acepta valores de entrada de 2[V] hasta 24[V], y tiene valores de salida que van desde 5[V] hasta 28[V], además de una corriente de salida de 2[A] y una eficiencia de conversión del 93%.

2.13.4 Amplificador de instrumentación AD620

Amplificador diferencial de voltaje caracterizado por tener una ganancia que puede establecerse de forma muy precisa, además que, desde su fabricación, se ha optimizado para que opere de acuerdo con sus especificaciones aún en un entorno complejo. La ganancia se controla mediante un potenciómetro resistivo o de forma digital, mediante conmutadores; normalmente el valor de ganancia varía de 1 a 1000. Su impedancia de salida es baja, por lo que no afecta la ganancia y tiene un alto rechazo al modo común (CMRR) para su rango de frecuencia de operación (Drake, 2005).

El AD620 es un amplificador de instrumentación ideal para aplicaciones médicas como ECG, monitoreo de presión arterial, entre otras. Esto debido a su bajo nivel de ruido y su bajo consumo de potencia (Drake, 2005).

2.13.5 Transistores

Elementos de efecto campo metal-óxido semiconductores, que permiten regular su salida de voltaje a partir de un voltaje específico en su entrada. Amplifica o conmuta las señales electrónicas, estos transistores pueden clasificarse según su sustrato, siendo tipo n o tipo p.

Mosfet IRF740

Mosfet de potencia canal N de tercera generación que proporciona la mejor combinación de conmutación rápida, un diseño eficiente y robusto, además de tener baja resistencia.

Mosfet IRF9640

Mosfet de canal P para aplicaciones como reguladores de conmutación, convertidores de comunicación o controladores de motor, relé y conmutación bipolar de alta potencia, que requieren alta velocidad y baja potencia de accionamiento de puerta.

2.13.6 Transformador

Dispositivo eléctrico que permite aumentar o disminuir tensión en un circuito de corriente alterna, para baja o alta potencia (Álvarez, 2009).

2.13.7 Electrodo de superficie

Un electrodo es un conductor que se adhiere a la piel para transferir corriente eléctrica en el tejido debajo de él.

2.13.8 ICL7660

El ICL es un módulo que permite convertir voltajes de entrada positivos a negativos, acepta valores de entrada desde 1.5[V] hasta 12[V] y ofrece valores de salida de -1.5[V] a -12[V] respectivamente. De igual manera, el ICL puede actuar como multiplicador o divisor de voltaje.

2.13.9 Baterías Li-Po

Las baterías de litio polímero son pilas de tamaño reducido recargables para aplicaciones que requieran corrientes mayores a 1A, con una vida útil de 2 a 3 años aproximadamente, alta densidad de energía y alta tasa de descarga.

2.13.10 Modulo carga

Módulo de carga para batería LiPo o Li-Ion de una sola celda de 3.7V que proveerá una corriente de carga de 1A y se cortará al terminar, basado en el chip TP4065 y el chip protector de

batería DW01G. Con leds indicadores rojo y verde, para cuando está cargando y para la carga completa respectivamente.

2.13.11 Optoacopladores

Los optoacopladores son elementos que permiten el aislamiento entre dos etapas de un circuito, este aislamiento lo hace mediante un fotodiodo y un fototransistor.

2.14 ESPNOW

ESP-NOW fue desarrollado por Espressif, el cual permite que múltiples dispositivos se comuniquen entre si utilizando un protocolo de bajo consumo de energía similar al de Wi-Fi de 2.4GHz. Para realizar por primera vez comunicación entre dispositivos es necesario realizar un emparejamiento previo. Una vez que se realiza el emparejamiento, no es necesario realizar un “handshake” (Espressif, s.f.).

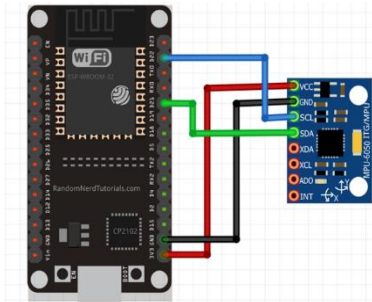
Este protocolo permite realizar comunicaciones tanto cifradas como no cifradas, y tiene un límite en el tamaño máximo de los mensajes a enviar, el cual es de 250 bytes. Dependiendo de los fines a utilizar, puede ser una desventaja para aplicaciones que requieren el envío de grandes cantidades de datos (Espressif, s.f.).

2.15 MPU650 con ESP32

Para utilizar el módulo MPU6050 junto con la ESP32, es importante tener en cuenta que ya existe una base establecida sobre la cual trabajar. El módulo incluye una preconfiguración que establece automáticamente la conexión a los pines de la ESP32, y también cuenta con librerías ya establecidas para su uso con cualquier lenguaje de programación.

Figura 9

Conexión MPU6050 con ESP32



Nota. Conexión entre sensor MPU6050 y microcontrolador. Recursos propios

Al trabajar con un ESP32 se deben hacer las conexiones de acuerdo con la imagen anterior, VCC al pin 3.3v, GND a GND, SCL a G22 y SDA a G21 respectivamente. En cuanto al software, para la utilización del módulo tenemos lo siguiente:

```
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>
```

Estas son librerías ya creadas para el módulo, es necesario descargarlas e importarlas al archivo de código en el cual se trabaje. Permiten utilizar atributos especiales del módulo de manera sencilla y eficiente.

3. Metodología de diseño

En el marco de desarrollo del proyecto, es fundamental escoger la metodología que se seguirá para llevar a cabo la creación del dispositivo. En este sentido, se trabajará con el siguiente diagrama que servirá como guía durante todo el proceso de desarrollo.

Figura 10

Diagrama metodología de diseño



Nota. Metodología para seguir en el desarrollo del proyecto. Recursos propios

3.1 Investigación

En esta fase se investiga todo al respecto de la estimulación eléctrica funcional (observar en marco teórico (2.11 *Estimulación eléctrica funcional* p.39)), equipos realizados, diferentes tipos existentes y la variación del precio en el mercado (Observar en resultados). También se aborda la investigación de los componentes electrónicos y materiales necesarios para la realización del dispositivo.




Teniendo en cuenta lo anterior se hace la elección de los componentes electrónicos comparando características y precios, además de cuales se adaptaban mejor a la aplicación.

Componentes:

Alimentación

Tabla 4

Comparación de baterías para alimentación

Nombre	Imagen	Características	Precio
Pila Blister AA		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de 1.2V • Capacidad de 2300mA • Material de NI-MH (Niquel - Metalhidruro) • Recargable 	\$ 42602 por 4 unidades
Batería Li-Po		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de 3.7V • Capacidad de 2000mA • Material Litio-Polímero • Recargable 	\$46207
Batería Li-Po		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de 3.7V • Capacidad de 200mA • Material Litio-Polímero • Recargable 	\$12527

Nota. Comparación de baterías según sus características y precio. Tomado de *Didácticas Electrónicas*. (s.f). Didacticaselectronicas.com. Recuperado 2023, de <https://www.didacticaselectronicas.com/>



En la elección de las baterías para alimentación se decide usar las baterías Li-po, dos de la capacidad de 2000mA para la etapa uno, esto debido al consumo de corriente y presentación de

fluctuaciones en los pulsos bifásicos, y una para el dispositivo auricular de capacidad 200mA. En comparación con las baterías AA se reduce el tamaño ya que su uso requiere más baterías para obtener el voltaje necesario.

Módulo de carga tipo C

Tabla 5

Comparación módulos de carga

Nombre	Imagen	Características	Precio
Cargador USB tipo C		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de entrada de 4.35V a 5V • Máxima corriente de carga 1000mA • Voltaje de protección de descarga de 3V • Correcto funcionamiento con un cargador capaz de entregar 1A 	\$ 4760
Cargador rápido para baterías Li-Po		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de entrada de 4.5V a 5.5V • Voltaje de carga de 4.2V • Corriente de carga 3A • Sin función de protección de la batería 	\$ 11807

Nota. Comparación de módulos de carga según sus características y precio. Tomado de *Didácticas*

Electrónicas. (s.f). Didacticaselectronicas.com. Recuperado 2023, de <https://www.didacticaselectronicas.com/>




Una vez se decide usar las baterías Li-Po se establece que para recargar dichas baterías se es necesario usar un módulo de carga tipo c, debido al gran uso de esta clase de conectores. Se

selecciona el módulo USB tipo C por su precio, además de que funcionamiento era muy optimo en la aplicación.

Elevador

Tabla 6

Comparación elevadores DC/DC

Nombre	Imagen	Características	Precio
Elevador DC/DC XL6009		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de entrada de 3V a 32V • Salida ajustable de 5V a 35V • Corriente de entrada de hasta 4A • Corriente de salida de 3A (con disipador) 	\$ 7387
Elevador boost DC/DC con micro-USB		<ul style="list-style-type: none"> • Eficiencia del 90% • Voltaje de entrada de 2V a 24V • Voltaje de salida de 5V a 28V • Corriente de salida 2A 	\$ 5355
Convertor DC/DC SX1308		<ul style="list-style-type: none"> • Eficiencia de 93% • Voltaje de entrada de 2V a 24V • Voltaje de salida de 2V a 28V • Corriente de salida de 2A • Eficiencia de 95% 	\$ 4319



Nota. Comparación de módulos elevadores de tensión DC/DC según sus características y precio. Tomado de *Didácticas Electrónicas*. (s.f). Didacticaselectronicas.com. Recuperado 2023, de <https://www.didacticaselectronicas.com/>

Para poder polarizar correctamente es necesario elevar la tensión a un valor adecuado, por lo cual se elige el módulo elevador boost DC/DC con micro-usb esto debido a sus características en comparación de los demás. Una buena opción podría ser el conversor DC/DC SX1308, pero en el momento de su compra no se encontraba en stock, de igual manera el elevador micro-usb cumple con las características en la aplicación.

Modulo para polarización

Tabla 7

Comparación módulos para polarizar

Nombre	Imagen	Características	Precio
Conversor DC-DC dual positivo y negativo		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de entrada 13.5 a 28V • Salida de voltaje +- 12V • Salida de corriente de 1A • Eficiencia de conversión de 90% 	\$ 20420
ICL7660		<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de entrada de 1.5V a 12V • Voltaje de salida de -1.5V a -12V • Puede actuar como multiplicador o divisor de voltaje 	\$ 6426



Nota. Comparación de módulos para polarización según sus características y precio. Tomado de *Didácticas Electrónicas.* (s.f). Didacticaselectronicas.com. Recuperado 2023, de <https://www.didacticaselectronicas.com/>

Luego de elevar la tensión se debía establecer en cómo se polarizaba correctamente, el módulo dual DC-DC era una buena opción, pero se opta por usar el ICL7660, es económico y cumplía perfectamente con lo que se quería realizar, se aprovecha que del elevador solo salen 12V lo que es suficiente para polarizar positivamente, y usando el ICL7660 con la entrada de 12V obtenemos la polarización negativa, es menos robusto y su uso es muy sencillo.

Amplificador

Tabla 8

Comparación amplificadores operacionales

Nombre	Imagen	Características	Precio
AD620		<ul style="list-style-type: none"> • Polarización entre +- 2.8V a +-18V • Corriente de reposo de 1.3mA • Rechazo CMRR • Ideal en aplicaciones medicas 	\$23900
INA128		<ul style="list-style-type: none"> • Ganancia de 1 a 10000 • Polarización entre +- 2.25V a +-18V • Rechazo CMRR • Ganancia de 1 a 10000 	\$46500

TL081



- Polarización máxima de \$20500
+-18V
- Alto slew rate
- Voltaje offset de
entrada 3mV a 15mV
- Bajo consumo de
potencia

Nota. Comparación de amplificadores operacionales según sus características y precio. Tomado de *Didácticas Electrónicas*. (s.f). Didacticaselectronicas.com. Recuperado 2023, de <https://www.didacticaselectronicas.com/>, de Zamux Electrónica. (s.f.). Zamux Electrónica. Recuperado 2023, de <https://www.zamux.co/> y *Electronicos Caldas - Componentes electrónicos y suministros para electrónica - Electronicos Caldas*. (s.f). Electronicoscaldas.com. Recuperado 2023, de <https://www.electronicoscaldas.com/es/>

Una vez se tenían las señales de pulsos desfasadas generadas del microcontrolador se debían convertir en un pulso bifásico. Esto se hace con ayuda de un amplificador, se elige el amplificador AD620 por su precio y características. El TL081 no se usa ya que requería uso de resistencias para ajustar su ganancia, en comparación a los amplificadores de instrumentación AD620 e INA128 que se ajusta mediante un único elemento (trimmer).

