



**FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE
ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A
MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE
PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES
MUSCULARES**

**PRESENTADA POR
JEANCARLO JIMÉNEZ SOSA
DIEGO ALONSO PEÑA VILLAFANA**

**ASESOR
FERNANDO MAURICIO JIMENEZ MOTTE**

**TESIS
PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO ELECTRÓNICO**

**LIMA – PERÚ
2020**



CC BY-NC-SA

Reconocimiento – No comercial – Compartir igual

El autor permite transformar (traducir, adaptar o compilar) a partir de esta obra con fines no comerciales, siempre y cuando se reconozca la autoría y las nuevas creaciones estén bajo una licencia con los mismos términos.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>



USMP | FACULTAD DE
INGENIERÍA Y ARQUITECTURA

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE
ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A
MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE
PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES
MUSCULARES**

TESIS

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
ELECTRÓNICO**

PRESENTADA POR

JIMÉNEZ SOSA, JEANCARLO

PEÑA VILLAFANA, DIEGO ALONSO

LIMA – PERÚ

2020

Dedicatoria

Dedicamos esta tesis a nuestros padres, quienes nos han brindado su afecto y paciencia, en cada paso de nuestro camino y ser los promotores de nuestros sueños.

Esta investigación es muestra de que gracias a ustedes, somos las personas que hemos logrado ser y que aún tenemos mucho futuro por delante.

Agradecemos a Dios por darnos el don de la vida y permitirnos dar un aporte al mundo.

ÍNDICE

	Página
RESUMEN	xii
ABSTRACT	xiii
INTRODUCCIÓN	xiv
CAPÍTULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.1. Situación problemática	1
1.2. Definición del problema	3
1.3. Objetivos	4
1.4. Importancia de la investigación	4
1.5. Viabilidad de la investigación	6
1.6. Alcances, limitaciones y restricciones	7
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	9
2.1. Antecedentes de la investigación	9
2.2. Bases teóricas	36
CAPÍTULO III. METODOLOGÍA	86
3.1. Materiales y componentes	86
3.2. Métodos	87
CAPÍTULO IV. DESARROLLO	90
4.1. Análisis de etapa de adquisición y generación de señal	90
4.2. Diseño de etapa de transmisión	102
4.3. Diseño de etapa de acondicionamiento de señal	105

4.4. Diseño de etapa amplificadora	112
4.5. Diseño de la etapa de protección	121
4.6. Diseño del chasis y circuito en PBC	123
4.7. Tabla de parámetros	125
CAPÍTULO V. PRUEBAS Y RESULTADOS	129
5.1. Análisis de etapa de adquisición y generación de señal	129
5.2. Etapa de transmisión	141
5.3. Etapa de acondicionamiento de señal	144
5.4. Etapa amplificadora	151
5.5. Etapa de protección	153
5.6. Chasis y Circuito en PCB	155
CAPÍTULO VI. COSTOS E INVERSIÓN	157
6.1. Costo e inversión total de la investigación	157
6.2. Costo e inversión total del producto a comercializar	159
6.3. Estimación de retorno de inversión	161
CONCLUSIONES	162
RECOMENDACIONES	163
FUENTES DE INFORMACIÓN	164
ANEXOS	166

ÍNDICE DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Perú: Población censada con alguna discapacidad, 2017.	1
Figura 2: Vista frontal y posterior del chasis completo.	10
Figura 3: Diagrama de bloques del instrumento virtual creado con labview.	11
Figura 4: Block diagram of the indigenous fes device instim.	12
Figura 5: Electroestimulador y sus partes.	13
Figura 6: Electrodo con gel conductor.	14
Figura 7: Multiple iterations in the production of the four-channel fes-shirt.	15
Figura 8: Single iteration for production of the 14-channel fes-pants.	15
Figura 9: Diagram of the electrical circuit used to estimate voltage (v_2) and intensity (i_2).	16
Figura 10: 10-bit hv-dac architecture.	17
Figura 11: The front view of the device. Each pair of colors represents one output channel.	19
Figura 12: 0-3.3v dac's output is subtracted from a 1.65 v voltage reference providing a bi-phasic output voltage.	20
Figura 13: s1-s2 and s3-s4 are pairs of switches changing the howland current source's output range.	21
Figura 14: Basic biphasic transconductance amplifiers or voltage controlled current source.	23
Figura 15: Fuerza producida por la corriente e intensidad aplicada. La corriente administrada tiene una forma rectangular, bifásica y simétrica.	24
Figura 16: Multichannel fes machine used for stimulation (source-cybermedic corp. Korea).	25
Figura 17: Schematic of the developed es output stage.	26
Figura 18: The illustration of the stimulator system.	28

Figura 19: A build-up of negative charge beneath the cathode creates a membrane potential that depolarizes the axon.	29
Figura 20: Tens Device.	30
Figura 21: Mean \pm sem values of sensory discomfort measured by visual analog scale at the 10th and 20th minutes during ifc for each group (N=30 Per Group).	31
Figura 22: Block Diagram Of The Neurostimulator.	32
Figura 23: Block diagram representation of the stimulation electrical circuit	33
Figura 24: A Diagram Of The Forearm And Wrist Electrode Band.	34
Figura 25: Two Stu Modules Have Been Programmed To Stimulate Bilaterally The Cuadriceps Of A Single Healthy Subject.	36
Figura 26: Funcionamiento De La Electroestimulación.	38
Figura 27: Fuerza De Duración Del Umbral De Excitación.	41
Figura 28: Relación lineal entre la cantidad de corriente y el tiempo de aplicación.	42
Figura 29: Ley De Lopicque.	43
Figura 30: Diagrama De Bloques De La Fuente De Alimentación.	44
Figura 31: Transformador Con Dispositivo De Aislamiento.	44
Figura 32: Símbolo De Circuito Para El Transformador.	45
Figura 33: Rectificación De Onda Completa.	47
Figura 34: Ubicación Del Filtro Capacitor.	48
Figura 35: Voltaje De Salida De Circuito De Filtro De Capacitor.	48
Figura 36: Regulador De Voltaje.	50
Figura 37: Distribución De Pines Del Atmega328p.	51
Figura 38: Forma De Onda Corriente Alterna.	56
Figura 39: Forma De Onda De La Corriente Burst.	58
Figura 40: Forma De Onda De La Corriente Interrumpida.	59
Figura 41: Modulo Bluetooth Hc-05.	66
Figura 42: Configuración De Terminales Y Simbología De Circuitos.	67
Figura 43: Configuración De Pines Lm318n.	68
Figura 44: Circuito Del Amplificador Inversor.	69
Figura 45: Sumador De Señales.	70
Figura 46: Distribución De Pines Del X9c102.	71

Figura 47: Notación Y Símbolos Utilizados Con La Configuración Colector Común: (A) Transistor Pnp; (B) Transistor Npn.	73
Figura 48: (A) Tensión En Transistor Pnp; (B) Tensión En Transistor Npn.	74
Figura 49: Transistor Darlington.	76
Figura 50: Circuito Limitador De Corriente.	78
Figura 51: Electrodo Pals.	81
Figura 52: Etapas Del Diseño Del Prototipo En Jerarquía H0.	87
Figura 53: Etapas Del Diseño Del Prototipo En Jerarquía H1.	89
Figura 54: Etapa De Adquisición De Señales.	90
Figura 55: Fuente De Poder Simétrica.	91
Figura 56: Parámetros Del Transformador De Aislamiento.	92
Figura 57: Ficha Técnica De Los Integrados 7805, 7818, 7905 Y 7918.	94
Figura 58: Configuración recomendada para los reguladores de voltaje Serie 78.	95
Figura 59: Fuente De Poder Simétrica Con Valores Hallados.	95
Figura 60: Menú De Elección De Terapia.	96
Figura 61: Etapa De Comunicación Bluetooth	103
Figura 62: Diseño Del Interfaz Del Apk.	104
Figura 63: Diseño Del Interfaz Del Apk.	105
Figura 64: Etapa De Acondicionamiento De Señal.	106
Figura 65: Diseño Del Circuito Inversor.	107
Figura 66: Diseño Del Circuito Inversor Con Valores Hallados.	108
Figura 67: Diseño del Circuito Sumador No Inversor.	109
Figura 68: Diseño del circuito sumador no inversor con valores hallados.	111
Figura 69: Etapa de Amplificadora.	112
Figura 70: Diseño del Regulador De Voltaje Con Potenciómetro Digital	113
Figura 71: Circuito Amplificador Push-Pull.	114
Figura 72: Dirección de la Corriente De Colector.	115
Figura 73: Funcionamiento del Push-Pull.	116
Figura 74: Distorsión de Cruce.	117
Figura 75: Amplificador push-pull con valores calculados para ciclos Positivos.	119
Figura 76: Característica Estática Del Transistor 2n3055.	121

Figura 77: Característica Estática Del Transistor Mj3955.	121
Figura 78: Etapa de Protección.	122
Figura 79: Circuito Limitador De Corriente.	122
Figura 80: Diseño Del Circuito Limitador De Corriente.	123
Figura 81: Diseño Del Chasis En 3dmax.	124
Figura 82: Diseño Del Circuito En Pcb.	124
Figura 83: Circuito De La Fuente Simétrica Simulado En Proteus.	129
Figura 84: Resultados De La Fuente De 5v Teóricos Vs Simulados Vs Valores Obtenidos.	130
Figura 85: Voltaje Medido En La Etapa Experimental De 5 Voltios.	131
Figura 86: Resultados De La Fuente De 18v Teóricos Vs Simulados Vs Valores Obtenidos. Elaboración: Los Autores	132
Figura 87: Voltaje Medido En La Etapa Experimental De 18 Voltios.	133
Figura 88: Resultados De La Fuente De -18v Teóricos Vs Simulados Vs Valores Obtenidos.	134
Figura 89: Voltaje Medido En La Etapa Experimental De -18 Voltios.	135
Figura 90: Diseño Del Circuito Simulado En Proteus.	136
Figura 91: Resultado Del Ancho De Pulso De La Atrofia Superior 1ra Semana Sub Etapa Calentamiento.	138
Figura 92: Resultado de la frecuencia de la atrofia superior 1ra semana subetapa Calentamiento.	140
Figura 93: Apk Bluetooth Signal Strength Meter And Analyzer.	142
Figura 94: Intensidad de Señal Bluetooth En 0 Metros.	143
Figura 95: Atenuación de Señal Por Distancia En Metros.	144
Figura 96: Circuito Acondicionamiento De Señal Simulado En Proteus.	144
Figura 97: Señal Positiva Rectificada.	145
Figura 98: Señal Negativa de la Sub Etapa Inversora Con Error.	146
Figura 99: Señal Negativa de la Sub Etapa Inversora Corregida.	147
Figura 100: Resultado obtenido de la sub etapa acopladora y amplificadora para la señal positiva.	149
Figura 101: Resultado Obtenido De La Sub Etapa Acopladora Y Amplificadora Para La Señal Negativa.	149
Figura 102: Circuito Controlador De Intensidad	151

Figura 103: Sub Etapa Limitadora De Corriente Simulado En Proteus.	154
Figura 104: Prueba De Limitación De Corriente.	154
Figura 105: Prueba De Limitación De Corriente.	155
Figura 106: Prueba De Limitación De Corriente.	156

ÍNDICE DE TABLAS

	Página
Tabla 1: Población censada con alguna discapacidad por sexo, según Tipo, 2017 (Absoluto y porcentaje)	2
Tabla 2: Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad	3
Tabla 3: Clases y potencias permitidas	61
Tabla 4: Versiones y anchos de banda	63
Tabla 5: Espectros de frecuencia	65
Tabla 6: Descripción de los pines del Potenciómetro Digital	72
Tabla 7: Tamaños Electrodo	81
Tabla 8: Tabla de Parámetros de la Etapa Diseño e Implementación de Fuente Ac/Dc.	83
Tabla 9: Tabla de Parámetros de la Etapa Generación de terapia	83
Tabla 10: Tabla de Parámetros de la Etapa Inversora	84
Tabla 11: Tabla de Parámetros de la Etapa Sumadora.	84
Tabla 12: Tabla de Parámetros de la Etapa Amplificadora de Corriente	85
Tabla 13: Tabla de Parámetros de la Etapa de Protección	85
Tabla 14: Parámetros de las Corrientes Alternas Bipolares	97
Tabla 15: Parámetros de las Corrientes Alternas Bipolares	99
Tabla 16: Parámetros de las Corrientes Alternas Bipolares	101
Tabla 17: Resumen de terapias	101
Tabla 18: Parámetros Transistor Npn	120
Tabla 19: Parámetros Transistor Pnp	120
Tabla 20: Parámetros de la Etapa Fuente de Alimentación	125
Tabla 21: Parámetros de la Etapa Generadora de Terapia	126
Tabla 22: Parámetros Etapa Inversora	126

Tabla 23: Parámetros Etapa Sumadora	127
Tabla 24: Parámetros de la Etapa Amplificadora de Corriente	127
Tabla 25: Parámetros Etapa de Protección	128
Tabla 26: Resultados Teóricos Vs Valores Simulados	136
Tabla 27: Error Absoluto de Ancho De Pulso	138
Tabla 28: Error Absoluto de Frecuencia	140
Tabla 29: Error Absoluto de Voltaje Positivo	146
Tabla 30: Error Absoluto de Voltaje Negativo de la Subetapa Inversora	148
Tabla 31: Error Absoluto de Voltaje Positivo Sube tapa Acondicionadora y Sumadora	150
Tabla 32: Error Absoluto de Voltaje Negativo Subetapa Acondicionadora y Sumadora	150
Tabla 33: Resultados al limitar la salida del Microcontrolador con el Potenciómetro Digital	152
Tabla 34: Resultados al limitar la salida luego de la amplificación con el Potenciómetro Digital	153
Tabla 35: Error absoluto obtenido en la subetapa Limitadora de Corriente	155
Tabla 36: Costo e Inversión Total de la investigación	157
Tabla 37: Costo e Inversión Total del producto a comercializar	159
Tabla 38: Comparación de precios con equipos extranjeros	161

RESUMEN

La tesis desarrolla un dispositivo TEMS y EMS que permitirá realizar terapia física a personas con enfermedades musculares. El equipo diseñado tiene un costo menor, que es accesible al mercado peruano. Es una herramienta importante para terapeutas y ortopedistas en la rehabilitación de pacientes y podrá realizar terapia a dos pacientes, en forma simultánea. Además, brindará 22 terapias predefinidas y una configurada para el usuario. A su vez, contará con una interfaz gráfica visual en un LCD de 16x2 y un aplicativo móvil, diseñado para dispositivos Android mediante una conexión de bluetooth con un alcance de 7 metros. Asimismo, tendrá etapas de selección y generación de terapias que se realizarán en el microcontrolador Atmega328pu en el software abierto Atmel Studio 7.0, así como etapas de amplificación y protección.

Palabras clave: Electroestimulación, TENS, EMS, terapia física.

ABSTRACT

This thesis develops a TEMS and EMS device that will allow physical therapy to people with muscle diseases. It has a lower cost, which makes it accessible to the Peruvian market. The designed equipment is an important tool for therapists and orthopedists in the rehabilitation of patients and can perform therapy on two patients, simultaneously. In addition, it will provide 22 predefined therapies and one configured for the user. Also, it will have a visual graphical interface on a 16x2 LCD and a mobile application, designed for Android devices through a bluetooth connection with a range of 7 meters. Likewise, it will have stages of selection and generation of therapies that will be carried out in the Atmega328pu microcontroller in the open software Atmel Studio 7.0, as well as amplification and protection stages.

Keywords: Electrostimulation, TENS, EMS, Physical Therapy.

INTRODUCCIÓN

El electroestimulador ayudaría a resolver el problema que tienen la mayoría de las clínicas y hospitales en el Perú que no cuentan con la cantidad de equipos necesarios para atender a todos sus pacientes, haciendo que el tiempo de espera por cada paciente sea muy largo. Según las estadísticas dadas por el INEI, “El Perú en la actualidad cuenta con un 5,2% (1'575,000 personas al año) de población que padece con algún tipo de discapacidad”.

Este equipo tendrá como alimentación eléctrica 220V y ofrecerá una terapia con los valores de 36Vpp y 150mA, su alcance de bluetooth será de 7 metros ± 2 el cual podrá contactarse a cualquier Android 4.0 o superior.

Debido a la situación actual del país y que tenemos restricciones dicho equipo no pudo ser probado con pacientes, pero se logró revisar con 3 profesionales de la salud los cuales dieron su visto bueno en este equipo.

La estructura de esta investigación comprende seis capítulos. El primero trata sobre el planteamiento del problema, describe la situación problemática, la viabilidad de la investigación y los objetivos de la investigación. En el segundo, se aborda el marco teórico donde se recabo las bases teóricas. En el tercero, se analiza la metodología donde se desarrollan todas las fórmulas y conceptos teóricos que se usan para esta investigación. En el cuarto, se presenta el desarrollo de cada una de las etapas y sub etapas que tiene el prototipo planteado para la tesis. En el quinto, se abordan las pruebas y resultados que cumplen con los parámetros de diseño establecidos según el estándar de calidad mínimo. Y en el sexto capítulo, se abordan los costos de investigación y producción incurridos para el desarrollo del mismo.

