





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

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS DE ELECTROESTIMULACIÓN COMO TRATAMIENTO COMPLEMENTARIO DE LA PARÁLISIS FACIAL.**

**TRABAJO DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO EN  
ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES.**

**Autor:**

Isaí Leopoldo Quinche Burga.

**Tutor:**

PH.D. leonardo Fabián Rentería Bustamante.

**Riobamba – Ecuador**

**Año 2022**

## DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Yo, Isaí Leopoldo Quinche Burga, con cédula de ciudadanía 060456993-9, autor del trabajo de investigación titulado: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS DE ELECTROESTIMULACIÓN COMO TRATAMIENTO COMPLEMENTARIO DE LA PARÁLISIS FACIAL, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

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

En Riobamba, a la fecha de su presentación.



---

Isaí Leopoldo Quinche Burga

C.I: 0604569939

**DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR**

Quien suscribe, Ph.D. leonardo Fabián Rentería Bustamante catedrático adscrito a la Facultad de Ingeniería, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación titulado: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS DE ELECTROESTIMULACIÓN COMO TRATAMIENTO COMPLEMENTARIO DE LA PARÁLISIS FACIAL, bajo la autoría de Isaí Leopoldo Quinche Burga por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad; en Riobamba, a los **días** días del mes de **nombre** mes de **año**

---

Ph.D. leonardo Fabián Rentería Bustamante

C.I: 1104064132

## CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS DE ELECTROESTIMULACIÓN COMO TRATAMIENTO COMPLEMENTARIO DE LA PARÁLISIS FACIAL por Isaí Leopoldo Quinche Burga, con cédula de identidad número 060456993-9, bajo la tutoría de Ph.D. leonardo Fabián Rentería Bustamante; certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba a la fecha de su presentación.

Presidente del Tribunal de Grado

yyyyyyyyyyyyyy

---

Firma

Miembro del Tribunal de Grado

Dr. Klever Torres

---

Firma

Miembro del Tribunal de Grado

Ph.D. Luis Tello

---

Firma

**CERTIFICADO ANTIPLAGIO**

**DEDICATORIA**

Dedicado a mi Familia por su esfuerzo, apoyo, confianza, mucha paciencia y empuje constante en cada etapa, a mis docentes que supieron compartir su conocimiento y contribuyeron a formarme, a mi mejor Amigo y Hermano por motivarme siempre a tener más ideas y escucharme, a las increíbles personas que tuve la fortuna de conocer en el camino y que aún me acompañan, a las personas que voy a conocer. a todos mis Héroes.

Y a la Divinidad oculta en los números, en todas las cosas y en todas partes por permitirme ver un poco más allá y hacerme soñar.

*Isai Leopoldo Quinche Burga.*

## AGRADECIMIENTOS

A mis Padres y Hermanas por haberme brindado todo su apoyo, confianza, y amor incondicional, a la Universidad Nacional de Chimborazo por abrirme sus puertas, al PH.D. Leonardo Rentería por la oportunidad, experiencia ganada y apertura al proyecto de desarrollo, a los docentes de la facultad y de la carrera por el conocimiento compartido dentro y fuera de clases, a mis mejores amigos que me acompañaron mientras aprendía un poco más sobre el porqué de la vida en cada viaje, momento, experiencia, y a todas las personas que contribuyeron a forjar mi carácter hiriéndome o sanándome, se los agradezco mucho por los errores que cometí y las respuestas que encontré.

A Newton, Leibniz por su excepcional aporte a las matemáticas con el desarrollo del cálculo, a Maxwell por el desarrollo de la Teoría Electromagnética, a Fourier, Laplace, Laurent, Gauss, Faraday, Ampère por las transformadas y ecuaciones que nos dejaron ver un mundo oculto, a Turing, Bell Labs por abrir las puertas a una gran revolución tecnológica, a Levi-Civita por pensar más allá y darle al mundo el cálculo Tensorial, al inigualable Feynman y su grandiosa vida que me inspira, al resto de gigantes que lograron cambiar al mundo con sus ideas y me motivan a hacer lo mismo apoyado de sus hombros.

Y al protagonista que cambió toda nuestra comprensión del Universo cuando fue descubierto, el Electrón.

*Isai Leopoldo Quinche Burga.*

## ÍNDICE GENERAL

<b>DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....</b>	<b>III</b>
<b>DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR.....</b>	<b>IV</b>
<b>CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL .....</b>	<b>V</b>
<b>CERTIFICADO ANTIPLAGIO .....</b>	<b>VI</b>
<b>DEDICATORIA.....</b>	<b>VII</b>
<b>AGRADECIMIENTOS.....</b>	<b>VIII</b>
<b>ÍNDICE GENERAL .....</b>	<b>IX</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS.....</b>	<b>XIV</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>XVI</b>
<b>RESUMEN.....</b>	<b>XX</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>XXI</b>
<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPITULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>3</b>
1.1.    SITUACIÓN PROBLEMÁTICA .....	3
1.2.    JUSTIFICACIÓN.....	5
1.3.    OBJETIVOS.....	6
1.3.1.    OBJETIVOS GENERAL.....	6
1.3.2.    ESPECÍFICOS.....	6
<b>CAPÍTULO II. ESTADO DEL ARTE.....</b>	<b>7</b>
2.2.    MARCO TEÓRICO.....	7
2.2.1.    ENFERMEDADES RARAS Y LA PARÁLISIS FACIAL .....	7

2.2.2. PARÁLISIS FACIAL DE BELL .....	12
2.2.4. SOBRE LAS ÓRTESIS Y PRÓTESIS.....	14
2.2.5. ÓRTESIS FACIAL PASIVA .....	16
2.2.6. ÓRTESIS FACIAL PROTECTORA.....	17
2.2.7. VISTA AL ESTIMULO NEURONAL .....	17
2.2.8. ESTABLECIENDO UN PLANTEAMIENTO PRELIMINAR DEL PROTOTIPO .	20
2.2.9. REFERENTE SOBRE LA ELECTROTERAPIA.....	21
2.2.10. OPCIONES DE EQUIPOS DE ELECTROTERAPIA.....	23
2.2.11. ESTÁNDARES.....	27
2.3. ANTECEDENTES .....	34
2.3.1. ROLE OF ELECTRICAL STIMULATION ADDED TO CONVENTIONAL THERAPY IN PATIENTS WITH IDIOPATHIC FACIAL (BELL) PALSY - [35] .....	34
2.3.2. ELECTRICAL STIMULATION TO PROMOTE RECOVERY IN BELL'S PALSY - [36].....	36
2.3.3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR PARA APLICARLO EN TERAPIAS DE REHABILITACIÓN DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO ATROFIADO POR INMOVILIZACIÓN - [38]. ....	38
2.3.4. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR Y ELECTROMIOGRAMA CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA PARA LA DETECCIÓN Y TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES NEUROMUSCULARES - [39]. ....	39

2.3.5. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRO ESTIMULADOR PORTÁTIL UTILIZANDO UN MICROCONTROLADOR E INTERFAZ GRÁFICA PARA REDUCIR EL ESTRÉS LABORAL DE LOS TRABAJADORES ADMINISTRATIVOS DE LA EMPRESA MEDINET S.A.C. - [34]. 41
<b>CAPÍTULO III. METODOLOGÍA ..... 43</b>
3.1. TIPO DE ESTUDIO ..... 43
3.1.1. INVESTIGACIÓN COMPARATIVA ..... 43
3.1.2. ESTUDIO EXPERIMENTAL ..... 43
3.1.3. ESTUDIO ANALÍTICO ..... 44
3.2. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN ..... 44
3.3. FUENTES DE INFORMACIÓN ..... 44
3.4. INSTRUMENTOS DE LA INVESTIGACIÓN ..... 45
3.5. POBLACIÓN DE ESTUDIO Y TAMAÑO DE LA MUESTRA ..... 46
3.5.1. CÁLCULO DE DISPONIBILIDAD ..... 46
3.5.2. POBLACIÓN ..... 48
3.5.3. MUESTRA ..... 48
3.6. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES ..... 50
3.7. HIPÓTESIS ..... 52
3.7.1. FIABILIDAD LECTURA DE DATOS ..... 52
3.7.2. ESTABILIDAD MANTENIENDO LA FRECUENCIA DE SALIDA ANTES Y DESPUÉS DE AMPLIFICARSE ..... 53

3.7.3. ESTABILIDAD MANTENIENDO LAS DIFERENTES CAÍDAS DE VOLTAJE EN LA SALIDA FRENTE A DIFERENTES CARGAS. ....	54
<b>3.8 PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS.....</b>	<b>56</b>
3.8.1. FASE 1: ASPECTOS ELECTRICOS DE FRECUENCIAS USADAS DE ELECTROESTIMULACIÓN.....	56
3.8.2. FASE 2: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO.....	59
3.8.3. FASE 3: ADQUISICIÓN DE DATOS PARA EVALUACIÓN ESTADÍSTICA .....	89
<b>CAPITULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....</b>	<b>92</b>
4.1. RESULTADOS.....	92
4.1.1. FIABILIDAD LECTURA DE DATOS.....	92
4.1.2. ESTABILIDAD MANTENIENDO LA FRECUENCIA DE SALIDA ANTES Y DESPUÉS DE AMPLIFICARSE.....	101
4.1.3. ESTABILIDAD MANTENIENDO LAS DIFERENTES CAÍDAS DE VOLTAJE EN LA SALIDA FRENTE A DIFERENTES CARGAS. ....	106
4.2. DISCUSIÓN .....	118
4.2.1. SOBRE LA FIABILIDAD EN LA LECTURA DE DATOS.....	118
4.2.2. SOBRE LA ESTABILIDAD MANTENIENDO LA FRECUENCIA DE SALIDA ANTES Y DESPUÉS DE AMPLIFICARSE. ....	118
4.2.3. SOBRE LA ESTABILIDAD MANTENIENDO LAS DIFERENTES CAÍDAS DE VOLTAJE EN LA SALIDA FRENTE A DIFERENTES CARGAS. ....	119
<b>CAPITULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>120</b>

5.1. CONCLUSIONES.....	120
5.2. RECOMENDACIONES.....	121
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>123</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>128</b>
Anexo 1. Escala House Brackmann para evaluar la parálisis facial .....	128
Anexo 2. Lista de funciones y enfermedades que se puede tratar con el equipo DUO 500 Electrotherapy Unit.....	129
Anexo 3. Resultados obtenidos después de 3 meses de aplicar tratamiento de electroestimulación a 4 pacientes, [36] .....	131
Anexo 4. Recopilación de parámetros eléctricos de forma de onda, pulsos y frecuencia usados para tratar la parálisis obtenido de estudios, libros, manuales de equipos de fisioterapia.....	133
Anexo 5. Tecnología de Impresión 3D .....	135
Anexo 6. Pantalla OLED SSD1306 .....	138
Anexo 7. Frecuencias producidas por los elementos resonantes del prototipo halladas en la banda libre de aviación civil VHF.....	139
Anexo 8. Contenedor impreso 3D .....	140
Anexo 9. Pantallas del prototipo .....	141
Anexo 10. Manual de Usuario .....	142

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Enfermedades relacionadas al trastorno de parálisis facial.....	7
<b>Tabla 2.</b> Registro histórico de pacientes egresados entre los años 2012-2020, relacionados a enfermedades de trastorno facial. ....	8
<b>Tabla 3.</b> Síntomas y complicaciones causadas por la parálisis de Bell. ....	12
<b>Tabla 4.</b> Aspectos de Seguridad Eléctrica descritos por la norma. ....	27
<b>Tabla 5.</b> Ponderación de riesgo físico. ....	29
<b>Tabla 6.</b> Ponderación función del equipo.....	30
<b>Tabla 7.</b> Ponderación requisitos de mantenimiento. ....	30
<b>Tabla 8.</b> Ponderación desgaste mecánico.....	31
<b>Tabla 9.</b> Ponderación frecuencia de uso.....	31
<b>Tabla 10.</b> Ponderación de antecedentes de problemas del equipo. ....	32
<b>Tabla 11.</b> Ponderación para determinar la frecuencia de mantenimiento. ....	32
<b>Tabla 12.</b> Resultado principal del estudio experimental de [44], y evaluado con la escala House Brackmann – (HB). ....	35
<b>Tabla 13.</b> Parámetros usados por [38].....	39
<b>Tabla 14.</b> Parámetros de pulsos y frecuencias usado por [39] .....	40
<b>Tabla 15.</b> Parámetros eléctricos aplicados al dispositivo de [34] .....	42
<b>Tabla 16.</b> Variables independientes. ....	50
<b>Tabla 17.</b> Variables dependientes. ....	51
<b>Tabla 18.</b> Variables de análisis 1 .....	53
<b>Tabla 19.</b> Variables de análisis 2. ....	54
<b>Tabla 20.</b> Variables de análisis 3 .....	54

<b>Tabla 21.</b> Tipos de forma de onda usados por [41].....	56
<b>Tabla 22.</b> Tiempos y frecuencias recomendados para electroterapia por [41].....	57
<b>Tabla 23.</b> Resultado análisis ANOVA 1.....	93
<b>Tabla 24.</b> Resultado de comparaciones múltiples T de Dunnett (bilateral) 1.....	94
<b>Tabla 25.</b> Resultado de prueba de subconjuntos homogéneos HSD Tukey 1.....	95
<b>Tabla 26.</b> Resultado análisis ANOVA 2 .....	97
<b>Tabla 27.</b> Resultado de comparaciones múltiples T de Dunnett (bilateral) 2 .....	97
<b>Tabla 28.</b> Resultado de prueba de subconjuntos homogéneos HSD Tukey 2.....	99
<b>Tabla 29.</b> Resultado análisis ANOVA frecuencia de salida. ....	103
<b>Tabla 30.</b> Resultado de análisis de subconjuntos homogéneos.....	104
<b>Tabla 31.</b> Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 1 .....	107
<b>Tabla 32.</b> Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 1. ....	108
<b>Tabla 33.</b> Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 2. ....	110
<b>Tabla 34.</b> Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 2. ....	110
<b>Tabla 35.</b> Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 3. ....	112
<b>Tabla 36.</b> Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 3. ....	113
<b>Tabla 37.</b> Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 4. ....	115
<b>Tabla 38.</b> Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 4. ....	115

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Comparación de cantidad de enfermedades relacionados al trastorno de los nervios faciales .....	9
<b>Figura 2.</b> Conjunto de Pares Craneales.....	10
<b>Figura 3.</b> Índice porcentual de pacientes ingresados anualmente entre 2012-2020, relacionados al trastorno de los nervios faciales .....	11
<b>Figura 4.</b> Sintomatología de la parálisis de Bell en un paciente.....	13
<b>Figura 5.</b> Dedos protésicos hallados en momias.....	14
<b>Figura 6.</b> Clasificación de las Órtesis.....	15
<b>Figura 7.</b> Ejemplo de órtesis correctora para parálisis facial.....	16
<b>Figura 8.</b> Ejemplo de órtesis protectora facial y craneal.....	17
<b>Figura 9.</b> Potencial de acción.....	18
<b>Figura 10.</b> Ejemplo de intercambio iónico al producirse un potencial de acción.....	19
<b>Figura 11.</b> Propuesta de férula dinámica facial ideada por estudiantes de la Universidad de los Andes en Bogotá-Colombia.....	20
<b>Figura 12.</b> Idea Preliminar para el desarrollo del prototipo, combinando la función de la órtesis protectora y un equipo electro estimulador.....	21
<b>Figura 13.</b> Comparación de precios entre equipos de electroestimulación.....	24
<b>Figura 14.</b> Equipo de electroestimulación Gymna Duo 400.....	25
<b>Figura 15.</b> Ejemplos de electro estimuladores de bajo costo en mercado libre.....	26
<b>Figura 16.</b> Diagrama en bloques del dispositivo electro estimulador de [34] .....	42
<b>Figura 17.</b> Etapas del circuito. ....	58
<b>Figura 18.</b> Arreglo de resistencias equivalente para R2. ....	59

<b>Figura 19.</b> Configuración de resistencias final para R2.....	60
<b>Figura 20.</b> Simulación de arreglo de resistencias para 1 Hz .....	62
<b>Figura 21.</b> Arreglo de resistencias equivalente R2. ....	63
<b>Figura 22.</b> Arreglo de resistencias final para R2. ....	64
<b>Figura 23.</b> Simulación de arreglo de resistencias para 100 Hz. ....	66
<b>Figura 24.</b> Arreglo de resistencias equivalente para R2. ....	67
<b>Figura 25.</b> Configuración de resistencias final para R2.....	68
<b>Figura 26.</b> Simulación de arreglo de resistencias para 4 Hz. ....	70
<b>Figura 27.</b> Arreglo de resistencias equivalente para R2. ....	71
<b>Figura 28.</b> Configuración de resistencias final para R2.....	71
<b>Figura 29.</b> Simulación de arreglo de resistencias para 2500 Hz.....	73
<b>Figura 30.</b> Diagrama de pines del circuito multiplexor 4052. ....	74
<b>Figura 31.</b> Simulación circuito de frecuencia 1, frecuencia 2 y multiplexor.....	75
<b>Figura 32.</b> Ondas de trabajo medidas en el simulador y en el osciloscopio. ....	76
<b>Figura 33.</b> Circuito elevador de corriente. ....	76
<b>Figura 34.</b> Circuito equivalente de 3 botones de control con una salida para lectura ADC.....	80
<b>Figura 35.</b> Circuito regulador de voltaje 5Vcc. ....	81
<b>Figura 36.</b> Circuito de conexión pantalla OLED y Arduino Uno.....	82
<b>Figura 37.</b> Ejemplo de activación de pantalla OLED. ....	83
<b>Figura 38.</b> Ejemplo de interfaz de control. ....	85
<b>Figura 39.</b> Ejemplo de lectura de datos.....	85
<b>Figura 40.</b> Diagrama de flujo de la programación. ....	87
<b>Figura 41.</b> Modelos 3D de circuitos.....	88

<b>Figura 42.</b> Modelo 3D de armazón.....	88
<b>Figura 43.</b> Datos Osciloscopios .....	90
<b>Figura 44.</b> Esquema de recepción de datos.....	91
<b>Figura 45.</b> Medidas de osciloscopio de Frecuencia 1 y 2 .....	92
<b>Figura 46.</b> Resultado de medias muestrales de frecuencia 1 .....	94
<b>Figura 47.</b> Dispersión muestral de frecuencia 1 medida base (0) y sesiones (1,2,3,4) 1 .....	96
<b>Figura 48.</b> Resultado de medias muestrales de frecuencia 2 .....	98
<b>Figura 49.</b> Dispersión muestral de frecuencia 2 medida base (0) y sesiones (1,2,3,4) 2.....	100
<b>Figura 50.</b> Medidas de osciloscopio de frecuencia de salida antes de amplificar y después de amplificar.....	102
<b>Figura 51.</b> Resultado de medianas muestrales en la frecuencia de salida en sesión 1, 2, 3, 4... ..	103
<b>Figura 52.</b> Resultado de dispersión de muestras de la frecuencia de salida antes de amplificar y después de amplificar en sesión (1, 2, 3, 4) .....	105
<b>Figura 53.</b> Resultado de medias entre voltajes en sesión 1 .....	108
<b>Figura 54.</b> Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 1.....	109
<b>Figura 55.</b> Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 1 ..	109
<b>Figura 56.</b> Resultado de medias entre voltajes en sesión 2.....	111
<b>Figura 57.</b> Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 2.....	111
<b>Figura 58.</b> Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 2 ..	112
<b>Figura 59.</b> Resultado de medias entre voltajes en sesión 3.....	113
<b>Figura 60.</b> Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 3.....	114
<b>Figura 61.</b> Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 3 ..	114
<b>Figura 62.</b> Resultado de medias entre voltajes en sesión 4.....	116

<b>Figura 63.</b> Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 4.....	116
<b>Figura 64.</b> Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 4..	117
<b>Figura 65.</b> Ejemplo de impresora 3D.....	136
<b>Figura 66.</b> Ejemplo de archivos 3D tipo stl (izquierda), g-code (derecha).....	137
<b>Figura 67.</b> Pantalla OLED SSD1306 .....	138

**RESUMEN**

**ABSTRACT**

## INTRODUCCIÓN

Los especialistas fisioterapeutas han utilizado la electroterapia para tratar la parálisis, aplicando parámetros específicos de corriente en tiempos y zonas del cuerpo determinados. Según [1] La técnica de electro estimulación se basa en aplicar pulsos de corriente eléctrica de baja intensidad en zonas afectadas a través de electrodos cercanos al músculo. Las corrientes de trabajo están entre los 10mA a 100mA, y como el cuerpo humano presenta una impedancia aproximada de 1.500 ohmios; mediante la ley de Ohm se establece el voltaje de trabajo entre los 15v a 150v, la corriente puede ser continua o directa y es específica en su forma de onda, potencia, y tiempo de aplicación.

La parálisis facial, como describe [2], es una lesión a nivel del VII par craneal o también llamado nervio facial. Se presenta con mayor frecuencia en comparación a otras parálisis producidas en los demás nervios craneales, afectando de esta manera un lado de la cara y en algunos casos puede ser bilateral, sin embargo, sus manifestaciones clínicas dependerán de su clasificación, siendo la más frecuente la parálisis periférica o parálisis de Bell.

La parálisis facial de Bell es diagnosticada al menos en el 75% de los casos, se presenta de forma aguda y brusca, caracterizándose porque los surcos de expresión desaparecen en el lado afectado y se acentúan en el lado contrario. Dentro de su pronóstico hay una recuperación en el 85% de los afectados, habiendo un 15% de casos con presencia de secuelas y un 10% con recurrencia en el lado ipsilateral o contralateral de la lesión. Su diagnóstico se basará con estudios clínicos de asimetría facial, inmovilidad facial y pruebas de electromiografía que miden el daño al nervio. El tratamiento es farmacológico y fisio terapéutico.

Actualmente existen diversos métodos y productos de apoyo que se utilizan para el tratamiento de pacientes con parálisis, como el uso de las órtesis que son dispositivo mecánico o estático, y que aplicado de forma externa al cuerpo asiste al movimiento de una extremidad o zona del cuerpo. Este tipo de métodos son ampliamente utilizados en procesos de rehabilitación, pues facilitan la recuperación de la movilidad en el área afectada. Según [3] en la actualidad las órtesis se dividen y clasifican en cuatro grupos: estabilizadoras e inmovilizadoras, órtesis funcionales o dinámicas, órtesis correctoras y órtesis protectoras.

El proyecto propone el desarrollo desde el diseño hasta la construcción de un prototipo de órtesis temporal de electro estimulación que sirva para tratar la parálisis facial procedimiento que en los últimos años ha presentado buenos resultados de recuperación en muchos pacientes.

## CAPITULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

### 1.1. SITUACIÓN PROBLEMÁTICA

Al momento se han descrito más de 20.000 tipos de enfermedades raras, y cerca de 50 enfermedades que son responsables de causar algún tipo de parálisis, en cualquier zona del cuerpo [2]. Comparando los datos del Instituto de Estadísticas y Censos [5]–[14], y junto con la base de datos de [2], se ha identificado que existen 42 enfermedades raras responsables de provocar algún tipo de parálisis; por ejemplo, en el 2014 fue a un total de 56.186 pacientes que representaron el 0.04% de un total de 1.192.749 que fueron ingresadas en alguna clínica u hospital del país, y es muy probable que una parte de estas personas hayan desarrollado parálisis facial en su diagnóstico.

En el período abril a septiembre del 2013 ingresaron 114 personas entre hombres, mujeres y niños al Hospital General docente de la ciudad de Riobamba, diagnosticados con parálisis facial de los cuales 6 eran niños de 1 a 10 años de edad, representando el 5% según menciona [15].

En niños y adultos el desarrollo de la parálisis facial afecta en gran medida a todo su sistema locomotor, desde la manipulación de objetos y la estabilidad debido a la pérdida parcial de la visión, lo cual es muy perjudicial si ocurre en niños de entre 3 y 7 años perjudicando sus mejores años de desarrollo, según explica [4].

Los equipos que se usan para tratar este tipo de problemas, son altamente costosos dependiendo de su aplicación, van desde los \$100.00 hasta los \$1000.00 aproximadamente; por lo general en equipos de electro estimulación para atletas y en equipos médicos de parálisis o afecciones crónicas. Siendo inaccesibles para aquellos padres de familia de escasos recursos económicos que tienen niños que solo requieren un tratamiento específico para la parálisis facial. Por tal motivo es necesario el desarrollo de un prototipo de órtesis de electro estimulación destinado para el tratamiento de la parálisis facial.

Las pruebas realizadas fueron para validar la funcionalidad del prototipo para uso experimental, basados en los parámetros descritos en [16], que explica sobre las normas internacionales IEC 61010-1 y 60601-1; que evalúan parámetros como el contacto a tierra, resistencia de aislamiento y corrientes de fuga. Se basó también en recomendaciones del CISPR (Comité Internacional Especial de Perturbaciones Radioeléctricas) quienes aprueban el uso de equipos biomédicos, así también se tomó en cuenta las normas nacionales [17], que es un acuerdo ministerial sobre el uso, comercialización y mantenimiento de equipos biomédicos.

Los ensayos que validaron el funcionamiento del dispositivo se realizaron a través de pruebas físicas de laboratorio; simulando las condiciones eléctricas que presenta el cuerpo humano, ajustando el equipo a parámetros de tratamiento optados para la parálisis facial. De esta manera se pudo evaluar su comportamiento eléctrico de salida contrastado con el tiempo de funcionamiento.

## 1.2. JUSTIFICACIÓN

Se propuso el diseño y construcción de un prototipo de órtesis para el tratamiento de la parálisis facial, proyecto con valor científico en ramas de la ciencia que no son afines a la carrera de telecomunicaciones aparentemente de forma directa, pero si científica, demostrando que con las bases académicas obtenidas durante el curso de la carrera también se puede influir en ramas como la medicina, aplicando métodos técnicos de electrónica puntuales dirigidos para el campo de la medicina, pero con técnicas similares en desarrollo para cualquier equipo o sistema de telecomunicaciones.

También con el propósito de un aporte social para aquellos casos que no puedan acceder a un tratamiento continuo con un especialista por su situación económica, y lograr mejores tiempos de rehabilitación, esperando que la construcción de este prototipo sea motivo para la construcción de equipos de bajo costo, pero seguros y eficientes para tratar la parálisis facial en niños y adultos, y aportar al mejoramiento de su calidad de vida.

### **1.3. OBJETIVOS**

#### ***1.3.1. OBJETIVOS GENERAL***

Diseñar y construir una órtesis de electro estimulación para el tratamiento complementario de la parálisis facial

#### ***1.3.2. ESPECÍFICOS.***

- Investigar los aspectos anatómicos que intervienen en el funcionamiento de los nervios faciales dentro del proceso de contracción muscular y parámetros eléctricos de electroterapia.
- Diseñar y construir un modelo de órtesis correctiva temporal facial e interfaz gráfica de control, acceso y configuración.
- Evaluar la fiabilidad y funcionamiento mediante la realización de simulaciones y pruebas eléctricas de laboratorio

## CAPÍTULO II. ESTADO DEL ARTE

### 2.2. MARCO TEÓRICO

#### 2.2.1. ENFERMEDADES RARAS Y LA PARÁLISIS FACIAL

Según [2], una enfermedad rara se considera así cuando solo ataca a un grupo reducido de personas, ellos catalogan cerca de 20.000 enfermedades raras y regularmente descubren otras nuevas, por otro lado [18], describe que una enfermedad rara se describe así cuando afecta a 1 de cada 2.000 personas, y afirman que el 80% de las enfermedades raras tienen origen genético y afectan a más de 300 millones de personas en todo el mundo.

Revisando y comparando las bases de datos de [2], [18], [19], se encontró las enfermedades listadas en Tabla 1, como las principales causantes o detonantes que provocan la parálisis facial.

**Tabla 1.** Enfermedades relacionadas al trastorno de parálisis facial.

**Fuente:** [2], [18], [19].

---

#### Resumen de enfermedades raras

- 
1. Síndrome de Ochoa
  2. Parálisis de Bell
  3. Síndrome de Ramsay-Hunt
  4. Síndrome de parálisis facial hereditaria congénita-hipoacusia variable
  5. Síndrome de sordera-malformaciones del oído-parálisis facial
- 

Según [5]–[10], [12]–[14], en sus registros de egresos hospitalarios recopilados durante 9 años se encuentran 3 enfermedades relacionadas a la parálisis facial. Tabla 2, por ejemplo, en el 2014

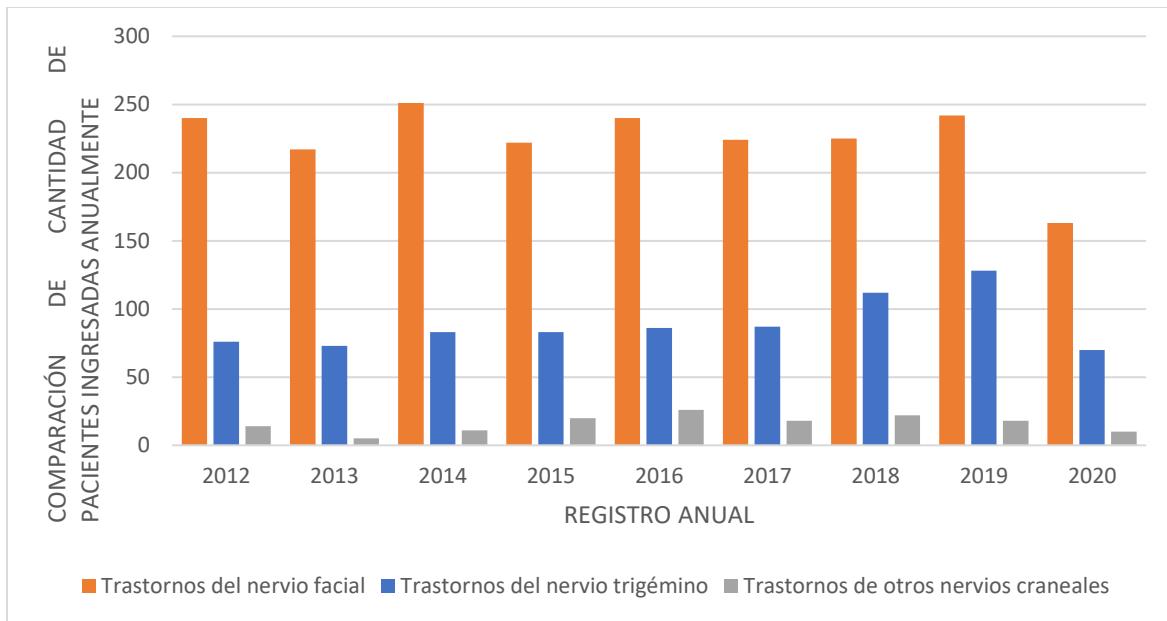
fueron 345 pacientes ingresadas por emergencias debido a un problema o trastorno del nervio facial, ellos representan el 0.028 % y en el 2020 fue de un 0.026 %, con un decremento aparente en la cantidad de pacientes ingresados.

**Tabla 2.** Registro histórico de pacientes egresados entre los años 2012-2020, relacionados a enfermedades de trastorno facial.

**Fuente:** [5]–[9], [11]–[14].

	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020
<b>1. Trastornos del nervio trigémino</b>	76	73	83	83	86	87	112	128	70
<b>2. Trastornos del nervio facial</b>	240	217	251	222	240	224	225	242	163
<b>3. Trastornos de otros nervios craneales</b>	14	5	11	20	26	18	22	18	10
<b>Total, anual por enfermedades</b>	330	295	345	325	352	329	359	388	243
<b>Porcentaje anual</b>	0.028 %	0.025 %	0.028 %	0.027 %	0.031 %	0.028 %	0.030 %	0.032 %	0.026 %
<b>Total, anual poblacional</b>	1156237	1178989	1192749	1161044	1128004	1143765	1164659	1195311	907515

En Figura 1, se puede ver una mayoría de casos en trastornos del nervio facial por sobre los 200 pacientes ingresados anualmente desde el 2012 hasta el 2019, y una notable disminución en el 2020, como segunda causa los pacientes ingresados por trastornos del nervio trigémino no sobrepasan las 150 anualmente ingresadas por emergencias, la tercera causa como otros trastornos de los nervios craneales no sobrepasan los 50 pacientes ingresados anualmente, todos en el mismo lapso de años.