Transistores mosfet tipo p y n (Averiguar)

Optoacoplador

Para este elemento se decidió usar el modelo PC817, es el modelo más comercial en el mercado por lo cual es sencillo de conseguir y sus características cumplen con los parámetros de la señal a trabajar. Algunas de sus características son:

- Voltaje colector-emisor VCEO: 80V
- Voltaje emisor-colector VECO: 6V

- Temperatura de trabajo: – 30 C a + 100 C
- Corriente directa máxima IFM: 1A

Transformador

En cuanto al transformador, es necesario usar uno que sea de tamaño pequeño y que cumpla con especificaciones en el uso de aplicaciones médicas, por lo cual fue necesario sacrificar presupuesto y comprar dos de ellos de relación 1:10. Dichos transformadores fueron tomados del electro estimulador TENS ELEKTRO 1000.

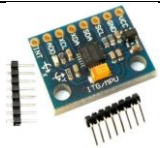

Auriculares

Para el dispositivo auricular, se reutiliza la carcasa de unos auriculares tipo diadema por lo que no fue necesario comprar o diseñar una de estas.

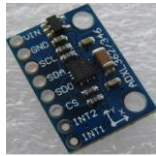
Sensor

Tabla 9

Comparación sensores

Nombre	Imagen	Características	Precio
MPU6050		<ul style="list-style-type: none"> • Acelerómetro – giroscopio de 6 ejes • Detección de ángulo e inclinación • Alimentación de 3V a 5V • Interfaz I2C 	\$13823
Tarjeta GY-85		<ul style="list-style-type: none"> • Tarjeta que incluye acelerómetro de 3 ejes, giroscopio de 3 ejes y magnetómetro de 3 ejes • Alimentación de 3V a 5V • Interfaz I2C 	\$54716

Modulo GY-346



- Modulo acelerómetro con 3 ejes de aceleración \$15838
- Alimentación de 1.7V a 2.75V
- Interfaz SPI e I2C
- Bajo consumo de potencia

Nota. Comparación de sensores según sus características y precio. Tomado de *Didácticas Electrónicas*. (s.f). Didacticaelectronicas.com. Recuperado 2023, de <https://www.didacticaelectronicas.com/>

En la elección del dispositivo auricular primero se pensó en la variable que era necesaria para poder realizar el control, se decide la inclinación y se opta por usar el sensor MPU6050 ya que las medidas realizadas por este eran más que suficientes para la aplicación, cómodo de programar y sus características eran muy indicadas.

Resistencias, Potenciómetros y Trimmer

En la elección de resistencias, potenciómetros y trimmers no es necesario realizar una comparación o análisis profundo, son elementos fáciles de conseguir. Simplemente, se seleccionan los valores adecuados a usar.

3.2 Definición de objetivos

En esta fase se definen unos objetivos mediante la información recopilada en la investigación y con sugerencias del director. Se deben definir requisitos y especificaciones técnicas del dispositivo, teniendo en cuenta las necesidades planteadas:

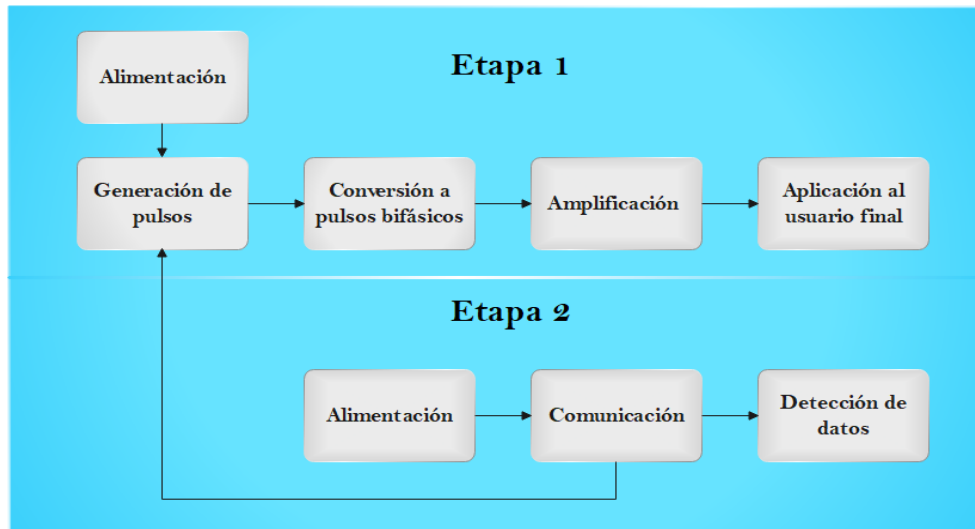
- Realizar un diseño de estimulación FES que cumpla con los límites de frecuencia y ancho de pulso, frecuencia de 10Hz a 40Hz y ancho de pulso de 25us a 400us.
- Crear una aplicación con el fin de modificar los parámetros de frecuencia y ancho de pulso.
- Adaptar un dispositivo auricular para la aplicación, que fuese cómodo y de fácil uso.
- Construir un guante para el porte del circuito de estimulación, que sea ergonómico, cómodo y de fácil uso.
- Diseñar una PCB de un tamaño que no exceda los 10cmx7cm
- Diseñar una carcasa para la protección de la PCB que contiene el circuito de estimulación.

3.3 Diseño del dispositivo

Esta fase se divide en dos etapas que se complementan entre sí para su correcto funcionamiento: el diseño del circuito para electroestimulación y el diseño del dispositivo auricular para el control de la aplicación de la corriente FES. Todo esto se realiza teniendo en cuenta las especificaciones técnicas definidas y de igual manera los componentes electrónicos y materiales adecuados. Además, se tendrá en cuenta la ergonomía y apariencia estética, como el desarrollo de una aplicación móvil para la fácil modificación de parámetros. Cabe resaltar que en la etapa uno para las subetapas: conversión de pulsos bifásicos y amplificación, se cuenta con dos circuitos similares para cada subetapa respectivamente, esto debido a que la aplicación de los pulsos requiere el uso de dos pares de electrodos.

Figura 11

Diagrama general de diseño



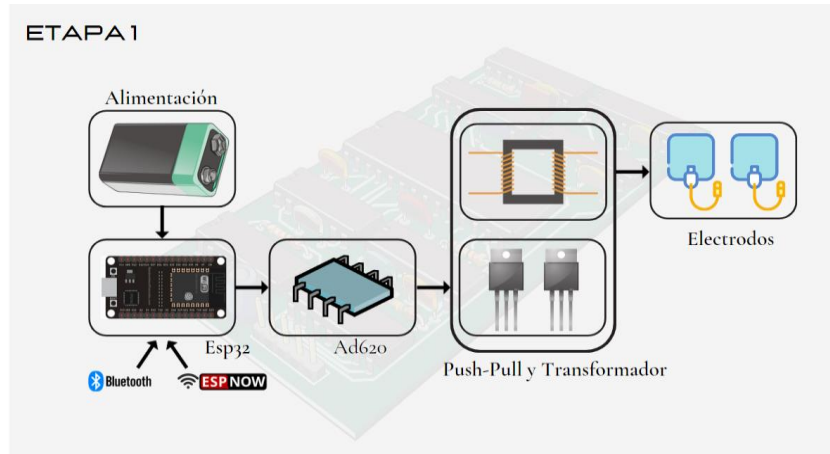
Nota. Etapas y subetapas que componen el dispositivo. Recursos propios

3.3.1 Etapa 1: Circuito de electroestimulación FES

La primera etapa corresponde al circuito de electroestimulación FES integrado al prototipo de guante. Se realiza la correcta conexión de alimentación para la etapa de potencia y lógica del circuito, correspondiente a un microcontrolador ESP32 que genera dos señales de pulsos (PMW) desfasadas una de otra por valor de un ancho de pulso, seguido de un arreglo de optoacopladores para proteger y aislar el microcontrolador en caso de corto, dejando pasar las mismas señales generadas con la ESP32, a lo que estas señales entran a una etapa de pre amplificación y resta por un amplificador de instrumentación AD620 para obtener la señal bifásica deseada, una vez obtenidos estos pulsos bifásicos, se realiza una etapa de amplificación de corriente, por medio de un circuito Push-Pull tipo B y posteriormente, una elevación de tensión utilizando un transformador de relación 1:10. Para finalmente, obtener la señal bifásica pulsos final que va a inervar en los músculos del paciente, usuario final.

Figura 12

Diagrama etapa uno



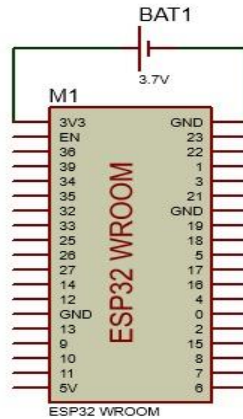
Nota. Representación general de la etapa uno. Recursos propios.

3.3.1.1 Alimentación. En esta parte de la etapa se comprende la forma en la que se proporciona el voltaje y corriente necesaria a los dispositivos dentro del circuito.

En primer lugar, se cuenta con una esp32. Se trabaja con una batería recargable de tipo Li-Po cuyos valores de salida en tensión oscilan entre 3.7V y 4.2V. Por lo tanto, se decide alimentar directamente el microcontrolador aprovechando que este dispone de un regulador de voltaje propio (AMS1117-3.3) capaz de aceptar valores de entrada de hasta 15V.

Figura 13

Alimentación ESP32S

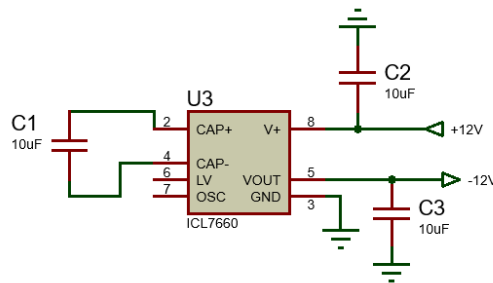


Nota. Recursos propios

Para los demás elementos que presentaban la necesidad de una tensión de polarización tanto positiva como negativa y mayor a la que entregaba la batería se planteó la siguiente solución:

Figura 14

Alimentación dual (Polarización)



Nota. Recursos propios

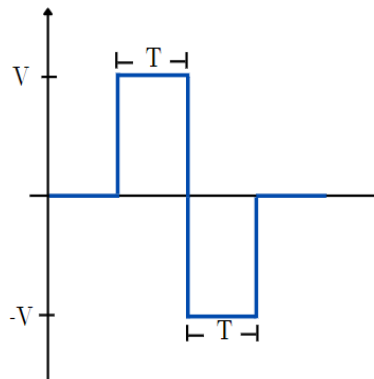
Se utiliza un módulo DC-DC para elevar la tensión al valor seleccionado para la polarización de los elementos, lo que produce una salida de 12V en el módulo. Para obtener una tensión tanto positiva como negativa de la misma magnitud, se realiza lo siguiente: se polariza

directamente el valor de 12V de salida en el módulo DC-DC y a su vez se conectan como entrada (V+) en el módulo ICL7660 para obtener la tensión negativa.

3.3.1.2 Generador de pulsos. En la generación de los pulsos se utiliza el microcontrolador ESP32 debido a sus prestaciones y facilidad de cara al usuario final. Para permitir al usuario modificar los parámetros de los pulsos, se ha diseñado una aplicación móvil en el software App Inventor para ajustar el ancho de pulso y frecuencia aumentando o disminuyendo según las necesidades del usuario.

Figura 15

Pulso bifásico

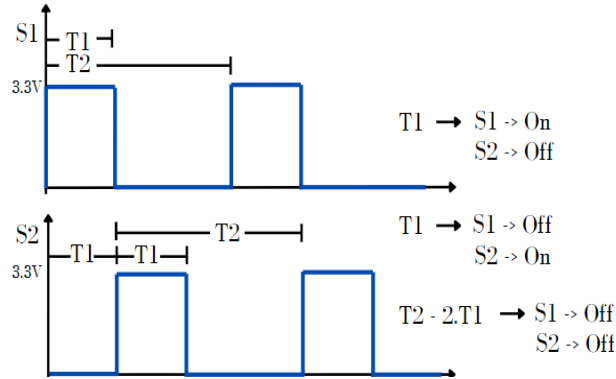


Nota. Recursos propios

En la figura previa se puede observar la señal final deseada. Como consecuencia, se inicia el proceso creando dos señales de pulsos con un desfase en su tiempo de activación equivalente al ancho de un pulso, de la siguiente manera:

Figura 16

Generación de pulsos desfasados



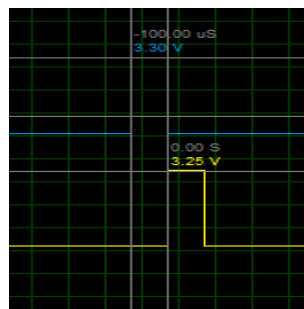
Nota. Recursos propios

Tras observar la figura, se llevó a cabo un análisis lógico para implementarlo en programación. Se ha decidido utilizar la IDE de Arduino para la implementación, lo que significa que todo el código que se genera en el proyecto se realizara en este entorno.