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. Situación problemática

El problema que tienen la mayoría de las clínicas en el Perú es que no cuentan con la cantidad de equipos necesario para atender a todos sus pacientes, haciendo que el tiempo de espera por cada paciente sea muy prolongado. Debido a que el equipo es muy costoso al igual que sus implementos (electrodos) y su soporte técnico; las Ortopedias y clínicas deben aumentar el precio de sus consultas. En la figura 1 se podrá mostrar que, según las estadísticas dadas por el INEI, “En el país 3 millones 51 mil 612 personas que padecen de alguna discapacidad y representan el 10,4% del total de la población del país”. [1].

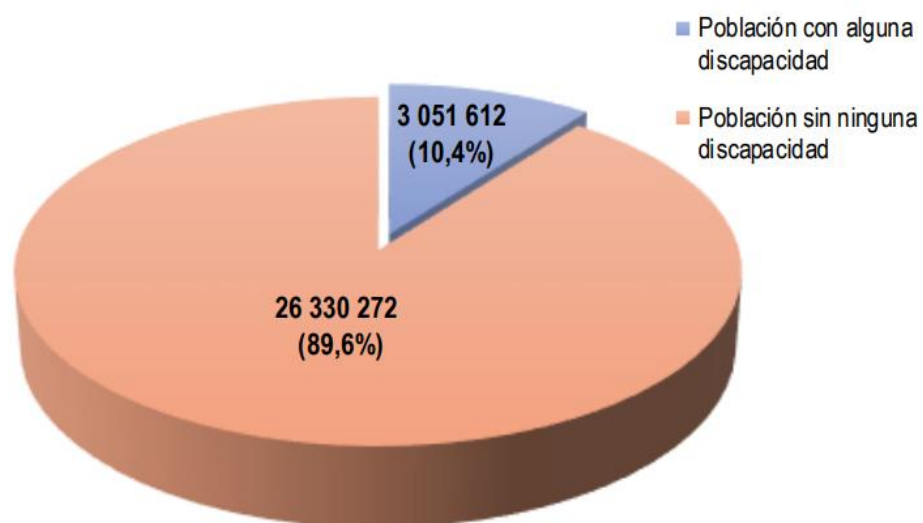


Figura 1: Perú: Población censada con alguna discapacidad, 2017.

Fuente: INEI - Censos Nacionales 2017: XII de Población y VII de Vivienda.

En la tabla 1, podemos encontrar que del total de personas con discapacidad “el 48,3% (1 millón 473 mil 583) presenta dificultad para ver, el **15,1% (462 mil 60) para moverse o caminar**, el 7,6% (232 mil 176) problema para oír...”. [1]

Tabla 1: Población censada con alguna discapacidad por sexo, según tipo, 2017 (absoluto y porcentaje).

Tipo de discapacidad	Total		Sexo			
			Hombre		Mujer	
	Absoluto	%	Absoluto	%	Absoluto	%
Total	3 051 612	100,0	1 312 433	100,0	1 739 179	100,0
Con 1 discapacidad	2 487 690	81,5	1 064 911	81,1	1 422 779	81,8
Dificultad para ver	1 473 583	48,3	573 389	43,7	900 194	51,8
Dificultad para oír	232 176	7,6	129 163	9,8	103 013	5,9
Dificultad para hablar o comunicarse	93 088	3,1	54 822	4,2	38 266	2,2
Dificultad para moverse o caminar	462 060	15,1	197 607	15,1	264 453	15,2
Dificultad para entender o aprender	127 947	4,2	58 669	4,5	69 278	4,0
Dificultad para relacionarse con los demás	98 836	3,2	51 261	3,9	47 575	2,7
Con 2 o más discapacidades	563 922	18,5	247 522	18,9	316 400	18,2

Fuente: INEI - Censos Nacionales 2017: XII de la Población y VII de Vivienda. (Recuperado de:

https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1539/libro.pdf)

En la Tabla 2, se puede observar los diferentes motivos por los cuales los pacientes no acuden a su debido tratamiento de rehabilitación. Debido a que esta es la única encuesta que se realizó con este tipo de dato tendremos que usar los datos obtenidos en el 2012 [2], donde se puede apreciar que el motivo más resaltante es el no contar con la sustentación económica (35.4%) debido a que los tratamientos son caros en su conjunto (varias sesiones). Otro motivo es la falta de tiempo (4.3%) ya que cada tratamiento dura una hora y esto le debe de sumar el tiempo que debe de esperar para antes de su tratamiento.

Tabla 2: Encuesta nacional especializada sobre discapacidad.

PERÚ: PERÚ: PERSONAS CON DISCAPACIDAD POR SEXO, SEGÚN RAZÓN PRINCIPAL POR LA QUE NO ACUDIÓ A UN ESTABLECIMIENTO DE SALUD POR PROBLEMAS RELACIONADO CON LA LIMITACIÓN, 2012 (Distribución porcentual)

Razón principal por la que no acudió a un establecimiento de salud	Total	Hombre	Mujer
Total	100	100	100
No encuentra medicinas en el lugar de atención	6.3	6.6	6.0
No tuvo dinero	35.4	34.7	36.0
No existe servicio de salud cercano	2.6	2.9	2.4
No hay médico	1.0	0.8	1.1
No está presente el personal	0.8	0.8	0.8
Falta de confianza	6.3	7.2	5.5
No fue necesario	6.1	7.1	5.3
No cree en la medicina	1.2	1.0	1.3
Prefiere curarse con remedios caseros	8.3	7.2	9.3
No tiene seguro	4.9	5.1	4.8
Se automedicó o repitió receta anterior	9.2	8.3	9.9
Falta de tiempo	4.3	5.4	3.4
Por maltrato de personal de salud	2.0	1.7	2.2
Porque su limitación se lo impide	4.0	3.3	4.6
No entiende al médico	1.3	1.4	1.2
Otros	4.9	4.6	5.2
No especificado	1.5	2.1	0.9

Fuente: INEI, primera encuesta nacional especializada sobre discapacidad

(2014), (recuperado de:

https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf

1.2. Definición del problema

La principal causa del alto tiempo de espera por los pacientes es la falta de equipos que puedan atender a dos o más pacientes a la vez, limitando la cantidad de pacientes atendidos al mismo tiempo al número de equipos que se tenga.

La segunda causa de este problema es que, en el mercado peruano actual, la importación de un equipo que cumpla con las funciones más importantes tiene un precio muy elevado; Esto podría equivaler a 3 veces el precio del producto.

1.3. Objetivos

1.3.1 Objetivo general:

Diseñar un equipo que permita dar un tratamiento con Electroestimulación TENS y EMS a más pacientes en menor cantidad de tiempo.

1.3.2 Objetivos específicos:

- Modelar y analizar los parámetros del Electroestimulador.
- Diseñar el equipo de electroestimulación.
- Simular los parámetros y procesos de la electroestimulación.
- Desarrollar un Electroestimulador que pueda atender a dos pacientes al mismo tiempo con diferentes tipos de terapia.
- Presentar 22 tipos de terapias de las cuales 1 será configurada para el usuario.
- Implementar circuitos de protección para equipo y los pacientes.
- Implementar circuitos de acoplamiento de señal y elevadora de corriente.
- Desarrollar una aplicación para poder controlar el Electroestimulador desde un celular Android vía Bluetooth.

1.4. Importancia de la investigación

1.4.1 La solución propuesta resuelve la situación problemática planteada debido a que permitirá:

- Reducción de tiempo de espera por los pacientes.
- El tratamiento de más pacientes, ya que se podrá usar con dos pacientes en paralelo con un mismo equipo.
- Reducir la cantidad de personas con lesiones musculares.

- Reducir el costo de la adquisición de equipos de electroterapia.

1.4.2 El desarrollo de la solución propuesta implica resolver diferentes problemas de ingeniería, como son:

- Desarrollo de un circuito que permita transformar 220Vac a 36 Vpp.
- Desarrollo de la etapa de control que permita seleccionar qué tipo de tratamiento se debe usar.
- Desarrollo de un algoritmo que permita la generación de las distintas señales requeridas para la electroestimulación.
- Desarrollo de un algoritmo que permita controlar la frecuencia y la intensidad de la señal.

1.4.3 Se estima que el producto a generar podría ser más barato que las soluciones tecnológicas encontradas en el mercado actual, a pesar de ofrecer las mismas ventajas y opciones al usuario.

- Este diseño de electroestimulación TENS-EMS se estima que sea más barato que los equipos que ya están en el mercado aproximadamente la mitad de su precio.
- Este diseño tiende a reducir los gastos en la obtención de equipos para electroterapia.

1.4.4 El producto propuesto presenta un gran mercado potencial de ventas

- 850,000 personas al año en el Perú no reciben ningún tipo de tratamiento físico, ya sea por falta de recursos económicos, no tener conocimiento de los tratamientos o disponibilidad de tiempo.
- En Lima existen aproximadamente 75 establecimientos de salud que usa electroestimulación para sus tratamientos y 64 ortopedias.

1.4.5 El producto propuesto se acoge mejor a las normas técnicas vigentes.

- Existen algunos productos que vienen del extranjero y que no cumplen con las normas técnicas peruanas.

1.5. Viabilidad de la investigación

1.5.1. Viabilidad económica

Se estima que el costo de la investigación estará cerca a los S/. 6,517.10, mientras que el costo del producto será de S/. 497.60 este monto sumado a las ganancias e impuestos de venta se acercará a los S/. 971.76 teniendo como resultado una disminución en el costo de más del 69.94% del costo de cualquier otro equipo de gama media y/o alta que se exportan del extranjero que aumentan su precio por pagar los impuestos de tecnología médica extranjera, esto lograría que las clínicas y ortopedias puedan obtener este equipo a un costo menos que el que están acostumbrando, en el monto ya nombrado estamos considerando:

- Costos de los materiales
- La estructura física en la que se desarrollara el proyecto
- El tiempo de horas hombre trabajados
- Repuestos
- Gastos logísticos.

1.5.2 Viabilidad técnica

Se puede realizar este equipo importando ciertos módulos y microcontroladores de China, haciendo que este dispositivo pueda bajar si costo a un tercio de sus competidores, el único inconveniente es la demora que causa traer dichos componentes desde el extranjero.

Se considera que el proyecto es viable técnicamente, debido a que los conocimientos requeridos para desarrollar el sistema reúnen los estudios adquiridos en los diferentes en las ramas de la carrera de Ingeniería electrónica

- Electrónica de potencia
- Sistemas de control
- Circuitos electrónicos
- Arquitectura de computadoras

1.5.3. Viabilidad operativa

El equipo será no invasivo ya que los electrodos que se escogieron son superficiales para evitar posibles lesiones y obtener mayor reutilización según las especificaciones del fabricante.

1.5.4. Viabilidad comercial

Debido a que el costo de la importación de equipos similares para electroestimulación es muy alto y en nuestro país aún no hay ningún dispositivo que sea competente a nivel técnico en comparación a los productos extranjeros este prototipo se considera comercialmente viable.

1.6. Alcances, limitaciones y restricciones

- El equipo permite trabajar con dos pacientes a la vez.
- El equipo tiene 22 terapias predefinidas y 1 que podrá ser definida para el usuario.
- El equipo no es portátil.
- El equipo solo llegara a 150mA en su máxima potencia
- Tendrá una amplitud de 36Vpp
- El equipo debe de ser conectado a la red eléctrica doméstica (220Vac).
- Solo puede ser usado por un profesional del área de electroterapia.
- El equipo operará de 1Hz-250Hz.
- El equipo como unidad independiente es suficiente para realizar un tratamiento.
- Distancia de conexión por bluetooth 10metros ± 2 .
- Conectividad con Android 4.0 o superior
- El equipo no debe usarse en los siguientes casos [7]:
 - Personas portadoras de marcapasos.
 - Mujeres en estado de embarazo.

- Personas con enfermedades cancerígenas.
- Personas diagnosticadas con diabetes o epilépticas.
- Personas con trombosis, tromboflebitis o varices.
- No aplicar electroterapia en la parte transcerebral.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de la investigación

2.1.1. “Desarrollo de un dispositivo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares” (Tesis)

Apéstegui Arriola, Aarón (2013), en la Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico: Pontificia Universidad Católica Del Perú, Facultad De Ciencias E Ingeniería. Titulada “Desarrollo de un dispositivo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares” menciona: *“El uso de electroestimulación muscular es muy requerido en el entrenamiento físico; tanto para atletas de alto rendimiento, como para personas regulares”*.

El autor propone un dispositivo de electroestimulación muscular de cuatro canales, cuenta con distintas rutinas de entrenamiento preestablecidas (resistencia, hipertrofia, fuerza máxima y fuerza explosiva) a músculos principales (bíceps, tríceps, cuádriceps y gemelos). Explica que a mayor frecuencia de la señal EMS, es necesario aumentar los tiempos de reposo y disminuir el tiempo de contracción y número de repeticiones; ya que fatigaban los músculos en menor tiempo. El dispositivo está basado en el microcontrolador Atmega8 que cuenta con 8 MHz y el DAC MAX509 que posee cuatro salidas internas. El dispositivo fue dado apto por la norma IEC 60601-1: “Equipos médicos eléctricos”. [2].



Figura 2: Vista frontal y posterior del chasis completo.

Fuente: Apéstegui, A. (2013). “Desarrollo de un dispositivo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares” (Tesis).

2.1.2. “Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz” (Tesis).

Zapata Vélez de Villa, Manuel (2010), en la publicación titulada “Diseño De Un Estimulador Eléctrico Funcional Para Rehabilitación Física En Miembros Distales Superiores Con Disfunción Motriz”, presenta la técnica de estimulación eléctrica funcional (FES), que consiste en aplicar un estímulo eléctrico a músculos o nervios intactos para originar una contracción muscular. El diseño propone el uso de un computador con el Software LabVIEW para el manejo del sistema a tiempo real, en el caso del generador de pulsos se optó por el LM555, para la combinación de las señales utilizaron Compuerta AND 7408 y finalmente para la amplificación de la señal se utilizó un transformador.

Sin embargo, el equipo presenta un elevado costo al comprar Licencia de software LabVIEW (S/. 4125.00), por otro lado, dependen de un computador que sea compatible con entrada DB-25 y utilizaron únicamente señal cuadrada con amplitud y frecuencia variable.

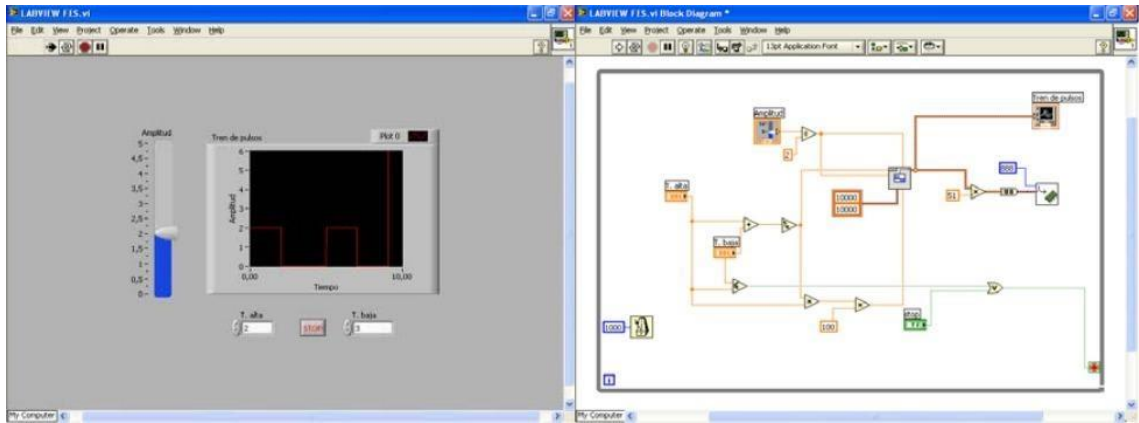


Figura 3: Diagrama de Bloques del Instrumento Virtual creado con LabVIEW.
 Fuente: Zapata, M. (2010). “Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz” (Tesis).

2.1.3. “Design and development of a low-cost biphasic charge-balanced functional electric stimulator and its clinical validation” (Paper).

Chandrashekar et al. (2015), en la publicación titulada “Design and development of a low-cost biphasic charge-balanced functional electric stimulator and its clinical validation”, en la revista Healthcare Technology Letters en la universidad IET (Institution of Engineering and Technology-India), menciona que los dispositivos FES son más seguros y eficaces que los estimuladores convencionales, la técnica que presentan es la generación de ondas de estimulación bifásica con equilibrio de carga casi ideal. Los principales componentes son los reguladores de caída baja, un amplificador de voltaje DC-DC y una fuente de corriente de alta potencia OPAM, permite que el dispositivo entregue corriente de alto voltaje, sin el uso de transformadores step-up. Las ventajas del diseño incluyen características de seguridad mejorada (corriente cero, mecanismo limitador de corriente y pulsos seguros).

Sin embargo, en el Perú pocos centros especializados en rehabilitación cuentan con sistemas FES, tecnología que integra diferentes

fuentes de generadores de corriente o voltaje, así como control inteligente y procesos de acondicionamiento.