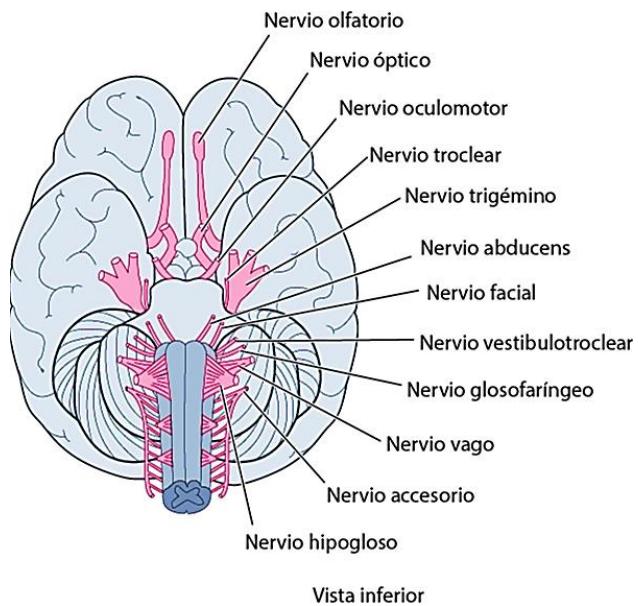
**Figura 1.** Comparación de cantidad de enfermedades relacionados al trastorno de los nervios faciales.

**Fuente:** [5]–[10], [12]–[14].

Como explica [20]. El nervio facial hace referencia a un grupo de ramas nerviosas que se unen detrás de los ojos en el tallo cerebral conocido como séptimo par craneal y controlan una parte de la expresión facial como los músculos cutáneos y parte de los sabores en la lengua. El nervio trigémino es conocido como el quinto par craneal y su origen parece venir del tallo encefálico y controla otra porción de músculos de la expresión facial, como las fosas nasales, frontal y lagrimal, y parte de la mandíbula.

Mientras que los trastornos de los nervios craneales hacen referencia a todo el conjunto de nervios a los cuales pertenecen los dos grupos nerviosos mencionados antes, conocido como conjunto de Pares Craneales. Figura 2.

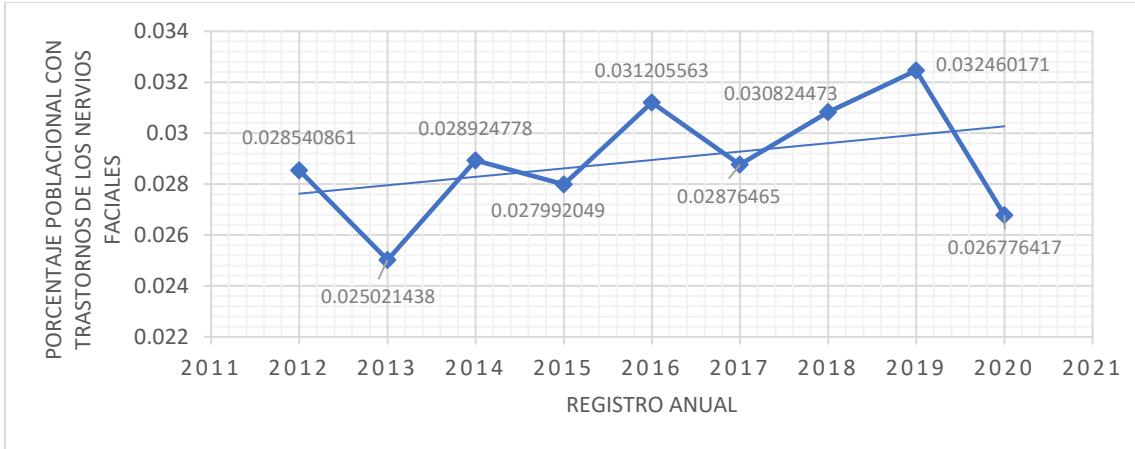
Haciendo una comparación con Figura 1, se puede deducir que el resto de nervios craneales no parece representar muchos problemas de salud, revisando la Tabla 2, el 2016 fue el único año que llegó a un máximo de 26 egresos en un lapso de 9 años, parece ser que las afecciones relacionadas con el trastorno del nervio facial, y nervio trigémino son las más recurrentes en la población siendo complicaciones que pueden conllevar a un problema de parálisis facial.



**Figura 2. Conjunto de Pares Craneales.**

**Fuente:** [20].

Siendo optimistas se esperaría que el número de pacientes ingresados baje con el paso del tiempo a pesar de que en los registros del 2020 hubo un notable decremento, pero revisando Figura 3, se nota una tendencia que va en subida a lo cual se incrementa la probabilidad de que más personas en el futuro lleguen a padecer de problemas o trastornos en los nervios faciales.



**Figura 3.** Índice porcentual de pacientes ingresados anualmente entre 2012-2020, relacionados al trastorno de los nervios faciales.

**Fuente:** [5]–[10], [12]–[14].

Los conjuntos de nervios Facial y Trigémino son los principales responsables de la expresión facial, la enfermedad más recurrente que afecta a estos grupos de nervios es la parálisis de Bell, según [19], el principal síntoma es la repentina debilidad muscular facial que es temporal en la mayoría de casos o permanente manteniendo solo algunos síntomas, afecta a solo una mitad del rostro haciendo que la piel se vea caída, con la vista parcialmente cerrada o abierta exponiendo el globo ocular, sucede a cualquier edad sin distinción de género y aún no tiene una causa fija.

## 2.2.2. PARÁLISIS FACIAL DE BELL

En su sitio en línea [21] explica que la parálisis de Bell es un trastorno neurológico no progresivo del nervio facial o séptimo par craneal, llamado así por Sir Charles Bell que fue un médico escocés y el primero en describir esta condición en 1921, entre los repentinos síntomas menciona fiebre leve, dolor de la oreja del lado afectado del rostro, tensión en el cuello y debilidad en un lado de la cara, Tabla 3, la parálisis se produce por una disminución en la irrigación sanguínea al nervio séptimo par craneal producido por una compresión que aún no se sabe que la provoca.

**Tabla 3.** Síntomas y complicaciones causadas por la parálisis de Bell.

**Fuente:** [19], [21].

Síntomas	Complicaciones
▪ Fiebre Leve	▪ Daño irreversible del nervio facial.
▪ Dolor en la oreja del lado afectado	▪ Crecimiento anormal de las fibras nerviosas.
▪ Debilidad en los músculos faciales de un lado	▪ Contracción involuntaria de los músculos faciales.
▪ Perdida de reflejo corneal	▪ Ceguera parcial o completa
▪ Baja producción de saliva o lágrimas	▪ Excesiva sequedad en el ojo
▪ Algunos casos pérdida del sentido del gusto en un lado de la boca	▪ Babeo constante
▪ Mayor sensibilidad al sonido	▪ Perdida parcial de la audición
	▪ Constante tensión en el cuello

Para determinar el grado de afección al nervio facial realizan una prueba de electromiografía que consiste en la inserción de un electrodo de aguja en los músculos faciales afectados y evaluar las despolarizaciones espontáneas como las respuestas a la contracción muscular voluntaria, otra prueba es la electroneuronografía que consiste en colocar electrodos de forma superficial que

registran las despolarizaciones eléctricas de los músculos faciales después de aplicar un estímulo eléctrico, según explica [22].

También se usa la escala House-Brackmann – HB. (Anexo 1), que consiste de una inspección física del rostro del paciente y cuantifica la funcionalidad de recuperación del nervio facial después de una cirugía, se usa para evaluar el estado del paciente al inicio de diagnosticar la parálisis facial de Bell o después, tal como menciona [22].

El tratamiento para la parálisis de Bell no es definido, puede tratarse con medicamentos como corticoides, antivirales o prednisolona, y en algunos casos presenta efectos secundarios, también se aplica fisioterapia como la electroterapia o masajes faciales, y en casos especiales hasta cirugía para aliviar la compresión al nervio facial, llamada cirugía de descompresión, es muy peligrosa pues puede causar lesiones al nervio o perdida de la audición permanente, como mencionan [19], [21], [22].



**Figura 4.** Sintomatología de la parálisis de Bell en un paciente.

**Fuente:** [23].

#### 2.2.4. SOBRE LAS ÓRTESIS Y PRÓTESIS

Según [3], se tiene evidencia histórica del uso de órtesis y prótesis desde hace 3000 a. C. en momias egipcias, fueron hechos a base de fibras de plantas como la madera. Figura 5. Ambas se definen como herramientas correctoras que ayudan a las personas a volver a sus actividades con el menor riesgo posible, con el paso del tiempo también fueron hechas de hierro por lo general usados para esconder deformidades y heridas, desde 1500 d. C. se empiezan a usar otros materiales como el cobre y la plata, para reducir la incomodidad se usaba adicional cuero, fibras de papel, y tripas de animales que los hacían más ligeros y cómodos de usar en amputaciones de extremidades.



*Figura 5. Dedos protésicos hallados en momias.*

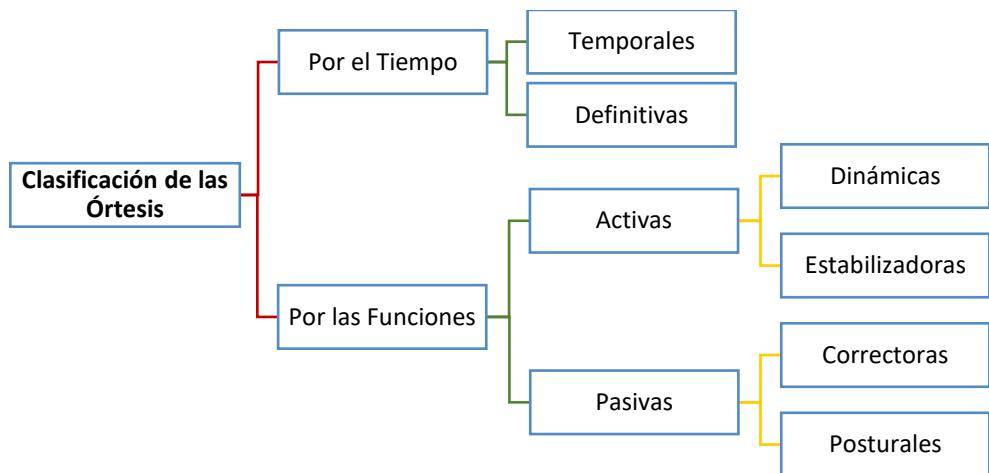
*Fuente: [3].*

Desde 1800 las órtesis y prótesis tuvieron un significativo avance porque fueron hechas más funcionales, y desde 1900 con el uso del aluminio las personas podían realizar mejor sus actividades cotidianas, el uso de las mismas se masificó después de la primera guerra mundial y después de la segunda guerra mundial en Estados Unidos se creó el AOPA (American Orthotic

& Prosthetic Association) que en conjunto con el gobierno y compañías militares propiciaron el desarrollo tecnológico, mejorando los materiales como el uso de siliconas y hasta asistencia robótica. Las órtesis y prótesis que en la gran mayoría eran sustitutos de partes del cuerpo, ahora lucen más estéticas, son livianas, son más funcionales, se construyen a medida del usuario y han logrado mejorar la calidad de vida de muchas personas en todo el mundo, como explica [3].

#### 2.2.4.1. ¿QUÉ ES UNA ÓRTESIS?

Se describen como objetos externos de apoyo físico para el cuerpo que ayudan a modificar y mejorar el sistema neuro esquelético, son de mucha utilidad en la rehabilitación de varias enfermedades y a menudo elaboradas a medida del paciente y según el tipo de enfermedad, ayudan en la mejora de la funcionalidad de una parte del cuerpo, son estéticos, deben ser cómodos de llevar, sobre todo restringen o refuerzan la movilidad en una sección específica del cuerpo, lo explica [3] y describe su clasificación en Figura 6.



**Figura 6. Clasificación de las Órtesis.**

**Fuente:** [3].

La prescripción y el uso de órtesis previene la aparición de complicaciones de fase aguda como las contracturas y úlceras por presión que causan mucho dolor, un tratamiento oportuno de rehabilitación ayuda a superar el déficit muscular e incrementa la capacidad funcional de la zona afectada y aporta en la participación autónoma e independiente de las personas en sus actividades cotidianas, indica [24] sobre el uso de órtesis.

#### **2.2.5. ÓRTESIS FACIAL PASIVA**

En cuanto a las órtesis para la parálisis facial son de tipo temporales y de función pasiva correctora, no existen órtesis con aspectos eléctricos y tampoco se pueden adquirir o comprar con facilidad, pues se construyen a la medida del paciente, en Figura 7 se puede ver un ejemplo de órtesis facial hecha con materiales que se pueden comprar en farmacias y papelerías, la fisioterapeuta Ana López en su página de Facebook explica cómo realizarlo [25].



**Figura 7. Ejemplo de órtesis correctora para parálisis facial.**

**Fuente:** [25].

### 2.2.6. ÓRTESIS FACIAL PROTECTORA

También existen órtesis faciales que no son usados para tratar la parálisis facial, sino que al contrario son usados para proteger el rostro y el cráneo de golpes o lesiones y son principalmente usados por deportistas, en Figura 8 se puede ver un ejemplo y a diferencia de una órtesis correctora para la parálisis facial estas se pueden adquirir en tiendas de fisioterapia o de equipos deportivos.



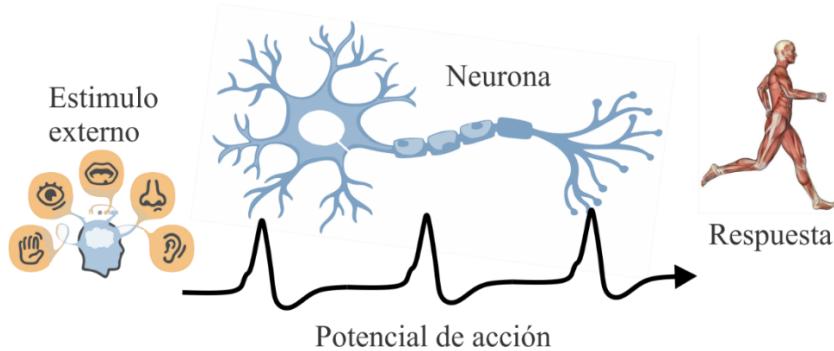
*Figura 8. Ejemplo de órtesis protectora facial y craneal.*

*Fuente:* [26].

### 2.2.7. VISTA AL ESTIMULO NEURONAL

El proceso de movimiento y contracción muscular ocurre debido a la acción y respuesta sensitiva del sistema nervioso a los estímulos externos, el principal responsable de la acción neuronal es el potencial de acción que es un impulso eléctrico que recorre las fibras neuronales, fibras musculares, y membranas en todo el cuerpo, el potencial de acción es parte fundamental para la vida pues permite que las células de todo el cuerpo puedan recibir los compuestos necesarios

para su correcto funcionamiento, los elementos que entran en juego son los iones de electrolitos como el sodio, calcio, potasio, cloruro, magnesio y fósforo, que son esenciales para las células en la producción de energía, así como otros compuestos y moléculas, según lo argumenta [33].



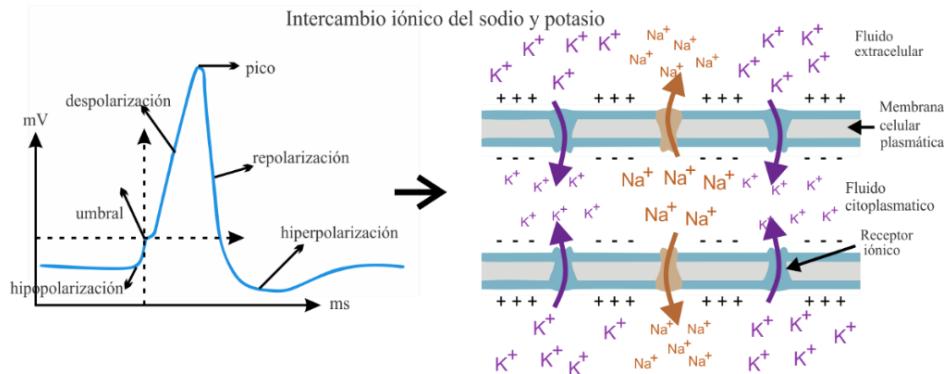
**Figura 9.** Potencial de acción.

**Fuente:** [33].

Tan importante es el potencial de acción para la vida, pues mantiene el equilibrio bioquímico y bioeléctrico entre las células del cuerpo y la flora bacteriana, el desequilibrio de una puede causar graves complicaciones en la salud como la activación de enfermedades o ser susceptible a contraerlas por una baja respuesta inmune, debido a que las células no realizan su intercambio bioquímico con normalidad estas no se renuevan y no cumplen las funciones vitales del organismo.

Como lo explica [33], el potencial de acción se activa al provocar un cambio repentino del umbral de corriente en el potencial de membrana que se encuentra en reposo, que es causado por estímulos externos que son capaces de provocar un cambio en el potencial de umbral, el cual despolariza la membrana celular, la sobreexcita y la vuelve a repolarizar, son instantes en el cual ocurre el intercambio iónico y duran unos pocos milisegundos y como resultado se produce el

movimiento muscular, o también muchas de las otras funciones corporales como sentir calor o dolor.



**Figura 10.** Ejemplo de intercambio iónico al producirse un potencial de acción.

**Fuente:** [33].

La electro estimulación parece entonces que simula el potencial de acción ausente por el cual las neuronas y músculos entran en funcionamiento, y que se vio afectado debido a una enfermedad o afección que provoco un desequilibrio bioquímico, bioeléctrico, la forma de onda entrante en la piel debe tener características similares a la forma de onda del potencial de acción, con un valor de corriente muy superior al valor umbral y que ayude al organismo a recuperar su equilibrio bioquímico, bioeléctrico y con ello su funcionalidad normal.

## 2.2.8. ESTABLECIENDO UN PLANTEAMIENTO PRELIMINAR DEL PROTOTIPO

Se tiene registro de una idea para el desarrollo de una órtesis para la parálisis facial por [27] que fueron estudiantes de Ingeniería Biomédica en la Universidad de los Andes en Bogotá-Colombia, ellos describen la órtesis como una férula que conserve la posición de los músculos faciales estimulándolos mediante pequeñas descargas eléctricas con el fin de lograr agilizar la conexión del músculo con el nervio, el mismo que evitaría largos tiempos de recuperación y ahorró en costos de tratamientos clínicos. Figura 11. No obstante, no se halla evidencia de que el dispositivo fue construido, pero sirve como una guía para el desarrollo de este proyecto.

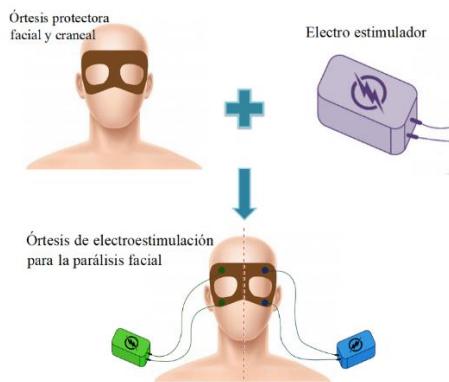


**Figura 11.** Propuesta de férula dinámica facial ideada por estudiantes de la Universidad de los Andes en Bogotá-Colombia.

**Fuente:** [27].

El prototipo que se propone construir es una órtesis de tipo activa-dinámica que cuente con aspectos eléctricos que estimulen el movimiento de los músculos faciales, aplicando estímulos eléctricos de baja corriente en los nervios faciales. Una idea preliminar sería readaptar la función

de la órtesis protectora facial y craneal descrita por [26], y ubicar pequeños electrodos en la cara interior de la órtesis protectora y construir el sistema electrónico e interfaz de control que genere los estímulos eléctricos.



**Figura 12.** Idea Preliminar para el desarrollo del prototipo, combinando la función de la órtesis protectora y un equipo electro estimulador.

*Elaboración: Quinche, I (2022)*

## 2.2.9. REFERENTE SOBRE LA ELECTROTHERAPIA

La electroterapia consiste en hacer atravesar una pequeña corriente eléctrica en la piel usando electrodos en zonas puntuales, con el fin de estimular músculos o nervios motores, provocando movimientos repetitivos que ayuden a mejorar la condición física y motriz del paciente; ya sea, de forma analgésica, rehabilitación o recuperación del movimiento en personas con condiciones de parálisis. El médico y científico Luigi Galvani (1737- 1798) fue quien descubrió la electrofisiología; mientras disecaba una rana y tocó con su bisturí el gancho de bronce del que colgaba una pata de la rana. Cuando la descarga eléctrica originada provocó que la pata se

contrajera, creyó haber dado con un importante descubrimiento. Según afirmó, el cerebro produce una corriente que es transferida por los nervios hacia los músculos.

Otro pionero es Duchenne De Boulogne, que fue un médico e investigador que vivió entre 1806 y 1875, él realizaba experimentos con corriente eléctrica en sus pacientes con parálisis, y comprobaba como los diferentes músculos del cuerpo reaccionaban a la aplicación de corriente con electrodos; logró también identificar el origen de varias afecciones, como la principal la distrofia muscular de Duchenne, que tiene su mismo nombre.

Las corrientes continuas o galvánicas siempre son unidireccionales, se usan por lo general para tratar la hiperhidrosis mediante un baño galvánico. La corriente de tipo variable produce impulsos de corta duración y magnitud, estos impulsos pueden ser unidireccionales o bidireccionales, en baja frecuencia pueden estimular los nervios y músculos, produciendo sensación analgésica, y son utilizadas para la recuperación del movimiento en atrofias. Siempre se debe tener cuidado y precaución para no causar quemaduras físicas por el efecto Joule.

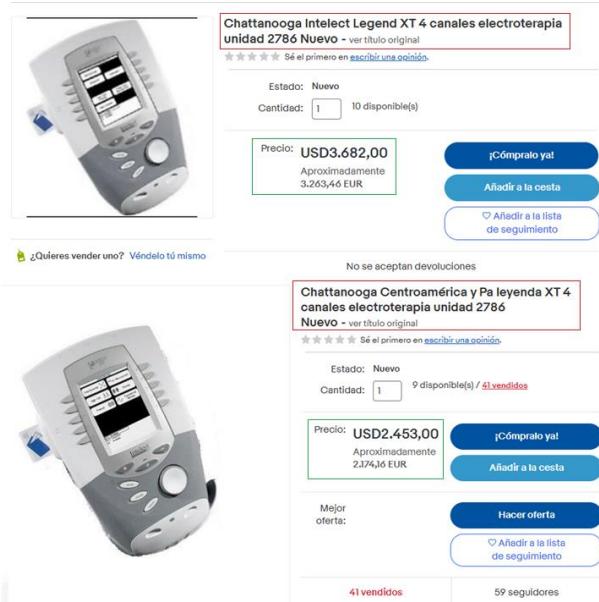
Las corrientes unidireccionales, al ser polarizadas, por una mala aplicación; pueden provocar quemaduras químicas en los tejidos, formando así ácidos bajo el ánodo y bases bajo el cátodo. Para evitar quemaduras es estricto usar un tiempo de sesión limitado y se debe evitar este tratamiento en pacientes que tengan piezas metálicas.

Las corrientes bidireccionales o bifásicas al carecer de propiedades electrolíticas no producen quemaduras químicas, se puede regular la intensidad de acuerdo a la tolerancia del paciente,

iniciando desde el potencial más bajo hasta el más alto, se puede usar también en pacientes con piezas metálicas siempre y cuando teniendo la debida precaución. Con impulsos asimétricos se puede producir una estimulación de sensación cómoda sobre uno de los electrodos, mejorando las propiedades terapéuticas, analgésicas, y excitó motriz, lo argumenta [28].

#### ***2.2.10. OPCIONES DE EQUIPOS DE ELECTROTHERAPIA***

En cuanto a los equipos para electroterapia se comercializan, dispositivos de uso personal a bajo costo, con funciones limitadas y para fisioterapeutas, estos dispositivos cuentan con más funciones para tratar distintas enfermedades adicionales a la parálisis o para rehabilitación, pero a un mayor costo dependiendo de la marca y la capacidad de funciones que integre. Hay marcas reconocidas como Chattanooga, Carci, Mettler Electronics, Compex, etc. Por ejemplo, está el Chattanooga unidad 2786 de 4 canales de salida, que ya muestra un valor más elevado por un vendedor aleatorio de \$3,682.00 en la tienda en línea de EBay, pero también de otros vendedores se puede ver incluso a menor costo. Figura 13.



**Figura 13.** Comparación de precios entre equipos de electroestimulación.

**Fuente:** EBay

Otro ejemplo es el DUO 500 Electrotherapy Unit, que a pesar de ser una versión antigua de electro estimulador posee una gran variedad de funciones para afecciones que puede tratar, en (Anexo 2) se muestra las funciones que tiene y que tipo de enfermedades que puede tratar.

Un modelo actual es el Gymna Duo 400 que al momento de esta redacción se ofrece a un valor de 3.950,00 € y que es similar en funciones al DUO 500 Electrotherapy Unit de [29], y sus características se muestran en Figura 14. Estas máquinas de alta gama por lo general se pueden adquirir solo a través desde su sitio oficial en línea o por distribuidores autorizados, razón por la cual una búsqueda en tiendas como Amazon, EBay, Mercado Libre o Alibaba, no se encuentran con facilidad a la venta a excepción de quipos de bajo costo que por lo general se usan para electroterapia muscular de extremidades en atletas, pero no para uso médico, en Ecuador un

distribuidor de máquinas de fisioterapia es Innova Médica, pero incluso en su sitio no se detallan valores de precios hasta hacer contacto con uno de sus representantes.



**Figura 14.** Equipo de electroestimulación Gymna Duo 400.

**Fuente:** [30]–[32].

En contraste también se puede adquirir equipos de bajo costo, pero estos son solo para uso paliativo y relajación muscular de las extremidades, en mercado libre se puede encontrar algunos modelos disponibles en muchos precios, pero debido a esto sin un seguro fiable de su calidad.

Figura 15.



**Figura 15.** Ejemplos de electro estimuladores de bajo costo en mercado libre.

**Fuente:** Mercado libre Ecuador.

Como se puede ver existe variedad en marcas y modelos, los fisioterapeutas usan las mejores marcas, de ahí la razón por el costo de los tratamientos, pero de igual manera la eficiencia del mismo, sobre todo en el tratamiento de la parálisis facial, donde se requiere un equipo de alta gama y no un dispositivo paliativo de bajo costo, entonces los aspectos eléctricos del prototipo deben ser específicos para tratar la parálisis facial y de baja corriente para la seguridad del paciente.

## 2.2.11. ESTÁNDARES

La Comisión Electrotécnica Internacional establece los aspectos sobre electricidad y electrónica sobre el uso y desarrollo de tecnologías, tiene un criterio sobre los aspectos eléctricos de seguridad para equipos biomédicos e instrumentos y son las normas IEC 61010-1, IEC 60601 -1.

Se destaca por [16] en su trabajo, que son 3 los campos eléctricos que debe cumplir el prototipo, sobre su comportamiento a contacto a tierra (GB) y la existencia de una base de tierra en el interior del equipo, sobre la resistencia de aislamiento (IR) que debe contener el equipo en su exterior y que es debido al material que lo proteja, y el último sobre las corrientes de fuga (LC) que verifica que la corriente en la fuente y la tierra no exceda el valor umbral especificado.

**Tabla 4.** Aspectos de Seguridad Eléctrica descritos por la norma.

**Fuente:** [16].

<b>Norma</b>	<b>Descripción</b>	<b>GB</b>	<b>IR</b>	<b>LC</b>
		Resistencia (mΩ)	Resistencia (MΩ)	Corriente (mA)
<b>IEC 61010-1</b>	Parte 1: requerimientos generales de seguridad para equipos eléctricos de medición, control, uso de laboratorio e instrumentación	< 100	> 100	< 0.7
<b>IEC 60601-1</b>	Parte 1: Requerimientos generales de seguridad y desempeño para equipos eléctricos médicos (biomédicos)	< 200	> 10	< 0.5

- GB: la medida de continuidad con el multímetro mostro una baja impedancia en la salida respecto a su referencia de tierra.
- IR: el prototipo cuenta con un alto índice de resistencia de aislamiento ya que el contenedor de sus elementos fue hecho en un material aislante llamado PLA
- LC: sobre las corrientes de fuga en el prototipo, la impedancia medida en los elementos con superficie metálica como el potenciómetro y el transformador respecto a la tierra de

la fuente mostraban una alta impedancia de aislamiento que no reflejaba la existencia de continuidad eléctrica directa, con lo que se descarta posibles corrientes de fuga.

Sobre los aspectos de interferencia electromagnética del CISPR (Comité Internacional Especial de Perturbaciones Radioeléctricas), el prototipo al contar con elementos resonantes como el transformador elevador, se ha encontrado con el analizador de espectros que produce frecuencias electromagnéticas de bajo nivel de potencia de propagación en la banda libre de aviación civil VHF, las frecuencias halladas se encuentran en los 127 MHz, 128 MHz y parece ser que reflejan el comportamiento del prototipo. (Anexo 7).

Al ser frecuencias que no cuentan con el nivel de potencia suficiente de propagación electromagnética más que en la fuente y al estar fuera de otras bandas de comunicaciones que no son de uso libre, no suponen un peligro para aquellas personas que usan la banda libre de aviación como comunicación, ni supone un peligro para el resto de dispositivos que lo rodeen, ni suponen un peligro para las personas debido a ondas ionizantes, ni se encuentra evidencia que refute lo dicho al respecto.

También del trabajo de [34] se recoge un detalle sobre las características que debe presentar un equipo biomédico que está descrita por la norma IEC 60601 -1:2005 y que debe contar con:

- Alimentación
- Protección contra electroshock
- Modo de operación

- Salida
- Manual de usuario

También sobre aspectos de mantenimiento, el Ministerio de Salud Pública del Ecuador, en su acuerdo No. 0224 [17], establece una serie de cualidades que puntúa al prototipo para establecer un tiempo mínimo de mantenimiento para equipos biomédicos llamado Cálculo de la frecuencia de mantenimiento preventivo planificado (FMPP) es una ecuación expresada como:

$$FMP = RF + FE + RM + DM + FU + AE \quad (1)$$

Y sus parámetros son:

- **RF:** riesgo físico.

*Tabla 5. Ponderación de riesgo físico.*

*Fuente: [17].*

Nivel de riesgo	Tipo de riesgo	Ponderación
Riesgo IV	Riesgo Alto	4
Riesgo III	Riesgo Moderado Alto	3
Riesgo II	Riesgo Moderado Bajo	2
Riesgo I	Riesgo Bajo	1

El prototipo por ser de baja corriente, pero estimulante de nervios faciales es de riesgo III con puntuación 3.

- **FE:** función del equipo.

**Tabla 6.** Ponderación función del equipo.*Fuente:* [17].

Clase	Función del equipo	Ponderación
Terapéutico	Soporte de vida	10
	Cirugía y cuidados intensivos	9
	Terapia física y tratamiento	8
Diagnóstico	Monitorización de cirugía y cuidados intensivos	7
	Control fisiología adicional y diagnóstico	6
Analíticos	Ánálisis de laboratorio	5
	Accesorios de laboratorio	4
	Computadoras y afines	3
Apoyo	Relacionados al paciente y otros	2

El equipo es de clase terapéutica para terapia física y tratamiento con puntuación 8.

- **RM:** requisitos de mantenimiento.

**Tabla 7.** Ponderación requisitos de mantenimiento.*Fuente:* [17].

Requisitos de mantenimiento (Tiempo)	Descripción	Ponderación
Extenso	Importantes: Exige calibración y reemplazo de piezas periódicos	5
	Superiores promedio	4
Medio	Usuales: verificación de funcionamiento y pruebas de seguridad	3
	Inferiores al promedio	2
Mínimo	Inspección Visual	1

El principal elemento de revisión constante en el prototipo es el transformador elevador y necesita una inspección usual de verificación de funcionamiento y pruebas de seguridad de su buen estado y su puntuación es 3.

- **DM:** desgaste mecánico.

**Tabla 8. Ponderación desgaste mecánico.**

**Fuente:** [17].

<b>Tipo de desgaste</b>	<b>Ponderación</b>
Alto	5
	4
Medio	3
	2
Mínimo	1
No aplica	0

El prototipo contiene potenciómetros como partes móviles de desgaste medio y con puntuación de 3.

- **FU:** frecuencia de uso.

**Tabla 9. Ponderación frecuencia de uso.**

**Fuente:** [17].

<b>Frecuencia de uso</b>	<b>Ponderación</b>
24 horas	5
Diarriamente	4
Regularmente	3
Ocasionalmente	2
	1

El prototipo es de uso diario como lo requiere un tratamiento de parálisis y su puntuación es de 4.

- **AE:** antecedentes de problemas del equipo.

**Tabla 10.** Ponderación de antecedentes de problemas del equipo.**Fuente:** [17].

Promedio de averías del equipo	Factor
Significativo: más de una cada seis meses	2
Moderado: una cada 6-9 meses	1
Usual: una cada 9-18 meses	0
Mínimo: una cada 18-30 meses	-1
Insignificante: menos de una en los 30 meses anteriores	-2

Como el prototipo es el primero en su tipo y no hay registros de su funcionamiento previo o fallas registradas, se le asignara un puntaje de 0, como de averías usuales dado por su uso. Con la suma de los puntajes, en Tabla 11 se describe que tiempo recomendable que se le debe dar mantenimiento al dispositivo.