Se han definido pines que se utilizaran como salidas para las señales de pulsos, tanto para el canal 1 como para el canal 2, en seguida, se generan las señales de salida con un ancho de pulso de 100[μ s] y una frecuencia de 40[Hz].

Figura 17

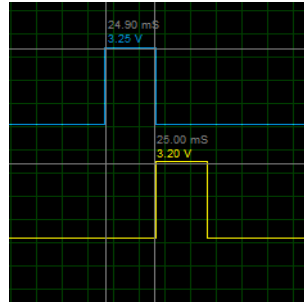
Pulsos generados en el canal uno



Nota. Recursos propios

Figura 18

Pulsos generados en el canal dos



Nota. Recursos propios

3.3.1.3 Conversión a pulsos bifásicos. Al tener las señales de pulsos anteriormente ajustadas para cada canal, el siguiente paso a realizar es tomar dichas señales y convertirlas en una señal de pulsos bifásicos, se describirá el proceso una vez, dado que para ambos canales el proceso es el mismo. Para ello, se hace uso de un amplificador de instrumentación (AD620). El funcionamiento es sencillo, la tensión de salida se obtiene mediante la diferencia de las entradas multiplicada por una ganancia determinada.

$$V_{out} = G(V_+ - V_-) \quad (1)$$

En las señales de pulsos monofásicos, el voltaje pico es de aproximadamente 3.3V. Sin embargo, en esta parte de la etapa es necesario que la señal de salida de pulsos bifásicos tenga tensiones de 10[V] y -10[V] respectivamente para un voltaje pico de 20[V]. Para lograr esto, se aplica una ganancia utilizando el AD620, así:

$$G = \frac{49.4K}{R_G} + 1 \quad (2)$$

$$3 = \frac{49.4K}{R_G} + 1 \quad (3)$$

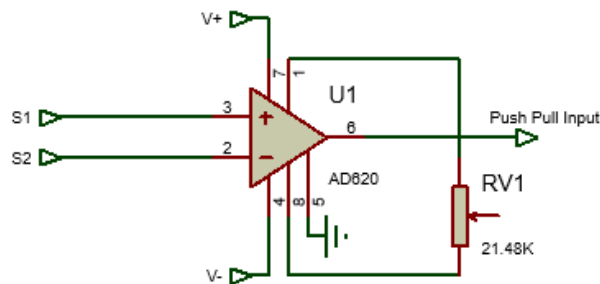
$$R_G = \frac{49.4K}{2} \quad (4)$$

$$R_G = 24.7K \quad (5)$$

Una vez definido el valor de resistencia, se procedió a realizar un montaje en simulación para corroborar el funcionamiento del diseño propuesto.

Figura 19

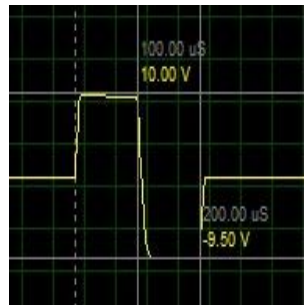
Configuración del amplificador de instrumentación AD620



Nota. Recursos propios

Figura 20

Simulación de los pulsos bifásicos



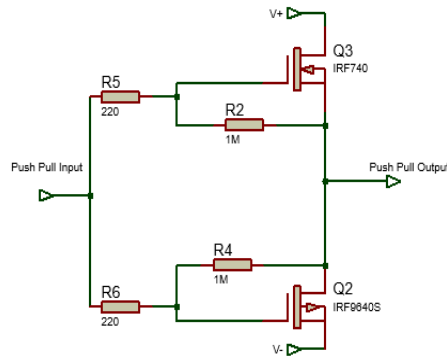
Nota. Recursos propios

3.3.1.4 Etapa de amplificación. De la misma manera que la etapa anterior, se describirá el proceso una vez dado que para los dos canales se realiza el mismo proceso. Esta etapa se divide en dos partes, la primera es una amplificación mediante una configuración Push-Pull y la segunda es una amplificación en tensión utilizando un transformador.

- Push-Pull: La configuración Push-Pull tiene como objetivo amplificar la corriente para cumplir con el requerimiento de corriente de la siguiente parte de la etapa (Transformador). Su funcionamiento se basa en el uso de 2 transistores MOSFET que trabajan como interruptores, uno canal N y otro canal P. El de canal N se encarga de amplificar los pulsos positivos de la señal de pulsos bifásicos y el de canal P los pulsos negativos respectivamente.

Figura 21

Configuración del amplificador Push-Pull



Nota. Recursos propios

- Transformador: Una vez obtenida la señal resultante del amplificador Push-Pull se conecta al transformador con el fin de hacer una amplificación de la señal en términos de tensión. Con el uso del transformador además de alcanzar los requerimientos de diseño, se aprovecha como una etapa de aislamiento y protección antes de aplicar los pulsos al usuario, por si en alguna circunstancia ocurre un fallo en el circuito, como una descarga eléctrica indeseada.

3.3.1.5 Aplicación al usuario final. Una vez cumpliendo con el diseño para la aplicación de los pulsos de estimulación, a la salida de los transformadores se conecta un potenciómetro con

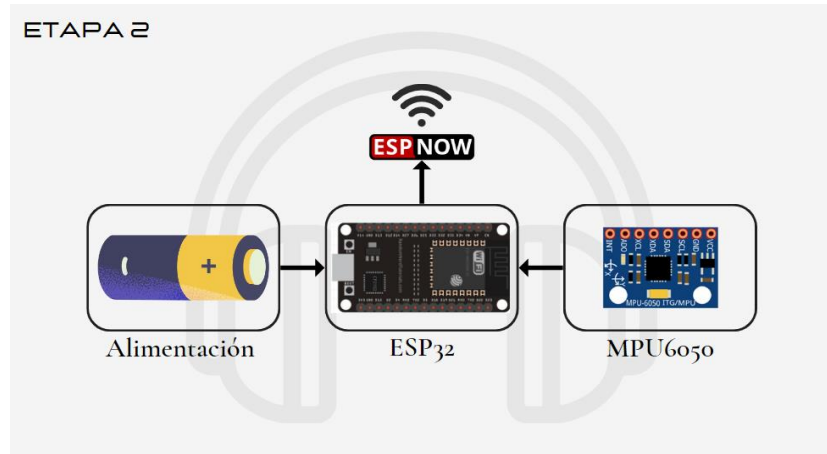
el cual se puede regular la intensidad de salida de la señal en tensión, este potenciómetro a su vez ira conectado a electrodos diseñados para electroterapia. Los electrodos simplemente funcionan como un conductor de la corriente eléctrica entre el transformador y la persona.

3.3.2 Etapa 2: Dispositivo auricular

La segunda etapa corresponde al dispositivo auricular con el que se va a controlar a cuál par de electrodos le va a llegar la señal que estimulará el punto motor del músculo deseado. Su funcionamiento va conectado con el movimiento de la cabeza, al realizar un movimiento pronunciado hacia la derecha se activará la señal de corriente la cual llega al primer par de electrodos encargado de la apertura de la mano, y al realizar un movimiento pronunciado hacia la izquierda se activará la señal de corriente al segundo par de electrodos encargado del cierre de la mano. Esta etapa, está compuesta por un microcontrolador ESP32 que se conecta a un sensor MPU6050, con el propósito de obtener y tratar los datos de inclinación que recoja el sensor, para la comunicación inalámbrica de una señal de activación al microcontrolador ESP32 de la etapa uno.

Figura 22

Diagrama etapa dos

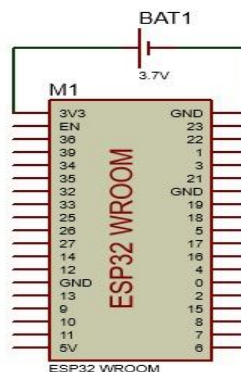


Nota. Recursos propios

3.3.2.1 Alimentación. En la etapa numero dos se consideran dos dispositivos que necesitan alimentación: el microcontrolador ESP32 y el sensor MPU6050. En el caso del sensor, se conecta directamente al microcontrolador utilizando los pines de 3.3[V] y GND, por lo que solo es necesario alimentación externa para uno de ellos. En cuanto al microcontrolador, se alimenta de manera similar a la etapa uno utilizando una batería recargable tipo Li-Po que va conectada a los pines de alimentación del dispositivo.

Figura 23

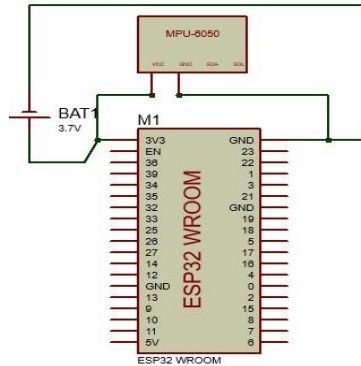
Alimentación ESP32



Nota. Recursos propios

Figura 24

Alimentación sensor MPU650



Nota. Recursos propios

3.3.2.2 Comunicación. Debido a que los requerimientos exigen una comunicación inalámbrica, para establecer una comunicación de este tipo entre la etapa uno y la etapa dos, se busca una manera de llevarlo a cabo teniendo en cuenta las prestaciones que ofrecen los microcontroladores.

La mejor opción para dar solución a la comunicación inalámbrica, teniendo en cuenta parámetros como el consumo, alcance y capacidad de envío fue, el protocolo ESP-Now. Este protocolo es propio del microcontrolador ESP32 desarrollado por ESPRESSIF, y es similar al Wi-Fi 2.4Ghz. Con ESP-Now se pueden emplear varios tipos de comunicación, como la comunicación unidireccional, bidireccional o multidireccional (en caso de utilizar más de dos microcontroladores), la conexión un maestro-múltiples esclavos o de múltiples maestros con un esclavo. Finalmente, la conexión o conexiones se realizan mediante la dirección MAC de la placa.

En este caso, para el proyecto se trabajó con una conexión unidireccional, un maestro un esclavo, ya que se necesita que la etapa dos envíe los valores de la lectura del sensor hacia la etapa

uno y que esta última realice acciones de acuerdo con esas lecturas. Por lo tanto, el microcontrolador de la etapa dos será el maestro y el de la etapa uno el esclavo. Como se menciona anteriormente, para la realizar la conexión es necesario conocer la dirección MAC de la placa hacia la cual se quiere hacer la conexión. Por lo consiguiente, el primer paso es obtener la dirección MAC de la placa de la etapa uno.

Figura 25

Código para conocer MAC del dispositivo

```
//Obtener dirección MAC- ESP32
#include <WiFi.h>

void setup(){
  Serial.begin(115200);
  Serial.println();
}

void loop(){
  Serial.print("ESP Board MAC Address: ");
  Serial.println(WiFi.macAddress());
  Serial.println();
  delay(1000);
}
```

Nota. Recursos propios

Figura 26

MAC del dispositivo en monitor serial

```
ESP Board MAC Address: C0:49:EF:FA:16:88
```

Nota. Recursos propios

Una vez obtenida la dirección de la MAC de la placa de destino, se procede a programar tanto la placa emisora como la receptora. Es importante destacar que existen ejemplos previos para ESP-NOW, por lo que se tomó uno de ellos y se realizaron las modificaciones necesarias para adaptarlo a las necesidades específicas del proyecto.

Teniendo en cuenta lo anterior, se programa la ESP emisora agregando la dirección MAC de la receptora.