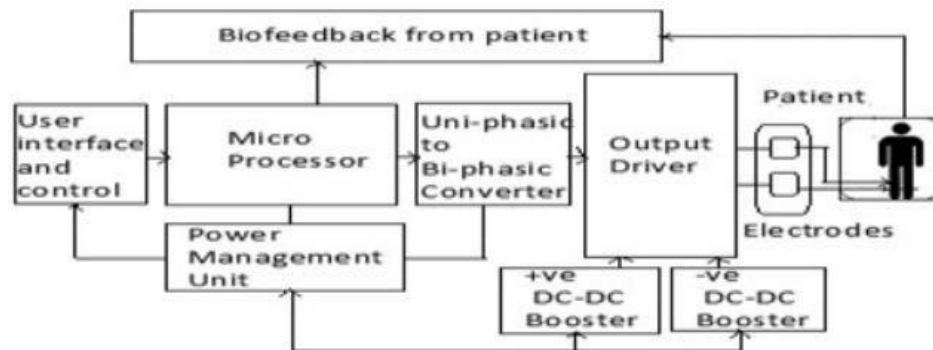


Figura 4: Block diagram of the indigenous FES device InStim.

Fuente: Shendkar, Ch. (2015). "Design and development of a low-cost biphasic charge-balanced functional electric stimulator and its clinical validation" (Paper).

2.1.4. "Diseño y construcción de un electroestimulador para aplicarlo en terapias de rehabilitación del músculo esquelético atrofiado por inmovilización" (Publicación)

Núñez B. (Colombia-2010), en la publicación titulada "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR PARA APLICARLO EN TERAPIAS DE REHABILITACIÓN DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO ATROFIADO POR INMOVILIZACIÓN", en la revista Inge-CUC, menciona que la señal más recomendada es una señal pulsada y de baja intensidad, lo implementaron en cuatro etapas: Generación de señal, alimentación componentes, funciones especiales, ajuste señal. El diseño propone el uso de un microprocesador PIC16f877, Conversor DAC0808, pulsadores, LCD y fuente de 80VDC.

Sin embargo, el diseño solo está orientado al tratamiento muscular (EMS), el chasis del equipo es muy poco estético y la interfaz del usuario es muy pobre.

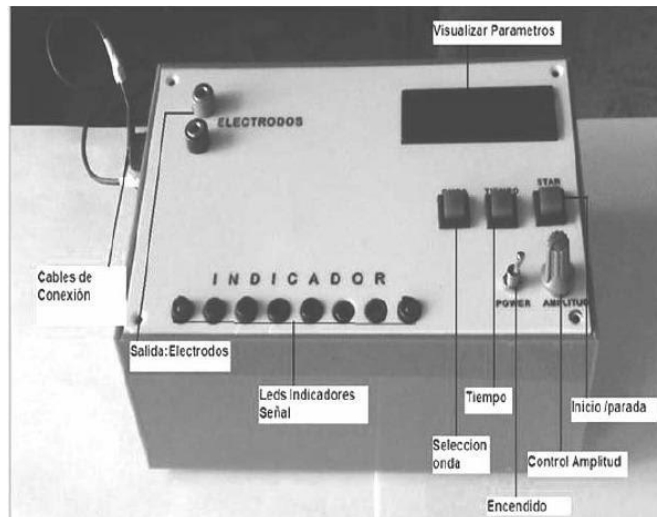


Figura 5: Electroestimulador y sus partes.

Fuente: Pérez, B.; Plaza, J. y Pérez, A. (2010). "Diseño y construcción de un electroestimulador para aplicarlo en terapias de rehabilitación del músculo esquelético atrofiado por inmovilización" (Paper).

2.1.5. "Prototipo experimental de electroestimulación trigeminal. una aproximación inicial al tratamiento de la migraña crónica" (Paper)

B. I. Gamboa, M. E. Sotelo, H. M. D. Fajreldines and D. A. Beltramone, en la publicación titulada "PROTOTIPO EXPERIMENTAL DE ELECTROESTIMULACIÓN TRIGEMINAL. UNA APROXIMACIÓN INICIAL AL TRATAMIENTO DE LA MIGRAÑA CRÓNICA," en el 2016 IEEE Biennial Congress of Argentina (ARGENCON), Buenos Aires, Argentina. En el cual menciona usar una corriente TENS para realizar terapia a las personas con migraña usando una señal bifásica de 19.5mA con amplitud de 250µseg a 60Hz, con un incremento gradual de 0% a 82% de intensidad, indicando que tanto durante como después de la sesión el paciente no presentaba efectos adversos usaron una fuente de alimentación de 36 Vpp (+18V y -18V). reguladores de tensión LM7805 para asegurar los 5VDC, un amplificador operacional TL081 y un microcontrolador AtMega328P

Sin embargo, el diseño del electro estimulador es muy simple y solo funciona para dar tratamiento contra la migraña sin hacer algún otro tipo de terapia.



Figura 6: Electrodo con gel conductor.

Fuente: Gamboa, B.; Sotelo, M.; Fajreldines, H. y Beltramone, D. (2016). "Prototipo experimental de electroestimulación trigémina. Una aproximación inicial al tratamiento de la migraña crónica (publicación)" (Paper).

2.1.6. "Garments for functional electrical stimulation: design and proofs of concept" (Publicación)

Moineau, Bastien & Marquez Chin, Cesar / Alizadeh-Meghrazi, Milad & Popovic, Milos. (2019), en la publicación titulada "GARMENTS FOR FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION: DESIGN AND PROOFS OF CONCEPT", en la revista "JOURNAL OF REHABILITATION AND ASSISTIVE TECHNOLOGIES ENGINEERING", Canada. En la publicación se hace mención de la fabricación de un prototipo de camisa y pantalón que contienen electrodos tejidos con un hilo conductor, los electrodos utilizados emplean una tecnología patentada de Myant Inc. que consiste en electrodos de tejido sin costura dentro de la prenda para mayor conformidad en la prenda.

La camisa y pantalón se tejieron con hilos de nylon y lycra para las partes no conductoras y se utilizó un nylon recubierto con Ag-AgCl y lycra para las partes conductoras, la camisa cuenta con 4 canales y ocho electrodos que se distribuyen en flexores de dedos, extensores de dedos, bíceps y deltoides anteriores, tríceps y deltoides posterior.

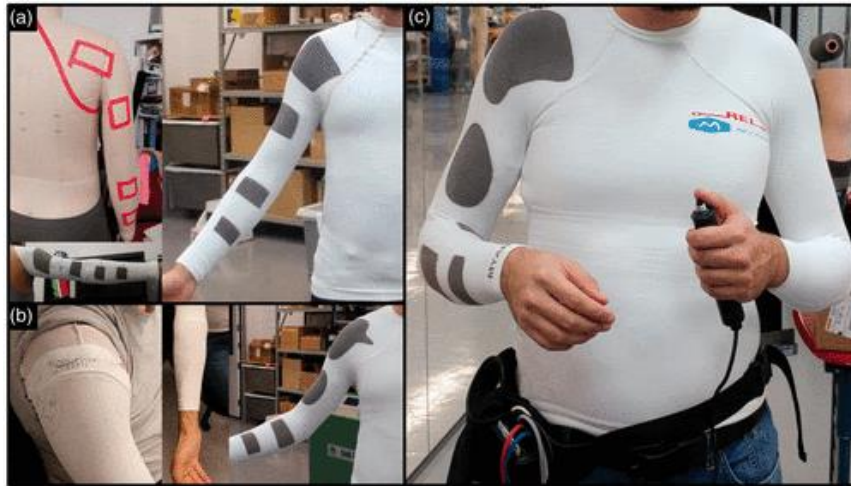


Figura 7: Multipleiterations in the production of the four-channel FES-shirt.

Fuente: Moineau, B. & Marquez, C. / Alizadeh-Meghrazi, M. & Popovic, M. (2010). "Garments for functional electrical stimulation: design and proofs of concept" (Publicación).

El pantalón cuenta con 28 electrodos, 14 canales que se distribuyen en flexores plantares y dorsales de tobillo, flexores y extensores de rodilla, glúteo mayor, recto abdominal, espina lumbar erectora.

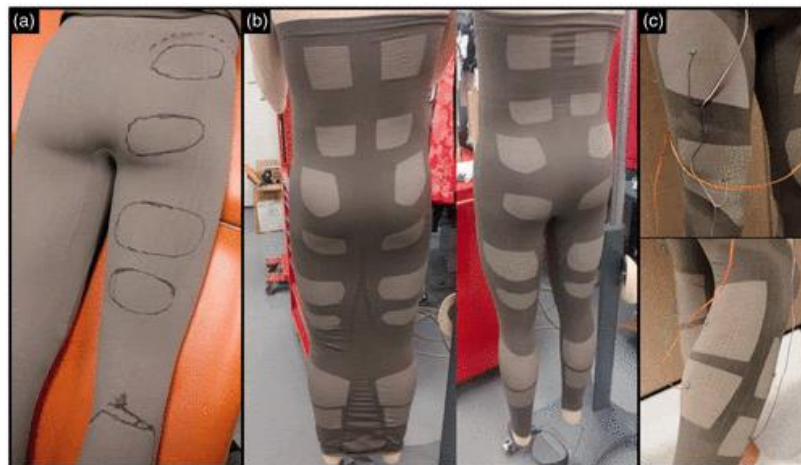


Figura 8: Single iteration for production of the 14-channel FES-pants.

Fuente: Moineau, B. & Marquez, C. / Alizadeh-Meghrazi, M. & Popovic, M. (2019). "Garments for functional electrical stimulation: design and proofs of concept" (Publicación).

Los pulsos se generaron por un controlador programable (Compex Motion, Compex SA, Suiza), los pulsos de estimulación negativos fueron de 300 μ seg a una frecuencia de 30Hz, para medir el voltaje en serie y en paralelo con los electrodos se utilizó el siguiente circuito.

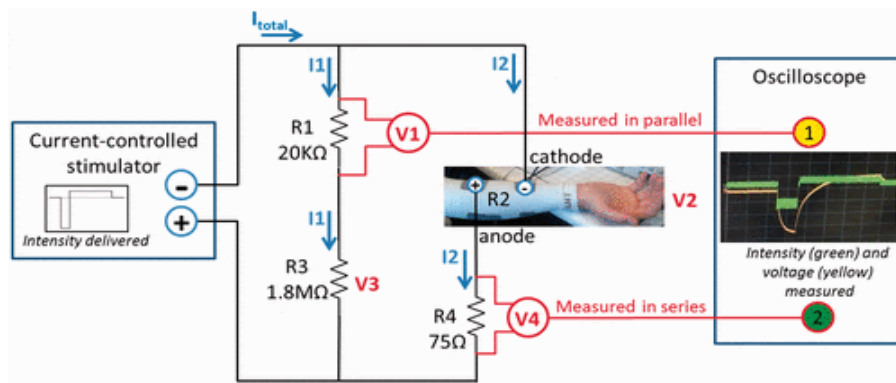


Figura 9: Diagram of the electrical circuit used to estimate voltage (V2) and intensity (I2).

Fuente: Moineau, B.; Marquez, C.; Alizadeh-Meghrazi, M. & Popovic, M. (2019). "Garments for functional electrical stimulation: design and proofs of concept" (Publicación).

Para medir los voltajes reales se utilizó un filtro de promedio móvil.

$$V_{2electrodos} = VoltajeParcial + \left(\frac{VoltajeEnParalelo}{20k\Omega} \cdot 1.8M\Omega \right) - VoltajeDeLaSerie$$

Sin embargo, con este traje no se podrá realizar una electroestimulación focalizada, es decir de un solo músculo, debido a que ha sido diseñada para realizar esta terapia en todas las extremidades inferiores o las superiores.

2.1.7. “Design of high voltage digital-to-analog converter for electrical stimulator” (Publicación)

Ya-Hsin Hsueh (2012), en la publicación titulada "DESIGN OF HIGH VOLTAGE DIGITAL-TO-ANALOG CONVERTER FOR ELECTRICAL STIMULATOR", en la revista IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems, University of Science and Technology, Taiwan. En este estudio proponen un alto voltaje de 10 bits convertidor digital a analógico (HV-DAC) para un estimulador eléctrico. El HV-DAC fue diseñado para una corriente de salida máxima de 100mA y 50 V en TSMC 0.25- μ m HV BCD basado en señal mixta proceso 2.5 / 5 / 60VDC. El DAC propuesto tiene una buena salida lineal.

Sin embargo, esta investigación solo se centra en el diseño del DAC de un electroestimulador, mas este equipo no puede realizar ningún tipo de electroestimulación a no ser que se le conecte un amplificador de corriente a la salida y un microprocesador en la entrada del circuito.

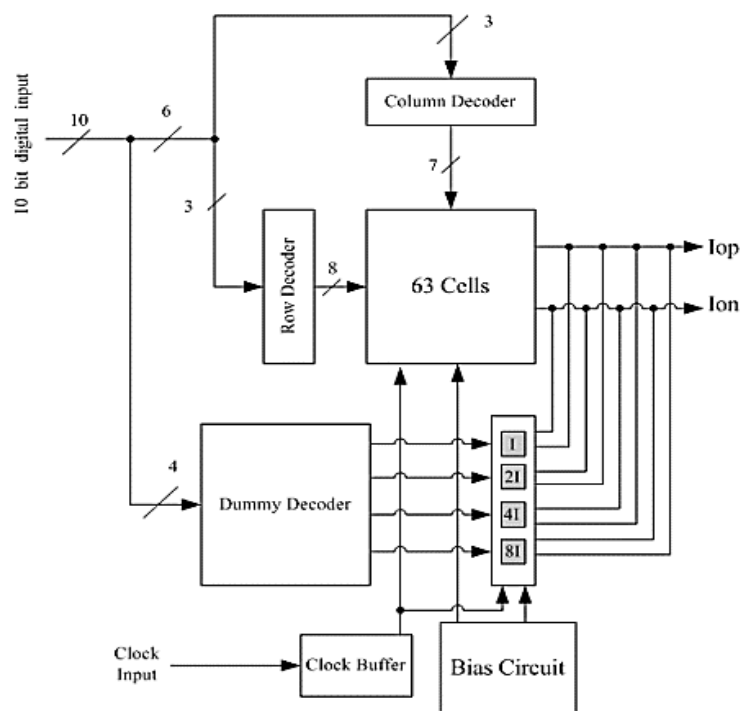


Figura 10: 10-bit HV-DAC architecture.

Fuente: Ya-Hsin Hsueh. (2010). “Design of High Voltage Digital-to-Analog Converter for Electrical Stimulator” (Publicación).

2.1.8. “Developing a stimulator and an interface for es-cycling rehabilitation system” (Artículo)

Khosravani, S., Lahimgarzadeh, N., & Maleki, A. (2011), en la publicación titulada "DEVELOPING A STIMULATOR AND AN INTERFACE FOR FES-CYCLING REHABILITATION SYSTEM", en la revista IEEE 18th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME), Irán. En este artículo se desarrolló el prototipo de un sistema ciclismo FES (estimulación eléctrica funcional) que se presenta como un beneficioso método de rehabilitación para restaurar la función muscular en las SCI (lesión en la médula espinal) de pacientes, el prototipo consta de tres partes un ciclo dispositivo, un controlador y un estimulador eléctrico.

El estimulador eléctrico cuenta con seis canales cuyas salidas emiten pulsos de corriente con una amplia gama de ondas rectangulares que van en el rango de 0 – 150 mA con pasos de 0.6mA y resolución de tiempo de 5µseg. La bicicleta motorizada comercial (Vival) es un equipo con una interfaz de pedal. El dispositivo recibe las señales producidas por el codificador de eje conectado al motor de la bicicleta y utiliza los datos generados para calcular la velocidad de ciclismo y proporcionar un índice de posición angular que alimenta a una electromiografía y ayuda a determinar los parámetros de configuración muscular del FES-Cycling.

La principal ventaja de este prototipo es su alto nivel de amplitudes de corriente de salida, la capacidad de ajustar el tiempo y la amplitud de la onda, el amplio rango de ondas formadas y que se utilizó componentes electrónicos de bajo costo.



Figura 11: The front view of the device. Each pair of colors represents one output channel.

Fuente: Khosravani, S., Lahimgarzadeh, N., & Maleki, A. (2011). "Developing a Stimulator and an Interface for FES-Cycling Rehabilitation System" (Artículo).

2.1.9. "Dynamically adjusted, scalable electrical stimulator for excitable tissue" (Paper)

Mottaghi, S. & Hofmann, U. (Alemania-2015), en la publicación titulada "Dynamically Adjusted, Scalable Electrical Stimulator for Excitable Tissue" (Paper), en la revista 7th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, Francia. En este paper los autores proponen un sistema de estimulación escalable para la estimulación cerebral profunda y la estimulación eléctrica FES con una corriente máxima de +/-2 mA para la estimulación cerebral profunda y +/- 15mA para la estimulación eléctrica FES.

Las formas de onda son generadas por computadora con resolución de 10 bits. Para amplificar la corriente se utilizó una fuente Howland, el cual reemplaza el uso de un puente H, debido a que el puente H solo aumenta la posibilidad de un desequilibrio en la carga.