**Tabla 11.** Ponderación para determinar la frecuencia de mantenimiento.**Fuente:** [17].

Puntuación	Frecuencia
21 en adelante	Trimestral
15 a 20	Semestral
1 a 14	Anual

Una vez obtenidas las ponderaciones que califican las características del prototipo, reemplazamos valores en Ecuación 2.

$$FMP = RF(3) + FE(8) + RM(3) + DM(3) + FU(4) + AE(0) \quad (2)$$

$$FMP = 21$$

Según lo descrito en Tabla 11, y por el resultado ponderado de las puntuaciones realizado en Ecuación 2, se determina que el prototipo debe recibir mantenimiento trimestral, donde se debe aplicar una inspección visual y eléctrica al buen estado de los elementos.

## 2.3. ANTECEDENTES

### ***2.3.1. ROLE OF ELECTRICAL STIMULATION ADDED TO CONVENTIONAL THERAPY IN PATIENTS WITH IDIOPATHIC FACIAL (BELL) PALSY - [35]***

Cabe recalcar que los tratamientos actuales para la parálisis por lo general se llegan a tratar solo con medicamentos corticoides o antivirales en conjunto con un tratamiento de rehabilitación a base de ejercicios físicos a los músculos afectados que devuelve la movilidad, la electroterapia se aplica como un adicional que ayuda en la mejora acelerada de los nervios o músculos afectados. En 2015 se hizo un estudio de experimentación que verifica la utilidad de aplicar electroterapia para el tratamiento de la parálisis facial, [35], el experimento constaba de dos grupos de estudio, el primero de 28 pacientes y el segundo de 32 pacientes de entre 18-79 años de edad.

El primer grupo recibió terapia física basada en ejercicios de expresión facial y masajes faciales, el mismo también se aplicó al grupo 2 y adicional un tratamiento de electroterapia, fueron tratados 5 veces por semana durante 3 semanas en sesiones de 30 minutos, las características del tratamiento de electroterapia fue generar una onda monofásica con un pulso de 100 ms de ancho y un espaciamiento de 300 ms, y mediante electrodos de carbono-caucho ubicaron el ánodo en cada uno de los 11 músculos faciales y el cátodo lo ubicaron próximo al brazo ipsilateral, usaron el equipo “Dynatron 438”.

El resultado que obtuvieron fue una notable mejora en la movilidad de los músculos faciales, según describe lo marcado al aplicar la escala House Brackmann – (HB) descrita en Tabla 12, que después de 3 semanas de tratamiento ambos grupos descritos como grado (2-4) HB por la escala (cuadro color rojo en Tabla 12), el grupo 2 mostró un mejor resultado al marcar un grado (1-3) HB, que el grupo 1 con un resultado (1-4) HB (cuadro color azul en Tabla 12).

**Tabla 12.** Resultado principal del estudio experimental de [44], y evaluado con la escala House Brackmann – (HB).

**Fuente:** [35].

<b>TABLE 2</b> Median rank HB scores of the patients before and after the treatment periods			
	Group 1	Group 2	P
Pretreatment	3 (2-4)	3 (2-4)	0.43 <sup>a</sup>
Posttreatment	2 (1-4)	1 (1-3)	0.03 <sup>a</sup>
P	0.03 <sup>b</sup>	0.0001 <sup>b</sup>	

Data are presented as median (range).  
 $P < 0.05$  significant value.  
<sup>a</sup> Mann-Whitney U test.  
<sup>b</sup> Wilcoxon's test.

El estudio de [35] destaca como conclusión alentar el uso de la electroterapia como tratamiento adicional a la parálisis facial y parte integral del tratamiento y principalmente en su fase temprana, pues se ha observado una destacable mejoría que presentó el grupo de control que recibió el tratamiento de electroterapia y que fue verificado por el resultado de la escala HB medido antes y después del estudio.

### **2.3.2. ELECTRICAL STIMULATION TO PROMOTE RECOVERY IN BELL'S PALSY -**

[36]

La U. S. National Library of Medicine - [37] es una base de datos que compila estudios clínicos financiados con fondos públicos y privados que se realizan en todo el mundo, en su repositorio se encuentra un estudio hecho por [36], su estudio promueve el uso de la electroterapia para tratar la parálisis facial y demuestra su efectividad mediante una serie de pruebas y resultados hechos en 4 pacientes adultos. Hay que enfatizar que todos los estudios o experimentos clínicos hechos sobre electroterapia, siempre van de la mano con medicamentos, la electroterapia solo ayuda en la acelerada recuperación de los nervios y así evitar problemas secundarios debido a la medicación.

Para este experimento se generó una onda monofásica con un pulso de 100 us de ancho y una frecuencia de espaciamiento entre pulsos de 35 Hz y cada sesión duro 20 minutos, el cátodo fue ubicado a cada uno de los 4 músculos faciales a tratar (1.- frontalis; 2.- orbicularis oculi; 3.- zygomaticus major; 4.- orbicularis oris), y el ánodo en la región ipsilateral mastoidea que se encuentra detrás y debajo de la oreja. Los resultados que obtuvieron se muestran en (Anexo 3)

En la evidencia que presenta [36], en su estudio los resultados fueron positivos en cuanto al uso de la electroterapia, de 4 pacientes fueron 3 los pacientes recuperados totalmente, el segundo resultado respecto al grado de disfunción de los nervios medida por la escala HB hubo una disminución en promedio de -0,85 puntos después de 3 meses en un total promedio de 1,15 HB. Otro resultado importante es la medida en la mejora de la calidad de vida de los pacientes, como

la medida SAQ que evalúa la dificultad en la movilidad facial, siendo un puntaje de 100 un caso de disfunción severa, el resultado después de 3 meses es de 5,25 de mejoría habiendo empezado con 27,5. La FaCE también es otra medida de calidad de vida que mide estados de confort del paciente, siendo 100 un puntaje de disfunción severa, cero normal y en 3 meses de tratamiento obtuvo 12,03 de un puntaje inicial de 37,5.

Los otros resultados obtenidos fueron usando el programa MEEI FACE-gram que mide en milímetros la movilidad de la expresión facial en las cejas, ojos, sonrisa, párpados, según se menciona en el estudio, los pacientes lograron mantener las cejas sostenidas por un largo periodo de tiempo, fuerza en la movilidad ocular, párpados y en expresar una sonrisa moviendo fuertemente los labios. Se evalúa también la simetría facial con la medida FAI, donde los pacientes obtuvieron un resultado de 0 como el mejor valor, y que mientras más se aleje del 0 representa menor nivel de simetría.

El VAS, por otro lado, es una medida en la comodidad del paciente frente al tratamiento en el cual el puntaje límite de 10 representa inconformidad total y el grupo obtuvo un total de 2,3 lo que concuerda con el último valor sobre la adherencia del paciente al tratamiento el cual se complementó plenamente al estado de los 4 pacientes participantes del estudio.

### ***2.3.3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR PARA APLICARLO EN TERAPIAS DE REHABILITACIÓN DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO ATROFIADO POR INMOVILIZACIÓN - [38].***

En este proyecto se diseñó y construyó un equipo de electroterapia para la recuperación de la movilidad muscular, [38] expone aspectos para diseñar un electro estimulador que son forma de la señal, polaridad, tiempo de sesión, y modulación, los componentes electrónicos del electro estimulador se modifica el flujo de corriente, y la forma de onda se modula en frecuencia y su salida en amplitud de corriente, los tipos de formas de onda usadas son triangular, rectangular, sinusoidal, trapezoide, etc. Y de todos estos tipos de ondas menciona que la más recomendada es una onda pulsada y de baja corriente.

El diseño de este prototipo se divide en 4 etapas, los mismos que se subdividen de la generación y adecuación de la señal para la salida a los electrodos y son los siguientes:

- 1. Generación de señal:** circuito generador de una cuadrada y modulada.
- 2. Alimentación de componentes:** circuito regulador de voltaje.
- 3. Funciones especiales:** modos de operación del prototipo mediante interfaz.
- 4. Ajuste de señal:** conversión, amplificación, y control de amplitud.

Los principales parámetros eléctricos que cuenta el dispositivo se exponen en Tabla 13, generan una señal pulsada, rectangular, monopolar, de baja intensidad, con control de amplitud y de frecuencia. La señal a la salida del equipo consta de una amplitud entre 0 y 80 voltios.

**Tabla 13.** Parámetros usados por [38].

Parámetros	Definición
Tipo de onda	Pulsada rectangular, monopolar
Control	Frecuencia, pulsos, amplitud de corriente
Voltaje de salida	0-80 V
Corriente aproximada con $z = 1000$ ohmios	0-80 mA

**2.3.4. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR Y  
ELECTROMIOGRAMA CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA PARA LA DETECCIÓN  
Y TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES NEUROMUSCULARES - [39].**

El proyecto hecho por [39] es sobre el diseño y construcción de un dispositivo de electro estimulación que también es capaz de recibir señales bioeléctricas del cuerpo a través de un electro miógrafo - EMG y con la ayuda de electrodos cutáneos logran impulsar el nervio motor para liberar la excitación muscular. El desarrollo de este proyecto pretende ayudar a los centros de Fisioterapia y Rehabilitación con equipos biomédicos de menor costo, y que también sea accesible y seguro para los pacientes, reduciendo los costos de tratamientos.

El electro miógrafo se desarrolló usando una placa de adquisición de señales especializada llamada Shield EKG/EMG, controlada por un Arduino Uno, un módulo Bluetooth, y una interfaz hecha para Sistemas Android. El uso de la placa Shield EKG/EMG lo hace ideal para las condiciones normales que presenta la piel humana, que es una impedancia mínima de  $500 \Omega$  en piel húmeda,  $20 \text{ K}\Omega$  en piel seca, y hasta  $1 \text{ M}\Omega$  en piel escamosa.

Mientras que el electro estimulador se compone de una interfaz Android para establecer los parámetros de funcionamiento mediante la selección de funciones, y las instrucciones son enviadas y recibidas por el módulo Bluetooth conectado al Arduino Uno, y la señal generada en el microcontrolador va al último bloque que es de amplificación y de salida a los electrodos cutáneos, el voltaje de salida nominal máximo es de 68 V. Los principales parámetros de frecuencia y pulsos usados por [39] en su proyecto se exponen en Tabla 14.

**Tabla 14.** Parámetros de pulsos y frecuencias usado por [39]

Función	Bíceps	Flexores	Muslos	Peroné
Pulsos	500 us-1 ms	500 us-400 ms	5 us-1 ms	160 us-2 ms
Frecuencia	6,25-70 Hz	6-65 Hz	4-75 Hz	6-75Hz

**2.3.5. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRO ESTIMULADOR PORTÁTIL UTILIZANDO UN MICROCONTROLADOR E INTERFAZ GRÁFICA PARA REDUCIR EL ESTRÉS LABORAL DE LOS TRABAJADORES ADMINISTRATIVOS DE LA EMPRESA MEDINET S.A.C. - [34].**

Este proyecto se basó en la construcción de un dispositivo electro estimulador con un microcontrolador e interfaz gráfica e implementado para combatir el estrés laboral que presentaron los trabajadores de la empresa MEDINET S.A.C.; El proyecto se basa en tres etapas, la primera etapa es el diseño y desarrollo de un circuito generador de pulsos, la segunda etapa es la amplificación de los pulsos y la tercera etapa es sobre el diseño de una interfaz gráfica para el control y configuración de parámetros.

El microcontrolador es usado para generar pulsos de ondas cuadradas de tipo PWM, y así poder obtener un sistema de modulación en frecuencia para configurar el dispositivo a los parámetros deseados mediante la interfaz de control gráfica, posterior a la configuración de la señal de salida esta es amplificada y entregada a los electrodos que van ubicados en el paciente para contraer y relajar el músculo afectado. Se muestra el uso de fórmulas y conceptos aplicados para obtener los valores de las frecuencias para un rango de valores deseados y los cálculos respectivos para la etapa de amplificación de las señales eléctricas.

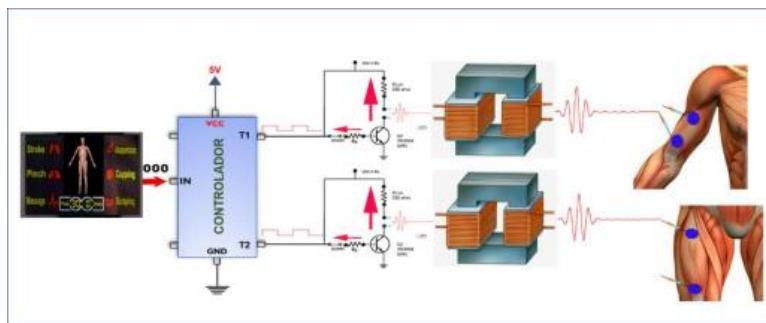
Se establece que el dispositivo cuenta con una interfaz de uso y permite al usuario poder seleccionar las funciones disponibles para tratamiento de tipo paliativo que logre reducir el estrés laboral, menciona que el equipo implementado es confiable y no genera daños ni sensaciones

molestas en los pacientes. Y los principales parámetros eléctricos que usaron para construir el dispositivo se muestra en Tabla 15.

**Tabla 15.** Parámetros eléctricos aplicados al dispositivo de [34]

Tipo de corriente	TENS	EMS
Valores de corrientes de trabajo	0-50 mA	0-100 mA
Frecuencia	1-200 Hz	1-100Hz
Pulsos	10-250 us	50-300 us

Para generar la señal cuadrada usan una placa de desarrollo Arduino Nano posterior la señal va a un circuito amplificador usando un transistor TIP122 que es una configuración interna de tipo Darlington acoplada a un transformador elevador de voltaje 1:10, en Figura 16 se muestra el diagrama en bloques de su adaptación.



**Figura 16.** Diagrama en bloques del dispositivo electro estimulador de [34]

## CAPÍTULO III. METODOLOGÍA

### 3.1. TIPO DE ESTUDIO

#### 3.1.1. INVESTIGACIÓN COMPARATIVA

De los estudios y casos de tratamiento de electroterapia mencionados como evidencia de su funcionalidad para la parálisis facial, se tomó los aspectos eléctricos respecto a la forma de onda que fue generada para el tratamiento sobre el valor de ancho de pulso y frecuencia.

Los aspectos eléctricos mencionados en los estudios fueron útiles para establecer los rangos de funcionamiento en el diseño del prototipo, como rango de selección de pulsos, frecuencia, y tiempo de aplicación, la aplicación de corriente no se toma en cuenta pues es un aspecto que depende de la sensación de conformidad del paciente y además que el prototipo no sobrepasa los valores permitidos, pues los tratamientos para la parálisis facial solo requieren la aplicación de pequeñas corrientes. También se buscó proyectos de tesis similares para el diseño del circuito a los cuales se les pudo adaptar sus ideas para la construcción del prototipo.

#### 3.1.2. ESTUDIO EXPERIMENTAL

Una vez diseñado el circuito fue sometido a mediciones con el osciloscopio de los pulsos y frecuencia y contrastados con valores de lectura entregados por el dispositivo, se verifica que las lecturas hechas por el microcontrolador sean acordes a las medidas hechas con los instrumentos y la respuesta del mismo configurando los parámetros deseados, también evaluar la eficacia del código de programación en el control de la interfaz.

### **3.1.3. ESTUDIO ANALÍTICO**

Con el prototipo totalmente construido se determinó su fiabilidad con un análisis que evalúa la estabilidad de sus parámetros respecto que tanto cambian o se alejan de los valores establecidos, medidos y mostrados por el microcontrolador, contrastados con datos medidos por el osciloscopio.

### **3.2. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN**

Se estudió las causas que provocan la parálisis facial. Se analizó los aspectos eléctricos de la electroterapia. Se sintetizó y se dedujo información electrónica necesaria para el desarrollo del prototipo, así también, se sometió el prototipo a pruebas experimentales que evalúan su correcto funcionamiento.

### **3.3. FUENTES DE INFORMACIÓN.**

Se tomó información censal poblacional que está disponible en sitios web del gobierno del Ecuador, información sobre aspectos técnicos de tratamientos de revistas o libros relacionadas con la fisioterapia y medicina como la American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, la International Journal of Morphology, y la U. S. National Library of Medicine, también documentos que sean aprobados y publicados directamente por la revista ELSEVIER.

Se tomó en cuenta la información de sitios en línea de clínicas, hospitales de prestigio como

MAYO, Hospital Sant Joan de Déu Barcelona, y sobre todo información que ofrecen empresas fabricantes dedicadas al desarrollo de equipos biomédicos sobre los estándares y leyes que se requieren para su aprobación comercial o uso experimental.

### **3.4. INSTRUMENTOS DE LA INVESTIGACIÓN.**

Se aplicó análisis cualitativos basados en la observación sobre el funcionamiento estable del prototipo, también análisis cuantitativos que se basan en los tiempos de funcionamiento, y parámetros establecidos, pues se aplicó parámetros y procedimientos inferenciales que son acordes a los estudios, los instrumentos usados y desarrollados fueron de alta interferencia participativa y de alta estructuración.

### 3.5. POBLACIÓN DE ESTUDIO Y TAMAÑO DE LA MUESTRA

#### 3.5.1. CÁLCULO DE DISPONIBILIDAD

Para evaluar la estabilidad del equipo primero se calculó la disponibilidad de una máquina que es un aspecto que menciona [40], y evalúa el rendimiento de los elementos cuando están en funcionamiento en un periodo determinado, como todos los elementos que conforman el prototipo son de baja complejidad de funcionamiento se considera un tiempo de uso indefinido hasta que se necesite una reparación o inspección de los elementos que en un capítulo anterior se estableció en un margen de mantenimiento trimestral, para el cálculo de este parámetro se estableció un tiempo de uso de 24 horas continuas.

El cálculo de este parámetro determinó el porcentaje de disponibilidad de uso del equipo para un día de uso continuo como equipo de uso doméstico, la Ecuación 3 se usa para el cálculo de la disponibilidad y el lapso de tiempo establecido fue de 24 horas o 1440 minutos.

$$\text{Porcentaje de disponibilidad} = \frac{MTBF}{MTBF + MTTR} * 100 \quad (3)$$

Donde:

- **MTBF:** tiempo medio entre fallas o paradas

Para el prototipo se consideró un tiempo disponible de 24 horas, un tiempo de paradas de 5 minutos entre configuración de parámetros y con 25 minutos de sesión programada, se tiene 48 intervalos de paradas. En Ecuación 4 se muestra el cálculo respectivo.

$$MTBF = \frac{(tiempo\ disponible\ horas) - \sum(tiempo\ de\ parada\ horas)}{(numero\ de\ paradas)} \quad (4)$$

$$MTBF = \frac{(24h) - \frac{5min}{60min}(24h)}{(48\ paradas)} = 0,458$$

- **MTTR:** tiempo medio entre reparaciones o volver a continuar

Para el análisis del prototipo se estableció 5 minutos como tiempo de parada mientras se configura otro parámetro. Y en un lapso de 24 horas de uso, 25 minutos de sesión, se establece 48 intervalos de parada. En Ecuación 5 se muestra el cálculo respectivo.

$$MTTR = \frac{\sum(tiempo\ de\ parada\ horas)}{(numero\ de\ paradas)} \quad (5)$$

$$MTTR = \frac{\frac{5min}{60min}(24h)}{(48\ paradas)} = 0,0416$$

Con los valores de MTBF y MTTF calculados, el valor de la disponibilidad es de 91,66% para un día de trabajo, o lo que significa que el uso disponible del equipo es de 22 horas o 1320 minutos.

$$Porcentaje\ de\ disponibilidad = \frac{0,458}{0,458 + 0,0416} * 100 = 91,66\% \quad (6)$$

### **3.5.2. POBLACIÓN**

El cálculo de la disponibilidad de uso de máquinas determinó que el prototipo debe presentar un porcentaje de disponibilidad del 91,66% de uso para un día de trabajo y eso representa 1320 minutos de trabajo o rango de tiempo en el que se debe obtener los datos a analizar.

Entonces se fijó 1320 min (79200 s) de rango de tiempo requerido de funcionamiento del prototipo y 3,3 segundos como intervalo de muestreo para la toma de datos, se estableció una población de 24000 datos.

### **3.5.3. MUESTRA**

La muestra que se analizó es un rango finito de datos entregado por el prototipo en número de frecuencia 1 y 2 [Hz], y voltaje [V] de salida. Y contrastados con datos medidos del osciloscopio de valor de frecuencia 1 y 2, frecuencia de salida antes y después de amplificar y voltaje RMS promedio de salida. Fijando un rango de funcionamiento del prototipo de 1320 minutos se obtuvo 24000 de población y la muestra para evaluar el dispositivo se calcula con Ecuación 7.

$$N = \frac{Z^2(p * q)}{e^2 + \frac{Z^2(p * q)}{N}} \quad (7)$$

Donde:

- Z: valor de confianza (varianza) 1,96
- p: proporción de la población con las características deseadas (éxito), 0.5 – 50%

- q: proporción de la población sin las características deseadas (fracaso), 0.5 – 50%
- e: Margen de error, 0.05 – 5%.
- N: tamaño de población, 24000 datos.

Cálculo de la muestra:

$$n = \frac{Z^2(p * q)}{e^2 + \frac{Z^2(p * q)}{N}} \quad (8)$$

$$n = \frac{(1.96)^2(0.5 * 0.5)}{0.05^2 + \frac{(1.96)^2(0.5 * 0.5)}{24000}} = 378,107 \cong 378$$

*n = 378 muestras de datos*

### 3.6. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

*Tabla 16. Variables independientes.*

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

Variables Independiente	Concepto	Indicadores	Técnicas e instrumentos
Resistencia eléctrica del cuerpo humano	La impedancia bioeléctrica es una técnica utilizada para medir la composición corporal, basada en la capacidad que tiene el organismo para conducir una corriente eléctrica.	Circuito eléctrico que simule las condiciones de impedancia de una persona.	Multímetro. Circuito de adquisición de datos
Forma de onda de la corriente a la salida del prototipo	La forma de onda eléctrica a la salida es específica para tratar la parálisis facial	Amplitud, forma de onda, frecuencia de trabajo y periodo de pulsos deben mantenerse estables en el tiempo frente a cambios en la resistencia eléctrica del cuerpo humano.	Osciloscopio, Simulador, Software de activación de puerto serial

**Tabla 17.** Variables dependientes.*Elaboración: Quinche, I (2022).*

<b>Variables Dependiente</b>	<b>Concepto</b>	<b>Indicadores</b>	<b>Técnicas e instrumentos</b>
Voltaje de trabajo y tiempo de funcionamiento	El voltaje es una magnitud física, con la cual podemos cuantificar o medir la diferencia de potencial eléctrico o la tensión eléctrica entre dos puntos.	Medición de voltaje y tiempo de funcionamiento del prototipo	Osciloscopio, Cronómetro, Multímetro, Programa de desarrollo de código, Manipulación de código, y observación.
Tipos de forma de onda de corriente	Cada tipo de tratamiento de electroterapia lleva su forma de onda específica que se debe mantener estable frente a cambios de la resistencia eléctrica del cuerpo humano	Medición de amplitud, forma de onda, frecuencia de trabajo y periodo de pulsos según el tratamiento a aplicar.	Osciloscopio, Simulador, Software de activación de puerto serial

### **3.7. HIPÓTESIS.**

Lo que se valuó en el prototipo fue la fiabilidad en la lectura de las frecuencias generadas en el oscilador y censadas por el microcontrolador, la estabilidad manteniendo la frecuencia de trabajo en la salida antes y después de amplificarse frente a diferentes cargas de impedancia que simulan la piel humana, y la estabilidad manteniendo las diferentes caídas de voltaje en la salida frente a diferentes cargas de impedancia. Se establece 4 sesiones con 330 min de duración y se plantearon las siguientes condiciones iniciales:

- **Frecuencia 1= 27Hz**
- **Frecuencia 2= 83Hz**
- **Frecuencia out= [(frecuencia 1) AND (frecuencia 2)]**
- **Impedancias de piel= [Sesion1\_sincarga (0Ω); Sesion2\_humeda (500 Ω); Sesion3\_seca (20kΩ); Sesion4\_escamosa (1MΩ);]**
- **Voltajes de salida= [Voltaje(sesion1\_sincarga); Voltaje(sesion2\_humeda); Voltaje(sesion3\_seca); Voltaje(sesion4\_escamosa);]**

#### **3.7.1. FIABILIDAD LECTURA DE DATOS.**

Para comprobar la fiabilidad en la lectura de frecuencias censadas por el prototipo, se evaluó el valor de frecuencia 1 y frecuencia 2 enviados por el puerto serial a la PC en cada sesión, comparado con los datos de frecuencia 1 y frecuencia 2 medidos en condiciones iniciales por el oscilloscopio.

**Tabla 18.** Variables de análisis I*Elaboración: Quinche, I (2022).*

<b>Puerto serial</b>	L_f1(27HZ)	$\mu 1A_{[s1, s2, s3, s4]}$
	L_f2(83HZ)	$\mu 2A_{[s1, s2, s3, s4]}$
<b>Osciloscopio</b>	Oz_f1(27HZ)	$\mu 1B_{s1}$
	Oz_f2(83HZ)	$\mu 2B_{s1}$

- Hipótesis nula:

$$H0: \mu 1B_{s1} = \mu 1A_{s1} = \mu 1A_{s2} = \mu 1A_{s3} = \mu 1A_{s4} \quad (9)$$

$$\mu 2B_{s1} = \mu 2A_{s1} = \mu 2A_{s2} = \mu 2A_{s3} = \mu 2A_{s4}$$

- Hipótesis alternativa:

$$H1: \mu 1B_{s1} \neq \mu 1A_{s1} \neq \mu 1A_{s2} \neq \mu 1A_{s3} \neq \mu 1A_{s4} \quad (10)$$

$$\mu 2B_{s1} \neq \mu 2A_{s1} \neq \mu 2A_{s2} \neq \mu 2A_{s3} \neq \mu 2A_{s4}$$

### **3.7.2. ESTABILIDAD MANTENIENDO LA FRECUENCIA DE SALIDA ANTES Y DESPUÉS DE AMPLIFICARSE.**

Para comprobar la estabilidad del prototipo manteniendo la frecuencia de salida, se evaluó los datos medidos por el osciloscopio en la señal de salida del generador de ondas y la señal de salida a los electrodos, en 4 sesiones de trabajo con distintos valores de impedancia que simulan la piel humana.

**Tabla 19.** Variables de análisis 2.*Elaboración: Quinche, I (2022).*

<b>Osciloscopio</b>	Oz_Fout_preAmp_[Hz]	$\mu 1_{[s1, s2, s3, s4]}$
<b>Osciloscopio</b>	Oz_Fout_postAmp_[Hz]	$\mu 2_{[s1, s2, s3, s4]}$

- Hipótesis nula:

$$H0: \mu 1_{s1} = \mu 2_{s1} = \mu 1_{s2} = \mu 2_{s2} = \mu 1_{s3} = \mu 2_{s3} = \mu 1_{s4} = \mu 2_{s4} \quad (11)$$

- Hipótesis alternativa:

$$H1: \mu 1_{s1} \neq \mu 2_{s1} \neq \mu 1_{s2} \neq \mu 2_{s2} \neq \mu 1_{s3} \neq \mu 2_{s3} \neq \mu 1_{s4} \neq \mu 2_{s4} \quad (12)$$

### 3.7.3. ESTABILIDAD MANTENIENDO LAS DIFERENTES CAÍDAS DE VOLTAJE EN LA SALIDA FRENTE A DIFERENTES CARGAS.

Se evaluó la estabilidad de las diferentes caídas de tensión en la salida frente a diferentes valores de carga, comparando el valor de voltaje medido por el Arduino enviado por el puerto serial a la PC con el valor central promedio de voltaje pico-pico medido por el osciloscopio.

**Tabla 20.** Variables de análisis 3*Elaboración: Quinche, I (2022).*

<b>Osciloscopio</b>	Oz_Vpp_Prom_[V]	$\mu 1A_{[s1, s2, s3, s4]}$
<b>Puerto serial</b>	L_Voltpp_[V]	$\mu 1B_{[s1, s2, s3, s4]}$

- Hipótesis nula:

$$H0: \mu1A_{s1} = \mu1B_{s1}; \quad (13)$$

$$\mu1A_{s2} = \mu1B_{s2};$$

$$\mu1A_{s3} = \mu1B_{s3};$$

$$\mu1A_{s4} = \mu1B_{s4}$$

- Hipótesis alternativa:

$$H1: \mu1A_{s1} \neq \mu1B_{s1}; \quad (14)$$

$$\mu1A_{s2} \neq \mu1B_{s2};$$

$$\mu1A_{s3} \neq \mu1B_{s3};$$

$$\mu1A_{s4} \neq \mu1B_{s4}$$

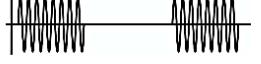
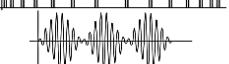
### **3.8 PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS.**

#### **3.8.1. FASE 1: ASPECTOS ELECTRICOS DE FRECUENCIAS USADAS DE ELECTROESTIMULACIÓN**

De los estudios expuestos en antecedentes del capítulo II en (Anexo 4) se muestra un resumen de los aspectos eléctricos referentes principalmente a pulsos, frecuencia y forma de onda que fueron usados para tratar la parálisis facial, también se recogió información de libros de fisioterapia, a fin de poder establecer un rango de pulsos, frecuencia y forma de onda a los cuales se diseñó el prototipo de electro estimulación.

En el libro de [41], se establecen parámetros y gráficos usados en práctica sobre los tipos de formas de onda de corriente. Tabla 21; también se indica una tabla de tiempos y frecuencias que recomiendan para las sesiones de terapia. Tabla 22.

**Tabla 21. Tipos de forma de onda usados por [41].**

Sin cambios en sus parámetros (Galvánica)	Interrupciones en la aplicación sin cambios de polaridad (Interrumpidas Galvánicas)
	
Alternando la polaridad (Alternas)	Alternas interrumpidas (Corrientes Pulsadas o Moduladas)
	
Moduladas en amplitud	Moduladas en frecuencia
	

**Tabla 22.** Tiempos y frecuencias recomendados para electroterapia por [41].

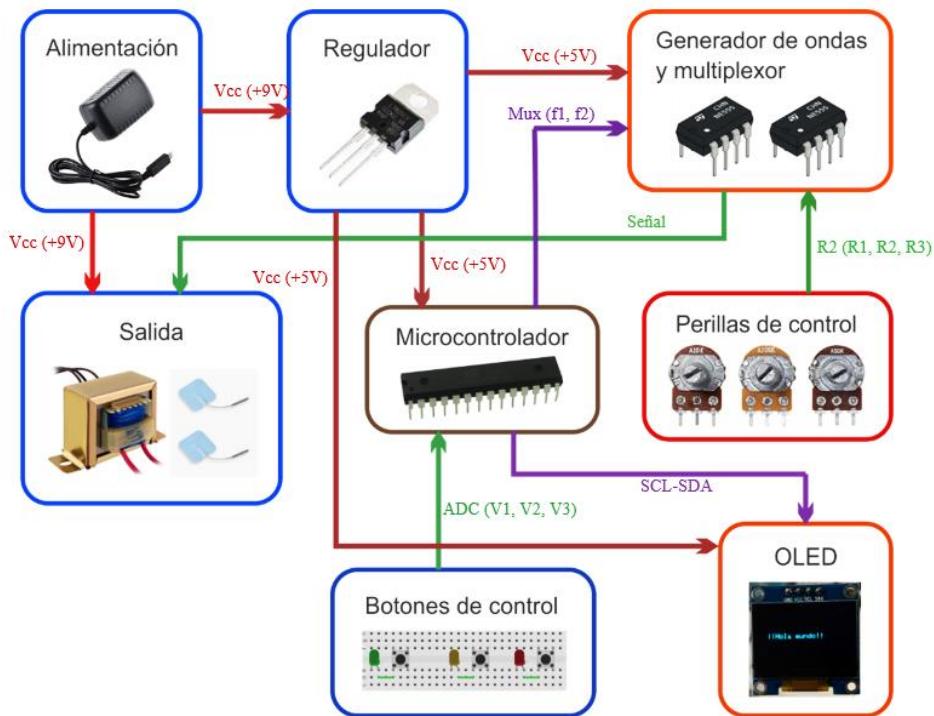
	FIBRA LENTA	FIBRA MEDIA	FIBRA RÁPIDA	NERVIO MOTOR
FARÁDICA	P 3- 5 ms R <b>20</b> - 30 ms	P 1 – 3 ms R <b>15</b> – 20 ms	P 0.5 – 1 ms R <b>12</b> – 15 ms	P 0.3 – 0.5 ms R <b>10</b> – 12 ms
ALTO VOLT.	P 0.3 – 0.5 ms F <b>40</b> – <b>50</b> Hz	P 0.3 – 0.5 ms F <b>50</b> – <b>65</b> Hz	P 0.3 – 0.5 ms F <b>65</b> – <b>80</b> Hz	P 0.3 – 0.5 ms F <b>80</b> – <b>100</b> Hz
KOTS	P 6 – 10 ms F <b>40</b> – <b>50</b> Hz	P 4 – 8 ms F <b>50</b> – <b>65</b> Hz	P 2 – 6 ms F <b>65</b> – <b>80</b> Hz	No son específicas.