Figura 27

Programación ESPNOW para envío de datos

```

#include <esp_now.h>
#include <wifi.h>

//Agregamos la MAC de la placa receptoras
uint8_t broadcastAddress[] = {0xC0, 0x49, 0xEF, 0xFA, 0x16, 0x88};

//Estructura del envío de datos
//Debe coincidir con la estructura de la receptora
typedef struct struct_message {
    char a[32];
    int b;
    float c;
    bool d;
} struct_message;

//Creacion de un struct_message llamado myData
struct_message myData;

esp_now_peer_info_t peerInfo;

// callback cuando el dato es enviado
void OnDataSent(const uint8_t *mac_addr, esp_now_send_status_t status) {
    Serial.print("\r\nLast Packet Send Status:\t");
    Serial.println(status == ESP_NOW_SEND_SUCCESS ? "Delivery Success" : "Delivery Fail");
}

void setup() {
    // Init Serial Monitor
    Serial.begin(115200);

    //Establecer el dispositivo como una estacion Wi-Fi
    WiFi.mode(WIFI_STA);

    //Inicializacion de la ESP32
    if (esp_now_init() != ESP_OK) {
        Serial.println("Error initializing ESP-NOW");
        return;
    }

    // Una vez ESP-NOW se inicializa correctamente, nos registramos para el envío
    // Se obtiene el estado el paquete transmitido
    esp_now_register_send_cb(OnDataSent);

    //Registrar compañero
    memcpy(peerInfo.peer_addr, broadcastAddress, 6);
    peerInfo.channel = 0;
    peerInfo.encrypt = false;

    //Agregar compañero
    if (esp_now_add_peer(&peerInfo) != ESP_OK){
        Serial.println("Failed to add peer");
        return;
    }
}

void loop() {
    //Establecemos el valor a enviar (tipo float)
    myData.c = 10.5; //Ejemplo de un valor enviado

    //Envío de datos mediante ESP-NOW
    esp_err_t result = esp_now_send(broadcastAddress, (uint8_t *) &myData, sizeof(myData));

    if (result == ESP_OK) {
        Serial.println("Sent with success");
    }
    else {
        Serial.println("Error sending the data");
    }
    delay(2000);
}

```

Nota. Recursos propios

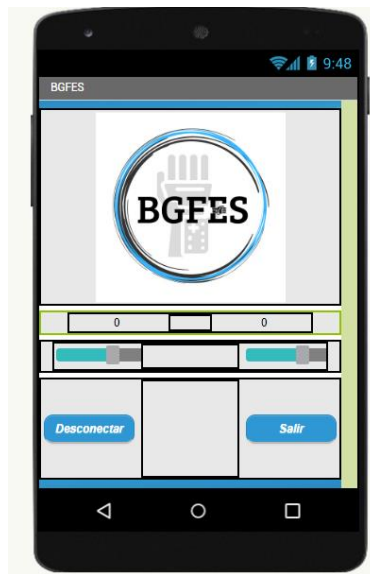
3.3.2.3 Diseño aplicación móvil

Con el fin de facilitar al usuario final la manipulación de los parámetros de estimulación del dispositivo, se desarrolló en App Inventor una aplicación móvil con la cual se pueden modificar los parámetros FES, el ancho del pulso y la frecuencia de las señales a inervar el músculo, enviando los valores mediante bluetooth.

Al momento de plantear el acabado del apartado visual, sé busco que fuera lo más minimalista posible sin caer en la monotonía, dando como resultado una aplicación amigable para el usuario, con un funcionamiento intuitivo y muy sencillo de entender para el usuario, personal médico o paciente directamente. El diseño se observa a continuación.

Figura 28

Diseño de la aplicación móvil



Nota. Recursos propios

Es un diseño sencillo, contiene el logo del proyecto, 2 botones, el cual uno de ellos va a variar dependiendo si está conectado o no, y 2 *sliders*, cada uno de ellos corresponde a uno de los parámetros a modificar.

Figura 30*Programa en Arduino para el procesamiento de datos*

```

#include <String.h>
#include <BluetoothSerial.h>

BluetoothSerial SerialBT;
int valor;
int valor2;
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  //Establecer nombre del dispositivo bluetooth
  SerialBT.begin("BGFES");
}

void loop() {
  if(SerialBT.available()){
    String data = SerialBT.readStringUntil('\n');
    int Index = data.indexOf(','); // Buscar índice de la coma
    if (Index > 0) {
      String pulsos = data.substring(0, Index); // Obtener primer dato
      String frecuencia= data.substring(Index + 1); // Obtener segundo dato
      int n_frecuencia =frecuencia.toInt(); //Pasar de tipo string a tipo int
      int n_pulsos= pulsos.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int
      int periodo = (1000000.00/n_frecuencia); //Se obtiene el periodo en us a partir de la frecuencia
      valor= n_pulsos; //Se asigna el valor a una variable global y corresponde al ancho de los pulsos
      valor2= periodo; //Se asigna el valor a una variable global y corresponde al periodo
    }
  }
}

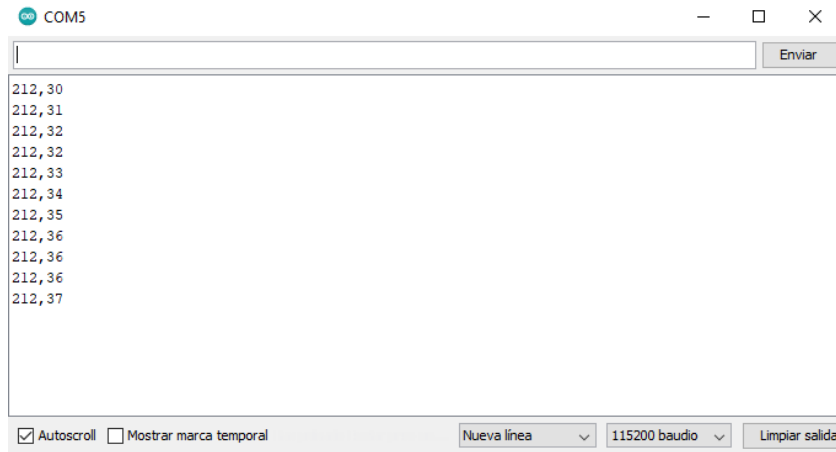
```

Nota. Recursos propios

Como se tienen dos variables cuyos valores se debían trabajar por separado, fue necesario buscar una forma para él envío de dichos valores. Se optó por enviar los valores separados por una coma, es decir que ambos valores van a llegar como una línea de texto a la ESP32, donde estará escrito el primer valor el cual estará seguido de una coma y así a su vez la coma estará seguida del otro valor.

Figura 31

Funcionamiento para el procesamiento de datos



Nota. Recursos propios

Para separar los valores se utilizan funciones de la librería String, la lógica que se utiliza es sencilla, se lee la línea de texto que llega y en esa línea se busca el índice en el que está la coma, a partir de ese índice se crean 2 Strings, uno que va desde el inicio de la línea hasta el índice y el otro que va desde la posición siguiente al índice hasta el final del String. Las variables resultantes están en formato de texto, por lo que es necesario cambiar el formato actual a un formato tipo número, para ello se utilizan funciones presentes en Arduino. Una vez se tienen ya los valores en formato tipo número, se calcula el periodo en $[\mu\text{S}]$ a partir de la frecuencia.

Ya teniendo el desarrollo de la APP, se programa la ESP receptora agregando la parte de la comunicación con ESP-NOW y la comunicación con la APP.

Figura 32

Programación para la recepción de datos

```

#include <String.h>
#include <BluetoothSerial.h>
#include <esp_now.h>
#include <WiFi.h>

#define TIMEOUT 2010 // tiempo de espera en milisegundos
BluetoothSerial SerialBT;
int valor;
int valor2;
String desco="";
unsigned long tiempoUltimoMensaje = 0;
int i=0;
int j=0;
typedef struct struct_message {
float c,d;
} struct_message;
// Se crea un struct_message llamado myData
struct_message myData;
//Se ejecuta una función callback cuando los datos son recibidos
void OnDataRecv(const uint8_t * mac, const uint8_t *incomingData, int len) {
memcpy(&myData, incomingData, sizeof(myData));
tiempoUltimoMensaje = millis();
//Se obtiene el tiempo de envío entre mensajes
}

void setup() {
Serial.begin(115200);
//Establecer los pines para la generación de la señal de pulsos
pinMode(17,OUTPUT);
pinMode(22,OUTPUT);
pinMode(15,OUTPUT);
pinMode(5,OUTPUT);
SerialBT.begin("BGFES"); //Establecer nombre del dispositivo bluetooth
WiFi.mode(WIFI_STA);

//Iniciar ESP-NOW
if (esp_now_init() != ESP_OK) {
Serial.println("Error initializing ESP-NOW");
return;
}
//Una vez ESPNOW se inició con éxito,se registraran los datos recibidos
esp_now_register_recv_cb(OnDataRecv);
}

void loop() {

if(SerialBT.available()){
String data = SerialBT.readStringUntil('\n');
int Index = data.indexOf(','); // Buscar índice de la coma
if (Index > 0) {
String pulsos = data.substring(0, Index); // Obtener primer dato
String frecuencia= data.substring(Index + 1); // Obtener segundo dato
int n_frecuencia =frecuencia.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int

int n_frecuencia =frecuencia.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int
int n_pulsos= pulsos.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int
int periodo = (1000000.00/n_frecuencia);//Se obtiene el periodo en us a partir de la frecuencia
valor= n_pulsos;//Se asigna el valor a una variable global y corresponde al ancho de los pulsos
valor2= periodo;//Se asigna el valor a una variable global y corresponde al periodo
desco=pulsos;
}

}
if(valor!=0 and valor2!=0){ //Este condicional tiene la función de asegurar que ya se tengan
// los valores para la generación de los pulsos
if(myData.d>30 and j==0){ // Este condicional tiene la función de asignar el valor a la variable
i=0; //que servira para activar el bucle,esto dependiendo de la lectura del sensor
j++;
}
if(myData.d<=35 && i==0) { // Este condicional tiene la función de asignar el valor a la variable que servira
i++; //para activar el bucle,esto dependiendo de la lectura del sensor
j=0;
}
}
}

```

```

while(i=1 and millis() - tiempoUltimoMensaje < TIMEOUT and desco!="hola"){ //Se activa el bucle si la variable i tiene un valor 1
//y si el tiempo entre los mensajes no supera el umbral establecido
//Generación de los pulsos
digitalWrite(17,HIGH);
digitalWrite(22,LOW);
delayMicroseconds(valor);
digitalWrite(17,LOW);
digitalWrite(22,HIGH);
delayMicroseconds(valor);
digitalWrite(22,LOW);
delayMicroseconds(valor2-2*valor);

if(SerialBT.available()){
String data = SerialBT.readStringUntil('\n');
int Index = data.indexOf(','); // Buscar índice de la coma
if (Index > 0) {
String pulsos = data.substring(0, Index); // Obtener primer dato
String frecuencia = data.substring(Index + 1); // Obtener segundo dato
int n_frecuencia = frecuencia.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int
int n_pulsos= pulsos.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int
int periodo = (1000000.00/n_frecuencia);//Se obtiene el periodo en us a partir de la frecuencia
valor= n_pulsos;//Se asigna el valor a una variable global y corresponde al ancho de los pulsos
valor2= periodo;//Se asigna el valor a una variable global y corresponde al periodo
desco=pulsos;
}

if(myData.d>35 si j=0) { //Este bucle de aca es si en dado caso se cumple la condicion para el otro movimiento,
i=0; //se rompa este bucle y pase al otro
j=1;
}
}

while(j=1 and millis() - tiempoUltimoMensaje < TIMEOUT and desco!="hola"){ //Se activa el bucle si la variable j tiene un valor 1 y
digitalWrite(5,HIGH);
digitalWrite(15,LOW);
delayMicroseconds(valor);
digitalWrite(5,LOW);
digitalWrite(15,HIGH);
delayMicroseconds(valor);
digitalWrite(15,LOW);
delayMicroseconds(valor2-2*valor);

if(SerialBT.available()){ //si el tiempo entre los mensajes no supera el umbral establecido
String data = SerialBT.readStringUntil('\n');
int Index = data.indexOf(','); // Buscar índice de la coma
if (Index > 0) {
String pulsos = data.substring(0, Index); // Obtener primer dato
String frecuencia = data.substring(Index + 1); // Obtener segundo dato
int n_frecuencia = frecuencia.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int
int n_pulsos= pulsos.toInt();//Pasar de tipo string a tipo int
int periodo = (1000000.00/n_frecuencia);//Se obtiene el periodo en us a partir de la frecuencia
valor= n_pulsos;//Se asigna el valor a una variable global y corresponde al ancho de los pulsos
valor2= periodo;//Se asigna el valor a una variable global y corresponde al periodo
desco=pulsos;
}
}

if(myData.d<-35 and i=0) { //Este bucle de aca es si en dado caso se cumple la condicion para el otro movimiento,
i=1; //se rompa este bucle y pase al otro
j=0;
}
//Generación de los pulsos
}
}
//Estos valores son para que al desconectar el dispositivo auricular se vuelva a los valores iniciales
j=0;
i=0;
desco="";
}

```

Nota. Recursos propios

3.3.2.4 Detección de datos. Una vez se estableció la comunicación entre las dos etapas, lo siguiente es conectar el sensor teniendo en cuenta la conexión de la figura 9. Al trabajar con este módulo sensor, de igual que ESPNOW para este caso existen ejemplos de código ya establecidos para realizar lecturas, por lo que se trabajó en base a uno de ellos y se realizaron las modificaciones necesarias para el proyecto.