Los autores decidieron integrar ambos rangos en un solo estímulo por lo cual se utilizó un conversor mono/bifásico, se utiliza un voltaje de referencia de 1.65V.

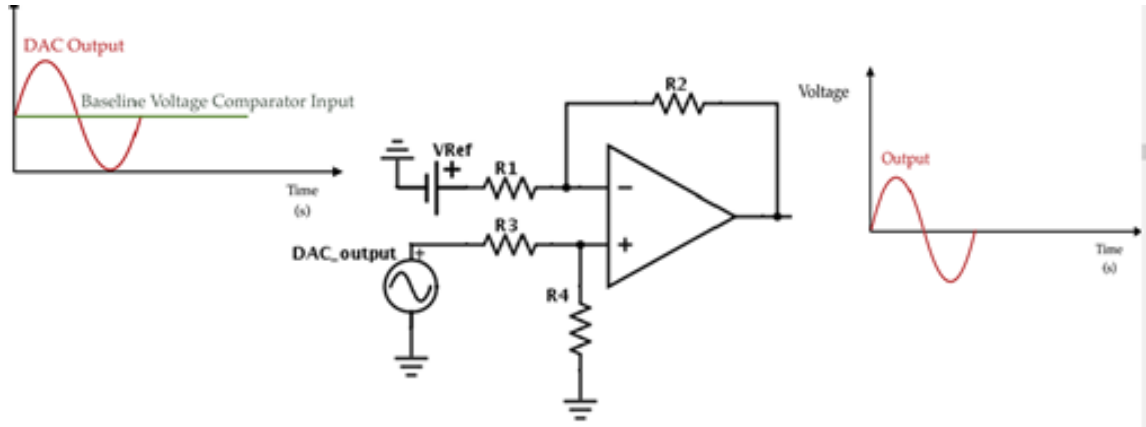


Figura 12: 0-3.3V DAC's output is subtracted from a 1.65 V voltage reference providing a bi-phasic output voltage.

Fuente: Mottaghi, S. & Hofmann, U. (2015). "Dynamically Adjusted, Scalable Electrical Stimulator for Excitable Tissue" (Paper).

Para obtener los dos rangos de corriente se utilizaron 4 interruptores que son controlados por un microcontrolador ARM que son modificados desde una GUI, las altas corrientes se producen al evitar las resistencias R8 – R10. Las bajas corrientes se producen al evitar las resistencias R9 – R11.

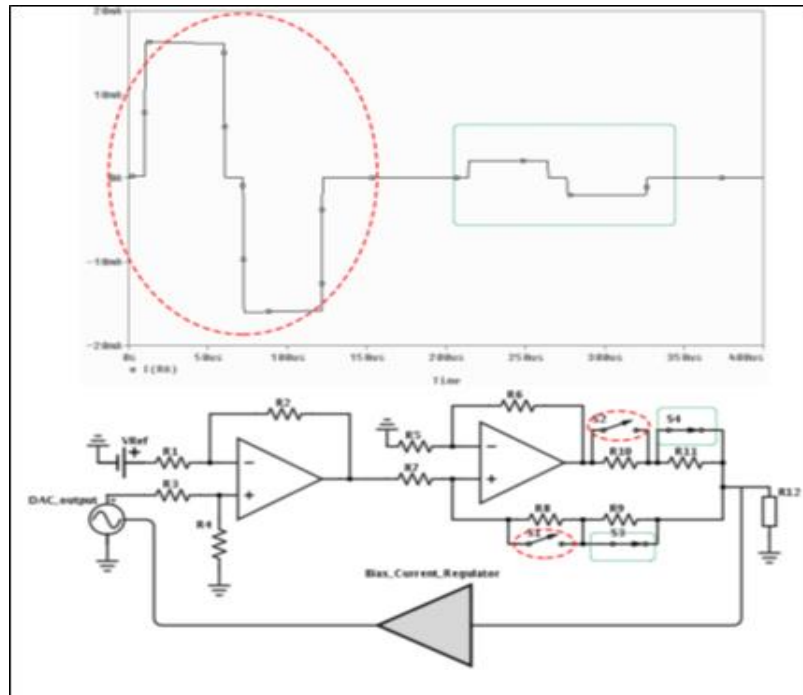


Figura 13: S1-S2 and S3-S4 are pairs of switches changing the howland current source's output range.

Fuente: Mottaghi, S. & Hofmann, U. (2015). "Dynamically Adjusted, Scalable Electrical Stimulator for Excitable Tissue" (Paper).

En las pruebas realizadas, utilizaron dos amplificadores operacionales diferentes el LM7171 op-amp y un OPA445, el primero proporciona un muy corto rise times de la corriente, pero un precio muy alto en el tiempo de transición mientras que el OPA445 de alta potencia tiene un ancho de banda más estrecho pero el rise times dura más tiempo, por lo cual es importante ver las características de los componentes que se utilizaran.

2.1.10. "Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project" (Paper)

Brunetti F.; Garay U.; Moreno J. y Pons J. (España-2011) en la publicación titulada "Enhancing Functional Electrical Stimulation for Emerging Rehabilitation Robotics in the Framework of Hyper Project" (Paper) en la IEEE International Conference on Rehabilitation Robotic, Zurich, Suiza. Este Paper indica que el tipo de señal a utilizar debe ser elegido con cuidado,

debido a que la energía recibida por los músculos podría causar distintas molestias como: fatiga, dolor, daño tisular y poca selectividad muscular.

El presente estudio optó por pulsos de corrientes, ya que se observó que este es más natural en los músculos. En cuanto a la forma de las ondas aplicadas se escogieron las bifásicas ante las monofásicas, tomando como base investigaciones que evidencian la reducción de fatiga muscular al utilizar ondas bifásicas rectangulares. Los siguientes parámetros a tomar en cuenta fueron la amplitud de la corriente, la frecuencia y el ancho de pulso. La amplitud (tuvo/manejo/ fue de) un máximo de 100 mA a 150 mA tomando en consideración el músculo a tratar, una frecuencia de entre 5 a 50 Hz y un ancho de pulso que va entre 100µseg y 3mseg.

Usaron un microcontrolador Atmega128 para controlar la parte digital del circuito, para la ampliación de voltaje utilizan los amplificadores operaciones APEX PA78, los cuales soportan voltajes de 0 a +-250V, para la parte de la amplificación de corriente usaron un circuito de 2 fases una de la fase activa para la estimulación (parte superior de la figura N°15) la cual controla la corriente alimentada a una fuente de alto voltaje y en la segunda parte es una fase pasiva de descarga, que despolariza los músculos y piel del paciente (parte inferior de la Figura 14).

Para el diseño de este prototipo microelectrónica para la administración de energía ya que este dispositivo tiene una independencia de 3 horas de la red eléctrica.

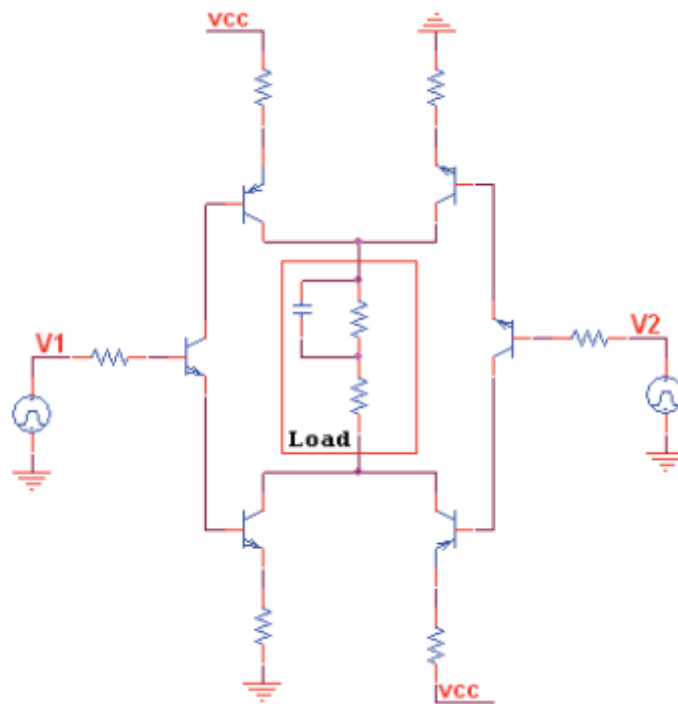


Figura 14: Basic biphasic transconductance amplifiers or voltage controlled current source.

Fuente: Brunetti F.; Garay U.; Moreno J. y Pons J. (2011). "Enhancing Functional Electrical Stimulation for Emerging Rehabilitation Robotics in the Framework of Hyper Project (Paper).

2.1.11. "Parámetros del entrenamiento con electroestimulación y efectos crónicos sobre la función muscular" (Paper)

Azael J.; Abadía O.; Morante J, & García J. (2006) en la publicación titulada "Parámetros Del Entrenamiento Con Electroestimulación Y Efectos Crónicos Sobre La Función Muscular", publicado en la revista de los Archivos de la Medicina del Deporte en la Universidad Europea Miguel de Cervantes, España. Este Paper indica que La estimulación eléctrica sobre la piel se ha utilizado clínicamente durante mucho tiempo para inducir la contracción muscular. Sin embargo, la mayoría de las aplicaciones son para sujetos con neurocontrol limitado de los músculos considerados. La estimulación funcional para pacientes parapléjicos y tetrapléjicos son ejemplos comunes.

Recientemente, ha habido un interés considerable en el uso de estimulación eléctrica para fisioterapia y ejercicio. Para tales aplicaciones, el malestar de la piel puede ser un factor principal para limitar la intensidad de la estimulación.

Los resultados del estudio reportado en este artículo sugieren que las señales de corriente moduladas de alta frecuencia pueden inducir una fuerte contracción muscular con un mínimo de molestias. También se discuten los regímenes para la estimulación de larga duración.

Con referencia a los parámetros de la electroestimulación en el ancho de pulso indican que Según la Ley de Lapique para generar una contracción apreciable, el tiempo de actuación del estímulo debe ser por lo menos igual a la cronaxia nerviosa y sugirieron que el ancho de impulso óptimo para la estimulación percutánea está entre los 500 y los 1000 μ seg.

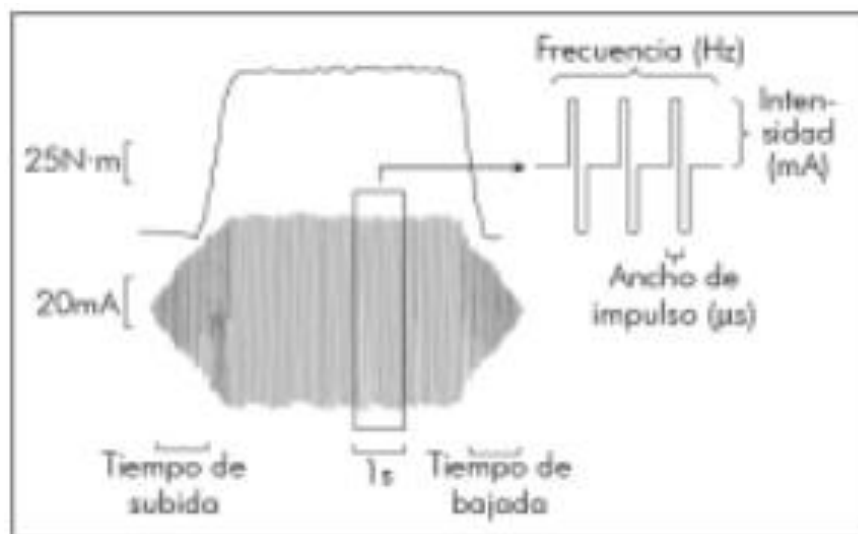


Figura 15: Fuerza producida por la corriente e intensidad aplicada. La corriente administrada tiene una forma rectangular, bifásica y simétrica.
Fuente: Azael J.; Abadía O.; Morante J, & García J. (2006). "Parámetros Del Entrenamiento Con Electroestimulación Y Efectos Crónicos Sobre La Función Muscular".

2.1.12. "Efficacy of FES for restoring hand grasp in hemiplegia: Investigation using biosignals"(Paper)

Sehndkar C., Mahadevappa M., Lenka P K, K. Ratnesh & Biswas A. (2016), en la publicación titulada "Efficacy of FES for restoring hand grasp in hemiplegia: Investigation using biosignals" publicado en la International Conference on Systems in Medicine and Biology (ICSMB), Kharagpur, India. En este ensayo se examinó los efectos terapéuticos de la electroestimulación funcional (FES) en sobrevivientes de derrame cerebral que presentaron dificultad de agarre de mano. Se le impartieron terapia durante 5 días a la semana por 12 meses.

Se hicieron dos grupos de terapias el grupo FES que cuenta con estimulación FES y fisioterapia y el grupo de control que solo se aplicó fisioterapia, las terapias se realizaron en el músculo Flexor Capri Radialis (FCR).

Para la estimulación FES se utilizó un estimulador de multicanal Mega XP (Cybermedic Corp., Corea) la FES suministro pulsos con un ancho de pulso de 0.18mseg, frecuencia de 40Hz y una intensidad entre 0 – 20 mA.



Figura 16: Multichannel FES machine used for stimulation (source- Cybermedic Corp. Korea).

Fuente: Sehndkar C., Mahadevappa M., Lenka P K, K. Ratnesh & Biswas A. (2016). "Efficacy of FES for restoring hand grasp in hemiplegia: Investigation using biosignals".

2.1.13. "The output circuit of a biphasic constant current electrical stimulator"(Paper)

Nogueira R., Souza D., Palma J., Nogueira-Neto G., Nohama P. (Brazil-2017), en la publicación titulada "The Output Circuit of a Biphasic Constant Current Electrical Stimulator", publicado en la VII latín American Congress on Biomedical Engineering CLAIB, Bucaramanga, Colombia. En este paper mencionan que su objetivo fue generar pulsos bifásicos, tener al menos ocho canales de estimulación y ser un dispositivo portátil.

La construcción de su circuito se basa en un circuito Darlington con transistores BJT alimentados por batería, dando así un aislamiento galvánico entre el paciente y el electroestimulador, mejorando la seguridad del paciente y alcanzando una corriente de 200mA.

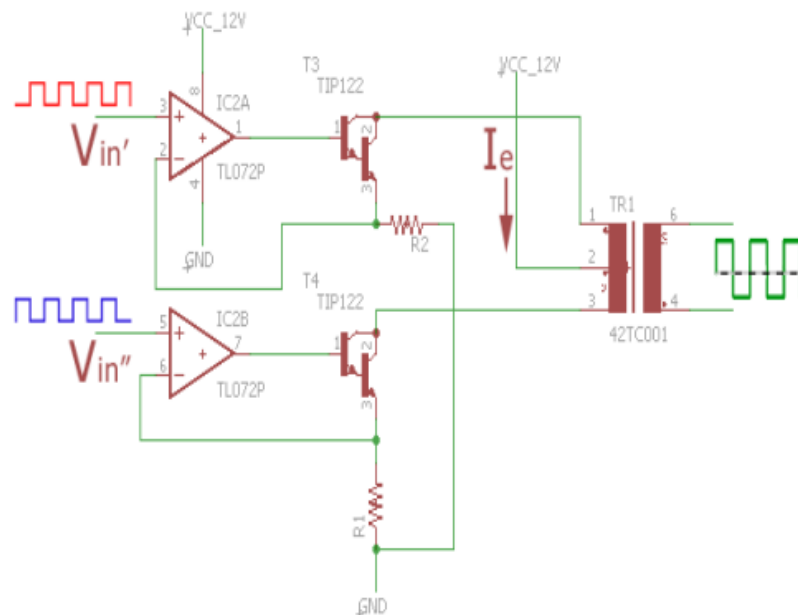


Figura 17: Schematic of the developed ES output stage.

Fuente: Nogueira R., Souza D., Palma J., Nogueira-Neto G., Nohama P. (2017). "The Output Circuit of a Biphasic Constant Current Electrical Stimulator".

En su circuito a su vez utilizan 1 microcontrolador el atmega328p para la generación de la señal y un microordenador el Raspberry Pi 2 model B en el cual realiza la configuración del software.

En su etapa de amplificación de voltaje usaron OPAMS TL072P, amplificando la señal de 5 a 12V, dando una ganancia de 2.4X.

El sistema diseñado presenta una herramienta útil y versátil para terapias funcionales, ya que tiene recursos para la seguridad del paciente y puede ser modificado y expandido.

2.1.14. "Development of wireless-based low-cost current controlled stimulator for patients with spinal cord injuries" (Paper)

Masdar, A., Brahim, B. y Abdul M. (2012), en la publicación titulada "Development of Wireless-Based Low-Cost Current Controlled Stimulator for Patients with Spinal Cord Injuries", publicado en la IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, Langkawi, Malasia. En este documento, desarrollan un circuito de bajo costo para realizar electroestimulaciones, la salida de dicho circuito consiste en pulsos de corriente con una amplia variedad de formas de onda rectangulares que van desde 10-120mA con pulsos de subida de 2 mA y con un ancho de pulso de 10 μ s. El sistema inalámbrico basado en el módulo zigbee y el uso de componentes electrónicos de bajo costo en su estructura que lo hace económicamente eficiente para ser utilizado en varios estudios de investigación.