De los parámetros expuestos se deduce los aspectos eléctricos para el diseño del prototipo y se opta para que entregue señales de corriente TENS en dos modos de funcionamiento de tipo trenes farádicas modulados y pulsos de trenes farádicos modulados, se diseñó un circuito generador de ondas que entregue aproximadamente 0.4 ms a 200 ms para los pulsos y 1 Hz a 100 Hz de frecuencia para la onda cuadrada y como portadora para la ráfaga pulsos, el tiempo máximo de duración de sesión programable se estableció de 30 minutos, y dos salidas para electrodos tipo ánodo y cátodo.

También se dedujeron las etapas necesarias a diseñar para el prototipo electro estimulador, primero la etapa de alimentación que debe entregar un voltaje de 5 V para los circuitos integrados, y un voltaje de 9 V que alimente un transformador elevador 1:10 y así poder obtener en la salida un voltaje RMS aproximado de 63,63 Vrms y en paralelo a un potenciómetro de 1 kΩ se obtiene a la salida una corriente aproximada de 63.63 mA.

Debido a la cantidad de memoria que se necesitó en la pantalla OLED para la interfaz gráfica, se diseñó un circuito generador de 2 ondas cuadradas externo que sea controlado por el microcontrolador ATmega328P del Arduino UNO, el generador de ondas se diseñó usando el modo de oscilación astable del 555 descrito en el libro de [42] y controlados por medio de dos

potenciómetros de frecuencia 1, frecuencia 2, y un potenciómetro de salida que controle el paso de la corriente a los electrodos. La interfaz se maneja mediante 3 botones de control y una pantalla que ayuda a configurar los parámetros de trabajo y el tiempo de sesión.



**Figura 17. Etapas del circuito.**

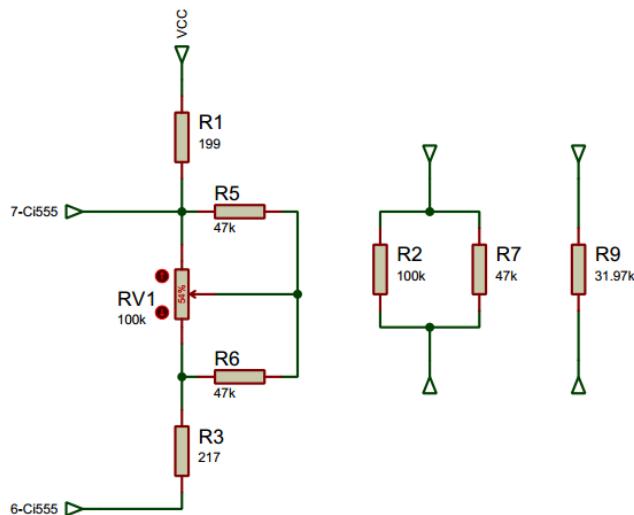
**Elaboración:** Quinche, I (2022)

### 3.8.2. FASE 2: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO

#### 3.8.2.1. CIRCUITO DE FRECUENCIA 1

Para diseñar el circuito de frecuencia 1 se estableció el rango entre 1 a 100 Hz, entonces para obtener el valor más bajo de 1 Hz fue necesario que la resistencia R1 sea aproximada a  $220\ \Omega$  y la resistencia R2 fuera aproximada a  $30\ k\Omega$ . Para modular la frecuencia de salida se hace uso de un potenciómetro en la configuración de resistencias en R2.

En el mercado no existen en venta potenciómetros de  $30\ k\Omega$ , entonces se hizo un arreglo en paralelo entre un potenciómetro de  $100\ k\Omega$  con una resistencia de  $47\ k\Omega$  y así poder obtener una resistencia aproximada equivalente de  $31,97\ k\Omega$ . En Figura 18 se puede ver el arreglo de resistencias en paralelo y en Ecuación 15 el cálculo respectivo.

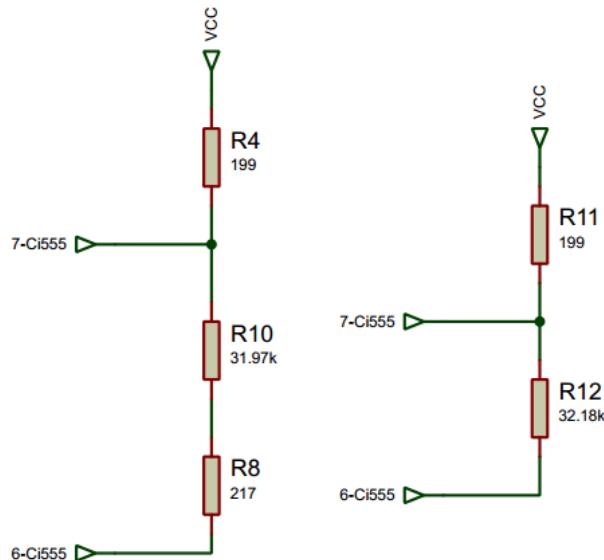


**Figura 18.** Arreglo de resistencias equivalentes para R2.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

$$R(100k\Omega || 47k\Omega) = \frac{100k\Omega * 47k\Omega}{100k\Omega + 47k\Omega} = 31,97k\Omega \quad (15)$$

Para que el valor de R2 no baje hasta 0 Ω debido al potenciómetro fue necesario colocar en serie una resistencia aproximada de 220 Ω, el cálculo final dio como resultado un valor aproximado de 32,18 kΩ, en Figura 19 se puede ver el arreglo final equivalente de R2 y en Ecuación 16 el cálculo final equivalente.



**Figura 19.** Configuración de resistencias final para R2

**Elaboración:** Quinche, I (2022)

$$R2eqv = 31,97k\Omega + 217\Omega = 32,18k\Omega \quad (16)$$

Para que el valor de frecuencia se establezca en el rango de frecuencias de 1-100 Hz se usó un capacitor de 22 uf para la configuración del oscilador astable 555. Entonces para determinar la

frecuencia del oscilador primero se calculó sus estados en alto y bajo, en Ecuación 18 se muestra el cálculo del estado en alto, y en Ecuación 19 el cálculo del estado en bajo.

$$C1 = 22\text{uf} \quad (17)$$

La resistencia R1 es de 200  $\Omega$ , pero mostró un valor medido con el multímetro de aproximadamente 199  $\Omega$  que se tomó para calcular el valor de tiempo de los estados alto y bajo en conjunto con el valor de R2 equivalente de 32,18 k $\Omega$ .

$$Ton = 0,693(R1 + R2eqv) * C1 \quad (18)$$

$$Ton = 0,693(199\Omega + 32,18k\Omega) * (22\text{uf})$$

$$Ton = 0.493s$$

$$Toff = 0,693(R2) * C1 \quad (19)$$

$$Toff = 0,693(32,18k\Omega) * (22\text{uf})$$

$$Toff = 0.490s$$

El ciclo de trabajo se determinó con Ecuación 20 y con un valor del 50,1% se determina la efectividad en la transferencia de energía y la frecuencia se determinó con Ecuación 21, y se estableció una frecuencia aproximada de 1,015 Hz como el primer valor más bajo.

$$DT = \frac{Ton}{T1} * 100\% \quad (20)$$

$$DT = \frac{0,493s}{0,493s + 0,490s} * 100\%$$

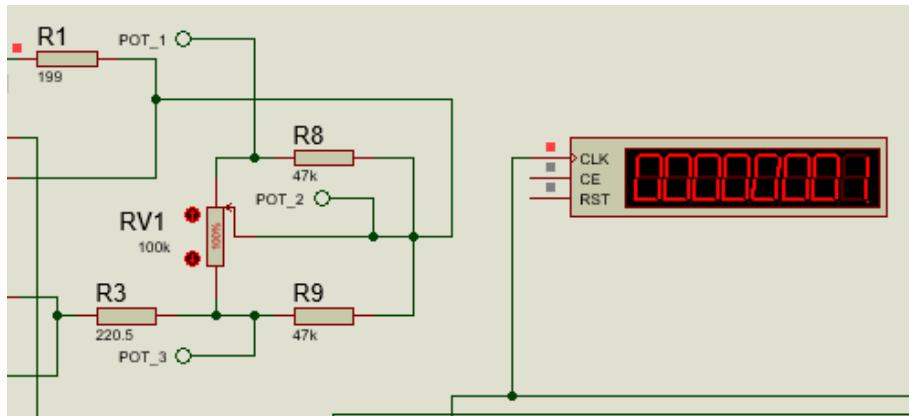
$$DT = 50,1\%$$

$$Frec1 = \frac{1}{T1} \quad (21)$$

$$Frec1 = \frac{1}{0,493s + 0,490s}$$

$$Frec1 = 1.015Hz$$

Con los valores de resistencia establecidos se pasó al simulador y se muestra el valor aproximado que se obtuvo en los cálculos, Figura 20, lo que confirma que los valores de resistencias para R1 y R2 en conjunto con el capacitor C1 son los apropiados.



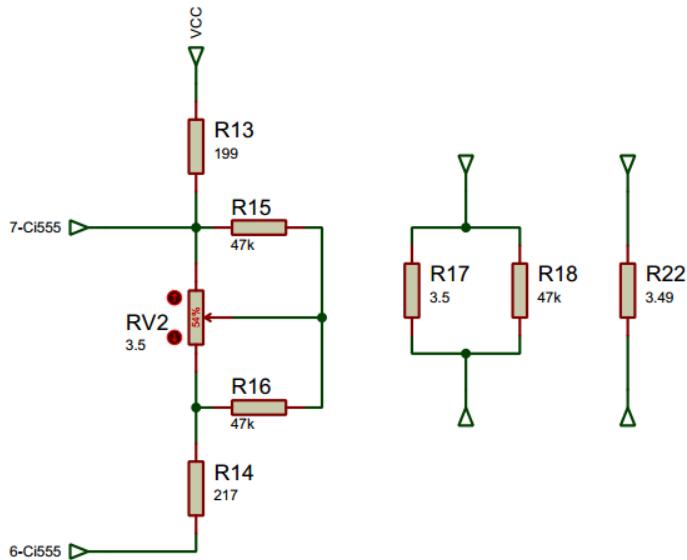
**Figura 20.** Simulación de arreglo de resistencias para 1 Hz

*Elaboración: Quinche, I (2022)*

Para establecer el valor más alto de frecuencia fue necesario que la resistencia en R2 sea aproximada al valor en R1, entonces el potenciómetro equivalente de 30 kΩ debe ir a su valor

mínimo, midiendo con el multímetro el potenciómetro mostró el valor más bajo posible que es de  $3.5 \Omega$ .

En Figura 21 se ve el arreglo de resistencias con el valor más bajo del potenciómetro de  $3.5 \Omega$  en paralelo con la resistencia de  $47 k\Omega$ , y en Ecuación 22 el cálculo en equivalente del arreglo en paralelo que fue de  $3.49 \Omega$ .



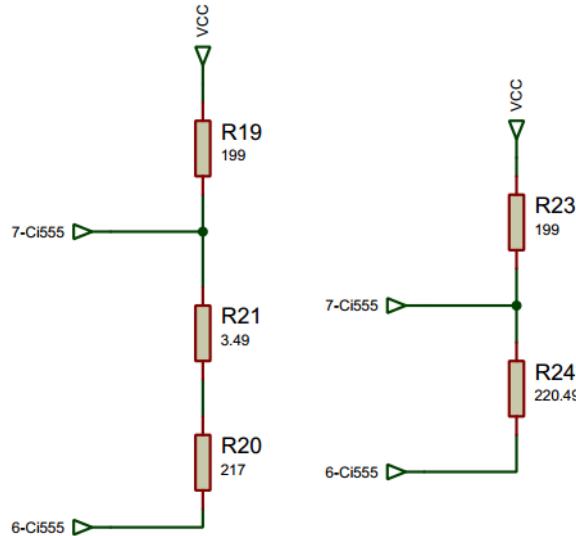
**Figura 21.** Arreglo de resistencias equivalente R2.

*Elaboración:* Quinche, I (2022).

$$R(3.5\Omega || 47k\Omega)' = \frac{3.5\Omega * 47k\Omega}{3.5\Omega + 47k\Omega} = 3.49\Omega \quad (22)$$

Con el valor obtenido equivalente del potenciómetro para su valor mínimo, fue necesario sumar a la resistencia en serie de  $220 \Omega$ , pero la medida con el multímetro da un valor real de  $217 \Omega$  que es el valor que usa para el cálculo final, entonces en Figura 22 se muestra el arreglo final

equivalente en serie para R2, y en Ecuación 23 el cálculo respectivo que da un valor equivalente de  $220,49 \Omega$ .



**Figura 22.** Arreglo de resistencias final para R2.

*Elaboración: Quinche, I (2022)*

$$R2eqv' = 3,49\Omega + 217\Omega = 220,49\Omega \quad (23)$$

Como se mencionó antes, para alcanzar el rango de frecuencias deseado de 1-100 Hz fue necesario que el capacitor sea de 22 uf, entonces, con el valor aproximado equivalente calculado de R2 de  $220,49 \Omega$  y en conjunto con R1 de  $199 \Omega$  en Ecuación 25 se muestra el cálculo del tiempo en estado en alto y en Ecuación 26 el cálculo de tiempo de estado en bajo.

$$C1 = 22uf \quad (24)$$

$$Ton' = 0,693(R1 + R2eqv') * C1 \quad (25)$$

$$Ton' = 0,693(199\Omega + 220,49\Omega) * (22uf)$$

$$Ton' = 0,00639s$$

$$Toff' = 0,693(R2eqv') * C1 \quad (26)$$

$$Toff' = 0,693(220,49\Omega) * (22uf)$$

$$Toff' = 0,00336s$$

El ciclo de trabajo se calcula en Ecuación 27 y con un valor de 65,5% se confirma la óptima transferencia de energía que sea superior a la mitad del ciclo de trabajo.

$$DT' = \frac{Ton'}{T1'} * 100\% \quad (27)$$

$$DT' = \frac{0,00639s}{0,00639s + 0,00336s} * 100\%$$

$$DT' = 65,5\%$$

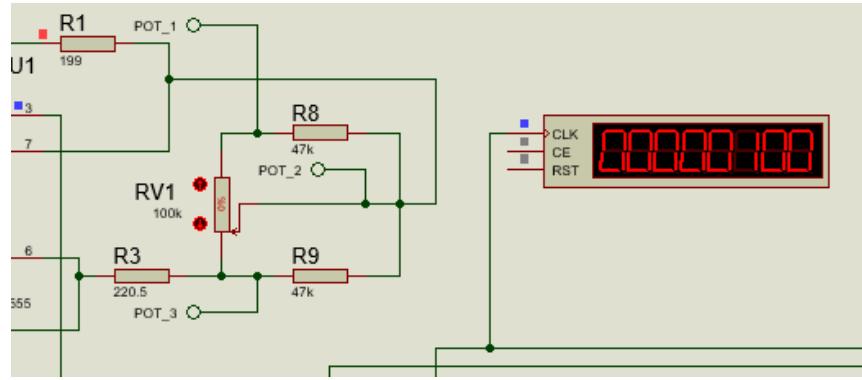
Con los valores de tiempo en alto y bajo obtenidos fue posible calcular la frecuencia de trabajo, y en Ecuación 28 se muestra el valor obtenido de 102,48 Hz, lo que cumple con los valores requeridos de rango.

$$Frec1' = \frac{1}{T1'} \quad (28)$$

$$Frec1' = \frac{1}{0,00639s + 0,00336s}$$

$$Frec1' = 102,48\text{Hz}$$

En Figura 23 se muestra la simulación de los valores obtenidos de resistencias y la frecuencia resultante, lo que confirma que los valores de resistencia son los ideales para el circuito de frecuencia baja que se ajusta a al rango requerido de 1-100 Hz y que se puede modular con el potenciómetro de  $100 \text{k}\Omega$ .

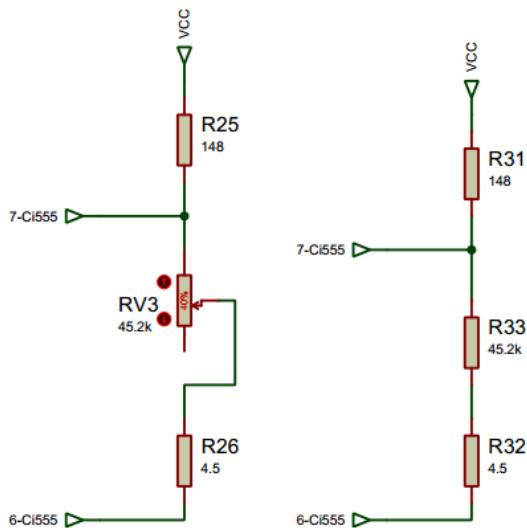


**Figura 23.** Simulación de arreglo de resistencias para 100 Hz.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

### 3.8.2.2. CIRCUITO DE FRECUENCIA 2

Para diseñar el circuito de pulsos se estableció un rango de frecuencias entre 5 a 2500 Hz para poder obtener un periodo de pulsos entre 0,4 ms a 200 ms, entonces para obtener el valor más bajo de 5 Hz o 200 ms fue necesario que la resistencia R1 sea aproximada a  $150 \Omega$  y la resistencia R2 sea aproximada a  $50 k\Omega$ . Para modular la frecuencia o los pulsos de salida se hace uso de un potenciómetro en la configuración de resistencias en R2. En Figura 24 se muestra el arreglo de resistencias equivalentes para obtener el rango de frecuencias deseado.

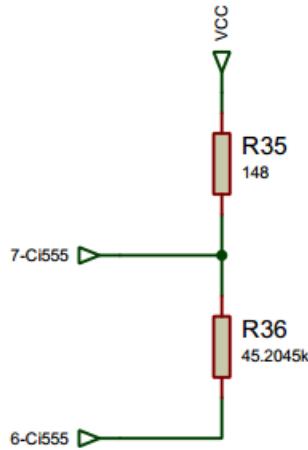


**Figura 24.** Arreglo de resistencias equivalentes para R2.

*Elaboración: Quinche, I (2022)*

Como el valor de R2 no puede quedar en  $0 \Omega$  se colocó una resistencia en serie de  $4,5 \Omega$  así entonces el valor equivalente para R2 se muestra en Ecuación 29, dando como resultado  $45,2 k\Omega$  útil para el cálculo de los estados de tiempo alto y bajo. Y en Figura 25 se muestra el arreglo equivalente de resistencia final para R2.

$$R2eqv = 45,2k\Omega + 4,5\Omega = 45204,5\Omega \quad (29)$$



**Figura 25.** Configuración de resistencias final para R2.

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

Para que el valor de la frecuencia se establezca en el rango de frecuencias de 5-2500 Hz es necesario un capacitor de 3,3 uf en la configuración del oscilador astable 555. Entonces para determinar la frecuencia de oscilación primero se calcularon sus estados de tiempo en alto y bajo, en Ecuación 31 se muestra el cálculo del estado en alto, y en Ecuación 32 el cálculo del estado en bajo.

$$C1 = 3,3\text{uf} \quad (30)$$

$$Ton = 0,693(R1 + R2eqv) * C1 \quad (31)$$

$$Ton = 0,693(148\Omega + 45204,5\Omega) * (3,3\text{uf})$$

$$Ton = 0,1037s$$

$$T_{off} = 0,693(R2eqv) * C1 \quad (32)$$

$$T_{off} = 0,693(45204,5\Omega) * (3,3uf)$$

$$T_{off} = 0,1033s$$

Se determinó el periodo de salida con Ecuación 33 y efectivamente se cumple que tiene aproximadamente 207,09 ms, lo que cumple con el requerimiento de 200 ms y en Ecuación 34 el cálculo de frecuencia que da un valor de 4,82 Hz que se aproxima mucho a los 5 Hz requeridos como el valor más bajo de frecuencia del circuito.

$$T1 = Ton + Toff \quad (33)$$

$$T1 = 0,1037s + 0,1033s$$

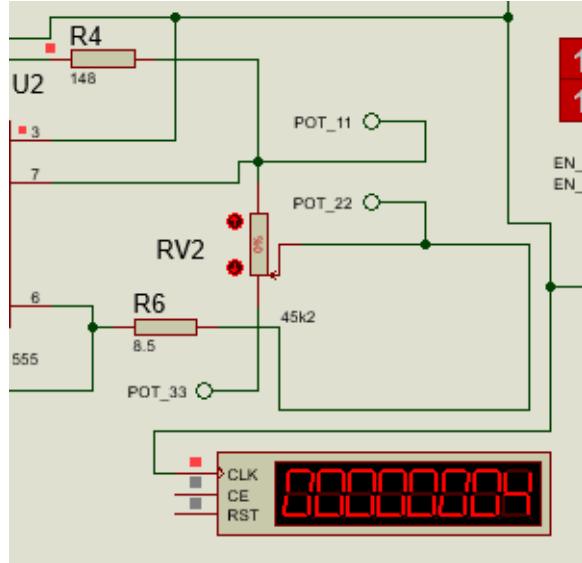
$$T1 = 0,20709s = 207,09ms$$

$$Frec1 = \frac{1}{T1} \quad (34)$$

$$Frec1 = \frac{1}{207,09ms}$$

$$Frec1 = 4,82Hz$$

Con el valor de resistencia calculado se pasó al simulador y efectivamente se comprueba que los valores obtenidos son los más apropiados, mostrando un valor simulado de 4 Hz, como se ve en Figura 26.



**Figura 26.** Simulación de arreglo de resistencias para 4 Hz.

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

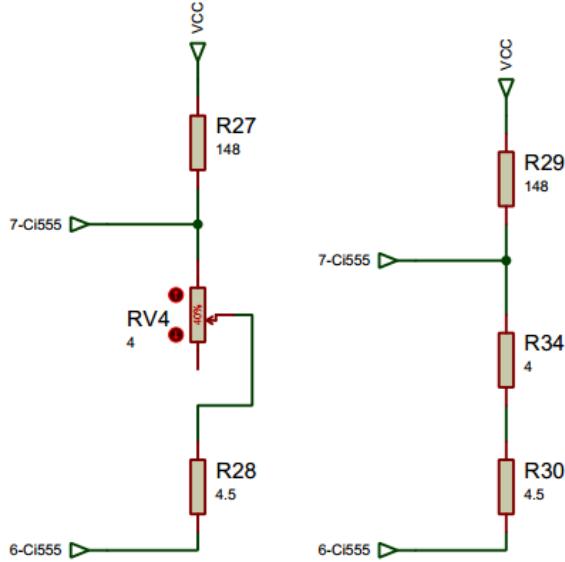
El ciclo de trabajo se calcula con Ecuación 35 y con un valor del 50,09% se confirma su efectividad en la transferencia óptima de energía a los electrodos.

$$DT = \frac{T_{on}}{T_1} * 100\% \quad (35)$$

$$DT = \frac{0,1037s}{0,1037s + 0,1033s} * 100\%$$

$$DT = 50,09\%$$

Para calcular el valor de frecuencia más alto fue necesario que el potenciómetro de 50 kΩ se ponga en su valor más bajo, midiendo con el multímetro el valor más bajo que presenta el potenciómetro es de 4 Ω, en Figura 27 se muestra el arreglo de resistencias en serie que tendría el valor de R2 y en Ecuación 36 el cálculo del mismo dando como resultado un valor de 8,5 Ω.

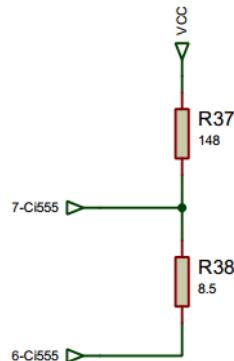


**Figura 27.** Arreglo de resistencias equivalentes para R2.

*Elaboración:* Quinche, I (2022).

$$R2eqv' = 4\Omega + 4,5\Omega = 8,5\Omega \quad (36)$$

Una vez calculado el valor equivalente de resistencia para R2 se tiene  $8,5 \Omega$  que es el valor que usa para el cálculo de los estados de tiempo en alto y en bajo. En Figura 28 se muestra el arreglo equivalente final para R2.



**Figura 28.** Configuración de resistencias final para R2.

*Elaboración:* Quinche, I (2022).

Como se mencionó antes, para obtener el rango de frecuencias o pulsos deseado se debe usar un capacitor de 3,3 uf en el arreglo de componentes, con los valores obtenidos antes de resistencia para R1 de  $148\ \Omega$  y para R2 de  $8,5\ \Omega$ , en Ecuación 38 se muestra el cálculo del tiempo del estado en alto y en Ecuación 39 el cálculo del tiempo del estado en bajo.

$$C1 = 3,3\text{uf} \quad (37)$$

$$Ton' = 0,693(R1 + R2eqv') * C1 \quad (38)$$

$$Ton' = 0,693(148\Omega + 8,5\Omega) * (3,3\text{uf})$$

$$Ton' = 0,0003578s$$

$$Toff' = 0,693(R2eqv') * C1 \quad (39)$$

$$Toff' = 0,693(8,5\Omega) * (3,3\text{uf})$$

$$Toff' = 0,00001943s$$

Se comprueba el valor del periodo de pulsos en Ecuación 40 y con un valor de 0,377 ms se comprueba que los valores de resistencia calculados son los necesarios para llegar al valor requerido aproximado de 0,4 ms. Y en Ecuación 41 se muestra el cálculo de la frecuencia equivalente con un valor de, 2652,51 Hz que es aproximado al requerido de 2500 Hz.

$$T1' = Ton' + Toff' \quad (40)$$

$$T1' = 0,0003578s + 0,00001943s$$

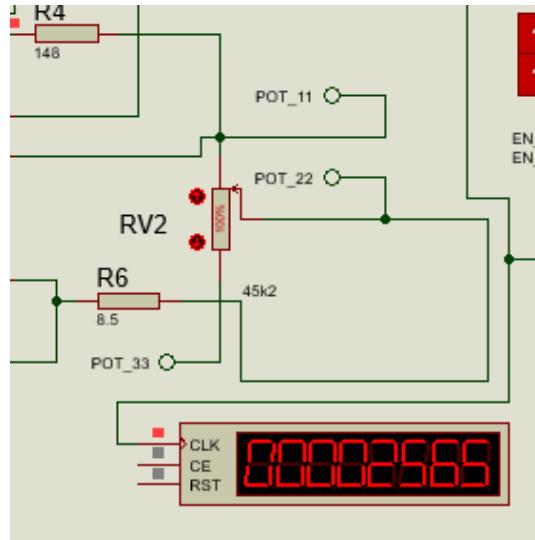
$$T1' = 0,0003773s = 0,377ms$$

$$Frec1' = \frac{1}{T1'} \quad (41)$$

$$Frec1' = \frac{1}{0,377ms}$$

$$Frec1' = 2652,51Hz$$

Una vez obtenidos los valores de resistencia se pasó al simulador, en Figura 29 se muestra el resultado con un valor de 2565 Hz, lo que comprueba el valor de las resistencias calculado en el más óptimo para el circuito de pulsos.



**Figura 29.** Simulación de arreglo de resistencias para 2500 Hz.

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

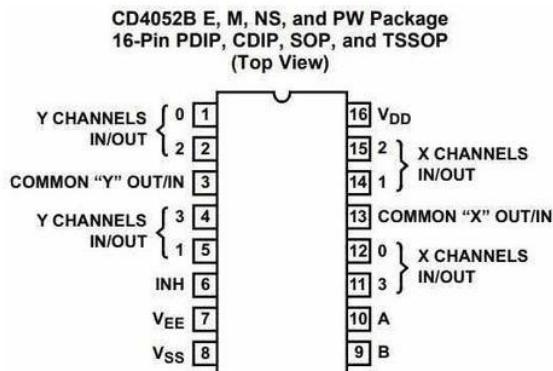
En Ecuación 42 se muestra el cálculo del ciclo de trabajo con un valor del 94,84% lo que es apropiado para la máxima transferencia de energía que se necesita para el circuito de pulsos.

$$DT' = \frac{T_{on'}}{T1'} * 100\% \quad (42)$$

$$DT' = \frac{0,0003578s}{0,0003578s + 0,00001943s} * 100\%$$

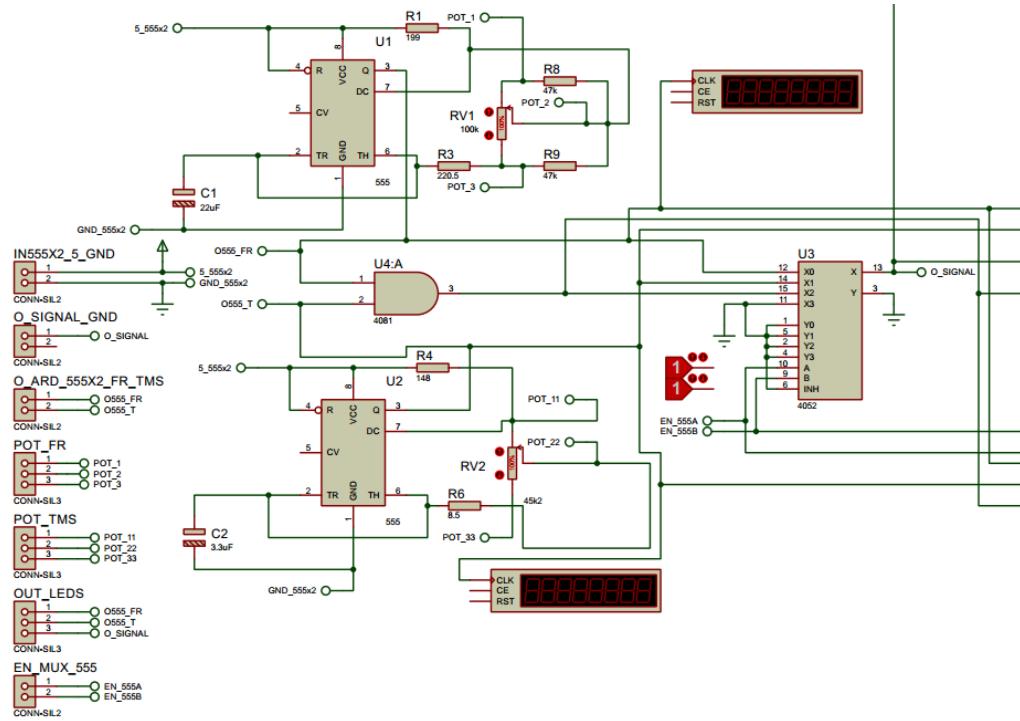
$$DT' = 94,84\%$$

Para combinar ambas ondas se usó una compuerta AND tipo CMOS 4081, y produjo a la salida un producto booleano que permite que la onda de pulsos se active en cada ciclo activo de la onda de frecuencia del primer oscilador, para controlar la salida y selección de las ondas de trabajo se empleó un circuito integrado multiplexor tipo CMOS 4052, Figura 30, tiene 8 entradas de señal dividida en 2 grupos y controlados con dos pines para seleccionar el canal de salida y los cuales van conectados a los pines digitales 8 y 9 del Arduino Uno.



**Figura 30.** Diagrama de pines del circuito multiplexor 4052.

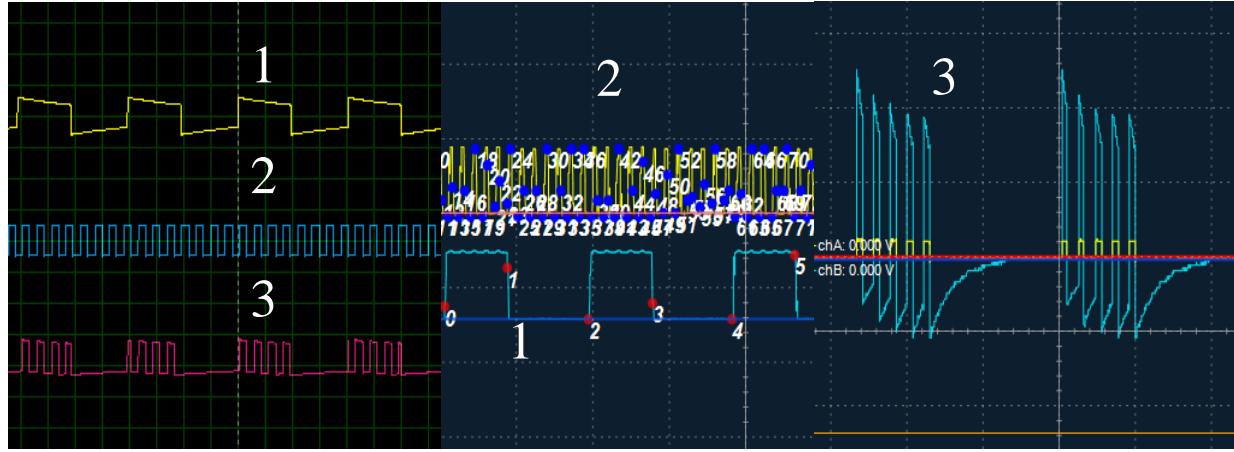
Con el valor de resistencias calculado para generar los rangos de frecuencia requeridos, el circuito final simulado se muestra en Figura 31.