Figura 33

Programación para la lectura de datos del sensor MPU6050

```

//Incluimos librerías
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>

//Se declara un objeto de la clase Adafruit con el nombre de mpu
Adafruit_MPU6050 mpu;

void setup(void) {

pinMode(19,OUTPUT);
pinMode(5,OUTPUT);
Serial.begin(115200); //inicializacion del puerto serial
//Inicializacion del sensor
if (!mpu.begin()) {
  while (1) {
    delay(10);
  }
}

//Establecemos el rango de medida para el acelerometro, en este caso seleccionamos (+-8G)
mpu.setAccelerometerRange(MPU6050_RANGE_8_G);
//Establecemos el rango de medida para el giroscopio, en este caso seleccionamos (5000EG)
mpu.setGyroRange(MPU6050_RANGE_500_DEG);
//Establecemos el ancho de banda deseado del filtro
mpu.setFilterBandwidth(MPU6050_BAND_21_HZ);

Serial.println("");
delay(100);
}

void loop() {
//tomamos las medidas actuales del sensor y se almacenan en las variables
sensors_event_t a, g, temp;
mpu.getEvent(&a, &g, &temp);

//calculamos el angulo de inclinacion del sensor en el eje x y el eje y
float accel_ang_x=atan(a.acceleration.x/sqrt(pow(a.acceleration.y,2) + pow(a.acceleration.z,2)))*(180.0/3.14);

Serial.print("Inclinacion en x: ");
Serial.print(accel_ang_x);
Serial.print(", Inclinacion en y:");
Serial.println(accel_ang_y);

Serial.println("Lectura I");
Serial.println(I);
Serial.println("Lectura J");
Serial.println(J);
}

```

Nota. Recursos propios

Una vez el código de lectura es funcional se procedió a agregarlo al código de la placa remitente para enviar los datos de lectura hacia la etapa uno.

Figura 34

Código para el envío de datos de las lecturas del sensor

```

#include <esp_now.h>
#include <WiFi.h>
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>

//Se crea una instancia de la clase para el uso del sensor
Adafruit_MPU6050 mpu;

//Agregamos la MAC de la placa receptoras
uint8_t broadcastAddress[] = {0xCC, 0x49, 0xEF, 0xFA, 0x16, 0x88};

//Estructura del envio de datos
//Debe coincidir con la estructura de la receptora
typedef struct struct_message {
    float c;
    float d;
} struct_message;

//Creacion de un struct_message llamado myData
struct_message myData;

esp_now_peer_info_t peerInfo;

// callback cuando el dato es enviado
void onDataSent(const uint8_t *mac_addr, esp_now_send_status_t status) {
    Serial.print("\r\nLast Packet Send Status:\t");
    Serial.println(status == ESP_NOW_SEND_SUCCESS ? "Delivery Success" : "Delivery Fail");
}

void setup() {
    // Init Serial Monitor
    Serial.begin(115200);

    //Inicializacion Sensor
    if (!mpu.begin()) {
        while (1) {
            delay(10);
        }
    }
    //Establecemos el rango de medida para el acelerometro, en este caso seleccionamos (+8G)
    mpu.setAccelerometerRange(MPU6050_RANGE_8_G);
    //Establecemos el rango de medida para el giroscopio, en este caso seleccionamos (500DEG)
    mpu.setGyroRange(MPU6050_RANGE_500_DEG);
    //Establecemos el ancho de banda deseado del filtro (Ayuda en la precision de las lecturas)
    mpu.setFilterBandwidth(MPU6050_BAND_21_HZ);

    //Establecer el dispositivo como una estacion Wi-Fi
    WiFi.mode(WIFI_STA);

    //Inicializacion de la ESP32
    if (esp_now_init() != ESP_OK) {
        Serial.println("Error initializing ESP-NOW");
        return;
    }

    // Una vez ESP-NOW se inicializa correctamente, nos registramos para el envio
    // Se obtiene el estado el paquete transmitido
    esp_now_register_send_cb(onDataSent);

    //Registrar compañero
    memcpy(peerInfo.peer_addr, broadcastAddress, 6);
    peerInfo.channel = 0;
    peerInfo.encrypt = false;

    //Agregar compañero
    if (esp_now_add_peer(&peerInfo) != ESP_OK) {
        Serial.println("Failed to add peer");
        return;
    }
}

void loop() {
    //Se toman medidas del sensor y se almacenan en las variables
    sensors_event_t a, g, temp;
    mpu.getEvent(&a, &g, &temp);

    //Calculamos el angulo de inclinacion del sensor en el eje x y
    float accel_ang_y=atan(a.acceleration.y/sqrt(pow(a.acceleration.x,2) + pow(a.acceleration.z,2)))*(180.0/3.14);
    float accel_ang_x=atan(a.acceleration.x/sqrt(pow(a.acceleration.y,2) + pow(a.acceleration.z,2)))*(180.0/3.14);
    //Establecemos el valor a enviar (tipo float)
    myData.c = accel_ang_y;
    myData.d = accel_ang_x;
}

```

```
//Envío de datos mediante ESP-NOW
esp_err_t result = esp_now_send(broadcastAddress, (uint8_t *) &myData, sizeof(myData));

if (result == ESP_OK) {
  Serial.println("Sent with success");
}
else {
  Serial.println("Error sending the data");
}
delay(2000);
}
```

Nota. Recursos propios

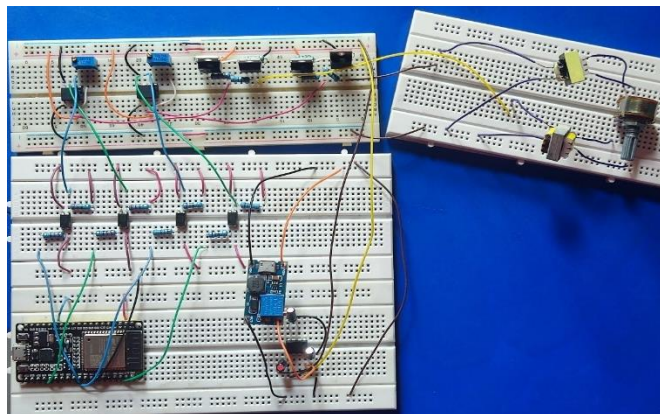
3.4 Prototipado y evaluación

En esta etapa se hará la construcción del dispositivo que permitirá evaluar su aceptación y funcionalidad. Se construyen sobre una protoboard cada una de las etapas que constituyen el diseño planteado, para comprobar el funcionamiento del prototipo mediante pruebas de laboratorio y/o algún usuario. Se deben tener en cuenta comentarios y sugerencias para posibles mejoras en el diseño.

Luego del desarrollo del prototipado se pone el diseño en conjunto, para lo cual se interconectan los bloques relacionados como diseño final antes del armado en PCB e implementación final.

Figura 35

Conexión general del circuito estimulador

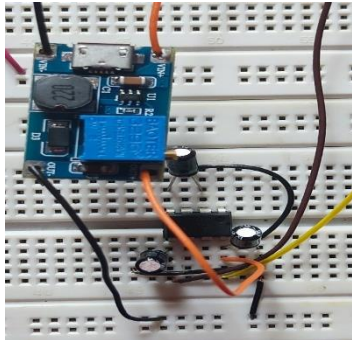


Nota. Recursos propios

Alimentación: Se tiene en cuenta la alimentación de la esp32 por medio de una batería, y la alimentación de polarización.

Figura 36

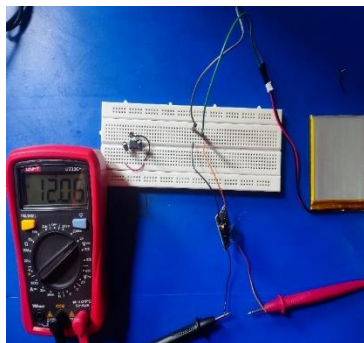
Conexión de polarización



Nota. Recursos propios

Figura 37

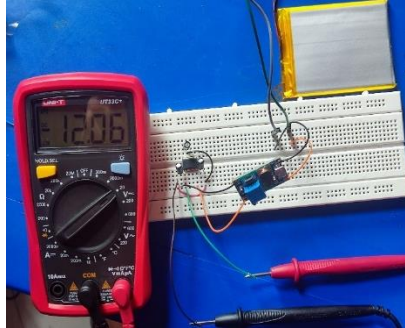
Medida de polarización 12[V]



Nota. Recursos propios

Figura 38

Medida de polarización de -12[V]

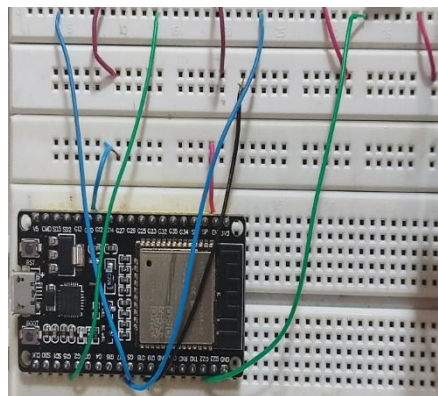


Nota. Recursos propios

Generación de pulsos: Se definen los 4 pulsos de salida y se realiza un aislamiento entre la siguiente etapa mediante el uso de optoacopladores.

Figura 39

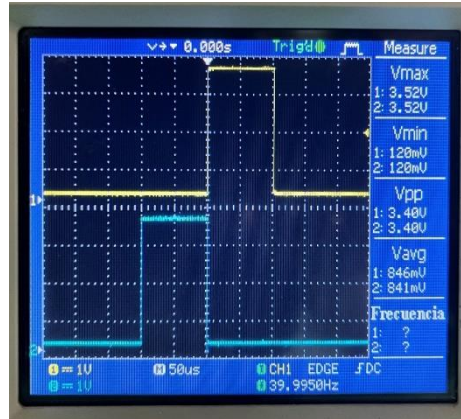
Pines GPIO definidos para los pulsos



Nota. Conexión de los pines definidos para los pulsos los cuales son (22,17 para el canal uno) y (15,5 para el canal dos). Recursos propios

Figura 40

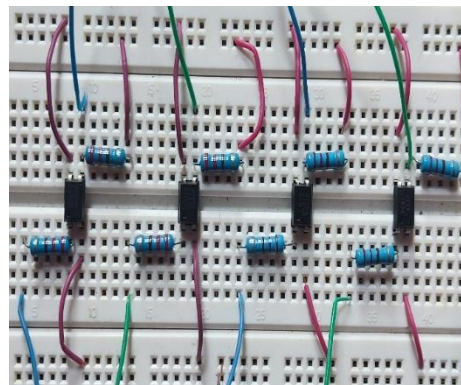
Pulsos desfasados generados mediante ESP32



Nota. Recursos propios

Figura 41

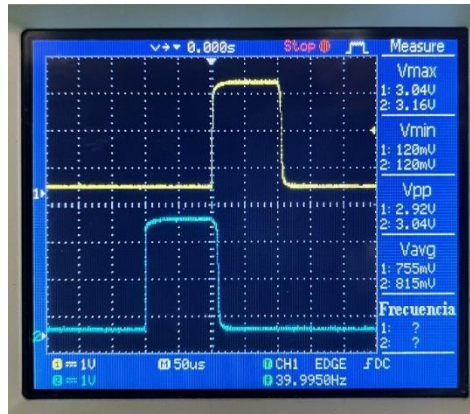
Aislamiento de pines mediante optoacopladores



Nota. Recursos propios

Figura 42

Salida de los optoacopladores

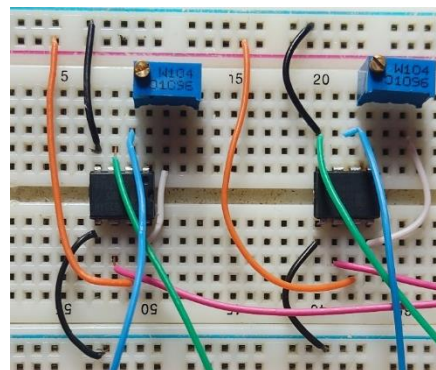


Nota. Recursos propios

Conversión a pulsos bifásicos: Mediante el uso del amplificador de instrumentación AD620 se conectan a sus entradas las salidas de los optoacopladores para obtener los pulsos bifásicos.

Figura 43

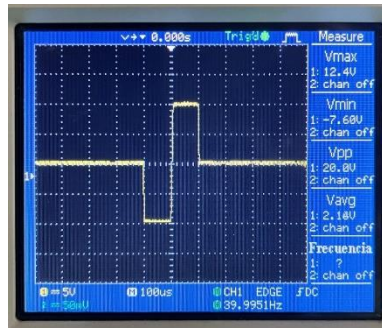
Conexión amplificadores de instrumentación



Nota. Esta conexión nos genera los pulsos bifásicos para cada canal. Recursos propios

Figura 44

Salida AD620

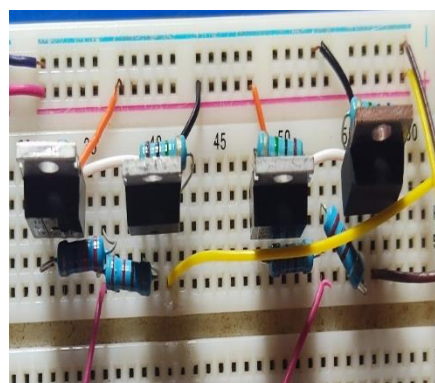


Nota. Recursos propios

Amplificación: En primera instancia se hace el uso de una conexión push-pull para amplificar en corriente, en seguida se conecta la salida del push-pull a un transformador para amplificar en tensión.