El electroestimulador propuesto en esta investigación lo dividieron en 2 unidades que son unidad de controlador y unidad de estimulador. La unidad del controlador consta de microcontrolador, interfaz de entrada como interruptor y pantalla LCD como interfaz de salida. La unidad de estimulador estará en construcción de microcontrolador, circuito de salida y electrodos de superficie. Ambas unidades están conectadas por la Red inalámbrica de Zigbee. El controlador generará señal para la unidad de estimulación a través de esta red inalámbrica.

En comparación con Bluetooth y WI-FI, La tecnología Zigbee tiene las siguientes ventajas: Buena seguridad, bajo costo, bajo consumo de energía, trabajo flexible, ancho de banda, retraso corto, baja velocidad de transmisión de datos, gran capacidad de red y rango efectivo pequeño.

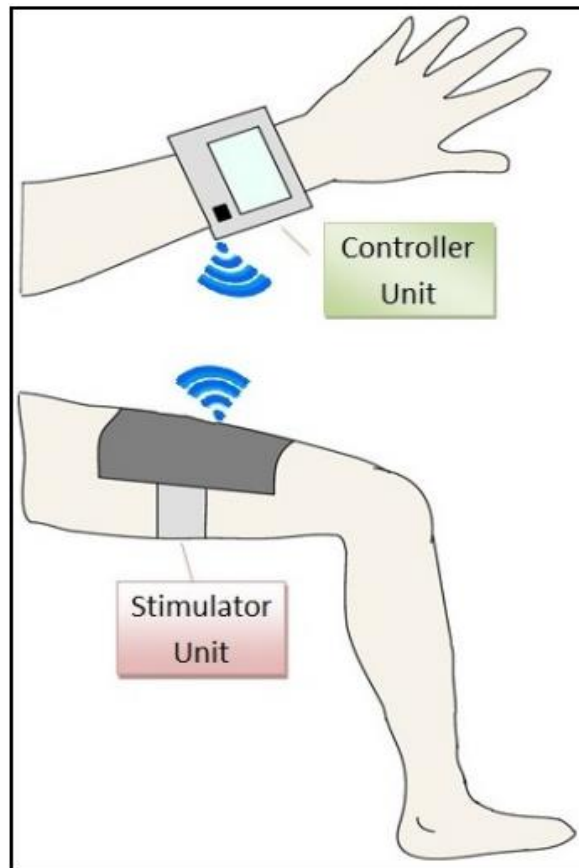


Figura 18: The illustration of the stimulator system.

Fuente: Masdar, A., Brahim, B. y Abdul M. (2012). "Development of Wireless-Based Low-Cost Current Controlled Stimulator for Patients with Spinal Cord Injuries".

2.1.15. “Design and development of portable transcutaneous electrical nerve stimulation device and basic principles for the use of TENS” (Paper)

Sonwane A., Patil C. & G. Deshmukh G. (2018), en la publicación titulada "Design and Development of Portable Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Device and Basic Principles for the use of TENS" En el 2nd International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI), India. El diseño presenta la generación de dos tipos de señales TENS denominados como modo continuo que consta de altas frecuencias entre 50 – 100 Hz, con pequeños anchos de pulso de 50 – 200 μ seg y el modo acupuntura de bajas frecuencias entre 2 – 4 Hz, mayor ancho de pulso de 100 - 400 μ seg.

Para la generación del ancho de pulso, se utilizó la entrada analógica ADC de 10 bits del PIC18F4550. Se utilizó potenciómetros para controlar la frecuencia e intensidad de corriente que se entrega a través de los electrodos y una batería de 9v para alimentar el microcontrolador.

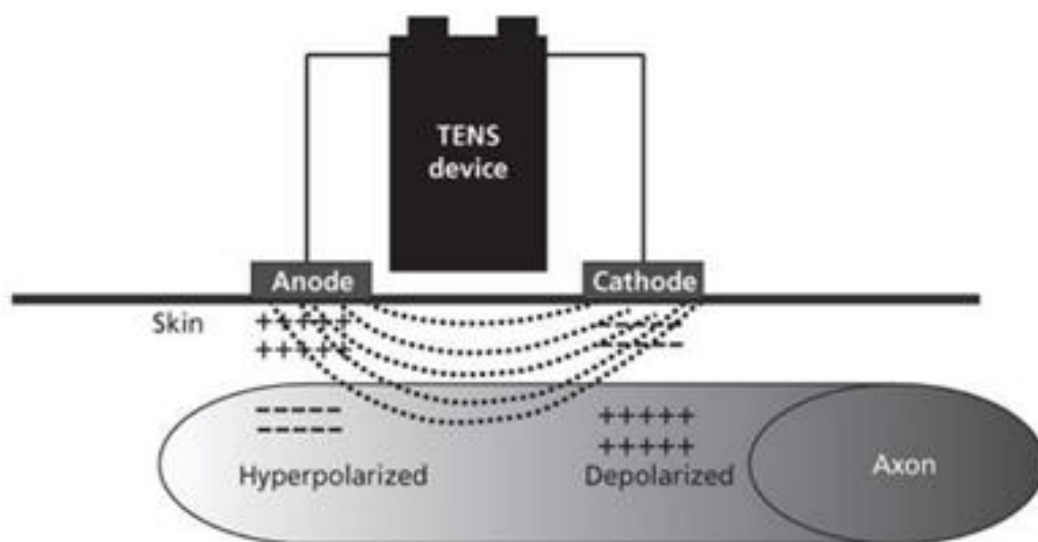


Figura 19: A build-up of negative charge beneath the cathode creates a membrane potential that depolarizes the axon.

Fuente: Sonwane A., Patil C. & G. Deshmukh G. (2018). "Design and Development of Portable Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Device and Basic Principles for the use of TENS".

El prototipo desarrollado presenta un inconveniente posiblemente por el diseño de su circuito, algunos pacientes que recibieron la terapia de 1 – 2 horas con intervalos de descanso de 10 -15 minutos presentaron dolor alrededor del electrodo lo cual era incómodo tras el uso de las terapias.

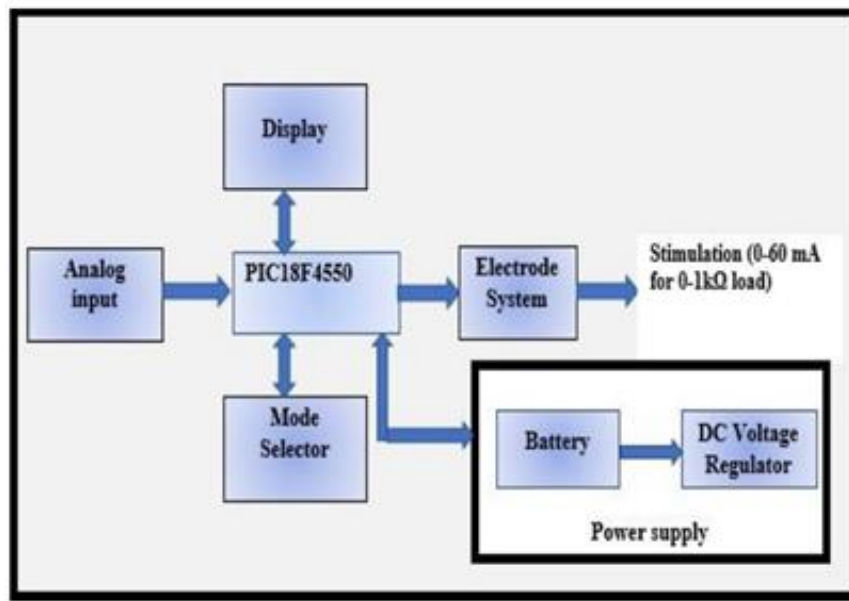


Figura 20: TENS device.

Fuente: Sonwane A., Patil C. & G. Deshmukh G. (2018). "Design and Development of Portable Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Device and Basic Principles for the use of TENS".

2.1.16. "Effects of carrier frequency of interferential current on pressure pain threshold and sensory comfort in humans" (Paper)

Ceila R., Pelegri S., Queiroz D., Yoshio E., Eloin R., (2012), en la publicación titulada "Effects of Carrier Frequency of Interferential Current on Pressure Pain Threshold and Sensory Comfort in Humans". En el Congreso Americano de Medicina de Rehabilitación, Brasil. Este estudio consiste en evaluar los efectos de la frecuencia portadora de la corriente interferencial (IFC) sobre el umbral de dolor por presión (TPP), los equipos modernos de IFC permiten que la frecuencia de la portadora de corriente sea ajustable para las terapias, para terapias con frecuencia de 2kHz proporcionan contracciones

musculares y fortalecimiento de los mismos mientras que las frecuencias de 4 kHz generan hipoalgesia. Sin embargo, esta información proviene de libros de electroterapia y de manuales de equipos y no como resultado de estudios científicos, además existe conflicto en la literatura sobre el rango ideal.

Para este experimento, se tomaron a 150 pacientes sanos y sin dolor de los cuales 75 eran hombres y 75 eran mujeres en el rango de edad de 18 a 35 años, los estudios se realizaron en el laboratorio de la universidad de la ciudad de Sao Paulo. Se usaron las frecuencias de 1kHz, 2kHz, 4kHz, 8kHz y 10 kHz, luego de realizar las pruebas que duraron 20 minutos y recolectando medidas de PPT en la región de la mano y antebrazo, se concluyó que la IFC con una frecuencia de portadora de 1kHz arroja mejores resultados de hipoalgesia que las frecuencias portadoras de 8 kHz y 10kHz. Las frecuencias de 1kHz y 2kHz son más incómodas que las portadoras de frecuencias de 4kHz, 8kHz y 10kHz.

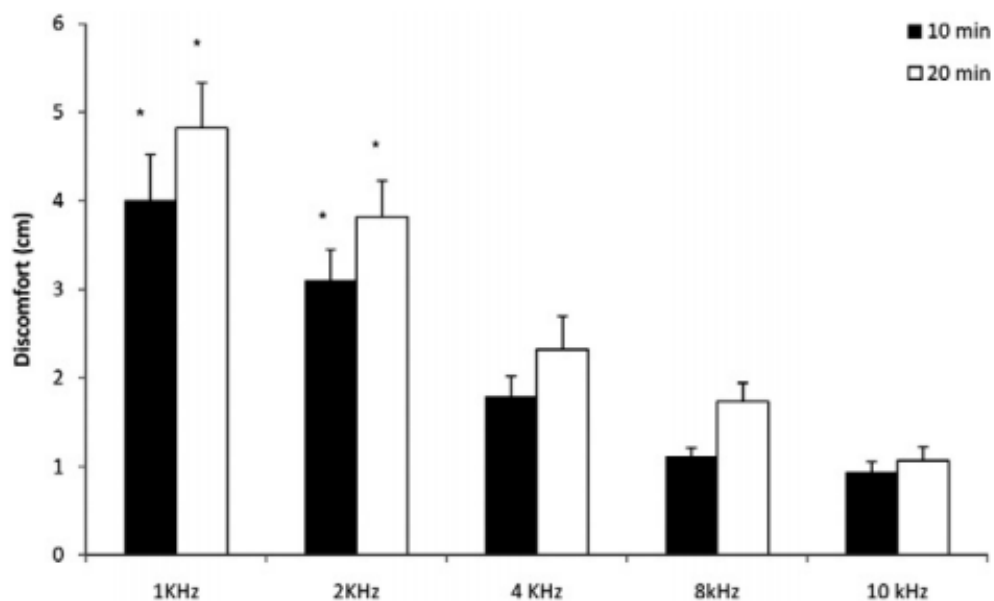


Figura 21: Mean \pm SEM values of sensory discomfort measured by visual analog scale at the 10th and 20th minutes during IFC for each group (n=30 per group).

Fuente: Ceila R., Pelegrini S., Queiroz D., Yoshio E., Eloin R., (2012), "Effects of Carrier Frequency of Interferential Current on Pressure Pain Threshold and Sensory Comfort in Humans".

2.1.17. "A low-cost neurostimulator with accurate pulsed-current control" (Paper)

De Lima J. & Cordeiro A. (2002), en la publicación titulada "A low-cost neurostimulator with accurate pulsed-current control" en la IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Brasil. Este paper menciona que el funcionamiento de su circuito es de la siguiente manera (véase la figura N° 22). , el Transformador de línea T1 en conjunto con el rectificador alimenta un regulador de voltaje que controlará la intensidad de la terapia, la salida de esta etapa da como resultado una tensión estable, esta corriente estable alimenta al transformador elevador T2 para poder conseguir el voltaje suficiente para realizar la terapia que después de la rectificación y el filtrado, se obtiene un alto el voltaje de corriente continua, este voltaje es controlado por un circuito generador de señales adjunto, que se encargará de controlar los anchos de pulso y la frecuencia de la terapia terminando por una carga donde se colocarán los electrodos.

Este circuito diseñado por los autores de este paper son todos para alto voltaje y de bajo costo, obteniendo resultados de poder generar una corriente de 0 a 20mA, con un ancho de pulso que va de 50µseg a 1mseg y una frecuencia de 1 a 10 Hz.

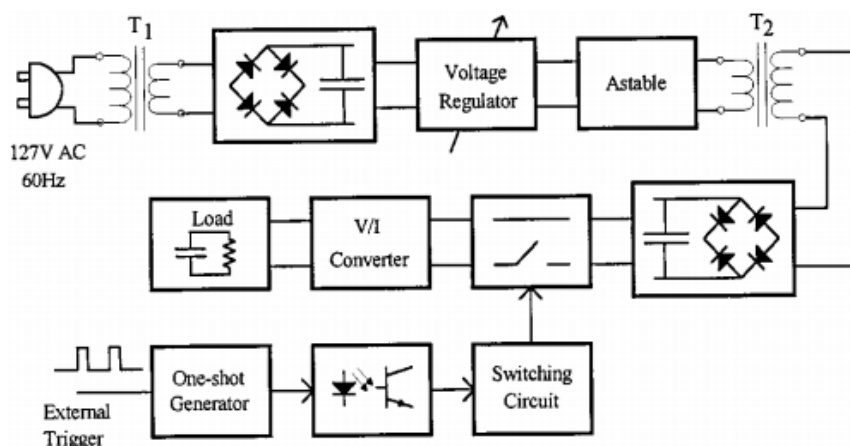


Figura 22: Block diagram of the neurostimulator.

Fuente: De Lima J. & Cordeiro A. (2002), "A low-cost neurostimulator with accurate pulsed-current control".

2.1.18. "A functional electrical stimulation system of high-density electrodes with auto-calibration for optimal selectivity"

Usman H., Zhou Y., Metcalfe B. and Zhang D. (Inglaterra-2020), en la publicación titulada "A Functional Electrical Stimulation System of High-Density Electrodes with Auto-Calibration for Optimal Selectivity" en la IEEE Sensors Journal (Suiza), En esta investigación proponen un sistema que se compone de un estimulador electrónico multicanal, un conjunto de electrodos de 32 electrodos con un tamaño de almohadilla de 1,2 cm X 1,5 cm y sensores de retroalimentación de movimiento.

Desarrollaron un algoritmo de auto calibración para determinar los parámetros óptimos de estimulación. El algoritmo se basó en el conocimiento previo obtenido a través de la configuración de intensidad manual. En esta investigación usaron un microcontrolador ATMEGA2560 con el que generaban las señales y controlaban la intensidad de la terapia, también utilizaron una fuente de alimentación de 12V y obtuvieron los siguientes parámetros en su salida del circuito, Intensidad de corriente de 0 a 40 mA, con una frecuencia que va desde 1 Hz a 200 Hz y de 0 a 500 μ seg con una comunicación bluetooth del equipo a la computadora.

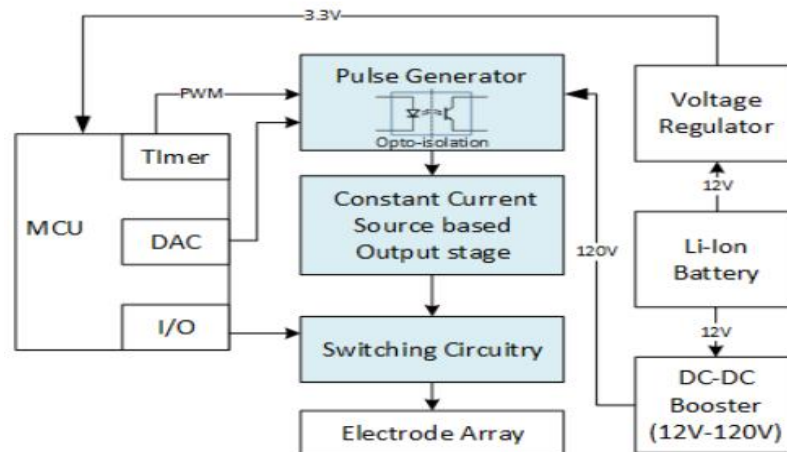


Figura 23: Block diagram representation of the stimulation electrical circuit.

Fuente: Usman H., Zhou Y., Metcalfe B. and Zhang D. (2020), "A Functional Electrical Stimulation System of High-Density Electrodes with Auto-Calibration for Optimal Selectivity".