**Figura 31.** Simulación circuito de frecuencia 1, frecuencia 2 y multiplexor.

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

Las 3 ondas de trabajo simuladas y medidas con el osciloscopio se muestra en Figura 32, la onda 1 es el primer oscilador y funciona en el rango de frecuencias de 1-100 Hz, la onda 2 corresponde al rango de frecuencias de 5-2500 Hz y la tercera es la combinación producto AND de ambas.

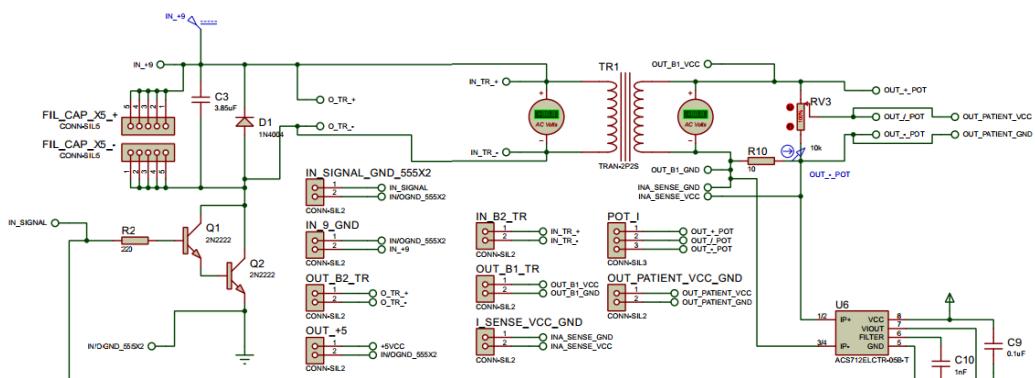


**Figura 32.** Ondas de trabajo medidas en el simulador y en el osciloscopio.

*Elaboración:* Quinche, I (2022).

### 3.8.2.3. CIRCUITO ELEVADOR DE VOLTAJE

Para elevar el voltaje de la señal multiplexada del circuito generador de ondas, se empleó dos transistores tipo 2N2222 en configuración en cascada por su alta ganancia de corriente necesario para el bobinado del transformador, el diodo rectificador evita el regreso de la corriente y se filtra con un grupo de capacitores cerámicos equivalentes de 3,85 uf. Figura 33.



**Figura 33.** Circuito elevador de corriente.

*Elaboración:* Quinche, I (2022).

El transformador que se usa es de 1:10 y con 9 V de entrada se espera 63,63 Vrms a la salida y el paso de la corriente se controló con un potenciómetro de 1 kΩ y en serie con una resistencia de 10 Ω para medir la corriente entregada al paciente mediante el módulo sensor de corriente INA

$$Vcc = 9V \quad (43)$$

$$Z_{potenciómetro} = 1k\Omega$$

$$Voltaje elevado_{1:10} = Vcc(9v) * 10 = 90V$$

$$Vrms = \frac{Vcc(90V)}{\sqrt{2}} \quad (44)$$

$$Vrms = 63,63V$$

$$Irms = \frac{Vrms(63,63V)}{Z_{potenciómetro}(1k\Omega) + 10\Omega} \quad (45)$$

$$Irms = 63mA$$

### 3.8.2.4. CIRCUITO BOTONES DE CONTROL

Para diseñar el circuito de botones de control de la interfaz fue necesario establecer 3 botones, para los cuales 2 botones serán para moverse a través de la interfaz, siendo cada uno en función izquierda, derecha, y para subir, bajar, respectivamente, y un botón central de selección, el microcontrolador tiene 6 entradas analógicas ADC, pero solo se usó una entrada ADC, haciendo que cada botón sea diferenciado en su lectura según el tipo de caída de voltaje que provoque la resistencia que lo acompañe, entonces se activó la lectura ADC por interrupción para leer el estado de los botones y saber que acción realizar según el botón que se presione.

Cada botón de control tiene un valor distinto de caída de voltaje y valor de lectura ADC. El botón 1 – B1 de acción izquierda o subir tiene un valor aproximado a 2 V, el botón 2 – B2 de acción selección tiene un valor aproximado de 3 V y el botón 3 – B3 de acción derecha o bajar tiene un valor de voltaje aproximado de 4 V.

La razón para separar los valores de voltaje con un voltio de diferencia fue para separar ampliamente el valor ADC medido que será necesario para establecer las condiciones de programación que activen sus funciones. Entonces se tiene 5 V como voltaje de referencia y 10 bits de resolución ADC, dando 1024 valores de lectura ADC.

$$V_{ref} = 5V \quad (46)$$

$$N_{ADC} = 10 \text{ Bits resolución}$$

$$\text{Número de valores } _{ADC} = 2^N = 2^{10} = 1024$$

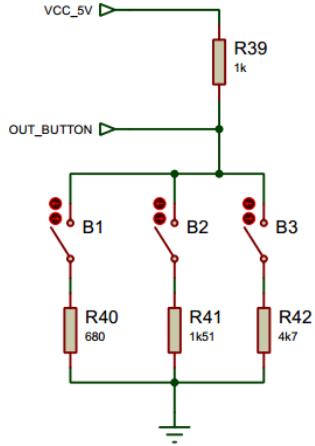
Entonces para calcular el voltaje de caída de tensión de cada botón se usó la Ecuación 47, para calcular el valor de resolución de voltaje de cada valor ADC se usa la Ecuación 48, y cuyo valor fue necesario para calcular el valor de ADC de cada botón con la Ecuación 49.

$$V_{DivButton} = V_{ref} * \frac{R1}{R1 + R2} \quad (47)$$

$$ADC_{Vref} = \frac{V_{ref}}{2^N - 1} = \frac{5V}{2^{10} - 1} = 4,887E - 3V \quad (48)$$

$$ADC_{VBn} = \frac{V_{DivButton}}{ADC_{ref}} \quad (49)$$

Para que el valor del primer botón izquierdo sea de 2 V en el divisor de voltaje se usó una resistencia de  $680 \Omega$ , para alcanzar los 3 V necesarios para el botón central se usó una resistencia de  $1,5 \text{ k}\Omega$  y para el botón 3 se estableció una resistencia de  $4,7 \text{ k}\Omega$  para lograr un aproximado de 4 V, y las 3 resistencias en relación con una de  $1 \text{ k}\Omega$ , en Figura 34 se puede ver el circuito equivalente para los 3 botones de control.



**Figura 34.** Circuito equivalente de 3 botones de control con una salida para lectura ADC.

*Elaboración:* Quinche, I (2022).

En Ecuación 50 se muestra el cálculo de voltaje necesario para B1 en el divisor con un valor de 2,023 V y Ecuación 51 es el cálculo del valor de lectura ADC con 414 ADC.

$$V_{B1} = (5V) * \frac{680\Omega}{680\Omega + 1k\Omega} = 2,023V \quad (50)$$

$$ADC_{B1} = \frac{2,023V}{4,887E - 3} = 414,071 = 414 \text{ ADC} \quad (51)$$

En Ecuación 52 se muestra el cálculo de voltaje necesario para B2 en el divisor con un valor de 3,007 V y Ecuación 53 es el cálculo del valor de lectura ADC con 615 ADC.

$$V_{B2} = (5V) * \frac{1,51k\Omega}{1,51k\Omega + 1k\Omega} = 3,007V \quad (52)$$

$$ADC_{B2} = \frac{3,007V}{4,887E - 3} = 615,430 = 615 \text{ ADC} \quad (53)$$

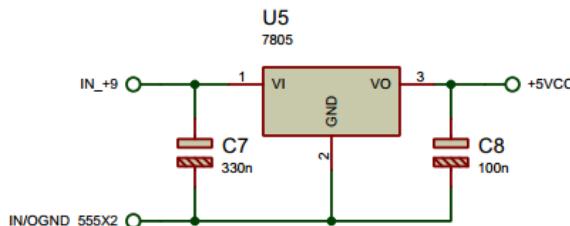
En Ecuación 54 se muestra el cálculo de voltaje necesario para B3 en el divisor con un valor de 4,122 V y Ecuación 55 es el cálculo del valor de lectura ADC con 843 ADC.

$$V_{B3} = (5V) * \frac{4,7k\Omega}{4,7k\Omega + 1k\Omega} = 4,122V \quad (54)$$

$$ADC_{B3} = \frac{4,122V}{4,887E - 3} = 843,52 = 843 \text{ ADC} \quad (55)$$

### 3.8.2.5. CIRCUITO REGULADOR DE VOLTAJE

Para alimentar el circuito elevador se usó 9 V para la salida de la onda de trabajo, y también para alimentar el resto del circuito mediante el circuito integrado LM7805 que entrega una salida de 5 V para entregados al microcontrolador, al generador de ondas, y la pantalla OLED. El circuito usado se muestra en Figura 35.

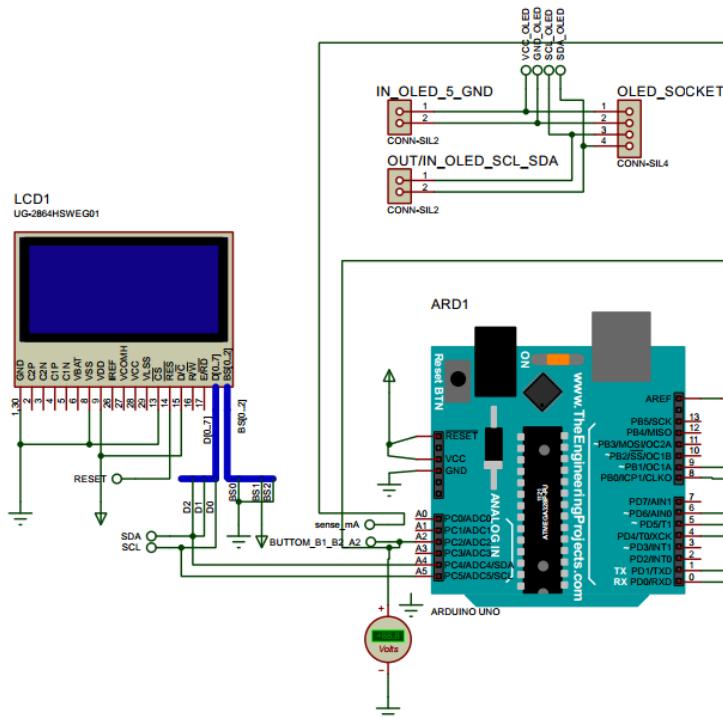


**Figura 35.** Circuito regulador de voltaje 5Vcc.

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

### 3.8.2.6. CIRCUITO PANTALLA OLED

Para la pantalla OLED solo necesito de 2 cables de alimentación y 2 cables de datos, el protocolo de comunicación que usa la pantalla para comunicarse con el Arduino es I2C que es un protocolo muy usado para redes de sensores o dispositivos con solo 2 líneas de control de un maestro a varios esclavos, es eficiente para él envió de tramas con información más completa y detallada, en este caso tramas para la activación sistemática de los píxeles de la pantalla.



*Figura 36. Circuito de conexión pantalla OLED y Arduino Uno.*

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

### 3.8.2.7. PROGRAMACIÓN

Para activar la pantalla OLED por código se necesitó de las librerías Wire.h que es necesaria para la comunicación I2C, la librería Adafruit\_GFX.h para generar los gráficos mediante el uso de funciones y la librería Adafruit\_SSD1306.h que se usa para controlar el chip SSD1306. También se debe declarar dos variables de ancho y alto respecto a los píxeles de la pantalla que son de 128x64, la variable Reset, y con la función Adafruit\_SSD1306 oled() se activa la comunicación. Se menciona para empleo práctico al lector que cambiar el parámetro de dirección “0x3C” por “0x3D”, cambia la compilación del código para empleo en físico (0x3C) y para el simulador (0x3D). Para más detalles respecto a uso se puede visitar el sitio en línea de [43].



*Figura 37. Ejemplo de activación de pantalla OLED.*

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

A diferencia de la función analogRead() que es una conversión directa de 10 KHz de frecuencia de muestreo y que solo se activa en la secuencia continua del código, también se puede configurar con las funciones de interrupción, una frecuencia que mejore los valores de

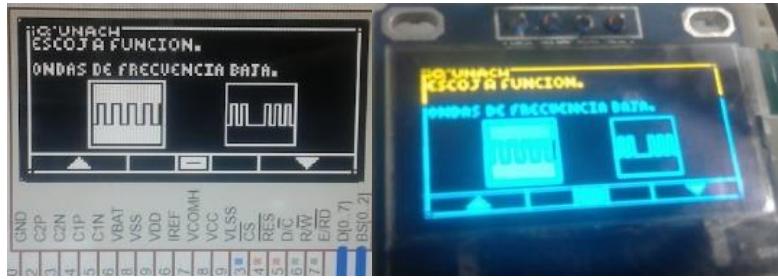
resolución, en el datasheet del microcontrolador [44] se encuentran información sobre la activación y manejo de las mismas.

Para cambiar la frecuencia de muestreo se activó el interruptor de reloj timer1B por el cual se activan los registros de interrupción ADC, Las funciones que se configuran se describen en el libro de información del microcontrolador ATmega328P [44], pero en resumen se activó el interruptor timer1B a 250 kHz cambiando los bits de los registros TCCR1B, OCR1B y TCNT1, para activarlo en modo de comparación a un preescaler de 64.

El interruptor ADC se activó con una frecuencia de muestreo de 15,6 KHz o 64 us activando los bits de los registros ADCSRA y ADCSRB que activan un preescaler de 16 a la frecuencia de reloj de timer1B y que habilita el modo ADC en modo de lectura no simple y en flanco en alto, después de realizar la conversión ADC se reinician los valores del registro de memoria de interrupción ADC, la función de interrupción ISR del timer1B reinicia el conteo del modo de comparación para el reloj, la función ISR de la interrupción ADC recupera el valor en bits de la conversión ADC en izquierda ADCL y derecha ADCR en una variable tipo float.

Para el uso de la nueva configuración de interrupción ADC, en el programa principal se usa primero la función ADMUX para seleccionar el canal de lectura como el pin A1 que es la dirección 0x41 o el pin A2 con la dirección 0x42 y cuya lectura ADC se activa en modo de lectura ADC con una referencia de voltaje externa de capacitor y cuyo valor se recupera llamando al registro ISR.

Los botones fueron censados mediante el pin A2 del Arduino Uno y dependiendo de su caída de voltaje da un distinto valor de lectura ADC que activa las acciones, razón por la cual se activa la interrupción ADC para una lectura constante del pin.



*Figura 38. Ejemplo de interfaz de control.*

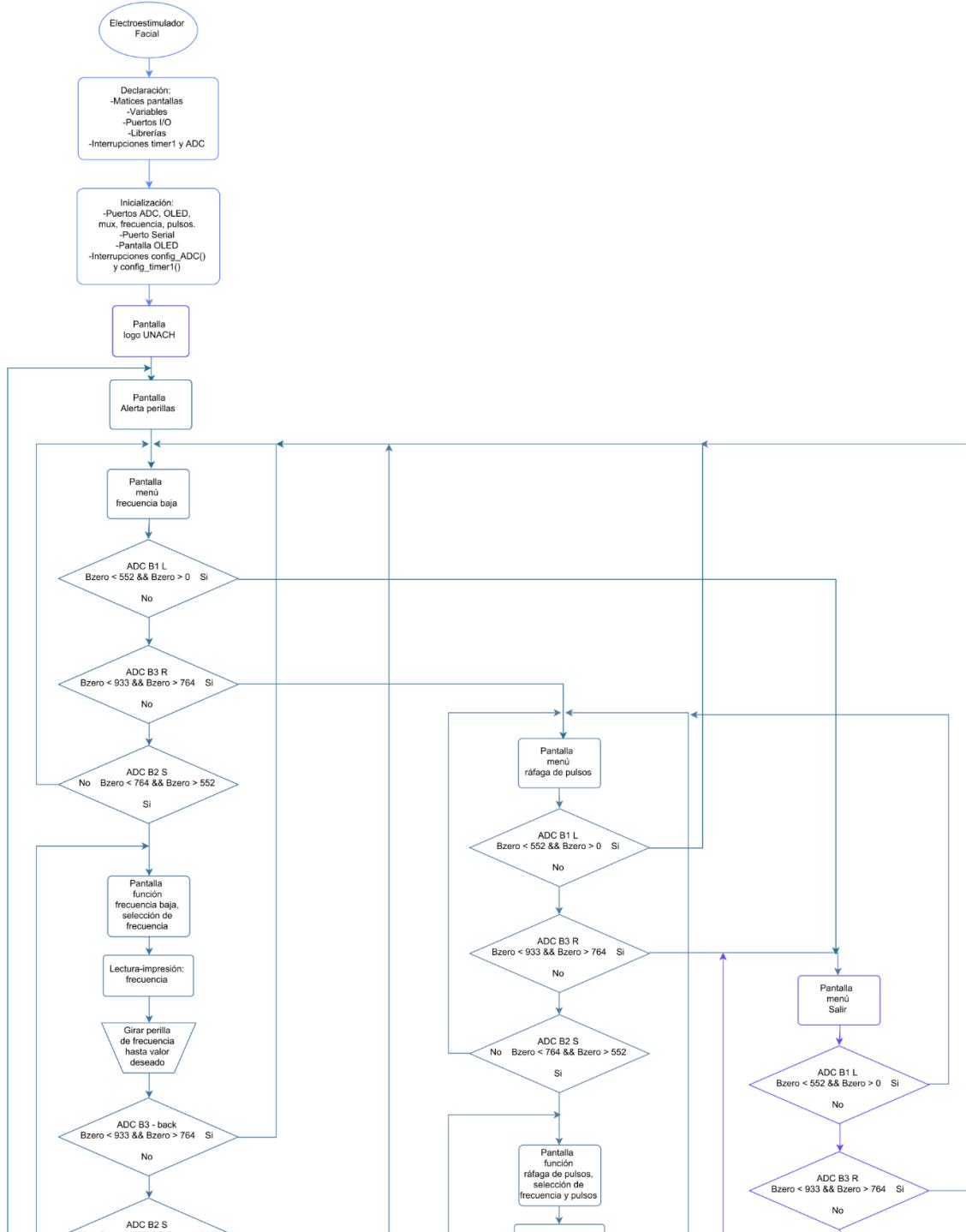
*Elaboración:* Quinche, I (2022).

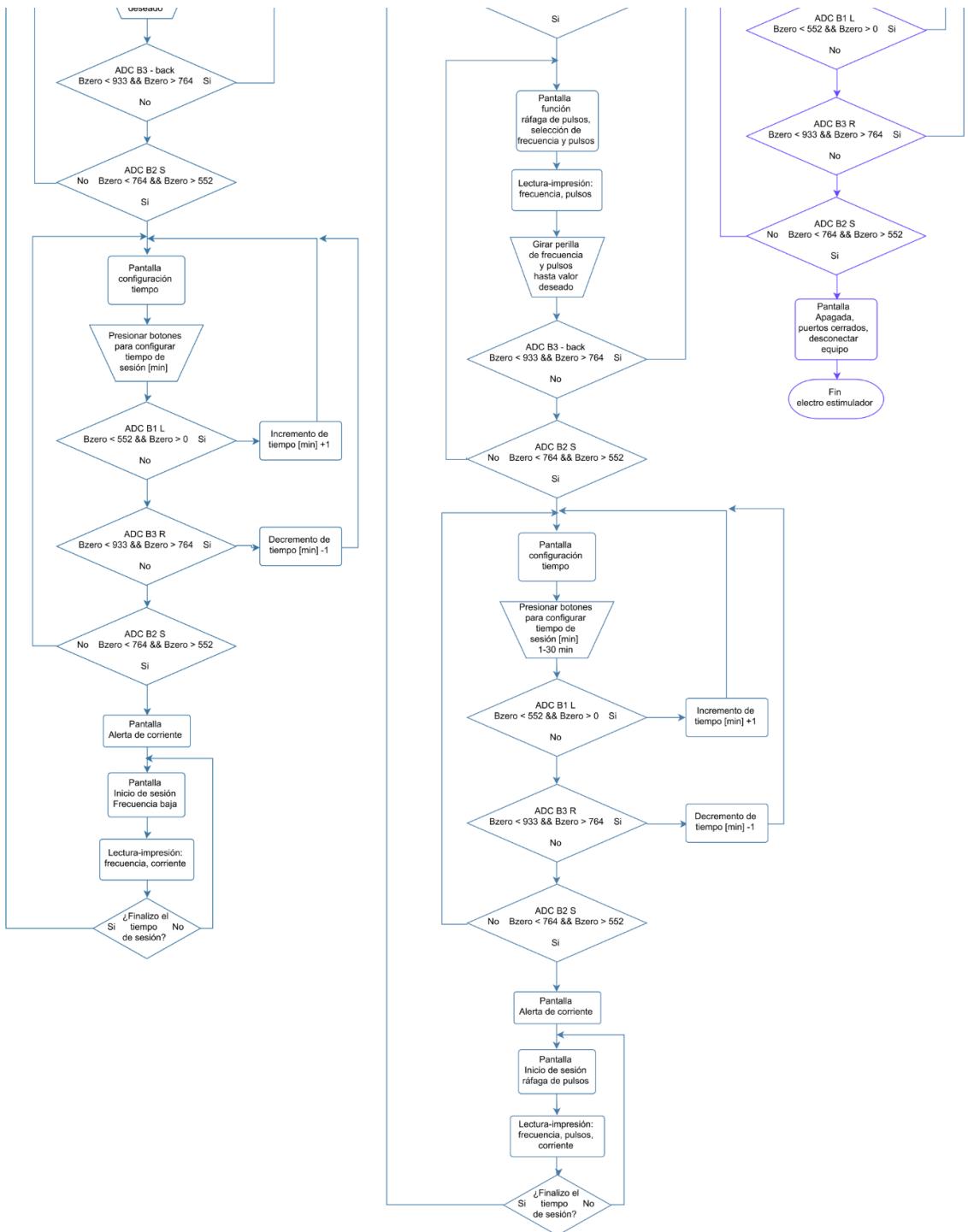
En Figura 39, se muestra un ejemplo de la función ráfaga de pulsos con la impresión y lectura de datos de frecuencia, pulsos, corriente, y un gráfico análogo a la señal de salida. La frecuencia del generador fueron censadas a través de los puertos digitales 5 y 6 usando la función pulseIn(), que lee el cambio de estado alto o bajo de una señal de entrada y devuelve un valor en microsegundos que mide el lapso de tiempo entre el cambio de estados Y En Figura 40 se muestra el diagrama de flujo de la secuencia del código para el control de la interfaz.



*Figura 39. Ejemplo de lectura de datos.*

*Elaboración:* Quinche, I (2022).



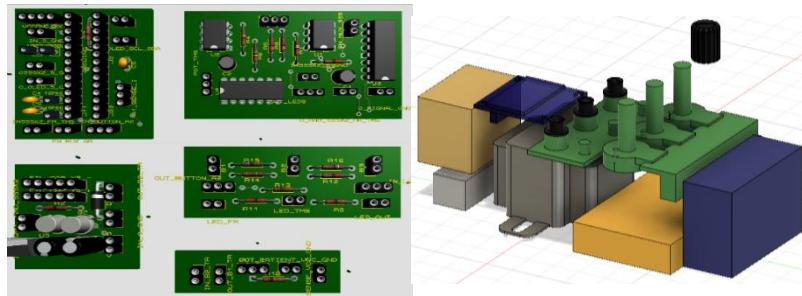


**Figura 40.** Diagrama de flujo de la programación.

Elaboración: Quinche, I (2022).

### 3.8.2.8. DISEÑO 3D DE CONTENEDOR

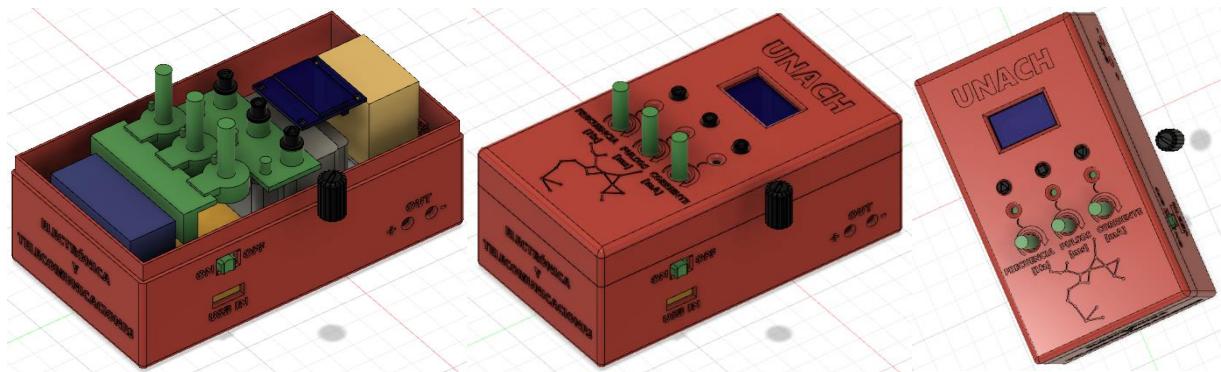
La tecnología de impresión 3D se empleó para fabricar el armazón que contenga los elementos del prototipo y primero se obtuvo modelos proporcionales de los circuitos para ir ubicándolos en el armazón usando un programa de diseño 3D. Figura 41.



*Figura 41. Modelos 3D de circuitos.*

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

El modelo 3D del armazón se muestra en Figura 42 con los botones, perillas, pantalla OLED, entrada de alimentación, y salida de corriente.



*Figura 42. Modelo 3D de armazón.*

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

### **3.8.3. FASE 3: ADQUISICIÓN DE DATOS PARA EVALUACIÓN ESTADÍSTICA**

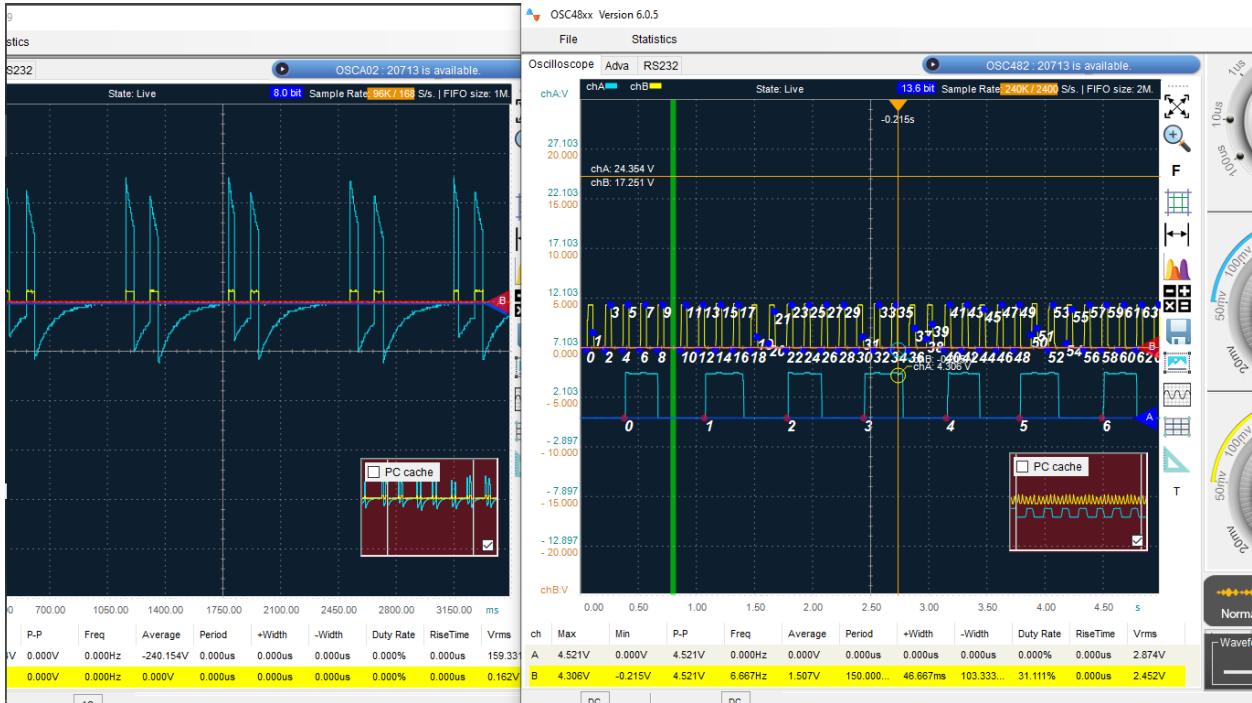
Como se mencionó antes, el prototipo es capaz de leer las frecuencias del generador usando los puertos digitales 5 y 6, la función pulseIn() devuelve el intervalo entre el cambio de estados de los pulsos en un factor de 10 us y para mostrar la lectura en pantalla se multiplica por las constantes establecidas de forma aleatoria: la constante 0.0000038969 para la primera frecuencia leída por el puerto digital 5 y la constante 0.0000059462095 para la segunda frecuencia leída por el puerto digital 6.

La corriente de salida es medida por el módulo sensor de corriente INA y se hace una aproximación equivalente a 61 Vrms que es la salida de voltaje máxima del transformador elevador medido con el osciloscopio, y junto con las lecturas de frecuencias también se muestra en la pantalla OLED y al mismo tiempo se envía un dato de frecuencias y voltaje de salida por el puerto serial.

Usando el software libre YAT se activa y se lee el puerto serial del Arduino Uno para la recepción de los datos equivalentes a la lectura de frecuencia, pulsos y corriente que son producidos por el Arduino y se almacena en archivos tipo xlsx y texto.

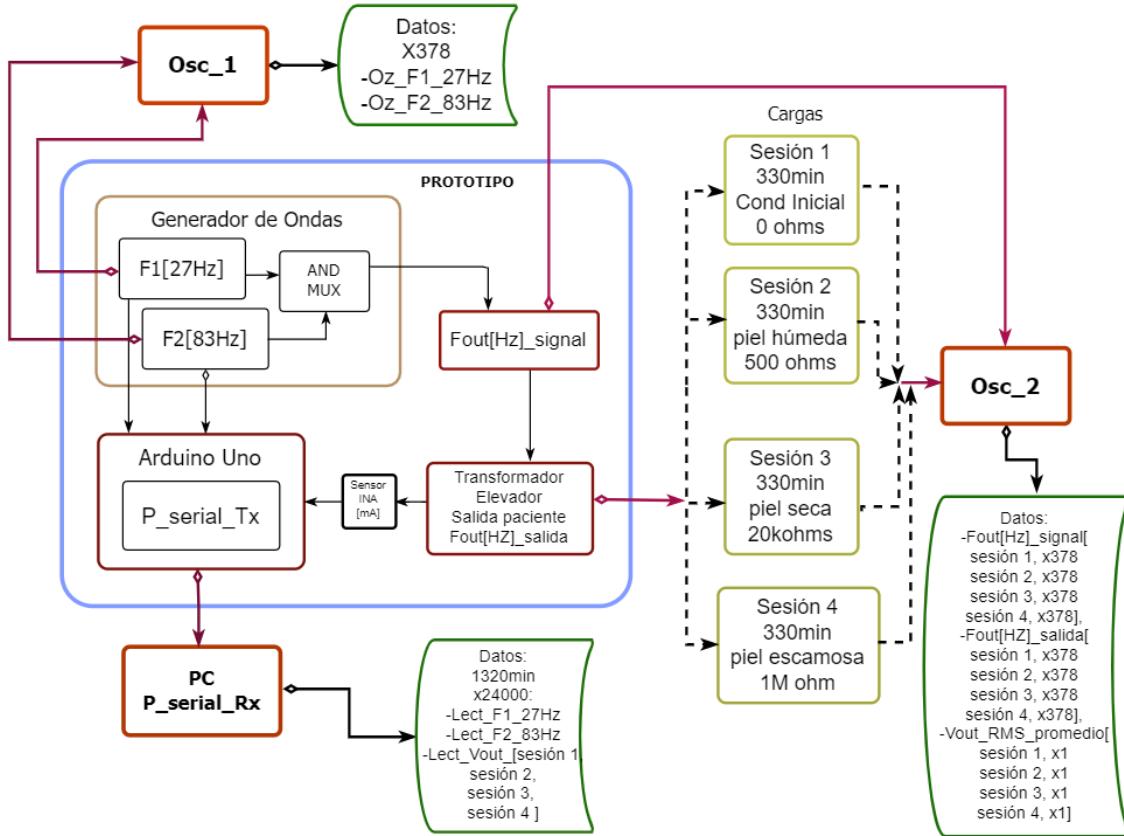
Para contrastar los datos de lectura para el análisis se hizo una segunda toma de datos en paralelo mientras se reciben datos por el puerto serial, utilizando el osciloscopio para medir los dos valores de frecuencia directo del generador de ondas.

Las lecturas del osciloscopio corresponden a intervalos en milisegundos de los flancos en alto y bajo producidos por el circuito generador de ondas y la salida de datos de sus lecturas es de tipo char en un archivo de texto.