Figura 45

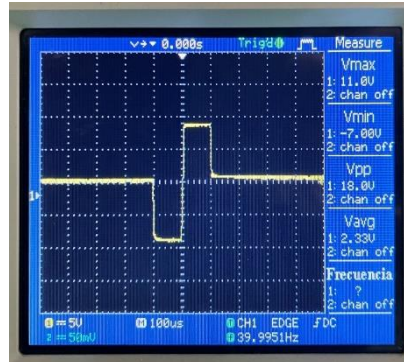
Conexión Push – Pull para amplificación en corriente



Nota. Recursos propios

Figura 46

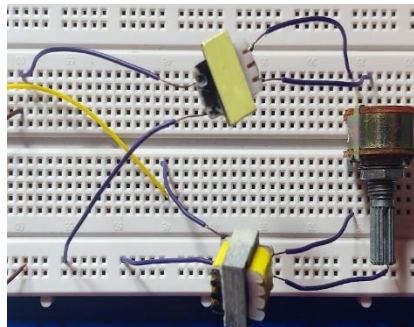
Salida Push – Pull



Nota. Recursos propios

Figura 47

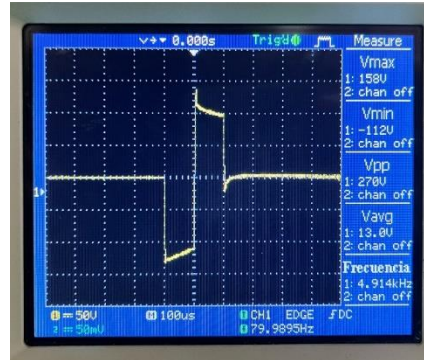
Conexión de transformadores para amplificación en tensión



Nota. Recursos propios

Figura 48

Salida del transformador

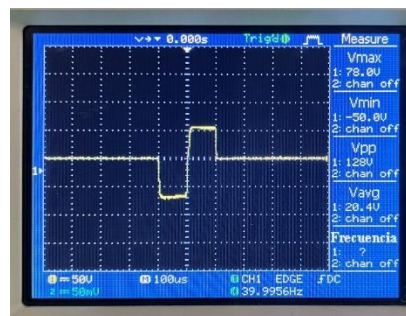


Nota. Recursos propios

Aplicación Final: Luego de tener la salida en los transformadores se simula la resistencia de la piel para aplicar los pulsos, para ello se conecta una resistencia de 1K en paralelo al potenciómetro obteniendo el siguiente resultado.

Figura 49

Salida simulando la resistencia de la piel

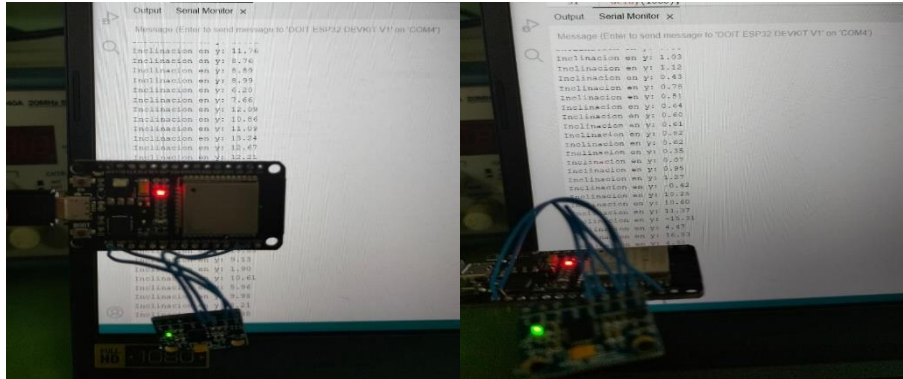


Nota. Recursos propios

Recepción de la señal de control: En esta etapa se hace la conexión y configuración adecuada de la esp32 con el sensor con el cual se hará lectura de los datos. Cabe resaltar que la alimentación del sensor se hace mediante el mismo microcontrolador.

Figura 50

Conexión del sensor MPU6050 y lectura de datos

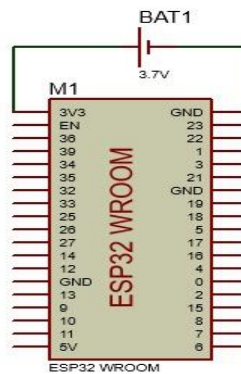


Nota. Recursos propios

Alimentación disp. Auricular:

Figura 51

Conexión de la alimentación en la esp del auricular



Nota. Recursos propios

3.5 Implementación

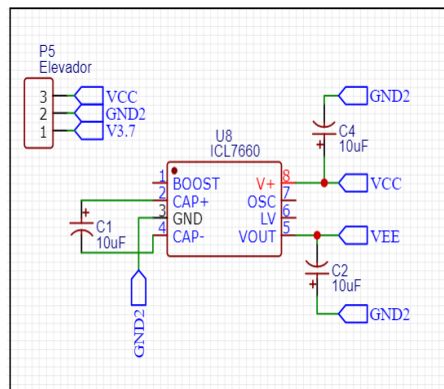
En esta fase se hace la implementación final del diseño, con la producción del dispositivo. Al finalizar la implementación y comprobar el funcionamiento, se construye en su totalidad el dispositivo, esto incluye, diseño, impresión y montaje de la PCB, más el encapsulado para la

protección del circuito, el diseño y elaboración del guante, y la construcción del dispositivo auricular en su totalidad.

Diseño final: Para el diseño final y desarrollo de la PCB se decide usar el programa EasyEDA, se desarrolla el conexionado general con los elementos a usar y posterior a esto el layout de la PCB.

Figura 52

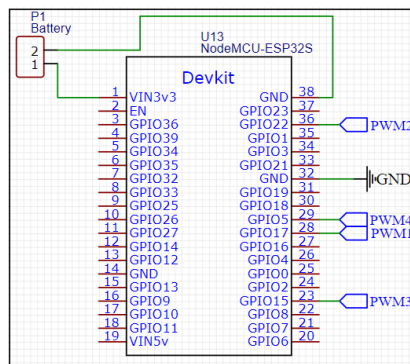
Polarización



Nota. Recursos propios

Figura 53

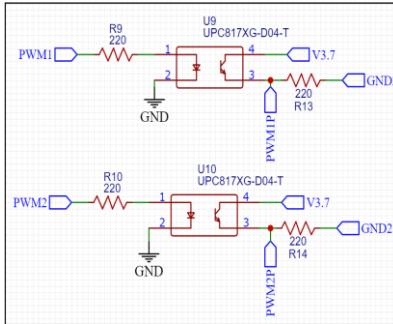
Generación de pulsos



Nota. Recursos propios

Figura 54

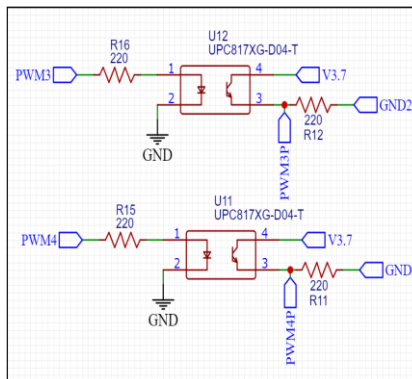
Aislamiento con optoacopladores



Nota. Recursos propios

Figura 55

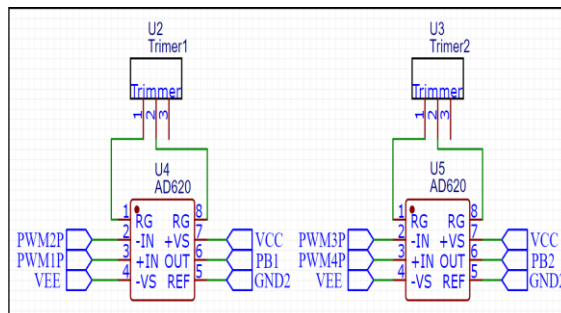
Aislamiento con optoacopladores



Nota. Recursos propios

Figura 56

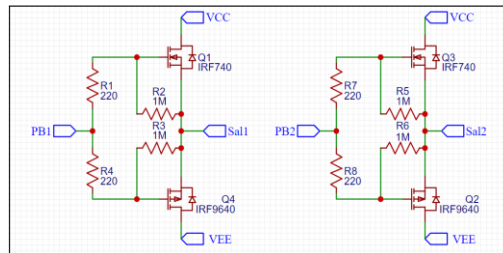
Pre – amplificación y conversión a pulsos bifásicos



Nota. Recursos propios

Figura 57

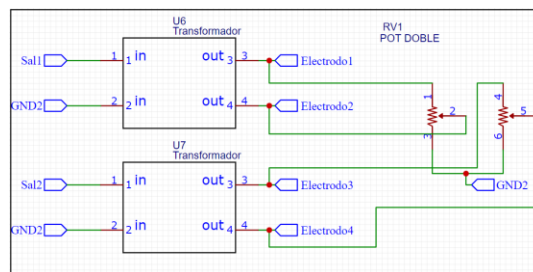
Amplificación en corriente



Nota. Recursos propios

Figura 58

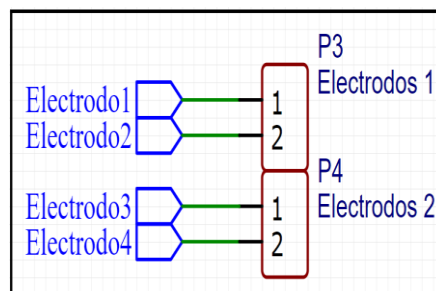
Amplificación en tensión



Nota. Recursos propios

Figura 59

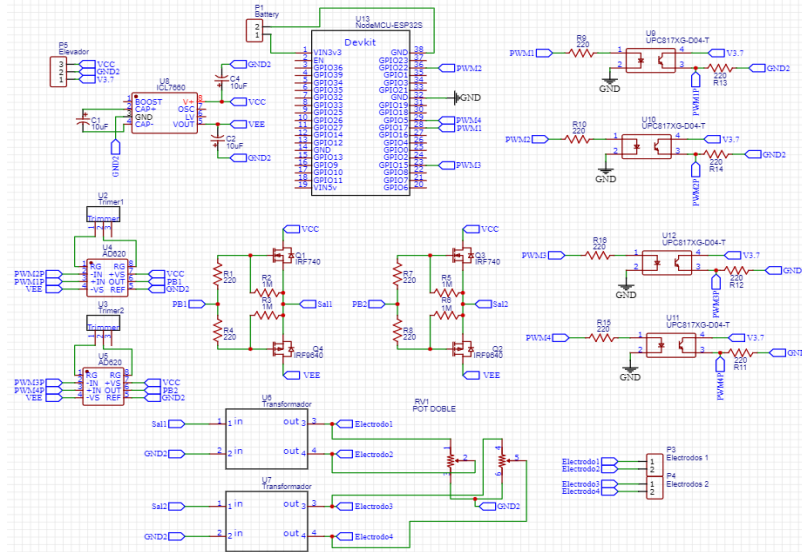
Salidas al usuario



Nota. Recursos propios

Figura 60

Diagrama general

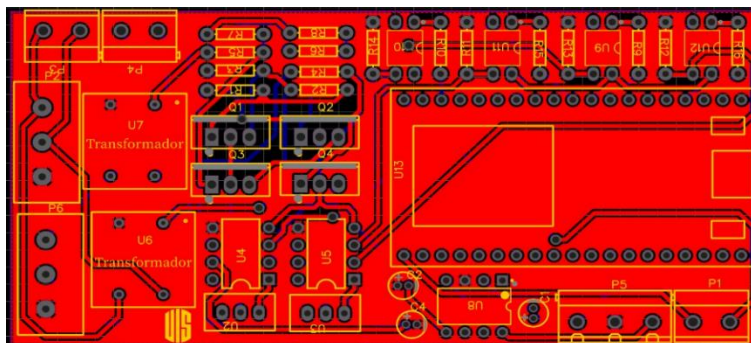


Nota. Recursos propios

Mediante las conexiones planteadas en el diagrama general se hace el layout de la PCB a implementar:

Figura 61

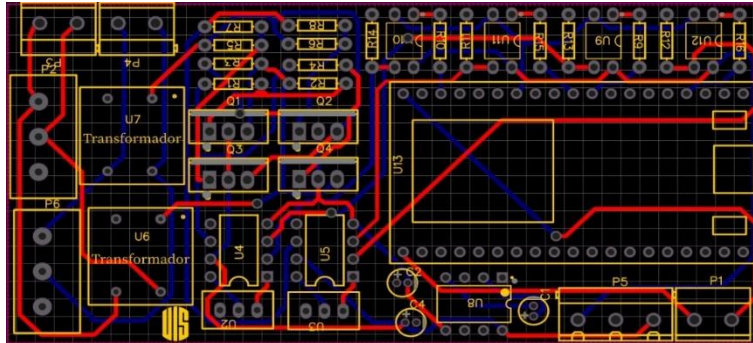
Diseño PCB (BGFES)