2.1.19. "Forearm and wrist band for functional electrical stimulation".

Solomons C. & Shanmugasundaram V. (2019) en la publicación titulada "Forearm and wrist band for Functional Electrical Stimulation" en la Innovations in Power and Advanced Computing Technologies (i-PACT), Vellore, India. En esta investigación presentan una terapia de electroestimulación centrada en los músculos del antebrazo y mano, para esto confeccionan una manga que presenta electrodos a la altura de la muñeca y antebrazo, el material con el cual hicieron la manga es ethaflex y las sujetaron con unas correas de velcro para tener un mejor agarre de los electrodos, los electrodos que usaron estaban hechos de nylon plateado en forma de círculo con un radio de 20mm, sustituyendo así los electrodos con hidrogel, al hacer este cambio pudieron reducir el tiempo que toma el cambio de gel de cada electrodo, el paciente no presentaba molestias al usar terapias TENS y se presenta una mayor precisión al momento de realizar la terapia con este tipo de electrodo.

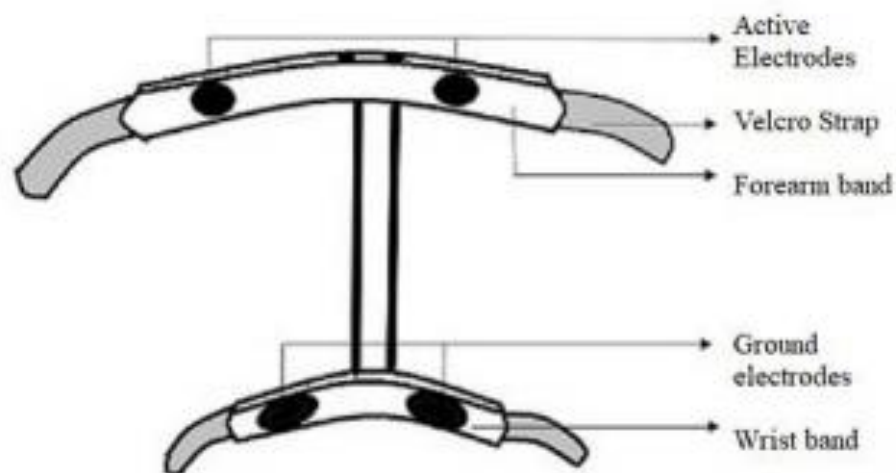


Figura 24: A diagram of the Forearm and wrist electrode band.

Fuente: Solomons C. & Shanmugasundaram V. (2019), "Forearm and wrist band for Functional Electrical Stimulation".

2.1.20. “Design of a wireless, modular and programmable neuromuscular electrical stimulator”

Cerone G., Vieira T., Botter A. & Gazzoni M. (2019), en la publicación titulada "Design of a Wireless, Modular and Programmable Neuromuscular Electrical Stimulator" en la 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Berlin, Germany. Este artículo describe un electroestimulador inalámbrico, modular y programable que integra la posibilidad de adquirir y usar señales biomecánicas. Este dispositivo emite pulsos de corriente con señales monofásicas o bifásicas y amplitud que van desde 0.5 a 100mA. La frecuencia de estimulación puede ser programada de 0.1 a 200 Hz. mientras La duración del pulso se puede establecer de 10 µseg a 100 mseg. Este dispositivo utiliza 2 módulos Wireless que envían señales a un receptor a través de un enlace Bluetooth, dichos módulos se comunican con la PC, dispositivos móviles o una computadora como Raspberry Pi configurada como un servidor.

El microcontrolador que utilizan es el MSP430F5438A que utiliza un protocolo estándar de interfaz de controlador de host (HCI) implementado en un periférico UART para su comunicación con los módulos inalámbricos, la señal obtenida se amplifica (20 dB) a través de un INA333, el programa fue realizado mediante el lenguaje de C++.

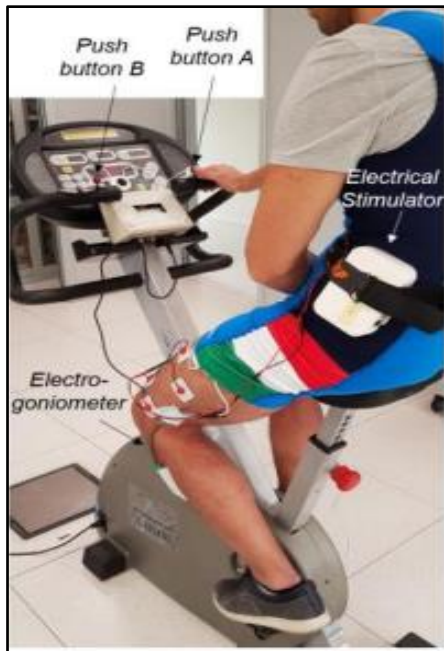


Figura 25: Two STU modules have been programmed to stimulate bilaterally the cuádriceps of a single healthy subject.

Fuente: Cerone G., Vieira T., Botter A. & Gazzoni M. (2019), "Design of a Wireless, Modular and Programmable Neuromuscular Electrical Stimulator".

Sin embargo, el equipo a pesar de ser inalámbrico no es muy portable ya que los 2 módulos, el de control y el de estimulación son de un tamaño regular.

2.2. Bases teóricas

2.2.1. Electroestimulación

La electroestimulación es una técnica que permite aplicar impulsos eléctricos a un músculo por medio de un dispositivo llamado electroestimulador muscular. El cual emula señales eléctricas emitidas por el sistema nervioso central permitiendo el movimiento de las fibras musculares.

Esta técnica es utilizada en la medicina física con el propósito de rehabilitar músculos con lesiones o alguna enfermedad.

Existen varios tipos de terapia, entre las cuales resaltan las siguientes: TENS (Electroestimulación Nerviosa Transcutánea), EMS (Electroestimulación Muscular), Corriente de Kotz (ondas rusas), NMES (Electroestimulación Neuro Muscular), FES (Electroestimulación Funcional).

Los principales parámetros para esta terapia son: frecuencia, ancho de pulso, tiempo de terapia, cantidad de pulsos e intensidad de terapia.

2.2.2. TENS y EMS

La electroestimulación TENS (Transcutaneous electrical nerve stimulation) se basa en inducir pulsos eléctricos para aliviar el dolor agudo o crónico de manera aislada o acompañarla con otras modalidades terapéuticas, la forma de onda que se utiliza es rectangular o en espiga, también se emplean monofásicas (corriente directa) o bifásicas (corriente alterna). Normalmente no se utiliza corriente directa ya que produce irritación cutánea y descomposición de electrones producto de transportar iones a la piel.

Los parámetros de corrientes que se utilizan son frecuencia en el rango de 2-200Hz, ancho de pulso 40-300 μ seg y la intensidad de la onda medida en miliamperios.

La electroestimulación EMS (Electrical Muscle Stimulation) consiste en enviar pequeños pulsos eléctricos al nervio que alimenta al músculo. Estos pulsos actúan como una orden a la fibra muscular realizando que el músculo se contraiga, este tipo de corriente suele superar el umbral motor para tonificar, potenciar y recuperar la masa de un musculo.

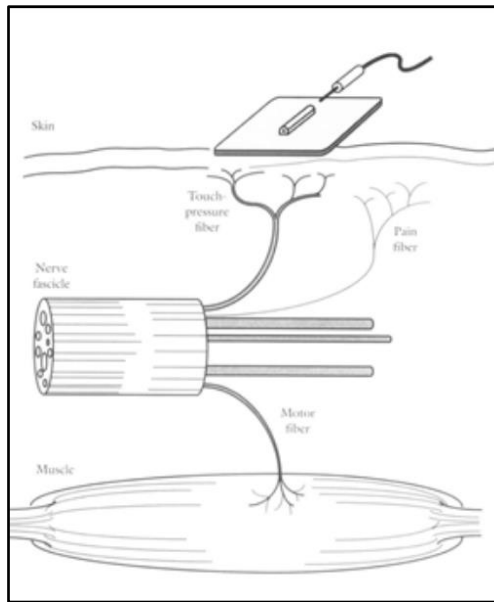


Figura 26: Funcionamiento de la electroestimulación.

Fuente: <https://support.slendertone.com/>

2.2.3. Contracción muscular

La contracción muscular es el proceso fisiológico por el cual los músculos pueden desarrollar tensión haciendo que estos se acorten o estiren, dichas contracciones son reguladas por el sistema nervioso central, siendo el cerebro el órgano encargado de controlar las contracciones voluntarias y la médula espinal, los reflejos involuntarios.

2.2.3.1 Tipos de contracciones

2.2.3.1.1 Contracción muscular heterométricas

Son las contracciones más comunes en los deportes o actividades físicas debido a que suelen presentarse cuando las fibras musculares son contraídas o alargadas, en este tipo de contracción la tensión se mantiene, mientras que el músculo varía de tamaño.

Las contracciones heterométricas se dividen en 2 tipos: concéntricas y excéntricas.

a. Concéntricas: se produce en el momento que el músculo genera tensión y este se contrae, son el tipo de

contracción más frecuente, ya que se produce cuando levantamos, desplazamos o movemos un objeto.

b. Excéntricas: Se produce en el momento que el músculo genera tensión, pero la fuerza es mayor. Lo cual genera que en vez de acortarse se alargue, se tiende a presentar cuando se sujeta/carga un objeto con los brazos que tiene un peso ligeramente superior al que podemos manejar, produciendo que los músculos cedan y se alarguen.

2.2.3.1.2 Contracción muscular isométrica

Suele presentarse al momento de sujetar un objeto sin que se presente desplazamiento, la fuerza que se ejerce es igual al peso del objeto.

El músculo genera tensión, pero no se acorta ni se alarga, sin embargo, dentro del músculo los tendones se alargan y el vientre muscular se acorta quedando en la misma longitud, pero con una mayor tensión.

- Ejemplo: Cuando se sujeta una mesa pesada y la mantenemos en el aire, sin subirla ni bajarla.
- Ejemplo 2: Cuando se intenta empujar una pared, en esta circunstancia se ejerce fuerza, pero no desplazamiento.

2.2.3.1.3 Contracción muscular auxotónicas

En este tipo de contracción se combinan contracciones heterométricas con contracciones isométricas, Al iniciarse se acentúa más la parte heterométrica, mientras que al final de la contracción se acentúa más la contracción isométrica.

Un ejemplo práctico de este tipo de contracción lo encontramos cuando se trabaja con "extensores". El extensor se estira hasta un cierto punto, el músculo se contrae concéntricamente (heterométrica), mantenemos unos segundos estáticamente

(isométricamente) y luego volvemos a la posición inicial con una contracción (heterométrica).

2.2.4 Efectos de la estimulación eléctrica en los tejidos

biológicos

La piel cuenta con el estrato corneo que opone resistencia al paso de la corriente, para disminuir la resistencia se calienta previamente y proporcionarle humidificación.

La corriente eléctrica al ser aplicada al organismo puede producir efectos biológicos como fisiológicos. Dentro de los efectos biológicos se encuentra el electroquímico, electrofísico y electrotérmico que se traducen en efectos indirectos o fisiológicos al actuar sobre el sistema neuromuscular, vasomotor y el metabolismo local y general.

Cuando se aplica corriente continua el cuerpo incrementa el flujo sanguíneo tratando de restablecer el pH normal del tejido afectado. Sin embargo, cuando estas reacciones son excesivas se corre el riesgo de producir quemaduras en las zonas donde se induce la corriente, por esta razón, se controlan los parámetros tanto como amplitud de corriente, tiempo de tratamiento o la reversión de la polaridad. La reacción de incremento del flujo sanguíneo por la piel debido a las corrientes directas se le conoce como eritema o corriente galvánicos.

La corriente eléctrica también es capaz de excitar nervios periféricos que transmiten impulsos hacia el sistema nervioso central o periférico generando contracciones musculares.

La excitación de la fibra nerviosa se encuentra sujeta a parámetros de corriente relacionados con la intensidad del estímulo, duración y frecuencia. En la Figura 27 se señala la relación que existe entre la duración del estímulo y la intensidad necesaria para alcanzar el umbral de excitación que brindara una respuesta a diferentes tipos de fibras nerviosas.

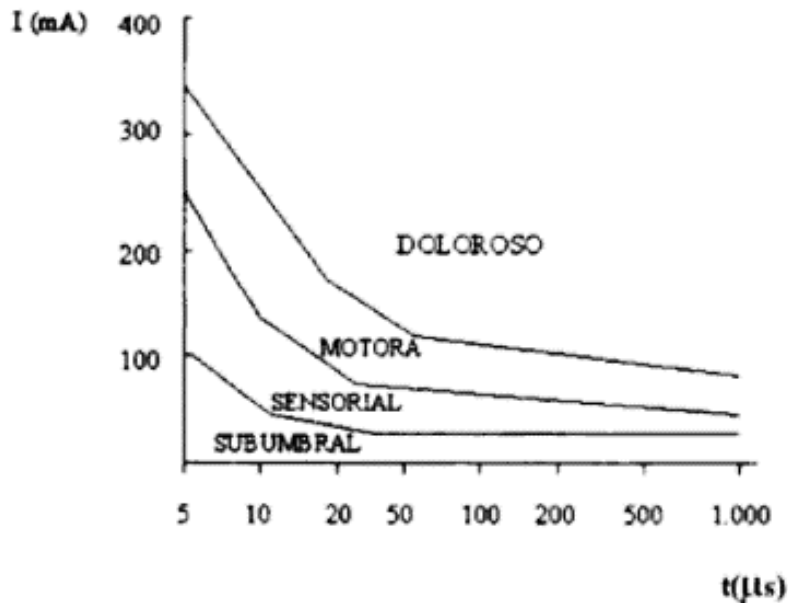


Figura 27: Fuerza de duración del umbral de excitación.

Fuente: Principios de electroestimulación y terminología electroterapéutica, 10ma Edición, Margin del socorro Martínez, Matheus.

Quando la intensidad es muy baja o la duración del estímulo no alcanza el umbral requerido para excitar se dice que la estimulación se encuentra en un umbral de nivel subsensorial o subumbral.

La respuesta sensorial se caracteriza por la sensación inicial de pinchazos suaves u hormigueo denominado parestesia eléctrica.

La respuesta motora provoca liberación de calcio por el retículo sarcoplásmico y con ello activando los filamentos de actina y miosina lo que desencadena en contracciones musculares a bajas corrientes es palpable y mientras se va aumentando puede llegar a ser visible.

2.2.5 Ley fundamental de la electroestimulación

En los inicios del siglo XX se dieron a conocer las leyes fundamentales que rigen la excitación de las células nerviosas y musculares por impulsos eléctricos.

Estas leyes fueron descubiertas y comprendidas por los fisiólogos franceses Lapicque y Weiss, quienes lograron encontrar una fórmula matemática entre la cantidad de corriente y la duración necesaria de la aplicación de esta para provocar excitaciones en los nervios motores.

El fisiólogo francés Weiss realizó numerosas pruebas que llevaron a constatar “que para obtener una buena estimulación no es tanto la forma de la corriente lo que importa, sino la cantidad de corriente en un tiempo determinado, deduciendo que existe una relación lineal entre la cantidad de carga necesaria para alcanzar el umbral de estimulación y la duración de la aplicación de corriente.” [3] (Weiss, 1901, p.413-446).

$$\text{CantidadDeCorriente} = \text{NivelDeCorriente} \times \text{TiempoDeAplicación} \quad (2.1)$$

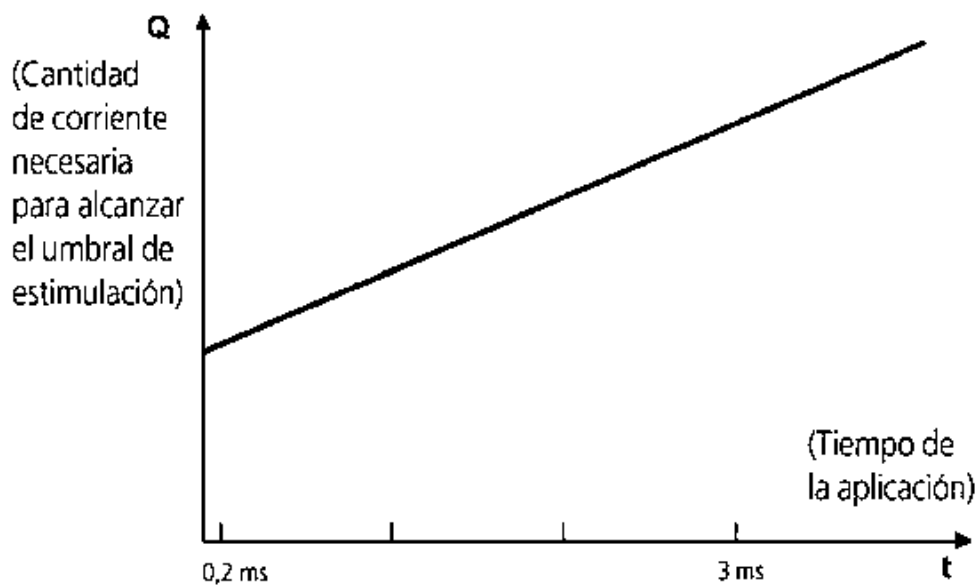


Figura 28: Relación lineal entre la cantidad de corriente y el tiempo de aplicación.