**Figura 43. Datos Osciloskopios.**

**Elaboración:** Quinche, I (2022).



**Figura 44.** Esquema de recepción de datos.

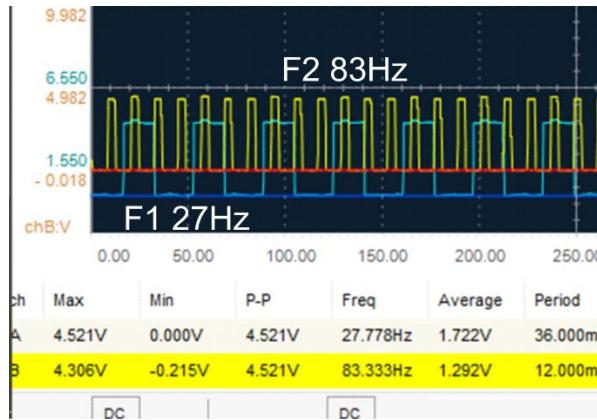
**Elaboración:** Quinche, I (2022).

## CAPITULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 4.1. RESULTADOS

#### 4.1.1. FIABILIDAD LECTURA DE DATOS.

Para este análisis se configuró las condiciones iniciales de trabajo para los osciladores, siendo frecuencia 1 igual a 27 Hz y frecuencia 2 a 83 Hz y se comprueba con el osciloscopio.



**Figura 45.** Medidas de osciloscopio de Frecuencia 1 y 2.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

#### 4.1.1.1. FRECUENCIA 1

Se estableció el primer oscilador a 27 Hz y para el análisis:

- $\mu 1B_{s1}$ : es la medida del osciloscopio como frecuencia base de comparación en sesión 1.
- $\mu 1A_{s1}$ : es la medida del prototipo en condiciones iniciales sin carga en sesión 1.
- $\mu 1A_{s2}$ : es la medida del prototipo con una carga de  $500 \Omega$  en sesión 2.
- $\mu 1A_{s3}$ : es la medida del prototipo con una carga de  $20 \text{ k}\Omega$  en sesión 3.
- $\mu 1A_{s4}$ : es la medida del prototipo con una carga de  $1 \text{ M}\Omega$  en sesión 4.

Se aplicó un análisis de varianza ANOVA sujeto al método de comparaciones múltiples Tunkey, el resultado del análisis muestra un valor de significancia menor a  $\alpha(0.05)$ , con lo que se rechaza la hipótesis nula,  $H0(\mu1B_{s1} = \mu1A_{s1} = \mu1A_{s2} = \mu1A_{s3} = \mu1A_{s4})$ , y se acepta la hipótesis alternativa,  $H1(\mu1B_{s1} \neq \mu1A_{s1} \neq \mu1A_{s2} \neq \mu1A_{s3} \neq \mu1A_{s4})$ , de que la lectura hecha por el prototipo no es correcta a la medida base hecha por el osciloscopio.

**Tabla 23.** Resultado análisis ANOVA I.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

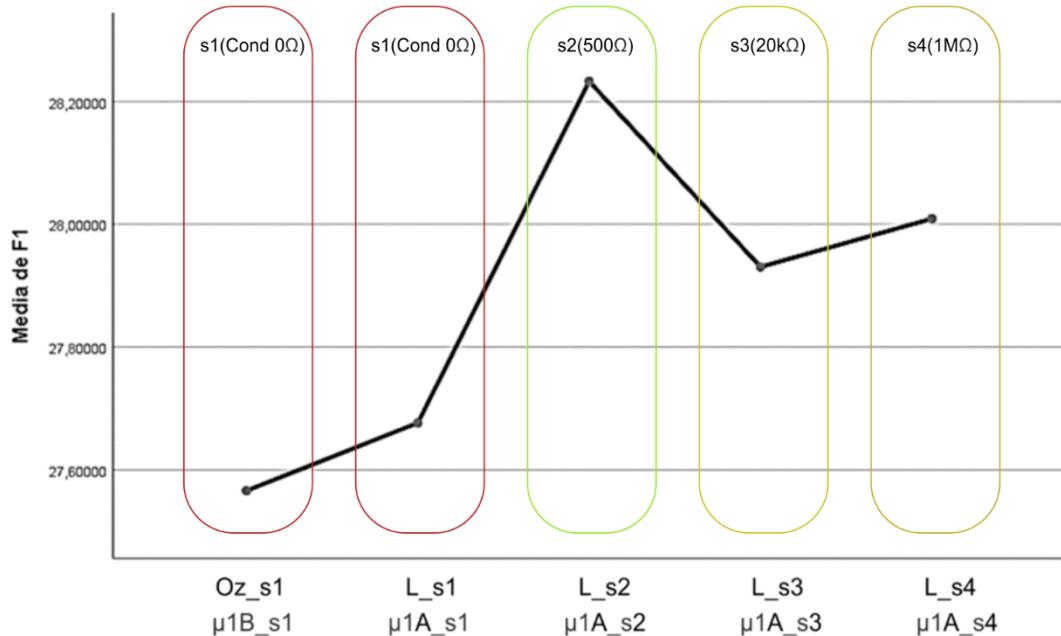
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	(Combinado)	107,211	4	26,803	124,981	,000
	Término	49,146	1	49,146	229,167	,000
	lineal	58,065	3	19,355	90,252	,000
	<b>Dentro de grupos</b>	404,248	1885	,214		
<b>Total</b>		511,459	1889			

Se realizó un segundo análisis de comparación múltiple bilateral llamado T de Dunnett en donde se compara el primer valor muestral medido por el osciloscopio con los valores muestrales de cada sesión y un valor de significancia menor a  $\alpha(0.05)$ , se confirma el rechazo de la hipótesis nula.

**Tabla 24.** Resultado de comparaciones múltiples T de Dunnett (bilateral) 1.*Elaboración: Quinche, I (2022).*

Lf1(27HZ)	Ozf1(27HZ)	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
$\mu 1A_{s1}$	$\mu 1B_{s1}$	.11045165*	.03368506	,004	.0281302	.1927730
$\mu 1A_{s2}$	$\mu 1B_{s1}$	.66674080*	.03368506	,000	.5844194	.7490622
$\mu 1A_{s3}$	$\mu 1B_{s1}$	.36449606*	.03368506	,000	.2821747	.4468175
$\mu 1A_{s4}$	$\mu 1B_{s1}$	.44310056*	.03368506	,000	.3607792	.5254220

La figura de medias muestrales refleja cómo se aleja el valor de la medida base del osciloscopio, se nota que en condiciones iniciales el valor medido cambia ligeramente a la base, pero en la sesión 2 con una carga de  $500\ \Omega$  se ve afectado el valor de medida del Arduino, al igual que el resto de cargas en sesión 3 con  $20\ k\Omega$  y sesión 4 con  $1\ M\Omega$ .

**Figura 46.** Resultado de medias muestrales de frecuencia 1.*Elaboración: Quinche, I (2022).*

Parece ser que la fiabilidad del prototipo midiendo la frecuencia 1 se ve afectada cuando el valor de carga en la salida es relativamente bajo y hay un flujo de corriente en los electrodos, a diferencia de tener una impedancia alta en la salida que evite el paso de corriente.

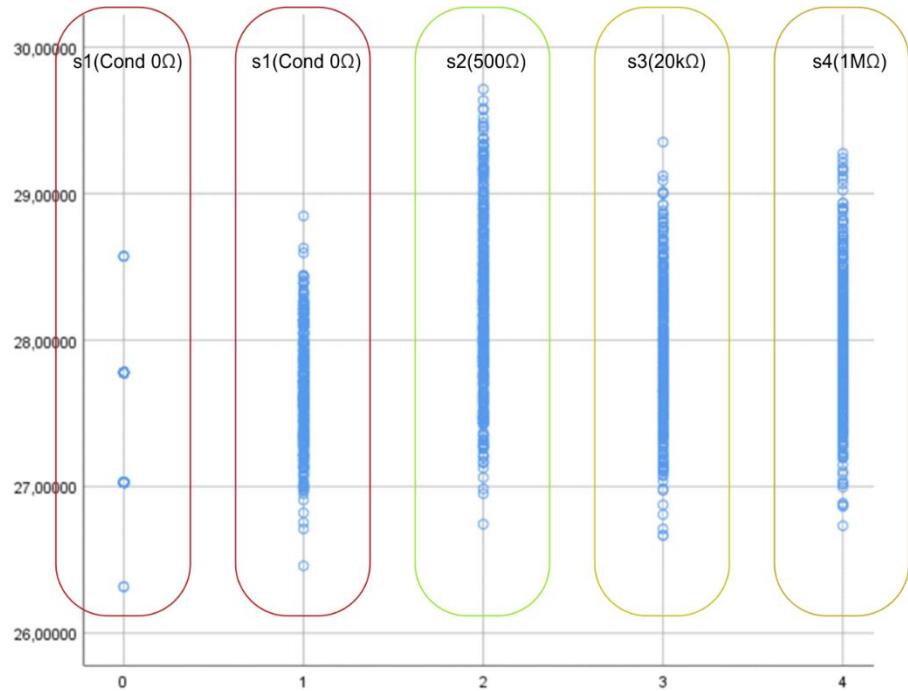
A pesar de que el nivel de significancia en la prueba ANOVA y la prueba T de Dunnett rechace la hipótesis nula de que las medias muestrales no tienen igualdad estadística, el prototipo aún puede entregar lecturas de referencia a la frecuencia base medida por el osciloscopio según el resultado de la prueba de subconjuntos homogéneos, donde el valor de medias muestrales tiene un valor de significancia mayor que  $\alpha(0.05)$ .

**Tabla 25. Resultado de prueba de subconjuntos homogéneos HSD Tukey 1.**

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

<b>F1</b>	<b>N</b>	<b>Subconjunto para alfa = 0.05</b>			
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
$\mu 1B_{s1}$	378	27.5659267			
$\mu 1A_{s1}$	378		27.6763784		
$\mu 1A_{s3}$	378			27.9304228	
$\mu 1A_{s4}$	378			28.0090273	
$\mu 1A_{s2}$	378				28.2326675
<b>Sig.</b>		<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	,135	<b>1,000</b>

También la figura de dispersión de muestras refleja que la medida de frecuencia 1 por el prototipo se encuentra en los niveles muestrales bases medidas por el osciloscopio. Lo que indica que el prototipo no puede entregar valores de lectura correctos, pero puede mostrar valores de lectura de referencia.



**Figura 47.** Dispersión muestral de frecuencia 1 medida base (0) y sesiones (1,2,3,4) I

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

#### 4.1.1.2. FRECUENCIA 2

Se estableció el segundo oscilador a 83 Hz y para el análisis:

- $\mu 2B_{s1}$ : es la medida del oscilloscopio como frecuencia base de comparación en sesión 1.
- $\mu 2A_{s1}$ : es la medida del prototipo en condiciones iniciales sin carga en sesión 1.
- $\mu 2A_{s2}$ : es la medida del prototipo con una carga de  $500 \Omega$  en sesión 2.
- $\mu 2A_{s3}$ : es la medida del prototipo con una carga de  $20 \text{ k}\Omega$  en sesión 3.
- $\mu 2A_{s4}$ : es la medida del prototipo con una carga de  $1 \text{ M}\Omega$  en sesión 4.

El análisis tipo ANOVA sujeto al método de comparaciones múltiples Tukey, muestra un valor de significancia menor a  $\alpha(0.05)$ , con lo que rechaza la hipótesis nula,  $H0(\mu 2B_{s1} = \mu 2A_{s1} =$

$\mu 2A_{s2} = \mu 2A_{s3} = \mu 2A_{s4}$ ), y se acepta la hipótesis alternativa,  $H1(\mu 2B_{s1} \neq \mu 2A_{s1} \neq \mu 2A_{s2} \neq \mu 2A_{s3} \neq \mu 2A_{s4})$ , de que la lectura hecha por el prototipo en frecuencia 2 no es correcta a la medida base hecha por el osciloscopio.

**Tabla 26. Resultado análisis ANOVA 2.**

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	(Combinado)	441,207	4	110,302	46,058	,000
	Término	286,152	1	286,152	119,487	,000
	lineal Desviación	155,054	3	51,685	21,582	,000
<b>Dentro de grupos</b>		4514,276	1885	2,395		
<b>Total</b>		4955,482	1889			

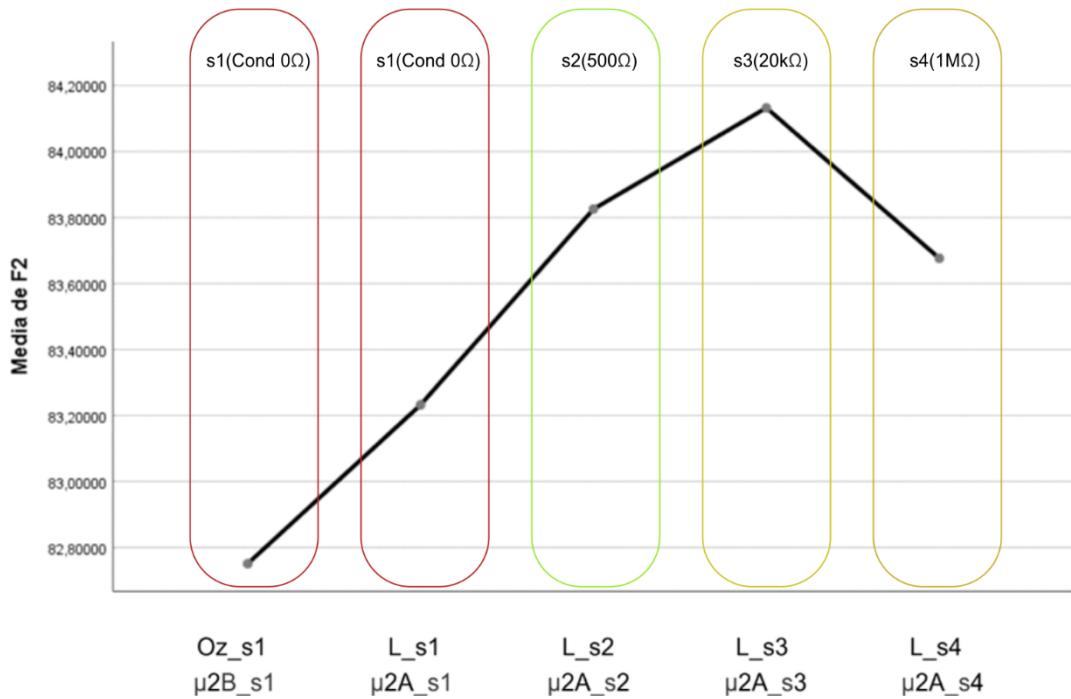
El segundo análisis de comparación múltiple bilateral T de Dunnett, que compara el valor muestral medido por el osciloscopio con los valores muestrales de cada sesión, da un valor de significancia menor a  $\alpha(0.05)$ , que confirma el rechazo de la hipótesis nula.

**Tabla 27. Resultado de comparaciones múltiples T de Dunnett (bilateral) 2.**

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

Lf2(83HZ)	Ozf2(83HZ)	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	Límite inferior	Límite superior
$\mu 2A_{s1}$	$\mu 2B_{s1}$	.48155882*	.11256606	,000	.2064637	.7566540	
$\mu 2A_{s2}$	$\mu 2B_{s1}$	1.07479126*	.11256606	,000	.7996961	1.3498864	
$\mu 2A_{s3}$	$\mu 2B_{s1}$	1.38156704*	.11256606	,000	1.1064719	1.6566622	
$\mu 2A_{s4}$	$\mu 2B_{s1}$	.92569290*	.11256606	,000	.6505978	1.2007880	

La figura de medias muestrales refleja que también se aleja el valor de la medida base del osciloscopio, de la misma forma que en la medida de frecuencia 1 en condiciones iniciales el valor medido cambia un poco a la base, pero en la sesión 2 con una carga de  $500\ \Omega$  si se ve afectado el valor de medida del Arduino, y ocurre lo mismo en el resto de cargas de sesión 3 con  $20\text{ k}\Omega$  y sesión 4 con  $1\text{ M}\Omega$ .



**Figura 48.** Resultado de medias muestrales de frecuencia 2.

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

Al igual que en frecuencia 1 la fiabilidad del prototipo midiendo la frecuencia 2 también se ve afectada cuando el valor de carga en la salida es relativamente bajo y hay flujo de corriente en los electrodos, al contrario de tener una impedancia alta en la salida que evite el paso de corriente. Se esperaba tener el mismo resultado para frecuencia 1 y frecuencia 2, puesto que sus mediciones comparten la misma referencia de medida que es el Arduino Uno y al estar

relacionados ambos cambian proporcionalmente en sus medidas frente a diferentes cargas en la salida.

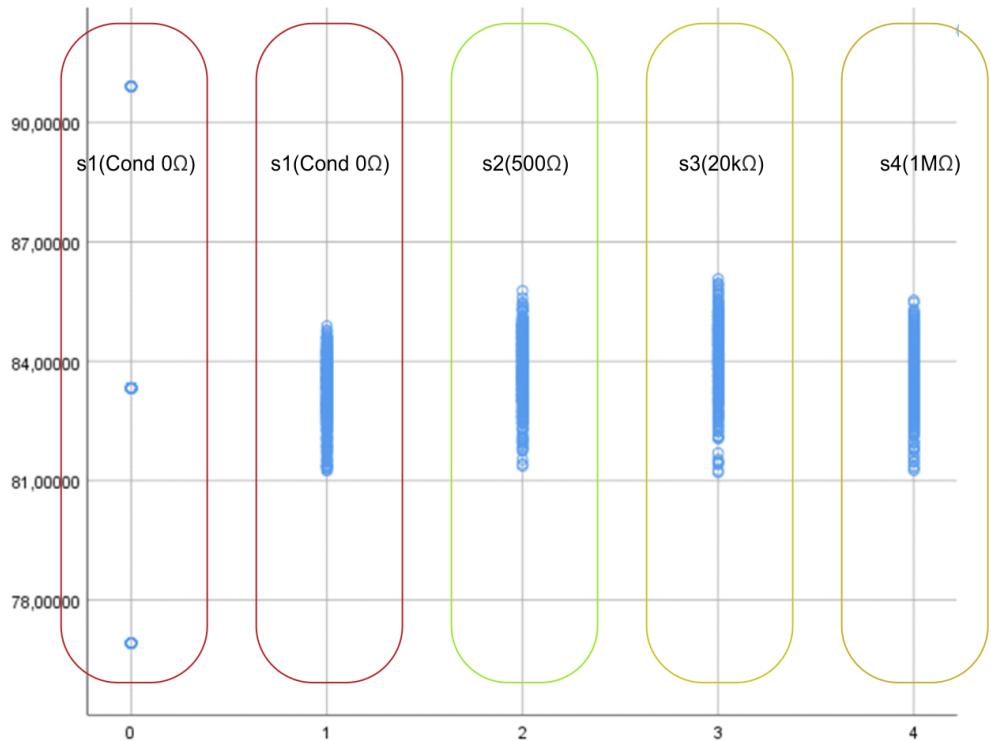
No se puede descartar por completo la fiabilidad del Arduino leyendo las frecuencias de los osciladores, al contrario, puede mostrar valores de referencia que no se alejan mucho de la medida del oscilloscopio. Según lo comprueba el análisis de subconjuntos homogéneos de la frecuencia 2, donde el valor de medias muestrales tiene un valor de significancia mayor que  $\alpha(0.05)$ .

**Tabla 28. Resultado de prueba de subconjuntos homogéneos HSD Tukey 2.**

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

<b>F2</b>	<b>N</b>	<b>Subconjunto para alfa = 0.05</b>			
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
$\mu 2B_{s1}$	378	82.7505827			
$\mu 2A_{s1}$	378		83.2321416		
$\mu 2A_{s4}$	378			83.6762757	
$\mu 2A_{s2}$	378			83.8253740	83.8253740
$\mu 2A_{s3}$	378				84.1321498
<b>Sig.</b>		<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	<b>,676</b>	<b>,051</b>

También la figura de dispersión de muestras refleja que la medida de frecuencia 2 por el prototipo se encuentra en el nivel central muestral base medido por el oscilloscopio. Lo que indica que efectivamente el prototipo puede mostrar valores de lectura de referencia.



**Figura 49.** Dispersión muestral de frecuencia 2 medida base (0) y sesiones (1,2,3,4) 2.

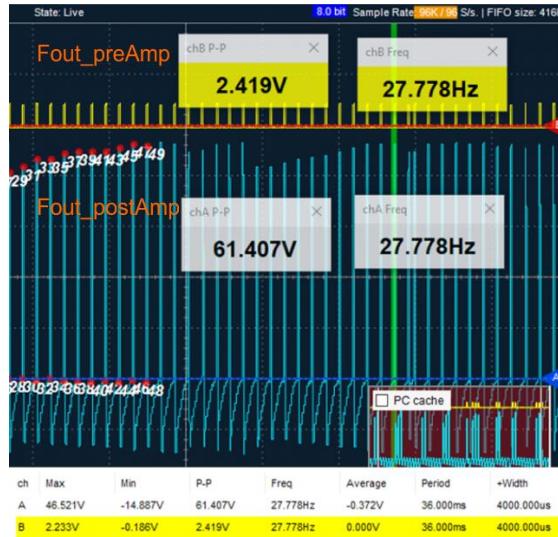
*Elaboración:* Quinche, I (2022).

#### **4.1.2. ESTABILIDAD MANTENIENDO LA FRECUENCIA DE SALIDA ANTES Y DESPUÉS DE AMPLIFICARSE.**

Como se mencionó antes la frecuencia de salida es una combinación tipo AND de frecuencia 1 (27 Hz) y frecuencia 2 (83 Hz) entonces el valor relativo de frecuencia en la salida medido por el osciloscopio es de aproximadamente 27.77 Hz, antes y después de amplificarse.

Y las variables de análisis se definen como:

- $\mu 1_{s1}$  ;  $\mu 2_{s1}$ : es la frecuencia de salida medida por el osciloscopio antes y después de amplificarse en condiciones iniciales sin carga en sesión 1.
- $\mu 1_{s2}$  ;  $\mu 2_{s2}$ : es la frecuencia de salida medida por el osciloscopio antes y después de amplificarse con una carga de  $500 \Omega$  en sesión 2.
- $\mu 1_{s3}$  ;  $\mu 2_{s3}$ : es la frecuencia de salida medida por el osciloscopio antes y después de amplificarse con una carga de  $20 \text{ k}\Omega$  en sesión 3.
- $\mu 1_{s4}$  ;  $\mu 2_{s4}$ : es la frecuencia de salida medida por el osciloscopio antes y después de amplificarse con una carga de  $1 \text{ M}\Omega$  en sesión 4.



**Figura 50.** Medidas de osciloscopio de frecuencia de salida antes de amplificar y después de amplificar.

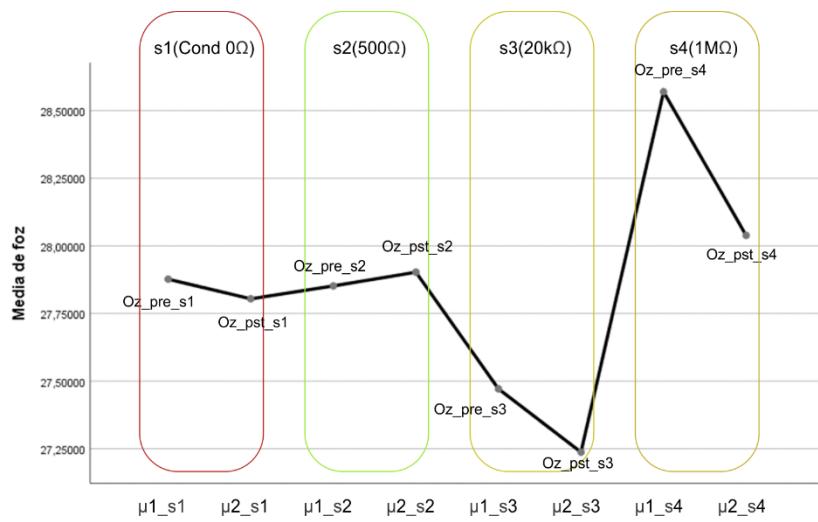
*Elaboración: Quinche, I (2022).*

Se aplicó un análisis de varianza ANOVA sujeto al método de comparaciones múltiples Tukey, y el resultado del análisis muestra un valor de significancia menor a  $\alpha(0.05)$ , lo que indica que existen diferencias muestrales significativas entre la frecuencia de salida antes y después de amplificarse, con lo que se rechaza la hipótesis nula,  $H0(\mu_{1s1} = \mu_{2s1} = \mu_{1s2} = \mu_{2s2} = \mu_{1s3} = \mu_{2s3} = \mu_{1s4} = \mu_{2s4})$ , y se acepta la hipótesis alternativa,  $H1(\mu_{1s1} \neq \mu_{2s1} \neq \mu_{1s2} \neq \mu_{2s2} \neq \mu_{1s3} \neq \mu_{2s3} \neq \mu_{1s4} \neq \mu_{2s4})$ , de que la frecuencia de salida no se mantiene igual antes y después de amplificarse.

**Tabla 29.** Resultado análisis ANOVA frecuencia de salida.*Elaboración: Quinche, I (2022).*

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	407,412	7	58,202	2,490	,015
<b>Dentro de grupos</b>	70500,724	3016	23,376		
<b>Total</b>	70908,136	3023			

Por la figura de medianas muestrales se nota que la frecuencia de salida se mantiene estable en condiciones iniciales sin carga, pero con cargas de impedancia altas como en la sesión 3 y 4 la frecuencia cambia de valor significativamente, a excepción de la sesión 2 que con una carga de 500 Ω que es similar a las condiciones piel húmeda, parece que la frecuencia de salida antes y después de amplificarse tiende a mantenerse estable cuando ocurre un flujo de corriente por la baja resistencia.

**Figura 51.** Resultado de medianas muestrales en la frecuencia de salida en sesión 1, 2, 3, 4.*Elaboración: Quinche, I (2022).*

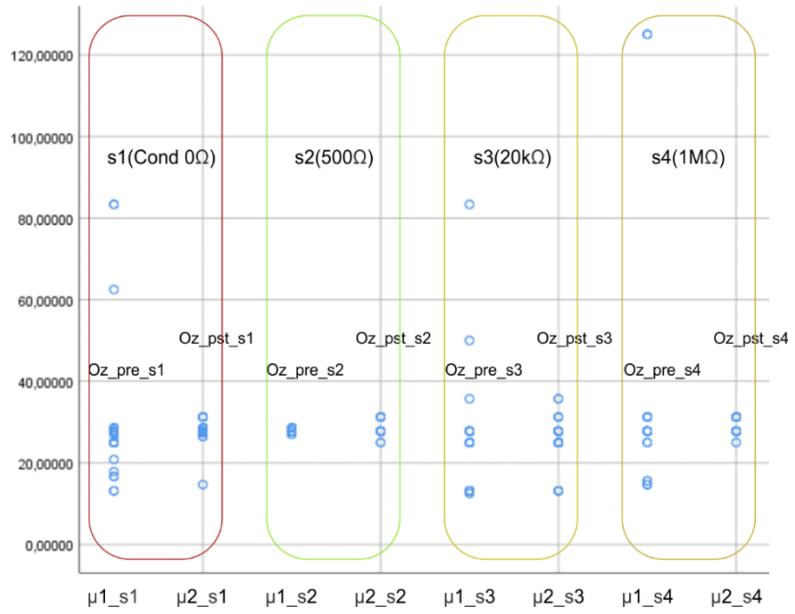
Por otro lado, el resultado de análisis de los subconjuntos homogéneos nos indica que con una significancia mayor que  $\alpha(0.05)$ , las condiciones de impedancia en sesión 2 mantienen significativamente cierta estabilidad en el valor de frecuencia de salida antes y después de amplificarse. A diferencia de las condiciones de carga con sesión 3 y 4 que el valor de frecuencia tiende a cambiar.

**Tabla 30. Resultado de análisis de subconjuntos homogéneos.**

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

<b>fprepost1</b>	<b>N</b>	<b>Subconjunto para alfa = 0.05</b>	
		<b>1</b>	<b>2</b>
$\mu_{2_{s3}}$	378	27.2372123	
$\mu_{1_{s3}}$	378	27.4712907	
$\mu_{2_{s1}}$	378	27.8041194	27.8041194
$\mu_{1_{s2}}$	378	27.8518314	27.8518314
$\mu_{1_{s1}}$	378	27.8768531	27.8768531
$\mu_{2_{s2}}$	378	27.9027043	27.9027043
$\mu_{2_{s4}}$	378	28.0386537	28.0386537
$\mu_{1_{s4}}$	378		28.5696995
Sig.		,306	,366

La figura de dispersión de muestras confirma que, en presencia de una baja impedancia en la carga de salida, la frecuencia tiende a estabilizarse a diferencia del resto de sesiones, y que muy posiblemente sea de debido a que la corriente en la salida fluye con menor resistencia que con una alta impedancia que evita que la corriente fluya con normalidad.



**Figura 52.** Resultado de dispersión de muestras de la frecuencia de salida antes de amplificar y después de amplificar en sesión (1, 2, 3, 4)

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

#### **4.1.3. ESTABILIDAD MANTENIENDO LAS DIFERENTES CAÍDAS DE VOLTAJE EN LA SALIDA FRENTE A DIFERENTES CARGAS.**

Se evaluó las diferentes caídas de tensión máxima en la frecuencia de salida frente a diferentes cargas y como variaba del valor promedio medido con el osciloscopio, esto es debido a las características eléctricas del transformador elevador y se esperaba que el voltaje en la salida presente pequeños saltos de tensión pico-pico.

Las variables de análisis se definen como:

- $\mu 1A_{s1}$  ;  $\mu 1B_{s1}$ : valor de voltaje medido con el osciloscopio y valor de voltaje censado por el prototipo en sesión 1 de condiciones iniciales sin carga.
- $\mu 1A_{s2}$  ;  $\mu 1B_{s2}$ : valor de voltaje medido con el osciloscopio y valor de voltaje censado por el prototipo en sesión 2 con  $500 \Omega$  de carga.
- $\mu 1A_{s3}$  ;  $\mu 1B_{s3}$ : valor de voltaje medido con el osciloscopio y valor de voltaje censado por el prototipo en sesión 3 con  $2 \text{ k}\Omega$  de carga.
- $\mu 1A_{s4}$  ;  $\mu 1B_{s4}$ : valor de voltaje medido con el osciloscopio y valor de voltaje censado por el prototipo en sesión 4 con  $1 \text{ M}\Omega$  de carga.

Se mencionó antes en capítulo 2 sobre la electroterapia. Que [28] argumenta que los impulsos asimétricos producen una estimulación de sensación cómoda sobre los electrodos, mejorando las propiedades terapéuticas, analgésicas, y excito motriz. Entonces se rechaza la hipótesis nula  $H0(\mu 1A_{s1} = \mu 1B_{s1}; \mu 1A_{s2} = \mu 1B_{s2}; \mu 1A_{s3} = \mu 1B_{s3}; \mu 1A_{s4} = \mu 1B_{s4})$ , de que los valores muestrales de voltaje se mantengan en un nivel central de medida y se acepta la hipótesis

alternativa,  $H1(\mu_{A_{s1}} \neq \mu_{B_{s1}}; \mu_{A_{s2}} \neq \mu_{B_{s2}}; \mu_{A_{s3}} \neq \mu_{B_{s3}}; \mu_{A_{s4}} \neq \mu_{B_{s4}})$ , de que los valores muestrales de voltaje no varían en gran diferencia de la medida promedio de osciloscopio.

#### **4.1.3.1. SESIÓN 1: SIN CARGA**

En efecto, se confirmó  $H1(\mu_{A_{s1}} \neq \mu_{B_{s1}})$  con el análisis ANOVA que las medias estadísticas entre el voltaje medido con el osciloscopio y el voltaje censado por el prototipo no mantienen un nivel de medida central con una significancia de cero menor que  $\alpha(0.05)$ ,

**Tabla 31.** Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 1

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

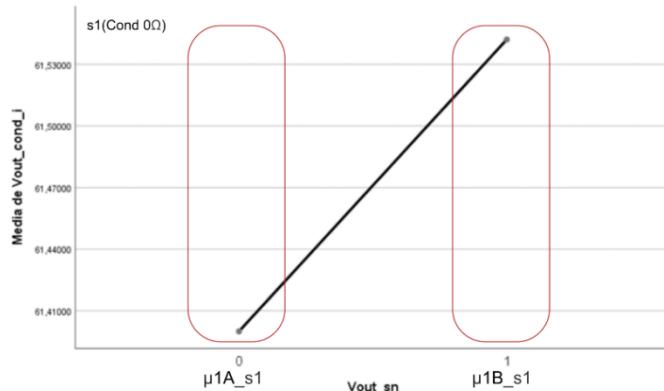
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	3,813	1	3,813	165,323	,000
<b>Dentro de grupos</b>	17,390	754	,023		
<b>Total</b>	21,203	755			

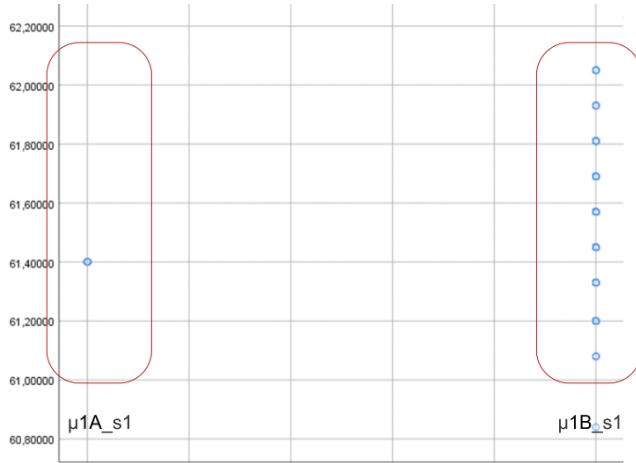
Y según el análisis descriptivo, los límites superior e inferior de voltaje de salida no se alejan mucho del valor base del osciloscopio, lo que confirma la hipótesis alternativa de que los valores medidos no varía en gran medida.