Nota. Recursos propios

Figura 62

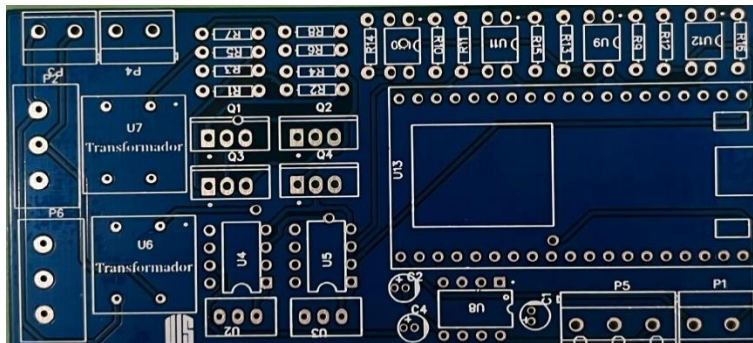
Pistas en plano superior e inferior (BGFES)



Nota. Recursos propios

Figura 63

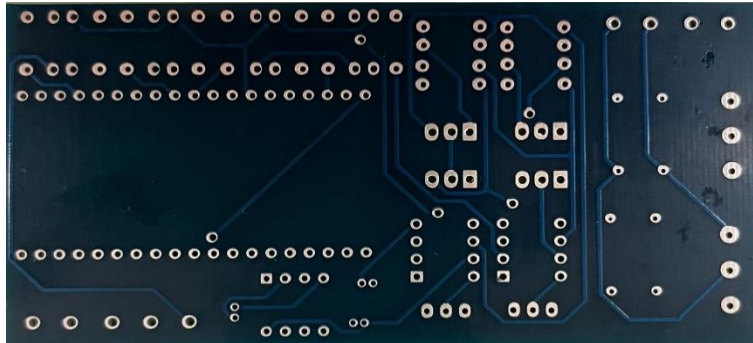
Impresión PCB capa superior



Nota. Recursos propios

Figura 64

Impresión PCB capa inferior



Nota. Recursos propios

Al tener el circuito impreso se soldán cada uno de los elementos para así ensamblar el dispositivo final:

Figura 65

Circuito final en PCB



Nota. Recursos propios

Para el dispositivo auricular se realizan las conexiones adecuadas para alimentación y, conexión y ubicación del sensor, así:

Figura 66

Alimentación del dispositivo auricular



Nota. Alimentación del auricular, cuenta con un switch para el encendido/apagado y de un diodo led que indica cuando se enciende el dispositivo. Recursos propios

Figura 67

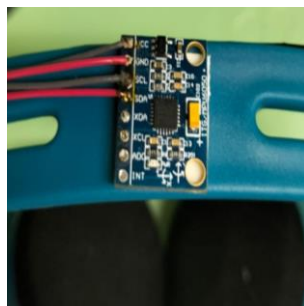
Ubicación ESP32



Nota. Fijación de la ESP32 en el auricular. Recursos propios

Figura 68

Ubicación sensor MPU650



Nota. Ubicación del sensor, la cual permite el funcionamiento óptimo del dispositivo auricular.

Recursos propios

Una vez listo el dispositivo auricular y el circuito para estimulación eléctrica se realizan las pruebas finales que certifican el correcto funcionamiento del mecanismo.

Finalmente se plantea el diseño de la carcasa que protegerá el circuito y el guante en el cual ira guardado. Para la elaboración de la estructura se tienen en cuenta aspectos tanto económicos como de resistencia mecánica del material en el cual se imprimió. Para el guante, se diseña de manera que sea ambidiestro, además, de que se adapta a diferentes anatomías de mano.

Figura 69

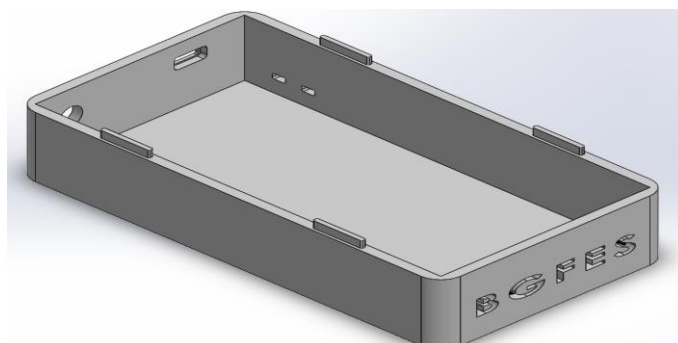
Vista isométrica e inferior de la tapa



Nota. Recursos propios

Figura 70

Vista isométrica de la base



Nota. Recursos propios

Figura 71

Vista izquierda, derecha y posterior de la base

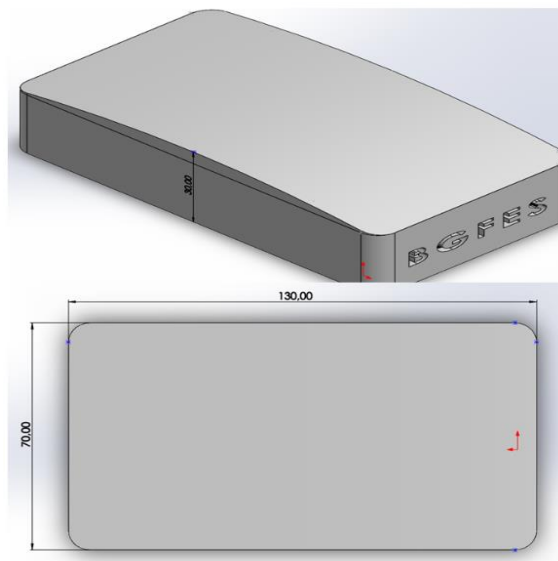


Nota. Recursos propios

En seguida observaremos las medidas de la estructura:

Figura 72

Altura total y dimensiones de largo y ancho de la estructura en mm



Nota. Recursos propios

Figura 73

Caja en impresión 3D para la protección de la PCB



Nota. Recursos propios

Figura 74

Diseño del guante, vista superior e inferior



Nota. Guante ambidiestro. Recursos propios

4. Resultados

Dado que en este punto del documento el proyecto ya se encuentra ensamblado y funcional, el paso a seguir es validar los resultados y ratificar que se cumplieron con los objetivos establecidos al inicio del proyecto.

Figura 75

Dispositivo final

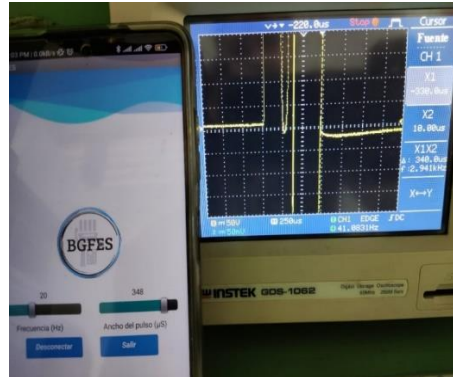


Nota. Ensamblaje final del proyecto. Recursos propios

Se le realizaron pruebas de laboratorio al prototipo para verificar el funcionamiento de este, se le modificaron los parámetros de estimulación mediante la app móvil y se comparó el valor obtenido con el valor esperado y se obtuvo el error de esta medición.

Figura 76

Prueba uno



Nota. Recursos propios

Se calcula el error asociado al ancho de pulso, el valor real es de 348[μS].

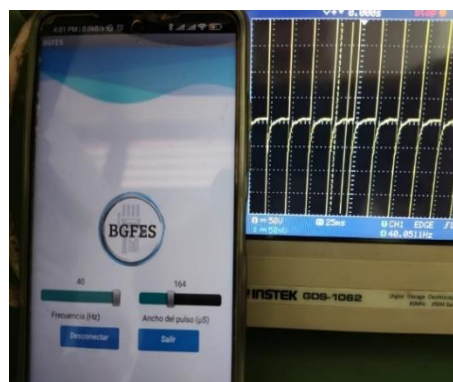
$$\%Error = \frac{|Valor\ real - valor\ medido|}{Valor\ real} * 100$$

$$\%Error = \frac{|348 - 342|}{348} * 100$$

$$\%Error = 1.7241\%$$

Figura 77

Prueba dos



Nota. Recursos propios

En esta ocasión, se calcula el error asociado a la frecuencia, el valor real es de 40[HZ].

$$\%Error = \frac{|Valor\ real - valor\ medido|}{Valor\ real} * 100$$

$$\%Error = \frac{|40 - 40.05|}{40} * 100$$

$$\%Error = 0.00125\%$$

Figura 78

Prueba tres



Nota. Recursos propios

Se calcula el error asociado, teniendo ambos parámetros en cuenta a la vez. Primero se realiza con el valor de frecuencia, el valor real es de 25[HZ].

$$\%Error = \frac{|Valor\ real - valor\ medido|}{Valor\ real} * 100$$

$$\%Error = \frac{|25 - 24.995|}{25} * 100$$

$$\%Error = 0.02\%$$

Se realiza el cálculo del error con el valor del ancho del pulso, el valor real es de 48[μs].

$$\%Error = \frac{|Valor\ real - valor\ medido|}{Valor\ real} * 100$$

$$\%Error = \frac{|48 - 48|}{48} * 100$$

$$\%Error = 0\%$$

Una vez tomadas dichas medidas, se creó una tabla con la medida de los errores y se realizó una conclusión.

Tabla 9

Error en valores de frecuencia y ancho de pulso

Parámetro	Valor real	Valor medido	Error asociado (%)
Frecuencia	25 [HZ]	24.995 [HZ]	0.2
Frecuencia	40 [HZ]	40.05 [HZ]	0.00125
Ancho de pulso	48 [μs]	48 [μs]	0
Ancho de pulso	348 [μs]	346 [μs]	0.5747

Nota. Comparación entre valores reales y medidos en frecuencia y ancho de pulso para el cálculo del error asociado. Recursos propios

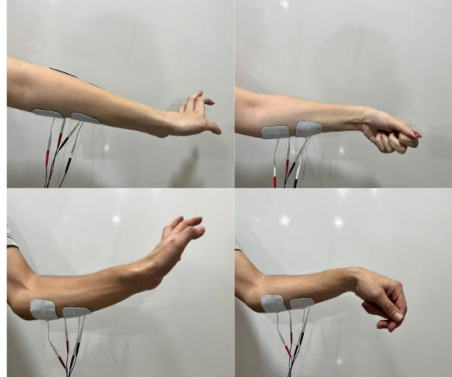
Como se puede ver en la tabla 10, los errores de la frecuencia son constantes, se mantienen en valores bajo, al contrario que el ancho de pulso, el error del ancho de pulso aumenta a medida que el valor crece.

Teniendo en cuenta lo observado anteriormente, se puede decir que el prototipo funciona correctamente y que los errores asociados a sus parámetros no son significativos, por lo que el siguiente paso es probar que el dispositivo sea capaz de generar el cierre y apertura de la mano, para ello se utilizaron como sujetos de prueba a los integrantes del proyecto.

En su funcionamiento, cada par de electrodos estaba encargado de generar un movimiento, un par para la apertura y otro para el cierre respectivamente.

Figura 79

Prueba del dispositivo en los autores del proyecto



Nota. Evidencia de la apertura y cierre de la mano, generado por BGFES. Recursos propios

Como se puede evidenciar en la figura xx, el dispositivo cumple con la función de generar el movimiento de apertura y cierre de la mano.

Ya una vez ratificado el funcionamiento del dispositivo con la demostración de que era capaz de generar inducidamente los movimientos buscados, lo único que queda por demostrar es que el desarrollo y ensamblaje de este mismo, es más económico respecto a los de la competencia.