Fuente: Joan Rodríguez Barnada, Manuel Pombo-Fernández, Xavier Brunet Pamies, Bernardo Requena Sánchez (2012). “La electroestimulación: Entrenamiento y periodización”.

Otro electrofisiólogo, Lapicque, postuló una ecuación matemática más completa, desarrollando así la fórmula fundamental de la electroestimulación:

$$NivelDeCorriente = \frac{CantidadDeCorriente}{TiempoDeAplicación} \cdot REOBASE \quad (2.2)$$

“Lapicque postula que, aunque la aplicación de corriente sea infinita, se necesita un mínimo de intensidad para provocar una estimulación, a la que llamó reobase. Además, le da el nombre de cronaxia a la duración mínima, durante la cual hace falta aplicar una corriente en que la intensidad sea el doble que el de la reobase, para poder excitar un tejido”. [4] (Lapicque, 1909, p.280-283).

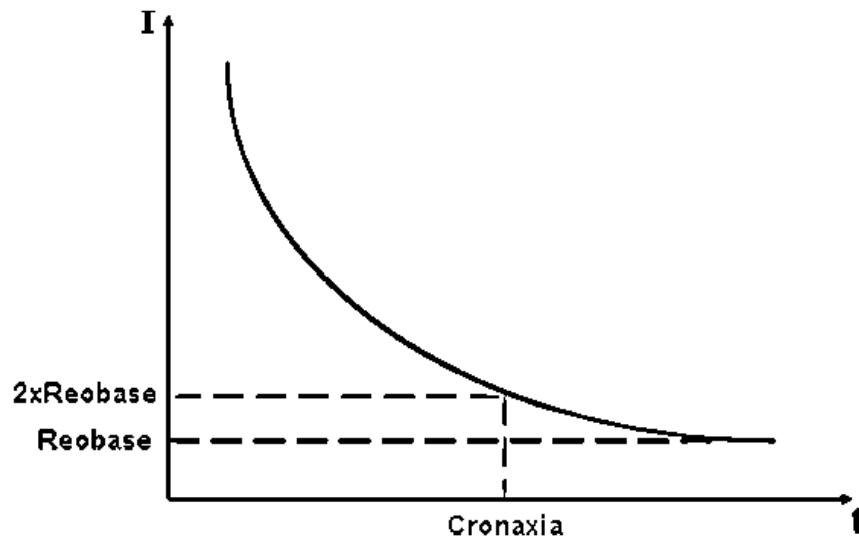


Figura 29: Ley de Lapicque.

Elaboración: los autores.

2.2.6 Fuente de alimentación

Para el diseño se requiere diseñar una fuente de alimentación simétrica de 30Vpp, en la Figura 30, se muestra el diagrama de bloques del funcionamiento de la fuente de alimentación.

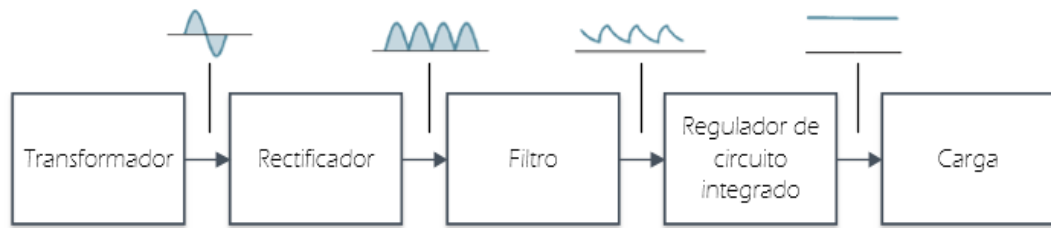


Figura 30: Diagrama de bloques de la fuente de alimentación.

Elaboración: los autores

2.2.6.1 Transformador con dispositivo de aislamiento

Según Matthew N. O. Sadiku y Charles K. Alexander definen al transformador como “un dispositivo eléctrico diseñado con base en el concepto del acoplamiento magnético. Se sirve de bobinas magnéticamente acopladas para transferir energía de un circuito a otro, sin conexión eléctrica entre el circuito primario y el secundario [5] (Fundamentos de circuitos eléctricos, 3ta Edición, p. 556).

En los sistemas eléctricos el transformador cuenta con diferentes usos para aumentar o reducir tensiones o corrientes de CA (Corriente Alternada). Para el diseño de la fuente de alimentación simétrica se consideró utilizar un transformador de aislamiento, el cual cumple con dos propósitos. Primero, reducir la tensión. Segundo, proporciona aislamiento eléctrico entre la alimentación de potencia Ca y la etapa rectificadora, reduciendo el riesgo de choque eléctrico.

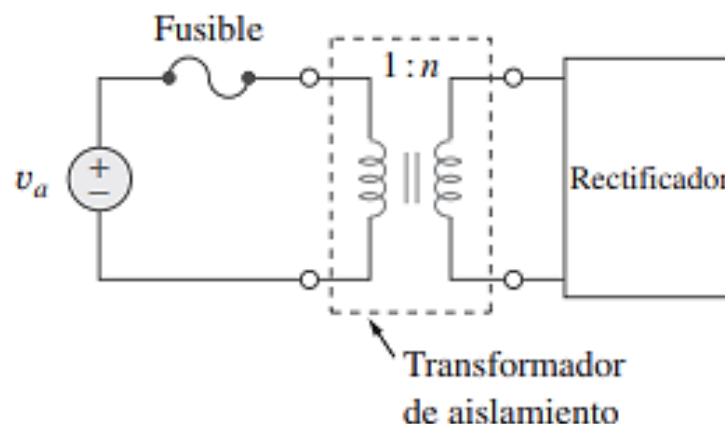


Figura 31: Transformador con dispositivo de aislamiento.

Fuente: Fundamentos de circuitos eléctricos, 3ta Edición, Matthew N. O. Sadiku, Charles K. Alexander.

En la Figura 32, se visualiza la simbología del transformador indicando sus variables.

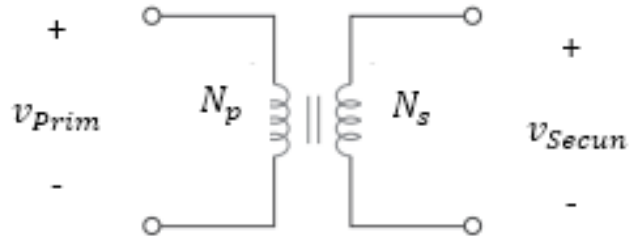


Figura 32: Símbolo de circuito para el transformador.

Elaboración: los autores

Donde:

- v_{prim} : Tensión en la bobina primaria.
- v_{secun} : Tensión en la bobina secundaria.
- N_p : Numero de vueltas en la bobina primaria.
- N_s : Numero de vueltas en la bobina de secundaria.

Por lo tanto, partiendo de la Figura 32, se puede definir el valor del coeficiente n donde es la relación de transformación.

$$n = \frac{v_{secun}}{v_{prim}} = \frac{N_s}{N_p} \quad (2.3)$$

Por lo tanto, tenemos que:

- Si $n < 1$, el transformador es un transformador reductor.
- Si $n > 1$, el transformador es un transformador amplificador.

Para calcular el voltaje pico de la bobina primaria del transformador de aislamiento.

$$V_{P(prim)} = 1.414xV_{rms} \quad (2.4)$$

Donde:

- $V_{P(prim)}$: Voltaje pico de la bobina primaria del transformador.
- V_{rms} : Voltaje eficaz.

Calculando el voltaje pico de la bobina secundaria del transformador de aislamiento.

$$V_{P(Sec)} = \frac{n \times V_{P(prim)}}{2} \quad (2.5)$$

Para calcular la impedancia de entrada " Z_{ent} "

$$Z_{ent} = \frac{1}{n^2} \frac{V_s}{I_s} \quad (2.6)$$

Para calcular la potencia suministrada.

$$S_p = V_p I_p = S_s = V_s I_s \quad (2.7)$$

2.2.6.2 Circuito rectificador

Para rectificar la corriente alterna proveniente de la salida del transformador se utilizará un puente de diodos que nos permite rectificar la onda completa sinusoidal logrando tener una onda rectificada positiva del doble de frecuencia, en la Figura 33, se muestra la señal de salida del circuito rectificador.

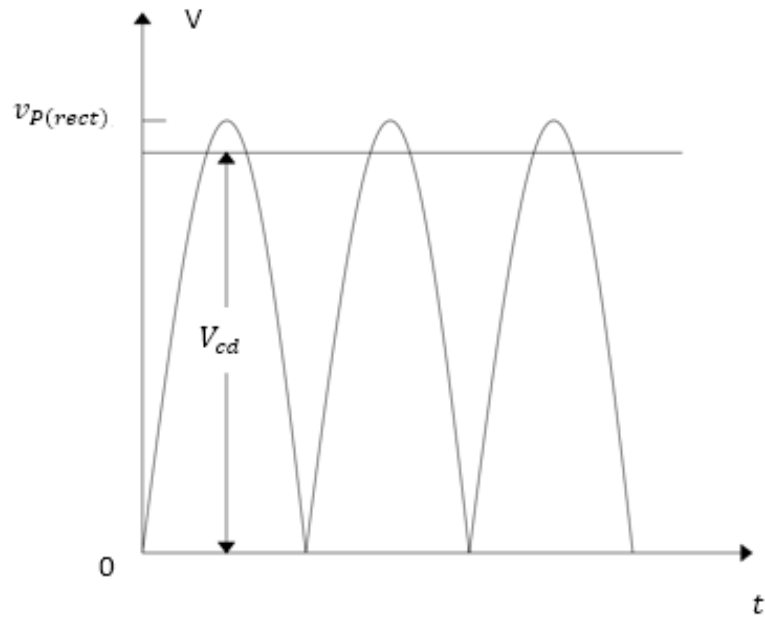


Figura 33: Rectificación de onda completa.

Elaboración: los autores

Para calcular el voltaje pico a la salida del rectificador de diodos se debe considerar la caída de tensión de 1.4V que generan los dos diodos polarizados directamente, como se muestra en la siguiente ecuación.

$$V_{P(rect)} = V_{P(sec)} - V_D \quad (2.8)$$

Donde:

- $V_{P(rect)}$: Voltaje pico rectificado por el puente de diodos.
- $V_{P(sec)}$: Voltaje pico de la bobina secundaria del transformador.
- V_D : Voltaje de diodo.

Debido al puente de diodos se rectifica la señal positiva y negativa produciendo el doble de la frecuencia.

$$f_{ondcompleta} = 2xf \quad (2.9)$$

Donde:

- $f_{ondcompleta}$: Frecuencia rectificada de onda completa.
- f : Frecuencia de la red eléctrica.

2.2.6.3 Filtro capacitor

El filtro capacitor cumple con la función de reducir un porcentaje del rizado a la salida del circuito rectificador, en la Figura 34, se visualiza la ubicación en el circuito del filtro capacitor.

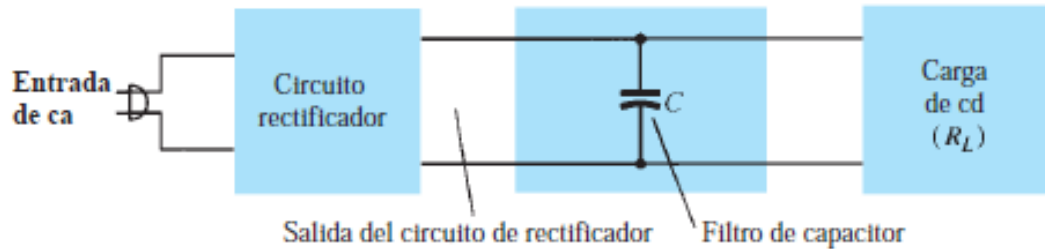


Figura 34: Ubicación del filtro capacitor.

Fuente: Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos, 10ma Edición, Robert L. Boylestad y Louis Nashelsky.

En la Figura 35, se visualiza el voltaje a la salida del filtro capacitor, donde se observa un ligero rizado producido por la corrección de la onda sinodal.

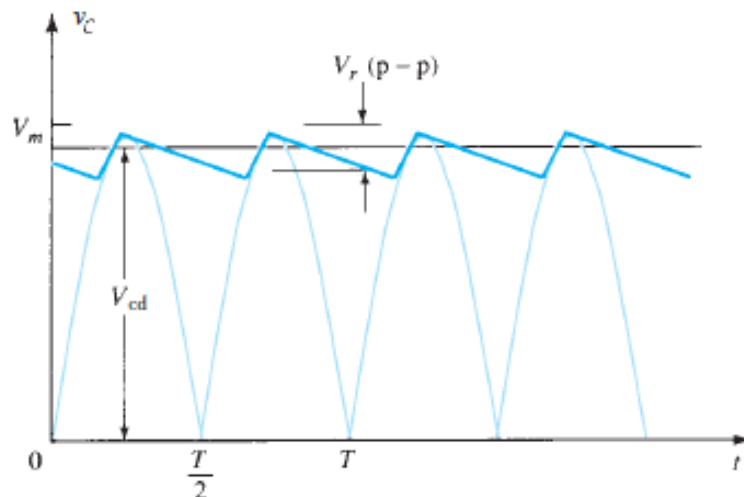


Figura 35: Voltaje de salida de circuito de filtro de capacitor.

Fuente: Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos, 10ma Edición, Robert L. Boylestad y Louis Nashelsky.

Calculando el voltaje rizo pico-pico obtenido al pasar por el filtro capacitor.

$$V_{r(p-p)} = \frac{1}{f \times R_L \times C} \times V_{P(rect)} \quad (2.10)$$

Donde:

- $V_{r(p-p)}$: Voltaje de rizo pico-pico.
- $V_{P(rect)}$: Voltaje de pico rectificado.
- f : Frecuencia de onda completa.
- C : Filtro capacitor.
- R_L : Carga.

Calculando el voltaje directo obtenido por la rectificación.

$$V_{cd} = \left(1 - \frac{1}{f \times R_L \times C}\right) \times V_{P(rect)} \quad (2.11)$$

Para calcular el rizado de filtro capacitor.

$$r = \frac{V_{r(p-p)}}{V_{CD}} \times 100\% = \frac{2.4}{R_L C} \times 100\% \quad (2.12)$$

Donde:

- $V_{r(p-p)}$: Voltaje de rizo pico-pico.
- V_{cd} : Voltaje directo.
- C : filtro de capacitor (microfaradios).
- R_L : La carga (kiloohms).

2.2.6.4 Reguladores de voltaje de circuito integrado

El regulador de voltaje es un circuito integrado que nos brinda la facilidad de quitarle el nivel de rizado tanto para regular voltajes positivos como también voltajes negativos, existen diversos circuitos

integrados de esta misma familia que se catalogan para regular diferentes voltajes de entrada.

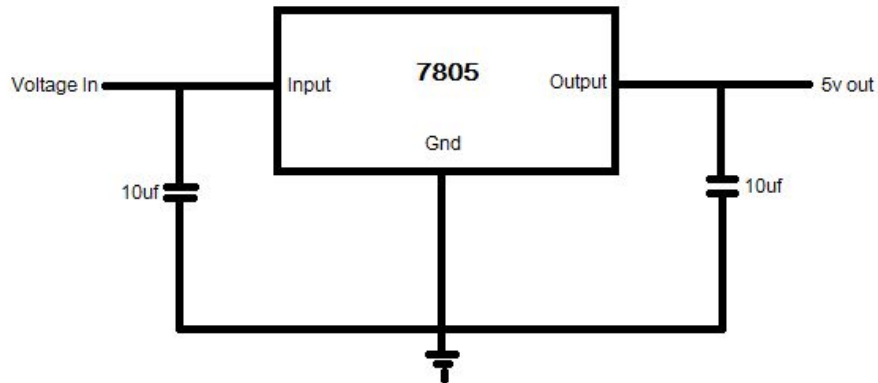


Figura 36: Regulador de voltaje.

Fuente: Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos, 10ma Edición, Robert L. Boylestad y Louis Nashelsky.

Regulación de voltaje

$$\%V.R. = \frac{V_{NL} - V_{FL}}{V_{FL}} \times 100\% \quad (2.13)$$

Donde:

- $\%V.R.$: Regulación de voltaje.
- V_{NL} : Voltaje sin carga.
- V_{FL} : Voltaje a plena carga.