**Tabla 32.** Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 1.*Elaboración: Quinche, I (2022).*

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
$\mu 1A_{s1}$	378	61.400000	.00000000	.00000000	61.400000	61.400000	61.40000	61.40000
$\mu 1B_{s1}$	378	61.5420370	.21477353	.01104676	61.5203161	61.5637580	60.84000	62.05000
<b>Total</b>	<b>756</b>	<b>61.4710185</b>	<b>.16758161</b>	<b>.00609488</b>	<b>61.4590536</b>	<b>61.4829835</b>	<b>60.84000</b>	<b>62.05000</b>

El resultado de las figuras de medias y dispersión muestral refleja que tanto varía el valor de voltaje censado del valor base en la sesión 1.

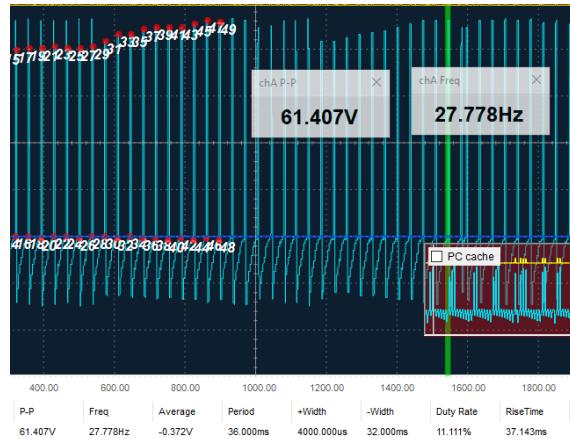
**Figura 53.** Resultado de medias entre voltajes en sesión 1*Elaboración: Quinche, I (2022).*



**Figura 54.** Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 1.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

También en la medida del osciloscopio se puede ver pequeños saltos de voltaje pico-pico.



**Figura 55.** Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 1

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

#### 4.1.3.2. SESIÓN 2: 500 Ω

En efecto, se confirmó  $H1(\mu_{1A_{s2}} \neq \mu_{1B_{s2}})$  con el análisis ANOVA también para la sesión 2 que las medias estadísticas entre el voltaje medido con el osciloscopio y el voltaje censado por el prototipo no mantienen un nivel de medida con una significancia de cero menor que  $\alpha(0.05)$ ,

**Tabla 33.** Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 2.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	,756	1	,756	104,136	,000
<b>Dentro de grupos</b>	5,474	754	,007		
<b>Total</b>	6,230	755			

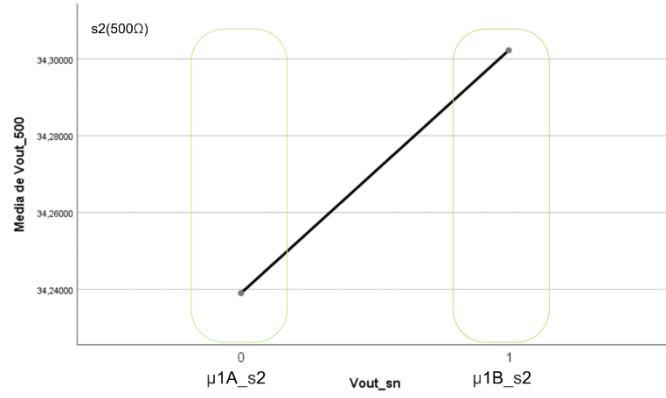
Y según el análisis descriptivo, los límites superior e inferior de voltaje de salida no se alejan mucho del valor base del osciloscopio, lo que confirma la hipótesis alternativa de que los valores medidos tampoco varía en gran medida frente a una carga de 500 Ω.

**Tabla 34.** Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 2.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
$\mu_{1A_{s2}}$	378	34.2390000	.00000000	.00000000	34.2390000	34.2390000	34.23900
$\mu_{1B_{s2}}$	378	34.3022487	.12050280	.00619800	34.2900617	34.3144356	33.97000
<b>Total</b>	756	34.2706243	.09084200	.00330389	34.2641384	34.2771102	33.97000

El resultado de las figuras de medias y dispersión muestral refleja que tanto varía el valor de voltaje censado del valor base medido en la sesión 2.



**Figura 56.** Resultado de medias entre voltajes en sesión 2

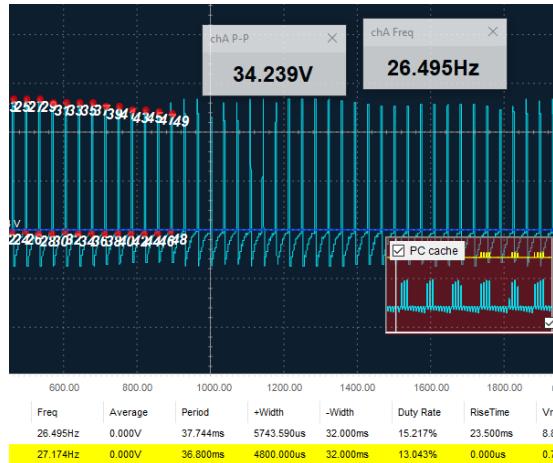
*Elaboración: Quinche, I (2022).*



**Figura 57.** Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 2.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

Tambien en la medida del osciloscopio se pudo ver pequeños saltos de voltaje pico-pico.



**Figura 58.** Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 2

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

#### 4.1.3.3. SESIÓN 3: 20 KΩ

En sesión 3 también se confirmó la hipótesis alternativa  $H1(\mu 1A_{s3} \neq \mu 1B_{s3})$  y con el análisis ANOVA las medias estadísticas entre el voltaje medido con el osciloscopio y el voltaje censado por el prototipo no mantienen un nivel de medida central con una significancia de cero menor que  $\alpha(0.05)$ .

**Tabla 35.** Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 3.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	22,253	1	22,253	1235,954	,000
<b>Dentro de grupos</b>	13,575	754	,018		
<b>Total</b>	35,828	755			

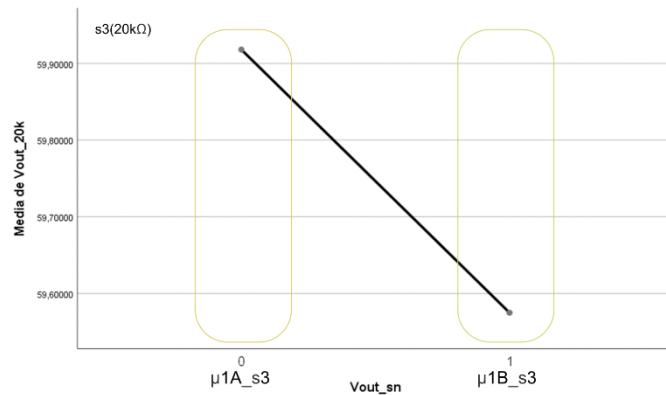
Y según el análisis descriptivo, los límites superior e inferior de voltaje de salida no se alejan mucho del valor base del osciloscopio, lo que confirma la hipótesis alternativa de que los valores medidos tampoco varía en gran medida frente a una carga de  $20\text{ k}\Omega$ .

**Tabla 36.** Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 3.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

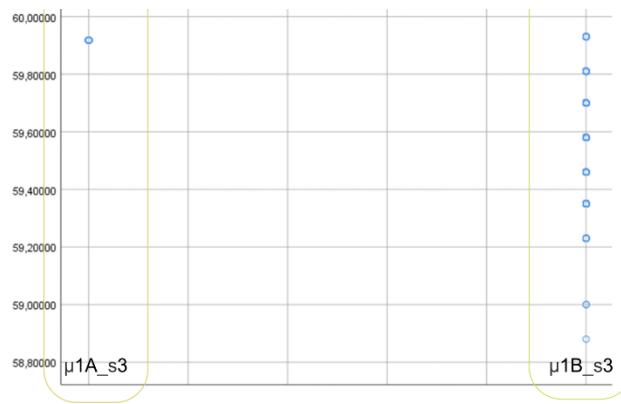
	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
$\mu1A_{s3}$	378	59.9180000	.00000000	.00000000	59.9180000	59.9180000	59.91800	59.91800
$\mu1B_{s3}$	378	59.5748677	.18976073	.00976024	59.5556764	59.5940591	58.88000	60.16000
<b>Total</b>	756	59.7464339	.21784087	.00792280	59.7308805	59.7619872	58.88000	60.16000

El resultado de las figuras de medias y dispersión muestral en la sesión 3 también varía en el valor de voltaje censado del valor base medido



**Figura 59.** Resultado de medias entre voltajes en sesión 3.

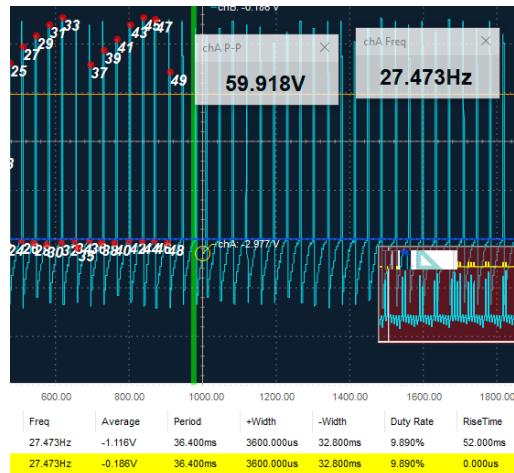
*Elaboración: Quinche, I (2022).*



**Figura 60.** Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 3.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

También en la medida del osciloscopio se pudo ver notables saltos de voltaje pico-pico.



**Figura 61.** Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 3

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

#### 4.1.3.4. SESIÓN 4: 1 MΩ

En sesión 4 también se confirmó la hipótesis alternativa  $H1(\mu 1A_{s4} \neq \mu 1B_{s4})$  y con el análisis ANOVA se comprueba que las medias estadísticas entre el voltaje medido con el osciloscopio y el voltaje censado por el prototipo no mantienen un nivel de medida central con una significancia de cero menor que  $\alpha(0.05)$ .

**Tabla 37.** Análisis ANOVA voltaje de salida en sesión 4.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Entre grupos</b>	28,339	1	28,339	975,127	,000
<b>Dentro de grupos</b>	21,913	754	,029		
<b>Total</b>	50,251	755			

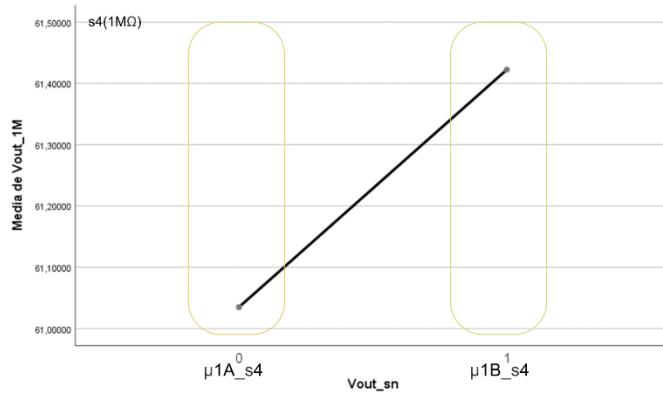
Y según el análisis descriptivo, los límites superior e inferior de voltaje de salida no se alejan mucho del valor base del osciloscopio, lo que confirma la hipótesis alternativa de que los valores medidos tampoco varía en gran medida frente a una carga de  $1\text{ M}\Omega$ .

**Tabla 38.** Análisis descriptivo entre voltajes de sesión 4.

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

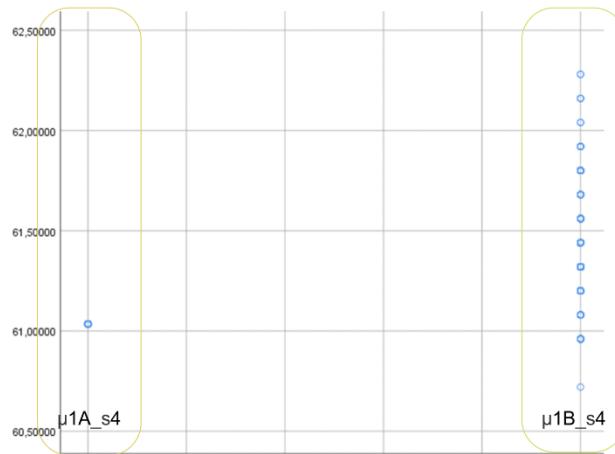
N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo	
				Límite inferior	Límite superior			
$\mu 1A_{s4}$	378	61.0350000	.00000000	.00000000	61.0350000	61.0350000	61.03500	61.03500
$\mu 1B_{s4}$	378	61.4222222	.24108801	.01240023	61.3978399	61.4466045	60.72000	62.28000
<b>Total</b>	756	61.2286111	.25798863	.00938296	61.2101913	61.2470309	60.72000	62.28000

El resultado de las figuras de medias y dispersión muestral en la sesión 4 también varía el valor de voltaje censado del valor base medido



**Figura 62.** Resultado de medias entre voltajes en sesión 4.

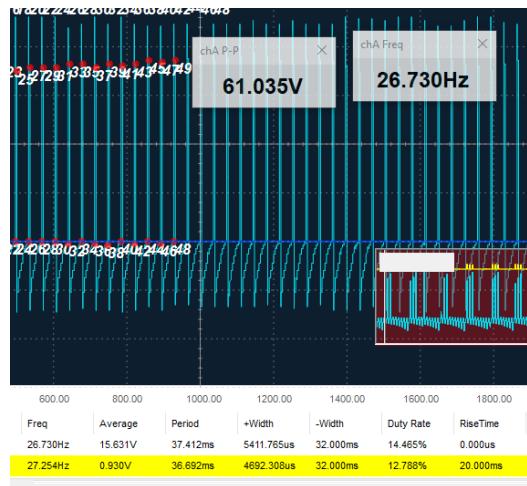
**Elaboración:** Quinche, I (2022).



**Figura 63.** Resultado de dispersión muestral entre voltajes en sesión 4.

**Elaboración:** Quinche, I (2022).

También en la medida del osciloscopio se pudo ver notables saltos de voltaje pico-pico.



**Figura 64.** Frecuencia y voltaje pico-pico de salida medidas por el osciloscopio en sesión 4

*Elaboración: Quinche, I (2022).*

## 4.2. DISCUSIÓN

### 4.2.1. SOBRE LA FIABILIDAD EN LA LECTURA DE DATOS

- Se comprobó la hipótesis alternativa de que el dispositivo no es del todo fiable en la lectura correcta de las frecuencias 1 y 2.
- Pero es capaz de mostrar valores de referencia que no se alejan de forma significativa del valor real medido con el osciloscopio.
- También la medida de las frecuencias se ve afectada cuando en la salida hay una carga relativamente baja de impedancia, como en sesión 2 que el valor medido por el prototipo fue notablemente diferente de los valores de referencia medidos por el osciloscopio.

### 4.2.2. SOBRE LA ESTABILIDAD MANTENIENDO LA FRECUENCIA DE SALIDA

#### ANTES Y DESPUÉS DE AMPLIFICARSE.

- Se comprobó la hipótesis alternativa de que la frecuencia de salida antes de amplificarse no se mantiene estable después de amplificarse frente a diferentes cargas de impedancia que simularon las condiciones de resistencia en la piel humana.
- Se notó también como las características de los elementos electrónicos provocan un ligero desplazamiento de frecuencia en la salida que no es muy significativo en condiciones iniciales sin carga.
- El desplazamiento en la frecuencia de salida es más significativo frente a cargas de impedancia relativamente altas que limitan el paso de la corriente en la piel, por el contrario, que las condiciones de conducción en la piel sean adecuadas y no limite el paso

de la corriente como en la sesión 2 que con una carga simulada de piel húmeda de  $500 \Omega$  la frecuencia de salida antes y después de amplificarse tendió a estabilizarse.

#### ***4.2.3. SOBRE LA ESTABILIDAD MANTENIENDO LAS DIFERENTES CAÍDAS DE VOLTAJE EN LA SALIDA FRENTE A DIFERENTES CARGAS.***

- Se comprobó la hipótesis nula de que los valores de voltaje medidos por el prototipo no son todos iguales en su mayoría significativa a la medida promedio del osciloscopio.
- Pero se mantiene en un rango de saltos de voltaje que no cambian mucho de la medida de referencia, después de todo se mencionó que la existencia de una asimetría en la onda de salida produce una sensación de comodidad en el paciente
- En todo caso, el suministro de energía al paciente depende mucho de su sensación de confort, para lo cual se puede ir ajustando la corriente de salida

## CAPITULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 5.1. CONCLUSIONES

- Sobre la fiabilidad en la lectura de las frecuencias 1 y 2 se demostró estadísticamente que el prototipo no puede mostrar una lectura correcta de las mismas, pero si es capaz de mostrar un valor muy cercano de referencia que no se aleja significativamente de los valores reales.
- Sobre la estabilidad en la frecuencia de salida, al parecer tiende a estabilizarse cuando en la salida las condiciones de resistencia en la piel sean las adecuadas y permitan el flujo normal de corriente.
- Sobre las frecuencias halladas con el analizador de espectros en la banda VHF de 127 y 128 MHz no parecen ser un peligro para el uso del dispositivo, debido a que la potencia de propagación no parece representar un problema de salud debido a ondas ionizantes, además por seguridad el prototipo tiene un modo funcionamiento programable de máximo 30 minutos, pero los tratamientos para la parálisis facial no suponen un tiempo recomendable de más de 20 minutos de sesión.

## 5.2. RECOMENDACIONES

- Respecto a la parálisis facial, parece ser que la principal causa de la parálisis y sus distintos tipos de origen tienen un motivo central y es el desequilibrio bioquímico, bioeléctrico debido a una ausencia o afectación del potencial de acción, se recomienda a los investigadores estudiar mejor sus causas y modos de funcionamiento, ya que al ser tan importante para todas las formas de vida podría ser la causa y cura de muchas enfermedades, porque en un futuro en lugar aplicar medicamentos sea mejor aplicar pequeñas dosis de corriente o energía en forma de calor, sonido o luz en zonas puntuales del cuerpo que ayuden a devolver la funcionalidad de la zona afectada restableciendo su potencial de acción.
- Para los desarrolladores y estudiantes que desean involucrarse en la creación de dispositivos biomédicos se recomienda el uso de FPGA's en lugar de microcontroladores, ya que el uso de matrices programables podría reducir el nivel de diseños de circuitos y una mejor configuración de sus parámetros de funcionamiento, así como también la reducción del uso de elementos semiconductores para su implementación.
- Para los lectores que consideren este proyecto como punto de partida para el diseño de un circuito o prototipo, que debido al alcance de este proyecto se recomienda un mejor análisis de las frecuencias de 127 y 128 MHz producidas por el transformador elevador como principal elemento resonante, ya que dichas frecuencias reflejan el comportamiento intrínseco del prototipo desarrollado y un mejor análisis podría ayudar a mejorar el circuito desarrollado o evitar el uso de elementos.

- Se alienta el uso de la tecnología de impresión 3D para la creación y montaje de prototipos o desarrollos de proyectos de electrónica, debido a su versatilidad en el manejo de los equipos de impresión y sus programas de control y diseño.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] E. B. Clayton, A. Forster, and N. Palastanga, “Clayton’s Electrotherapy Theory and Practice.” p. 248, 2006.
- [2] S. Olpin, “Orphanet: Búsqueda de una enfermedad,” 2020. [Online]. Available: [https://www.orpha.net/consor/cgi-bin/Disease\\_Search.php?data\\_id=3343&lng=ES](https://www.orpha.net/consor/cgi-bin/Disease_Search.php?data_id=3343&lng=ES). [Accessed: 29-Oct-2020].
- [3] K. Galli and S. Pelozo, “Órtesis y prótesis Monografía Auditoria medica 2017,” 2017.
- [4] L. A. Campo Ternera, “Importancia del desarrollo motor en relación con los procesos evolutivos del lenguaje y la cognición en niños de 3 a 7 años de la ciudad de Barranquilla (Colombia),” 2010.
- [5] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Tabulados\_series\_ECEH\_2019.” 2019.
- [6] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Anuario ECEH 2017,” *Anuario de estadísticas de Salud: camas y egresos hospitalarios 2017*. p. 73, 2018.
- [7] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Tabulados de Egresos Hospitalarios \_2012.” 2012.
- [8] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Tabulados\_series\_ECEH\_2018.” 2018.
- [9] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Anuario\_camas\_y\_egresos\_hospitalarios\_2016.” 2016.
- [10] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Tabulados\_de\_egresos\_y\_camas\_hospitalarias\_2014.” 2014.
- [11] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Anuario de Estadísticas Hospitalarias : Egresos y Camas,” vol. 1, pp. 1–552, 2014.
- [12] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Tabulados\_series\_ECEH\_2020.” 2020.
- [13] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Anuario\_camas\_y\_egresos\_hospitalarios\_2015.” 2015.
- [14] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos-INEC, “Tabulados\_Egresos\_Hospitalarios\_2013.” 2013.

- [15] M. H. Vargas Allauca, “EFICACIA DE UN PROTOCOLO DE TRATAMIENTO FISIOTERAPÉUTICO EN PACIENTES CON PARÁLISIS FACIAL PERIFÉRICA EN ETAPA SUB-AGUDA, QUE ACUDEN AL DEPARTAMENTO DE FISIATRÍA DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE RIOBAMBA EN EL PERÍODO DE INICIO ABRIL A SEPTIEMBRE DEL 2013,” Universidad Nacional de Chimborazo, Riobamba, 2014.
- [16] R. Castillo and J. A. Delgado, “Evaluación de los parámetros de seguridad eléctrica en equipos biomédicos y de instrumentación bajo condiciones ambientales no controladas de laboratorio,” *Publ. Inf. Tecnológica*, vol. 31, no. 1, pp. 261–272, 2020.
- [17] MSP-Ecuador, “Ministerio de Salud Pública Gestión de mantenimiento de equipos biomédicos. Manual,” *Minist. Salud Publica*, vol. 2018, no. 510, pp. 1–42, 2016.
- [18] EURORDIS, “Sobre las enfermedades raras,” 2020. [Online]. Available: <https://www.eurordis.org/es/enfermedades-raras>. [Accessed: 29-Oct-2020].
- [19] Mayo Clinic, “Parálisis facial - Síntomas y causas - Mayo Clinic,” 20-Nov-2018. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/bells-palsy/symptoms-causes/syc-20370028>. [Accessed: 01-Nov-2020].
- [20] M. Rubin, “Introducción a los accidentes cerebrovasculares - Enfermedades cerebrales, medulares y nerviosas - Manual MSD versión para público general,” *Weill Cornell Medical College*, 2020. [Online]. Available: <https://www.msdmanuals.com/es-ec/hogar/enfermedades-cerebrales,-medulares-y-nerviosas/trastornos-de-los-pares-craneales/introducción-a-los-pares-craneales>. [Accessed: 08-Jan-2022].
- [21] NORD, “Parálisis de Bell - NORD (Organización Nacional de Trastornos Raros),” 2020. [Online]. Available: <https://rarediseases.org/rare-diseases/bells-palsy/>. [Accessed: 10-Jan-2022].
- [22] R. F. Baugh *et al.*, “Clinical Practice Guideline: Bell’s Palsy,” *Otolaryngol. Neck Surg.*, vol. 149, pp. S1–S27, 2013.
- [23] A. Kahn and J. Larson, “Bell’s Palsy: Causes, Symptoms, Diagnosis, Treatment, Outlook,” 2020. [Online]. Available: <https://www.healthline.com/health/bells-palsy#symptoms>. [Accessed: 11-Jan-2022].
- [24] B. F. Guerrero Montenegro, N. López Parra, and E. J. Narvaéz, “BENEFICIOS DEL USO DE ÓRTESIS EN LA REHABILITACIÓN DE MANO DE PERSONAS QUE HAN

SUFRIDO ACCIDENTE CEREBRO VASCULAR: REVISIÓN SISTEMÁTICA DE LA LITERATURA,” Santiago de Cali, 2014.

- [25] A. M. López, “Férula para comisura labial en parálisis facial,” 2019. [Online]. Available: <https://www.facebook.com/AMLOFES/posts/3080603068679661/>. [Accessed: 21-Jan-2022].
- [26] Salamanca, “Órtesis faciales y craneales - ORTOPEDIA NATAL,” 2022. [Online]. Available: <https://ortopedianatal.com/ortesis/ortesis-de-cabeza-cuello-y-tronco/ortesis-faciales-y-craneales/>. [Accessed: 21-Jan-2022].
- [27] N. Zurita Acosta, D. Pavía Estrada, and A. Vales Rojas, “Férula Dinámica Facial,” 2016. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=8pPn92eBUTo&list=PLXzloNfr3Cy3OnOeuJyczovsKcEEPBUN-&index=12>. [Accessed: 21-Jan-2022].
- [28] F. Crépon, J.-F. Doubrère, M. Vanderthommen, E. Castel-Kremer, and G. Cadet, “Electroterapia. Electroestimulación,” *EMC - Kinesiterapia - Med. Física*, vol. 29, no. 1, pp. 1–20, 2008.
- [29] G. Uniphy, “Duo 500,” p. 99, 2001.
- [30] Gymna, “Product datasheet Combi 400,” 2022. [Online]. Available: [https://gymna.com/sites/default/files/datasheets/datasheets\\_combi\\_400\\_lr\\_0\\_0.pdf](https://gymna.com/sites/default/files/datasheets/datasheets_combi_400_lr_0_0.pdf). [Accessed: 27-Jan-2022].
- [31] GymnaUniphy, “User Manual Combi 400 Duo 400 Pulson 400 Vaco 400,” 2022. [Online]. Available: <http://www.medinn.hu/files/-J400-as-HASZN-LATI-V2.0-EN.pdf>. [Accessed: 27-Jan-2022].
- [32] MediShop, “Unidad de electroterapia Gymna Duo 400,” 2021. [Online]. Available: <https://www.medi-shop.gr/en/electrotherapy/gymna-duo-400>. [Accessed: 27-Jan-2022].
- [33] J. E. Hall, “Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology 12th Ed,” 2011. [Online]. Available: [https://drive.google.com/file/d/10Zec9gibdLLkQ45XlKobf\\_pEtLqIvaWI/view](https://drive.google.com/file/d/10Zec9gibdLLkQ45XlKobf_pEtLqIvaWI/view). [Accessed: 10-Feb-2022].
- [34] C. Tame Cuba, “Diseño e implementación de un dispositivo electro estimulador portátil utilizando un microcontrolador e interfaz gráfica para reducir el estrés laboral de los trabajadores administrativos de la empresa Medinet SAC,” 2019.
- [35] F. Tuncay, Pn. Borman, B. Tasser, I. Ünlü, and E. Samim, “Role of electrical stimulation

- added to conventional therapy in patients with idiopathic facial (Bell) palsy,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, no. 3, pp. 222–228, 2015.
- [36] M. D. Loyo, “Electrical Stimulation to Promote Recovery in Bells Palsy,” *Case Med. Res.*, 2021.
- [37] ClinicalTrials, “U. S. National Library of Medicine,” 2022. [Online]. Available: <https://www.clinicaltrials.gov/ct2/home>. [Accessed: 29-Jan-2022].
- [38] B. Núñez Pérez, J. Plaza, and Á. Pérez T, “Diseno Y Construccion De Un Electroestimulador Para Aplicarlo en terapias de rehabilitacion del musculo esqueletico atrofiado por inmovilizacion,” vol. 6, no. 6, 2010.
- [39] N. Sinchiguano and K. Tutillo, “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR Y ELECTROMIOGRAMA CON COMUNICACIÓN INALÁMBRICA PARA LA DETECCIÓN Y TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES NEUROMUSCULARES,” 2015, p. 82.
- [40] A. Alberti, “¿Cómo calcular la disponibilidad de una máquina? - ALSGLOBAL,” 2020. [Online]. Available: <https://www.alsglobal.com/es-CO/news/Articles/2020/08/como-calcular-a-disponibilidade-de-maquinas-e-equipamentos>. [Accessed: 18-Feb-2022].
- [41] Rodríguez JM, “Apuntes de electroterapia,” *Ultrasonoterapia*, pp. 4–51, 2011.
- [42] T. L. Floyd, *Dispositivos Electrónicos*. 2008.
- [43] Physical Computing, “OLED Displays,” 2022. [Online]. Available: <https://makeabilitylab.github.io/physcomp/advancedio/oled.html>. [Accessed: 09-Feb-2022].
- [44] Atmel, “ATmega328P Microcontroller,” 2022. [Online]. Available: [https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P\\_Datasheet.pdf](https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf). [Accessed: 20-Feb-2022].
- [45] M. L. Collaguazo Gallo, “Reacciones emocionales en pacientes con Parálisis Facial Periférica,” *Univ. Cent. DEL ECUADOR Fac. CIENCIAS PSICOLÓGICAS CARRERA Psicol. CLÍNICA*, vol. 1, no. c, pp. 1–99, 2015.
- [46] E. G. Burelo-peregrino, M. Salas-magaña, P. I. Arias-vázquez, U. Juárez, A. De Tabasco, and D. M. De Comalcalco, “Efficacy of electrotherapy in Bell ’ s palsy treatment : A systematic review co rre ct ed pr oo f ve rs io ve rs io n pr oo f co ,” vol. 1, pp. 1–10, 2020.
- [47] 3D Systems, “¿Qué es un archivo .STL? ,” 2022. [Online]. Available:

<https://es.3dsystems.com/quickparts/learning-center/what-is-stl-file>. [Accessed: 08-Feb-2022].