Tabla 10

Materiales utilizados para la elaboración del dispositivo

ID	Nombre	Cantida d	Precio individual	Precio total	Enlace
1	Bornera 2P	3	\$ 965,1	\$ 2.895,3	didacticaselectronicas
2	Bornera 3P	1	\$ 1.209,0	\$ 1.209,0	didacticaselectronicas
3	Capacitor 10u	3	\$ 96,4	\$ 289,2	didacticaselectronicas
4	Resistencia 220	12	\$ 100,0	\$ 1.200,0	electronicabucaraman ga
5	Resistencia 1M	4	\$ 100,0	\$ 400,0	electronicabucaraman ga
6	Trimmer 100K	2	\$ 993,7	\$ 1.987,3	didacticaselectronicas
7	IRF740	2	\$ 2.500,0	\$ 5.000,0	zamux
8	IRF9640	2	\$ 11.602,0	\$ 23.204,0	mercadolibre

9	Potenciómetro 20K	2	\$	1.000,0	\$	2.000,0	zamux
10	AD620	2	\$	23.900,0	\$	47.800,0	zamux
11	Transformador	2	\$	95.000,0	\$	190.000,0	mercadolibre
12	ICL7660	1	\$	6.426,0	\$	6.426,0	didacticaselectronicas
13	Elevador DC/DC	1	\$	5.355,0	\$	5.355,0	didacticaselectronicas
13	ESP32S	1	\$	48.433,0	\$	48.433,0	didacticaselectronicas
14	ESP32	1	\$	36.176,0	\$	36.176,0	didacticaselectronicas
15	Electrodos	4	\$	-	\$	-	mercadolibre
16	Optoacopladores	4	\$	452,2	\$	1.808,8	didacticaselectronicas
17	Bateria Li-Po 2000mA	2	\$	46.207,7	\$	92.415,4	didacticaselectronicas
18	Bateria Li-Po 200mA	1	\$	12.527,0	\$	12.527,0	didacticaselectronicas
19	Diodos led	2	\$	201,0	\$	402,0	didacticaselectronicas
20	Perillas	2	\$	877,0	\$	1.754,0	didacticaselectronicas
21	Switch	3	\$	714,0	\$	2.142,0	didacticaselectronicas
22	PCB	1	\$	55.000,0	\$	55.000,0	CircuitosImpresos
23	Impresión 3D	1	\$	65.000,0	\$	65.000,0	Imagine3D
24	Diseño guante	1	\$	50.000,0	\$	50.000,0	Modisteria
25	Carcasa auricular	1	\$	-	\$	-	Reutilizado
Total		61			\$	653.424,0	

En la anterior tabla se puede ver una lista detallada de todos los elementos utilizados en el diseño y ensamblaje, así como un enlace asociado al lugar donde se realizó la compra.

Tabla 11

Recursos humanos

Recurso Humano	Valor/Hora	Horas por semana	Numero de semanas	TOTAL [\$] (Pesos colombianos)
Ing. Jorge Eduardo Quintero Muñoz	\$34.000	1	16	\$ 544.000

Mtr. Jaime Guillermo Barrero Perez	\$50.000	1	16	\$800.000
Est. Daniela Patricia Pérez Jurado	\$ 4.833	20	16	\$1.546.560
Est. Carlos Antonio Arcos Cuadros	\$ 4.833	20	16	\$1.546.560
Est. Kevin Santiago Balaguera Daza	\$ 4.833	20	16	\$1.546.560
			Subtotal	\$5.983.680

En todo proyecto es necesario la mano de obra humana, por lo que la anterior tabla se expone el costo neto en referencia al factor humano en el proyecto.

Para demostrar que el costo de BGFES es menor a los dispositivos que están en el mercado, se tomaron dos sistemas para la rehabilitación de mano con características y funcionamiento similar a BGFES, estos son importados, por lo que su valor está asociado a la tasa actual de cambio en Colombia, y se tomó un aproximado del valor equivalente a \$4.500[COP].

Tabla 12

Costos de los productos

Producto	Precio [COP]	Enlace de compra
BGFES	\$ 6.637.104	-----
FES Bioness H200	\$22.500.000	Bioness
ReGrasp Bionic Glove	\$13.447.500	Rehabtronics

Nota. Recursos propios

5. Conclusiones

BGFES, como fue denominado este proyecto grado, fue planteado con la finalidad de ofrecer un sistema funcional de bajo costo compuesto por un guante, un dispositivo auricular y finalmente una app móvil para controlar el sistema, esto con el fin de brindar una solución para ayudar mitigar la problemática abordada en este proyecto, la cual es la rehabilitación de mano mediante FES.

Durante el desarrollo e investigación de BGFES, se tomaron varias decisiones importantes de cara al producto final en pro de cumplir con los objetivos, tal como los parámetros a utilizar para la estimulación, la definición del circuito a trabajar, la construcción de las estructuras, así como también los materiales de construcción a utilizar. En cuanto a las pruebas de laboratorio, se realizaron con el fin de estudiar el comportamiento del sistema en general, probando diferentes parámetros de estimulación, así como corroborando que los complementos del sistema funcionaran de manera correcta (Dispositivo auricular y APP). Observando detalladamente los resultados se concluyó que el sistema estaba funcionando correctamente, dado que los complementos funcionaban de manera óptima y además se obtuvo entre el valor esperado y el valor obtenido, errores inferiores al 1 %.

Para terminar, aunque este proyecto tiene mejoras posibles, los resultados obtenidos son satisfactorios y se cumplieron los objetivos propuestos inicialmente. Por lo cual se deja en evidencia que BGFES queda totalmente funcional y es capaz de brindar apoyo en la rehabilitación de mano utilizando FES, lo cual es el enfoque de la problemática abordada con este proyecto.

6. Recomendaciones

Ya una vez finalizado el proyecto, se tomarán en cuenta los puntos débiles encontrados durante el desarrollo de este mismo y se proponen posibles mejoras.

El diseño de la caja contenedora y protectora del circuito principal, ubicada en la parte superior del guante; el tamaño de la estructura y el peso de los elementos en su interior, pueden no ser el ideal para algunos usuarios, por lo que se recomienda en un rediseño o una continuación del proyecto, utilizar una PCB con soldadura superficial (SMD) y disminuir la capacidad de las baterías, ya que esto reduciría las dimensiones, además del peso de lo que la caja debe contener. Por lo que el tamaño la estructura final también puede reducirse.

El cambio del sensor MPU6050 en el dispositivo auricular por uno más preciso, aunque el desempeño de dicho sensor durante el desarrollo del proyecto permitió el control correcto, el MPU6050 es un sensor de inicial y se propone una mejora de módulo para evitar mediciones poco precisas que puedan ocasionar alteraciones no deseadas en el funcionamiento del prototipo de guante.

Una plataforma más robusta que permita el desarrollo de aplicaciones móviles multiplataforma. La app móvil desarrollada funciona correctamente y provee todo lo necesario para la variación de parámetros FES, sin embargo, el cambio se sugiere ya que la plataforma en la que se hizo presenta limitaciones como que solo permite descargas en dispositivos con sistema operativo Android.

Referencias Bibliográficas

- Accidente cerebrovascular. (2022, enero 20). *Mayoclinic.org*. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/stroke/symptoms-causes/syc-20350113>
- Álvarez, J. (2009). *TRANSFORMADORES* [archivo PDF]. Recuperado de https://frrq.cvg.utn.edu.ar/pluginfile.php/6735/mod_resource/content/1/7_transformador.pdf
- Amer, J. (2011). *Efectos analgésicos de la aplicación de Estimulación Nerviosa Eléctrica Transcutánea en colonoscopias sin sedación*. Tesis doctoral. Valencia: Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia, Departamento de Fisioterapia.
- Anatomía de la mano*. (s.f). Ucsd.edu. Recuperado 2023, de <https://myhealth.ucsd.edu/Spanish/RelatedItems/85.P04195>
- Arroyo, J. (2014). *El derecho a la salud de las personas con discapacidad: Estado de la cuestión*. <https://www.conadisperu.gob.pe/observatorio/wp-content/uploads/2019/01/Estudio-Salud.pdf>
- Avedaño, J., Basco, J. (2001). *Electro-estimulación funcional en el lesionado medular*. Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia de Toledo UCLM. Toledo – España.
- Bea., A. D. M. (2017). El Sistema Nervioso. InfoLesión Medular. <https://infolesionmedular.com/wp-content/uploads/2017/09/Sistema-Nervioso.pdf>
- Dahlgren, K. (2019, mayo 7). Guía fundamental para tratar las secuelas del accidente cerebrovascular. *Flint Rehab*. <https://www.flintrehab.com/es/accidente-cerebrovascular-secuelas/>
- Drake, J. (2005). *El amplificador de instrumentación* [archivo PDF]. Recuperado de https://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_it/iec_3.pdf
- Dynamic, F. (2016, octubre 6). Movimiento, Función, Fisioterapia Neurológica, neurorrehabilitación. *Neurocen.com*. <https://neurocen.com/movimiento-de-la-mano/>
- El traumatismo craneoencefálico: Lo que debe saber sobre los síntomas, el diagnóstico y tratamiento*. (s/f). Recuperado 2023, de <https://www.fda.gov/consumers/articulos-para-el->

[consumidor-en-espanol/el-traumatismo-craneoencefalico-lo-que-debe-saber-sobre-los-sintomas-el-diagnostico-y-tratamiento](#)

ESP32 Wi-Fi & Bluetooth MCU I Espressif Systems. (n.d.-b).

<https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>

ESP-NOW Wireless Communication Protocol | Espressif Systems. (n.d.-b).

<https://www.espressif.com/en/products/software/esp-now/overview>

Fish, R., Geddes, L. Conduction of electrical current to and through the human body: a review. *Eplasty*. 2009 Oct 12;9: e44. PMID: 19907637; PMCID: PMC2763825.

Hansen, J. (2020). Introducción al cuerpo humano. *En Netter. Anatomia Clinica* (4a ed., p. 10). Elsevier. <https://books.google.at/books?id=YHHaDwAAQBAJ>

Hansen, J. T. (2020). Introducción al cuerpo humano. *En Netter. Anatomia Clinica* (pp. 22, 24). Elsevier España.

<https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=YHHaDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=anatom%C3%ADa+de+netter&ots=Q70PEi012J&sig=dA7RBX0xLqogpPQRrH4QoV2zCgk#v=onepage&q=anatom%C3%ADa%20de%20netter&f=false>

Junqué Jiménez, A., Esteve Simó, V., Tomás Bernaveu, E., Paz López, O., Iza Pinedo, G., Luceño Solé, I., Lavado Sempere, M. y Ramírez de Arellano, M. (2014). *Electroestimulación neuromuscular: una nueva opción terapéutica en la mejoría de la condición física de los pacientes en hemodiálisis* [Archivo PDF]. Recuperado de https://scielo.isciii.es/pdf/enefro/v17n4/05_original4.pdf

Lesiones de la médula espinal. (2021, octubre 2). MayoClinic.org.

<https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/spinal-cord-injury/symptoms-causes/syc-20377890>

Montes, B., Culebro, R. (diciembre de 2012) *Derecho a la salud de las personas con discapacidad*. https://imdhd.org/wp-content/uploads/2020/01/discapacidad-V_final.pdf

Morales, J. (2013). *Efectos Fisiológicos Producidos por la Corriente Eléctrica*. <https://www.prevencionintegral.com/canal-orp/papers/orp-2007/efectos-fisiologicos-producidos-por-corriente-electrica>

MPU-6000and MPU-6050Product SpecificationRevision 3.3. (2012). Hoja de datos recuperada de

<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/517744/ETC1/MPU-6050.html>

Naranjo, E. (2020b). Manual de Medicina Física. Uas.

[https://www.academia.edu/43825090/Manual de Medicina F%C3%ADsica](https://www.academia.edu/43825090/Manual_de_Medicina_F%C3%ADsica)

Nervios del brazo. (s.f). Cigna.com. Recuperado 2023, de <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/nervios-del-brazo-ax1000>

Noa, B., Vila, J. (2019). Estimulación eléctrica funcional en el miembro superior de pacientes hemipléjicos después de sufrir una enfermedad cerebrovascular. *Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación*, volumen (11).

Paulsen, F., Waschke, J. (2018). Anatomía general. En Sobotta. *Atlas de anatomía humana* (24a ed., p. 31). Elsevier. <https://books.google.at/books?id=vyNwDwAAQBAJ>

Paulsen, F., Waschke, J. (2018). Anatomía general. En Sobotta. *Atlas de anatomía humana* (24a ed., pp. 10. ,11). Elsevier. <https://books.google.at/books?id=vyNwDwAAQBAJ>

Primeros auxilios en caso de traumatismo craneal. (2021). En Medlineplus.gov. <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000028.htm>

Recuperación después de un accidente cerebrovascular. (s/f). Recuperado 2023, de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007419.htm>

Rodríguez, J. (2014). Corrientes más utilizadas en electroterapia. *Electroterapia en Fisioterapia*. Tercera edición. Médica Panamericana, pp. 35 – 64.

Santana, E., Durán, M. (2012) *Educación pertinente e inclusiva. La discapacidad en educación indígena* https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/3034/discapacidad_motriz.pdf

Sistema Muscular. (s.f.). <https://www.uv.mx/personal/cblazquez/files/2012/01/Sistema-Muscular.pdf>

Stanford Medicine Children’s Health. (s. f.). Lesiones de la médula espinal. Stanford childrens.org. Recuperado 2023, de <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=spinalcordinjury-85-P04278>

Traumatismo craneoencefálico. (s. f.). Institut Guttmann. Recuperado 2023, de <https://www.guttmann.com/es/especialidad/traumatismo-craneoencefalico>

Traumatismo de la médula espinal. (2022). En Enciclopedia Ilustrada de Salud (Health Illustrated Encyclopedia) <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001066.htm>

Apéndices

Apéndice A. Manual de usuario



[Manual de usuario](#)

Apéndice B. APP BGFES



[APP BGFES](#)