## ANEXOS

### **Anexo 1. Escala House Brackmann para evaluar la parálisis facial**

*Fuente: [22], [45].*

<b>Grado</b>	<b>Descripción</b>
I – Normal	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Función músculos-nervios faciales normal en todas las áreas.</li> <li>▪ Ligera debilidad de la musculatura.</li> </ul>
II – Disfunción leve	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Simetría normal en reposo.</li> <li>▪ No contracturas ni espasmos faciales.</li> <li>▪ Disfunción moderada.</li> </ul>
III – Disfunción leve a moderada	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Diferencia clara entre ambos lados.</li> <li>▪ palpebral completo; hay movimiento de región frontal.</li> <li>▪ Simetría y tono normal en reposo</li> <li>▪ Debilidad y/o asimetría desfiguradora.</li> </ul>
IV – Disfunción moderada severa	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Simetría y tono normal en reposo</li> <li>▪ No hay movimiento de región frontal, imposibilidad para cerrar el ojo totalmente.</li> <li>▪ Espasmo facial</li> </ul>
V – Disfunción severa	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Tan sólo ligera actividad motora perceptible.</li> <li>▪ Asimetría en reposo.</li> </ul>
VI – Parálisis total	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ No hay movimiento facial, pérdida total del tono.</li> </ul>

## Anexo 2. Lista de funciones y enfermedades que se puede tratar con el equipo DUO 500

### Electrotherapy Unit.

*Fuente: [29]*

Función	Enfermedades que se pueden tratar
<b>Corriente continua</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Alteraciones circulatorias superficiales.</li> <li>▪ Neuralgia.</li> <li>▪ Mialgia.</li> <li>▪ Artralgia.</li> <li>▪ Mala cicatrización de lesiones cutáneas.</li> <li>▪ Mala cicatrización de las lesiones de las partes blandas del hueso</li> <li>▪ Como tratamiento introductorio a la electroestimulación</li> <li>▪ Como forma de corriente para aplicar ionoforesis.</li> <li>▪ Para el diagnóstico en la condición del periférico neuronal.</li> <li>▪ Como electroestimulación en caso de parálisis periférica.</li> <li>▪ Como electroestimulación del tejido muscular liso en caso de estreñimiento.</li> <li>▪ Artrosis Deformante.</li> <li>▪ Mialgia.</li> <li>▪ Situaciones de dolor crónico específico.</li> <li>▪ Neuralgia.</li> <li>▪ Alteraciones circulatorias.</li> <li>▪ Alteraciones vegetativas.</li> <li>▪ Enfermedades posttraumáticas.</li> <li>▪ Enfermedades reumáticas.</li> <li>▪ Alteraciones circulatorias superficiales.</li> <li>▪ Artralgia.</li> <li>▪ Neuralgia.</li> <li>▪ Para detectar desregulaciones segmentarias.</li> <li>▪ Dolor agudo y crónico.</li> <li>▪ Artralgias.</li> <li>▪ Alteraciones circulatorias.</li> <li>▪ Dolores posquirúrgicos.</li> <li>▪ Neuralgia.</li> <li>▪ Mialgia.</li> <li>▪ Distrofia posttraumática.</li> <li>▪ Puntos gatillo miofasciales activos.</li> <li>▪ Desregulaciones segmentarias reales.</li> <li>▪ Para buscar puntos de estímulo específicos activos.</li> <li>▪ Atrofia inminente.</li> <li>▪ Disminución de la resistencia muscular.</li> <li>▪ Disminución de la función de los músculos del piso pélvico.</li> <li>▪ Espasticidad Enfermedades cardiovasculares, EM, lesiones del sistema nervioso central.</li> <li>▪ Alteraciones circulatorias.</li> <li>▪ Edema tejido intersticial.</li> <li>▪ Celulitis.</li> <li>▪ Pérdida de conciencia muscular, imagen locomotora alterada.</li> <li>▪ Como forma actual para mejorar la actividad de la vida diaria.</li> <li>▪ Atrofia o atrofia inminente.</li> <li>▪ Disminución de la resistencia muscular (resistencia).</li> <li>▪ Disminución de la función de los músculos del piso pélvico (incontinencia de</li> </ul>
<b>Corriente pulsada rectangular y triangular</b>	
<b>Corriente Ultra Reiz</b>	
<b>Corrientes di adinámicas</b>	
<b>TENS</b>	
<b>Formas de corriente NMES con corriente de baja frecuencia</b>	
<b>Formas de corriente NMES con corriente de frecuencia intermedia</b>	

---

**Electroterapia de frecuencia intermedia aplicada mediante interferencia****Indicaciones de iontoporesis**

- esfuerzo para orina y/o excrementos).
  - Espasticidad Enfermedades cardiovasculares, EM, lesiones del sistema nervioso central, médula espinal
  - lesión y paraplejia.
  - Alteraciones circulatorias.
  - Pérdida de conciencia muscular, imagen locomotora alterada.
  - Dolor agudo y crónico.
  - Artralgias.
  - Alteraciones de la circulación sanguínea.
  - Dolores posquirúrgicos.
  - Neuralgia.
  - Mialgia.
  - Distrofia postraumática.
  - Puntos gatillo miofasciales activos.
  - Desregulaciones segmentarias reales.
  - Actividad refleja simpática alterada.
  - Incontinencia de urgencia.
  - Como forma actual para buscar puntos de estímulo específicos activos.
  - Artralgia.
  - Artritis.
  - Contracturas superficiales del tejido conjuntivo.
  - Edema.
  - Lesiones tendinosas.
  - Infecciones fúngicas.
  - Artritis gotosa.
  - Hiperhidrosis.
  - Panadizo herpético.
  - Mialgia.
  - Puntos gatillo miofasciales activos.
  - Neuralgia.
  - Enfermedades reumáticas.
  - Cicatrices adherencias.
  - Infecciones virales.
-

**Anexo 3. Resultados obtenidos después de 3 meses de aplicar tratamiento de electroestimulación a 4 pacientes, [36]**

*Fuente: [36]*

<b>PRIMER RESULTADO</b>		
<b>1. Recuperación a los 3 meses medida a partir de fotos faciales con diferentes expresiones faciales</b>	Es el número total de pacientes completamente recuperados sobre el número de participantes.	Pacientes tratados: 4
	Tiempo: 3 meses	Pacientes recuperados: 3
<b>SEGUNDO RESULTADO</b>		
<b>2. Escala House Brackmann</b>	Tres otorrinolaringólogos externos revisan fotografías faciales de pacientes con sonrisa y ojos cerrados. Las escalas van de 1 (normal) a 6 (disfunción más grave).	Medición HB antes: 2
	Tiempo: 3 meses	Medición HB después: 1,15
<b>3. Calidad de vida informada por el paciente en relación con la sincinesia facial medida por el Cuestionario de evaluación de la sincinesia (SAQ)</b>	La calidad de vida se mide con el Cuestionario de evaluación Synkinesis (SAQ) informado por el paciente. El instrumento que consta de 10 preguntas sobre la dificultad en realizar movimientos faciales. La prueba otorga un puntaje entre 20 (sin sincinesia) y 100 (sincinesia severa, todo el tiempo).	Medición SAQ antes: 27,5
	Tiempo: 3 meses	Medición SAQ después: 5,25
<b>4. Calidad de vida global informado por el paciente específico para la parálisis facial</b>	La calidad de vida se mide con la escala de evaluación clínimétrica facial (FaCE) con una escala de 0 (normal) a 100 (disfunción grave).	Medición FaCE antes: 37,5
	Tiempo: 3 meses	Medición FaCE después: 3,4
<b>5. Medidas objetivas de elevación de cejas</b>	Medición de la elevación de la ceja usando el programa MEEI FACE-gram, es una comparación en milímetros de ambos lados de la cara.	Medición MEEI FACE-gram cejas: 4,5
	Tiempo: 3 meses	Medición MEEI FACE-gram cejas después: 5,2
<b>6. Cierre de ojos</b>	Medición en milímetros de los párpados que permanecen abiertos durante el cierre máximo del ojo utilizando el programa MEEI FACE-gram	Medición MEEI FACE-gram ojos antes: 0,5
	Tiempo: 3 meses	Medición MEEI FACE-gram ojos después: 0,6
<b>7. Sonrisa Excursión</b>	Medición de la exclusión de la comisura oral utilizando el programa MEEI FACE-gram informado el cambio en milímetros en la distancia entre la línea media del labio inferior y la comisura oral en comparación con el reposo y la sonrisa.	Medición MEEI FACE-gram sonrisa antes: 4,5
	Tiempo: 3 meses	Medición MEEI FACE-gram sonrisa después: 3,5

---

<b>8. Simetría facial en reposo</b>	Medido por el índice de asimetría facial (FAI) en reposo en fotos que se calcula como la diferencia en la distancia desde el canto lateral hasta la comisura oral entre el lado afectado y el no afectado. En la escala 0 equivale a ausencia de diferencia entre lados y simetría perfecta. Cuanto más cerca está un número de 0, mayor es la simetría.	Medición FAI reposo antes: 0,02
	Tiempo: 3 meses	Medición FAI sonrisa después: 0
<b>9. Simetría facial durante la sonrisa</b>	Medido por el índice de asimetría facial (FAI) durante la sonrisa en las fotos, que se calcula como la diferencia en la distancia desde el canto lateral hasta la comisura oral entre el lado afectado y el no afectado. En la escala 0 es igual a simetría perfecta y sin diferencia de lados. Cuanto más cerca está un número de 0, mayor es la simetría.	Medición FAI antes: 0,2
	Tiempo: 3 meses	Medición FAI después: 0,19
<b>10. Tolerabilidad del paciente</b>	Medido por una escala analógica visual (VAS) que varió de 0 a 10, donde 0 significa completamente cómodo y 10 muy incómodo.	Medición VAS antes: 2,7
	Tiempo: 3 meses	Medición VAS después: 2,3
<b>11. Adherencia al sujeto auto informado</b>	Porcentaje de sujetos que informaron adherencia total, adherencia parcial y no adherencia confirmada por comparación con el diario de uso.	Pacientes antes: 4
	Tiempo: 3 meses	Adherencia total de pacientes: 4

---

**Anexo 4. Recopilación de parámetros eléctricos de forma de onda, pulsos y frecuencia usados para tratar la parálisis obtenido de estudios, libros, manuales de equipos de fisioterapia**

*Elaboración: Quinche, I (2022)*

Tema	Descripción	Forma de onda	Pulsos	Frecuencia
<b>Role of electrical stimulation added to conventional therapy in patients with idiopathic facial (bell) palsy, [35].</b>	32 pacientes, entre 18-79 años de edad, 30 min de sesión, durante 3 semanas.	Cuadrada monofásica	100ms	2,5-3,33Hz (300ms)
<b>Electrical stimulation to promote recovery in bell's palsy, [36].</b>	4 pacientes adultos, 20 min de sesión, durante 3 meses.	Cuadrada monofásica	100us	35 Hz
<b>Efficacy of electrotherapy in bell's palsy</b>	En una revisión de estudios con pacientes que recibieron electroterapia combinada con otros tratamientos y como produjo una mejoría significativa en los individuos evaluados.			
<b>Treatment: a systematic review, [46].</b>	1. 8 pacientes, no especifica edad, 30 min de sesión, 4 semanas. 2. 10 pacientes, 1-24 años de edad, 30 min de sesión, 6 meses. 3. 30 pacientes, edad no especifica, 6 meses.	TENS Cuadrada monofásica Cuadrada monofásica	10us 100us 100us	10 Hz 20 Hz 20 Hz – 5KHz
<b>Apuntes de electroterapia, [41]</b>	Es una guía sobre el tipo de corrientes usadas para electroterapia y valores de pulsos y frecuencia de la página 37 se obtienen estos parámetros.	1. TENS 2. EMS	0,1–0,3ms 0,2–0,5ms	1-150 Hz 1 - 100 Hz
<b>Clayton's electrotherapy: theory and practice, [1].</b>	Es un libro que define y explica aspectos eléctricos sobre los equipos de fisioterapia para electroterapia, de la página 31 se obtienen estos parámetros.	1. Onda cuadrada pulsada 2. Pulso farádicos	0,01 – 300 ms 0.1 – 1 ms	50 – 100 Hz 50 – 100 Hz
<b>Duo 500 electrotherapy unit, [29].</b>	Es un manual del equipo de electroterapia Duo 500 y de la página 84 se obtienen estos parámetros.	Pulsos rectangulares	0,1 – 5 ms	1 – 150 Hz

---

<b>User manual combi 400 duo 400 pulson 400 vaco 400, [31].</b>	Es un manual del equipo de electroterapia Duo 400 Pulson 400 Vaco 400 y de la página 98 se obtienen estos parámetros.	1. Onda cuadrada	0,1 ms – 6 s	1 Hz – 10 KHz
		2. TENS	10–900 us	1 – 500 Hz
		3. NMES	0,1 - 5 ms	1 – 150 Hz

---

*Elaboración:* Quinche, I (2022)

## Anexo 5. Tecnología de Impresión 3D

La tecnología de impresión 3D se ha venido desarrollando desde los años 90 y en los últimos 10 años ha alcanzado un gran auge de desarrollo con la creación de empresas y el uso de distintos tipos de materiales, la impresión 3D se basa en la fabricación de un objeto tridimensional diseñado en software y construido a partir de la superposición sucesiva de capas de material, según lo explica [47].

La necesidad de la tecnología de impresión de objetos tridimensionales viene desde los años 80, cuando se notó que el mayor problema de la fabricación de en cadena era que no se podía hacer una prefabricación o maqueta del objeto para su empleo, prueba y mejora del mismo, fue Chuck Hull que en 1984 inventa el método de la estereolitografía – SLA para construir objetos sólidos imprimiendo finas capas de forma continua con un material que se endurece en presencia de luz ultravioleta.

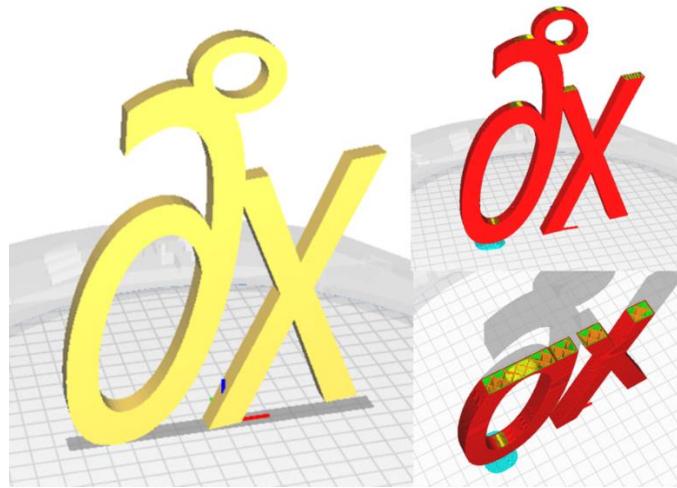
Se han desarrollado otros tipos de tecnología basada en el mismo método, pero de distinto proceso como el sintetizado selectivo por láser – SLS que es usado para la impresión de objetos usando material basado en polímeros líquidos, otro ejemplo es el modelado por deposición fundida - FDM que es el proceso de impresión más empleado para la fabricación de máquinas de impresión 3D de uso doméstico e industrial, por su simplicidad en componentes es apto para usarlo con varios tipos de materiales plásticos como el nylon, PLA, ABS, TPU, PET, PVA e incluso basados en madera como el Laywood.



**Figura 65.** Ejemplo de impresora 3D

**Fuente:** Google

Generalmente, todos los tipos de tecnología de impresión que se han desarrollado usan el mismo estándar de generación de archivos llamado STL - (StereoLithography), que se basa en la representación tridimensional de un objeto usando triángulos para definir sus características, mientras más sea la densidad de triángulos usados para la modelación mejor se definen sus características, para generar un archivo STL se hace uso de un programa de diseño y al momento de guardarlo se elige el formato de salida mencionado, y para usarlo en una impresora 3D se usa otro tipo de estándar de generación de archivos llamado G-code que es único para cada tipo de impresora y es una representación vectorial del modelo 3D para que sea interpretado por el microcontrolador de la impresora y deponga el material en capas, para generar este archivo se usa un programa de segmentación primero seleccionando el tipo de impresora y que renderice el archivo STL a un archivo G-code.



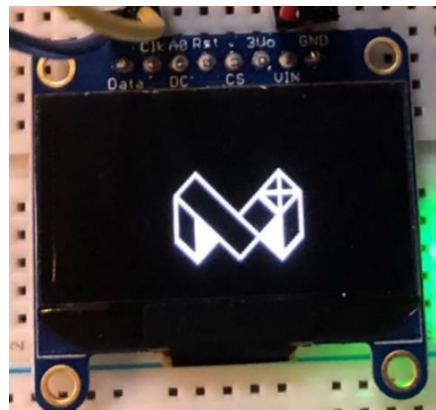
**Figura 66.** Ejemplo de archivos 3D tipo stl (izquierda), g-code (derecha)

*Elaboración: Quinche, I (2022)*

Por la versatilidad para el desarrollo de proyectos, se usó la tecnología de impresión 3D de tipo FDM para imprimir la estructura que contenga y proteja los elementos del prototipo, haciendo uso de un programa de diseño 3D, y un programa de segmentación para la impresión del diseño.

## Anexo 6. Pantalla OLED SSD1306

El desarrollo de la tecnología OLED ha dado paso para la creación de pantallas de tamaño reducido para el desarrollo de proyectos que requieran una interfaz más dinámica para la representación de información y datos, la empresa de desarrollo Adafruit creo la pantalla OLED de 128x64 píxeles controlados por el chip SSD1306 en donde cada pixel es un diodo orgánico emisor de luz y funciona con 5 V de alimentación y 3,3 V de niveles lógicos, puede usar dos protocolos de comunicación tipo I2C y SPI para ser usados con microcontroladores o placas de desarrollo como Arduino UNO, según los expresa [43].

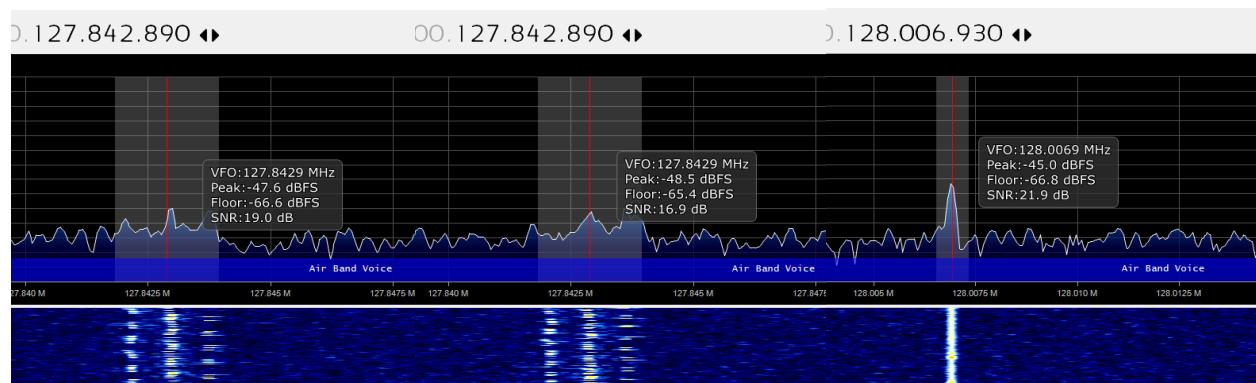


**Figura 67.** Pantalla OLED SSD1306

**Fuente:** [43]

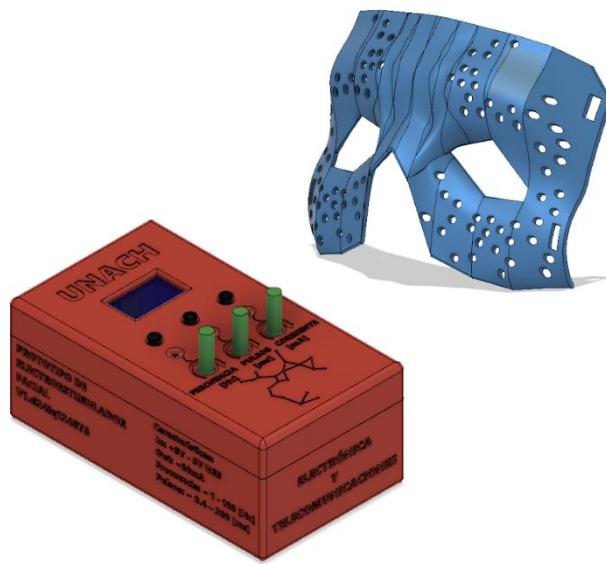
**Anexo 7. Frecuencias producidas por los elementos resonantes del prototipo halladas en la banda libre de aviación civil VHF.**

*Elaboración: Quinche, I (2022)*



**Anexo 8. Contenedor impreso 3D**

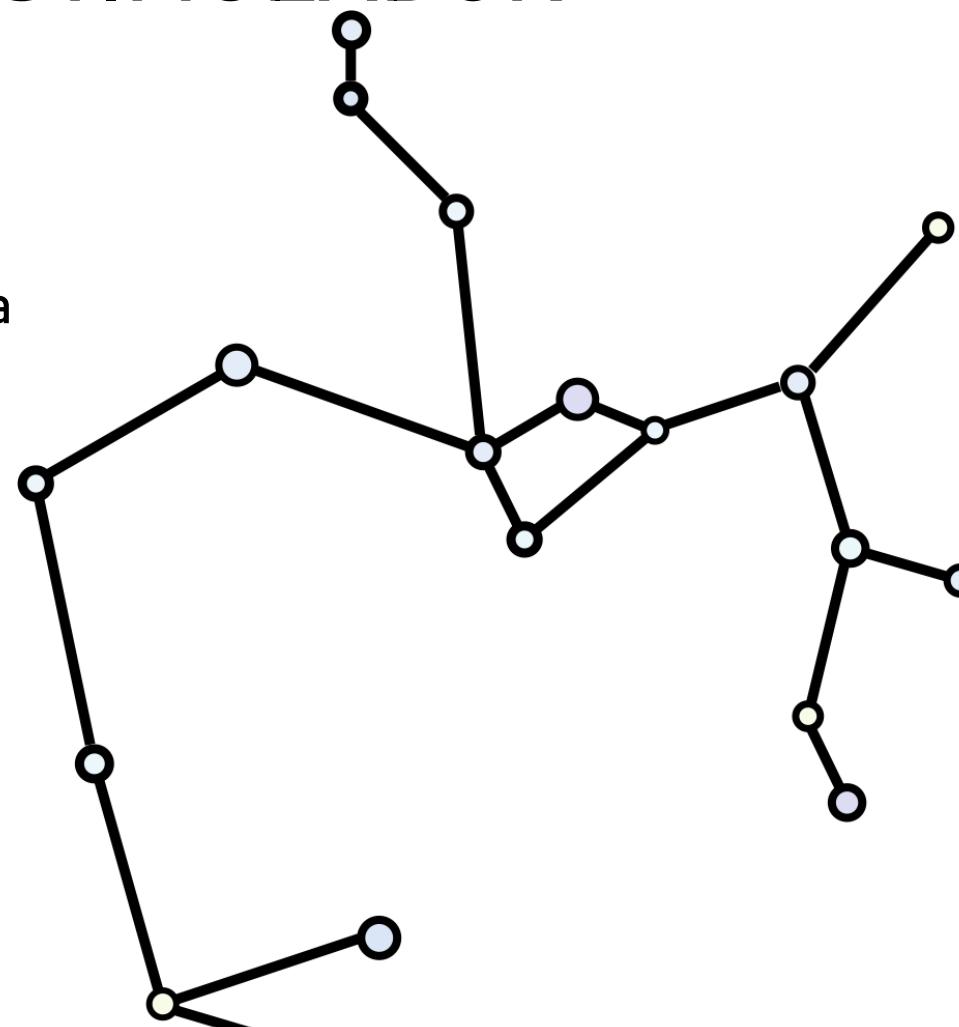
**Anexo 9. Pantallas del prototipo**



# PROTOTIPO DE ELECTRO ESTIMULADOR FACIAL

Manual de Usuario

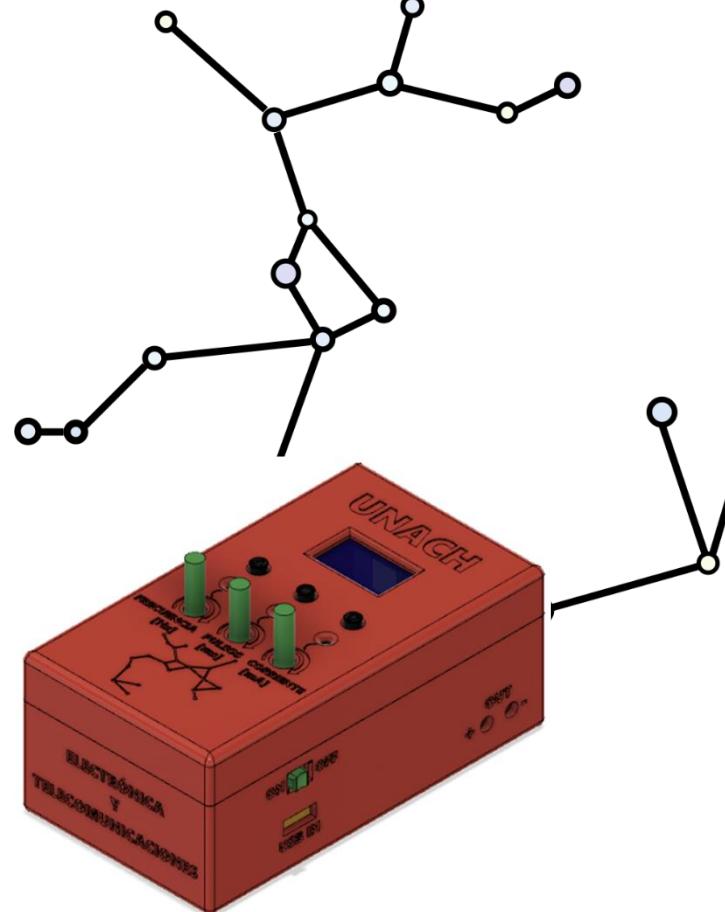
Isai Leopoldo Quinche Burga



## Indicaciones:

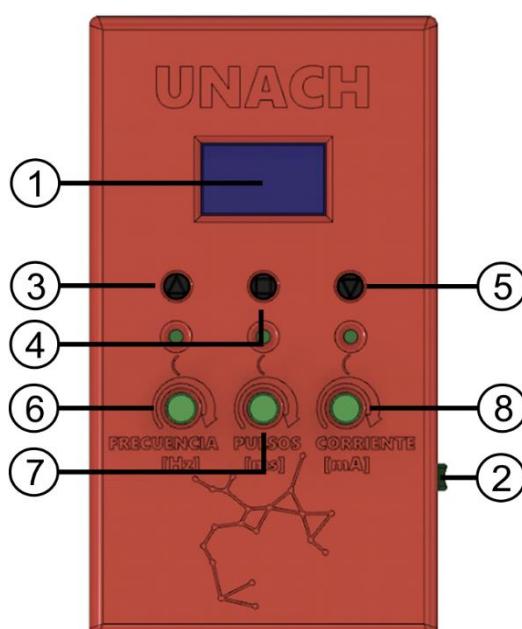
Este dispositivo de electro estimulación debe ser únicamente usado para dar tratamiento de parálisis facial. No debe ser empleado sin supervisión de un especialista que configure los parámetros de tratamiento. No toque las salidas de los electrodos directamente con las manos si el dispositivo está en funcionamiento. Estrictamente, no se debe sobrepasar el voltaje de entrada requerido. Ni debe ser empleado en pacientes con piezas metálicas. Verifique siempre que las perillas se encuentran en su posición correcta antes de encender el dispositivo. Una vez ajustados los valores de frecuencia o pulsos, ¡NO MUEVA!, las perillas de control. Conecte los electrodos al paciente solo después de haber ajustado los parámetros deseados. Antes de desconectar los electrodos del paciente ajuste la perrilla de corriente hasta el valor más bajo. Ajuste la perilla de corriente desde el valor más bajo y suba hasta sentir una sensación confortable o deseada. Se recomienda no sobrepasar los 20 minutos de uso para dar tratamiento facial a menos que sea requerido el caso. Mantenga el equipo en un lugar seco y fresco y fuera del alcance de los niños. Se prohíbe su uso comercial, pero se alienta su mejora y empleo experimental. Para más detalles sobre el proyecto, consulte el repositorio de GitHub del autor.

<https://github.com/latem20/tesiselectroterapia>



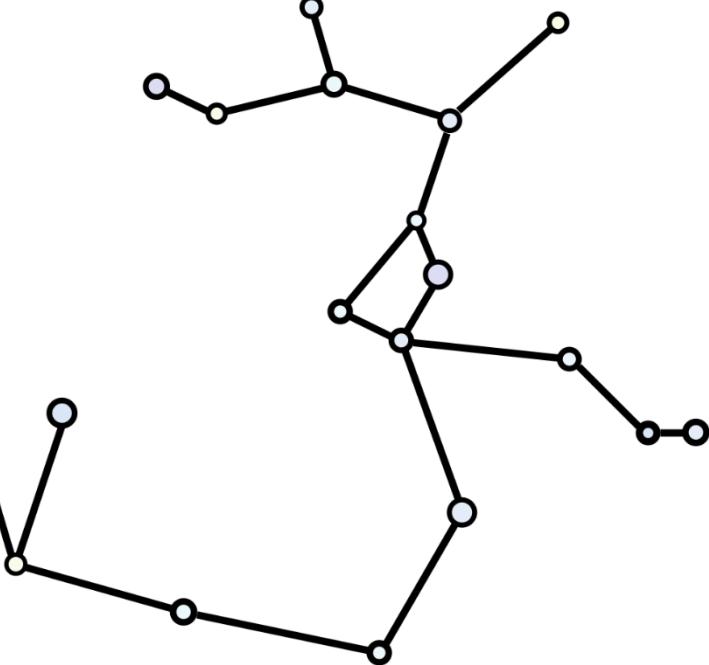
## Características eléctricas generales:

Voltaje de entrada:	9 VDC
Voltaje RMS de salida:	60 V
Corriente RMS de salida:	60 mA
Rango frecuencia función 1-2:	1 ~ 100 Hz
Rango de pulsos función 2:	1 – 200 ms



## Funciones:

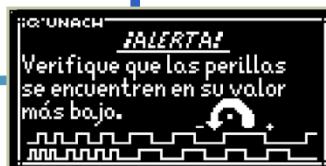
1. Pantalla OLED
2. Botón encendido
3. Botón izquierdo, arriba
4. Botón centro
5. Botón derecho, abajo
6. Perrilla frecuencia 1
7. Perrilla frecuencia 2
8. Perrilla control de corriente



Modo de uso:



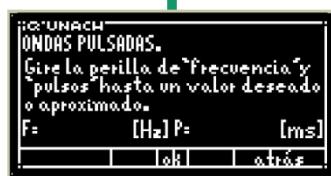
Pantalla de inicio



Verifique que las perillas se encuentren su posición correcta



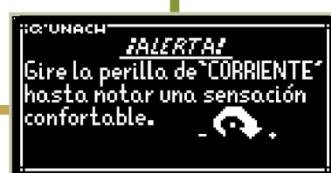
Selección función



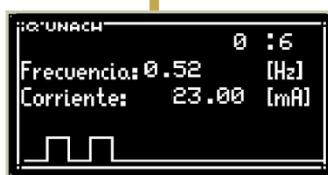
Configure las frecuencias de trabajo con la perrilla indicada



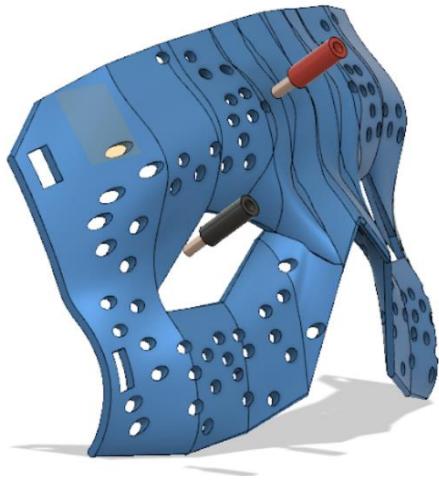
Configure tiempo [1-30min]



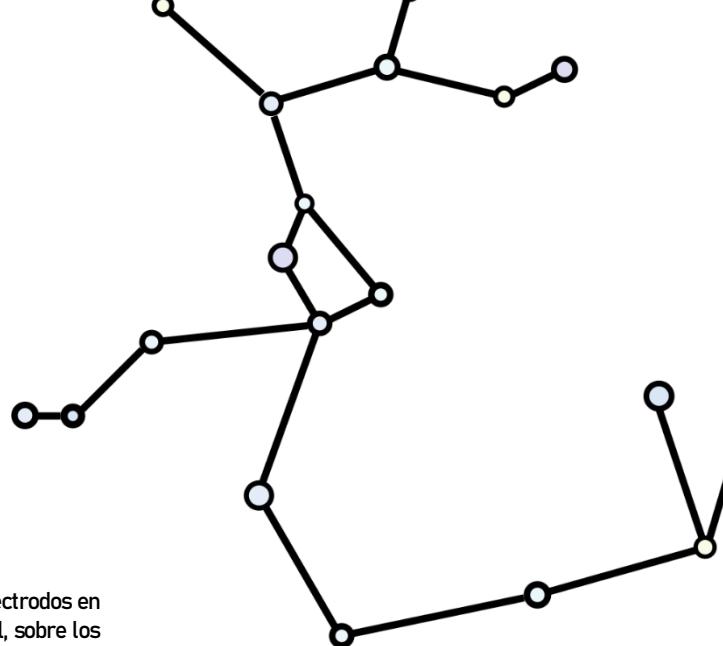
Gire la perrilla de corriente hasta sentir una sensación confortable



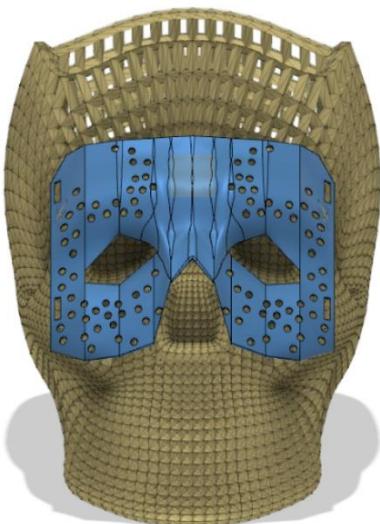
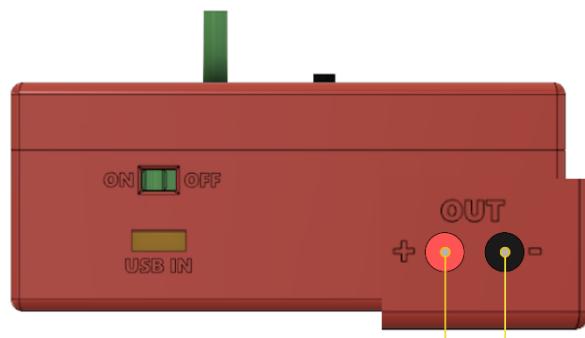
Pantallas de información parámetros



Coloque los electrodos en el prototipo y configure parámetros



Coloque los electrodos en la órtesis facial, sobre los agujeros de sujeción según el área a tratar



Coloque la órtesis facial en el paciente