2.2.7 Microcontrolador Atmega328P

Es un circuito integrado de alto rendimiento fabricado por Atmel (Microchip), pertenece a la serie de AVR con arquitectura RISC de 8 bits. Cuenta con poderosas instrucciones que se ejecutan en su mayoría en un solo ciclo de reloj, por lo que puede alcanzar un desempeño cercano a 1MIPS (*Million Instructions Per Second*) por cada 1Mhz en la frecuencia de reloj, este microcontrolador posee ciertas características como:

1. Hasta 23 pines I/O disponibles
2. Arquitectura de CPU: 8 bit AVR
3. Memoria de programa flash de 32 kB
4. SRAM de 2 kB
5. EEPROM de datos de 1 kB
6. Oscilador externo hasta 20 MHz
7. Voltaje de operación 1.8 V a 5.5 V
8. 6 canales PWM
9. Interfaces: UART, TWI, SPI.
10. Temperatura de operación: -40° a 85°C

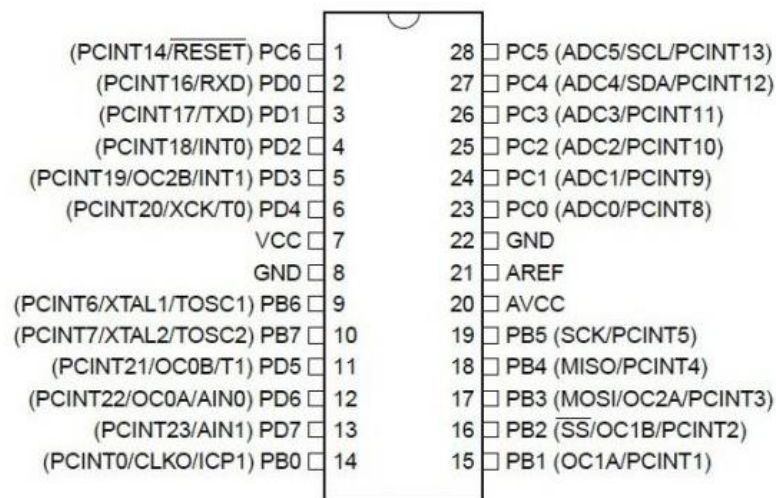


Figura 37: Distribución de pines del Atmega328p.

Fuente: <https://www.electronicoscaldas.com/es/microcontroladores-atmel/383-microcontrolador-atmega328p-pu.html>.

Para más información del dispositivo mencionado, observar el Anexo 1.

2.2.8 Selección de terapias

La selección fue programada en el software Atmel Studio 7.0 en el cual se programa una lista de 22 terapias que son las más comunes y una que podrá ser configurada para el usuario.

Las terapias programadas son:

1. Atrofia Superior 1era Semana.
2. Atrofia Superior 2da Semana.
3. Atrofia Inferior 1era Semana.
4. Atrofia Inferior 2da Semana.
5. Tens Convencional.
6. Tens Crónico.
7. Tens Acupuntura.
8. Descontracturante.
9. Calentamiento.
10. Burst.
11. Reducción De Dolor PG (TENS normal).
12. Capilarización.
13. Post-Entrenamiento.
14. Aumento De La Resistencia Muscular Local (Inicial).
15. Aumento De La Resistencia Muscular Local (Intermedio).
16. Aumento De La Resistencia Muscular Local (Avanzado).
17. Aumento FM Endoprótesis Rodilla (Inicial).
18. Aumento FM Endoprótesis Rodilla (Intermedia).
19. Aumento FM Endoprótesis Rodilla (Avanzada).
20. AVC Hombro Subluxado (Inicial) /Accidente Cerebro Vascular.
21. AVC Hombro Subluxado (Intermedia) /Accidente Cerebro Vascular.
22. AVC Hombro Subluxado (Avanzada) /Accidente Cerebro Vascular.

Estas terapias pueden dividirse en 13 grupos.

2.2.8.1. Terapia para la atrofia muscular. [6]

La atrofia muscular es la disminución del tamaño del músculo, perdiendo fuerza este debido a la relación con su masa.

Afecta a las células nerviosas de los músculos esqueléticos, generando parálisis que puede ser parcial o completa.

Existen varias causas por las cuales los músculos disminuyen su masa, entre ellas está la inactividad del musculo ya sea por sedentarismo o el uso de un yeso, quemaduras extensas, insuficiencia hepática, trastornos electrolíticos, anemia, mala nutrición, miopatías inflamatorias, distrofias, entre otras.

2.2.8.2. Terapia de TENS convencional. [7]

Se producen ligeras parestesias sin producir contracción muscular, pero tengamos presente que si los electrodos son colocados sobre un punto motor se producirán contracciones cuando se utilicen intensidades relativamente altas, el efecto analgésico así obtenido se debe especialmente por los mecanismos de segmentación espinal.

2.2.8.3. Terapia de TENS crónico. [7]

Este es un tipo de dolor que según la Asociación Internacional para el Estudio del Dolor (IASP), dura más de 6 meses. A este tipo de dolor estamos menos acostumbrados (tanto pacientes como profesionales sanitarios).

2.2.8.4. Terapia de TENS acupuntura [7].

Esta modalidad de T.E.N.S. nos da la posibilidad de colocar los electrodos sobre el miotoma relacionado con la zona de dolor, donde se producirán, al igual que en caso anterior, parestesias y por la intensidad de trabajo contracciones musculares, que teóricamente no deberán sobrepasar el umbral o límite de tolerancia del paciente. Su aplicación está indicada en períodos cortos de aplicación.

2.2.8.5. Descontracturante

Esta terapia sirve para disminuir los niveles de tensión, producto del estrés, movimientos repetitivos, adquisición de malas posturas en el diario vivir que, a largo plazo, provocan dolencias, lesiones y malestar corporal general.

2.2.8.6. Calentamiento

Este tratamiento es utilizado para aquellas personas que no soportan la electroestimulación ordinaria y se hacen cortas secciones de calentamiento para que el organismo se adapte progresivamente hasta que pueda recibir la electroestimulación correspondiente.

2.2.8.7. BURST [7]

Descubrieron que cuando series de alta frecuencia de estímulos eléctricos eran emitidos a baja frecuencia por medio de una aguja de acupuntura, los pacientes podían tolerar la intensidad del estímulo necesaria para producir las fuertes contracciones musculares, mucho mejor que cuando impulsos individuales eran emitidos a través de una aguja.

2.2.8.8. Reducción de dolor punto gatillo. [12]

Reciben el nombre de gatillo por generar dolor reflejo a distancia del punto de presión. Existen mapas de las zonas sobre las que se reflejan las molestias o dolor referido. Dichos mapas son relativamente fiables ya que, en la práctica, el mismo punto puede inducir su manifestación hacia una localización y otras veces para otra. A fin de ponerlos de manifiesto se aplica una presión moderada sobre el punto e inmediatamente aparecerá un aumento de dolor local, que será seguido por la sensación de entumecimiento doloroso sobre su zona de influencia.

2.2.8.9. Capilarización [13]

El programa de capilarización produce un fuerte aumento de la circulación en el área tratada. El empleo prolongado de este programa determina un desarrollo de la red capilar intramuscular de las fibras rápidas. Ayuda a la recuperación muscular después de algún ejercicio.

2.2.8.10. Post-Entrenamiento

Esta terapia sirve como complemento de una terapia física, la cual permite por medio de la electroterapia una recuperación más

rápida tras el esfuerzo, ayuda a relajar y disminuir las irritaciones que se producen en los músculos.

2.2.8.11. Aumento de resistencia muscular local [14]

La resistencia a la fatiga permite aumentar la capacidad muscular para soportar un trabajo intenso durante un mayor periodo de tiempo.

El trabajo al que se somete a la musculatura conlleva una fuerte descomposición de Glicógeno y una importante producción de Ácido Láctico.

Es importante mantener un ritmo de trabajo progresivo para favorecer la mejor adaptación del atleta y obtener unos resultados más favorables.

2.2.8.12. Aumento de fuerza muscular endoprótesis rodilla [15]

La rehabilitación de una prótesis de rodilla se centra en recuperar y aumentar la fuerza muscular, corregir deformidades e inestabilidades, mejorar el rango articular, aliviar el dolor, eliminar adherencias en la cicatriz, mejorar la función física y la calidad de vida del paciente.

2.2.8.13. Accidente cerebro vascular hombro subluxado (AVC) [16]

El accidente cerebrovascular es una lesión cerebral que también puede afectar gravemente al cuerpo. Se produce cuando se interrumpe el riego sanguíneo a una parte del cerebro o cuando se produce un derrame de sangre en el cerebro o alrededor de él.

2.2.9. Generación de terapias

Para esta etapa se deben tomar diferentes parámetros dependiendo de la forma de onda que tendrá la terapia, en esta tesis usaremos ondas cuadradas las cuales tienen como propiedad ser más

efectivas con los músculos denervados en esta tesis generaremos 3 diferentes formas de ondas las cuales son: Alterna Bipolar, Ráfaga o BURST, Interrumpidas.

2.2.9.1. Corriente alterna bipolar

Esta corriente es la más usada para las terapias, provocan una contracción visible, y tienen una reacción de relajación en los músculos promoviendo el flujo de la sangre y de los linfocitos, que permite la eliminación de sustancias dolor génicas.

Los parámetros de este tipo de corriente son: ancho de pulso, frecuencia y tiempo de terapia, en algunos casos las terapias tienen 3 fases: Calentamiento, trabajo y recuperación las cuales se diferencian en ancho de pulso y frecuencia manteniendo su forma de onda.

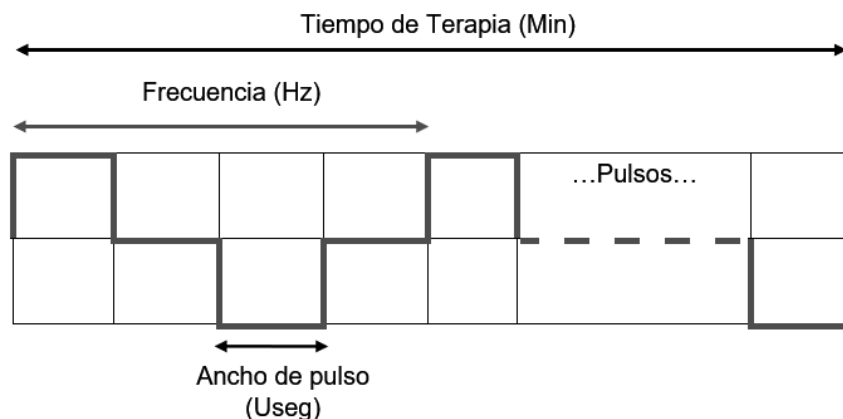


Figura 38: Forma de onda corriente alterna.

Elaboración: los autores

Para poder calcular estos parámetros, en la programación C++ se modelaron las siguientes ecuaciones.

Para hallar el tiempo que tarda en repetirse el ciclo se utiliza la siguiente ecuación:

$$Frec(Hz) = \frac{1}{T_{Ciclo}} \quad (2.14)$$

$$T_{Ciclo} = \frac{1}{Frec(Hz)} \quad (2.15)$$

Para hallar el tiempo de reposo entre cada contracción se utiliza la siguiente ecuación:

$$2(Tdc + Trep) = T_{Ciclo} \quad (2.16)$$

$$Trep = \frac{T_{Ciclo}}{2} - Tdc \quad (2.17)$$

Donde:

- $Frec(Hz)$: Frecuencia de la onda (Hz).
- $T_{Ciclo}(mseg)$: Tiempo que tarda en repetirse el ciclo de pulsos.
- Tdc (mseg): Tiempo de contracción o Ancho de pulso.
- $Trep$ (mseg): Tiempo de reposo entre contracciones.

También se tuvo que modelar la cantidad de veces que se repetiría el ciclo de pulsos para obtener la terapia completa:

$$\#ciclos = Frec \times T_{Total} \quad (2.18)$$

Donde:

$\#ciclos$: Cantidad de repeticiones del ciclo de pulsos

T_{Total} (mseg): Tiempo total de Terapia

2.2.9.2. Corriente BURST o ráfaga

Es una corriente de media frecuencia, que genera una ráfaga de pulsos seguido por un periodo de reposo del musculo, se caracterizan por la facilidad de penetración para estimular los músculos más profundos, esta corriente se usa para tratar escoliosis idiopática (SPES), Artrosis profunda (Cadera, raíces lumbar y cervical), tendinopatías profundas (tendinitis de la cadera y espalda), entre otras.

Los parámetros de este tipo de corriente son: ancho de pulso, frecuencia, cantidad de pulsos y tiempo de terapia, estos tipos de terapia tienden a ser más intensas ya que el tiempo de reposo entre ráfaga de pulsos es muy corto.

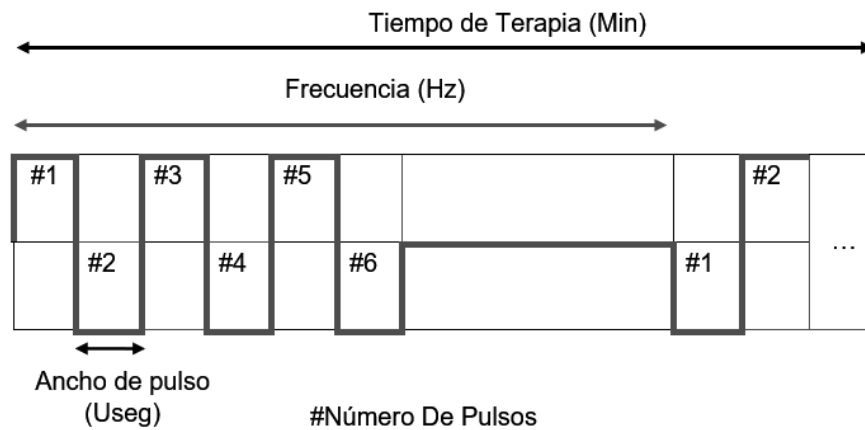


Figura 39: Forma de onda de la corriente BURST.

Elaboración: los autores

Para poder calcular estos parámetros, en la programación C++ se modelaron la siguiente ecuación, teniendo como dato la cantidad de pulsos, el tiempo de contracción y hallando con la ecuación (2.15).

$$(2 \times N_{pulsos})(T_{dc} + T_{rep}) = T_{Ciclo} \quad (2.19)$$

$$T_{rep} = \frac{T_{Ciclo}}{2N_{pulsos}} - T_{dc} \quad (2.20)$$

Donde:

- N_{pulsos} : Cantidad de pulsos.
- T_{Ciclo} : Tiempo de ciclo

2.2.9.3. Corriente interrumpida

Es una terapia que está compuesta por 2 ciclos, el primer ciclo es una aplicación de pulsos de media frecuencia que da una sensación de terapia con mucha intensidad por algunos segundos, seguido de un reposo con el mismo rango de tiempo o un poco mayor, y volviendo a realizarse nuevamente estos 2 por el tiempo de duración de la terapia.

Este tipo de corriente se utiliza mayormente en músculos con algún problema de conexión nerviosa con el sistema nervioso, endoprótesis o aumento de resistencia en algunos músculos.

Los parámetros para este tipo de corriente son: Frecuencia, Ancho de pulso, Tiempo ON (Terapia) y tiempo OFF (Reposo).

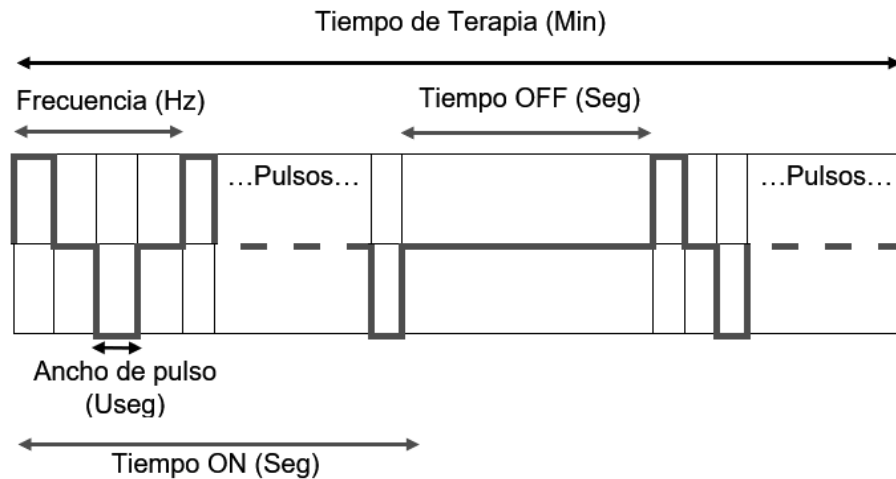


Figura 40: Forma de onda de la corriente interrumpida.

Elaboración: los autores

Para poder calcular estos parámetros, en la programación C++ se utilizaron las ecuaciones (2.14) y (2.15) además se modelaron las siguientes ecuaciones:

Para modelar la cantidad de veces que se repetiría el ciclo de pulsos para obtener el Tiempo ON:

$$\#cicloson = Frec \times Ton \quad (2.21)$$

Donde:

- *#cicloson*: Cantidad de repeticiones del ciclo de pulsos.
- *Ton* (mseg): Tiempo de Terapia ON.

Sabiendo esto se podrá calcular las veces que se repetiría el ciclo de Tiempo ON y Tiempo OFF, para realizar la terapia completa:

$$\#ciclos_{onoff} = \frac{T_{Total}}{T_{on}+T_{off}} \quad (2.22)$$

Donde:

- T_{off} : Tiempo de Reposo OFF.
- $\#ciclos_{onoff}$: Cantidad de repeticiones del ciclo completo TON+TOFF.

2.2.10. Comunicación Bluetooth

Es un protocolo de comunicación que transmite datos mediante un enlace de radiofrecuencia en la banda ISM con una frecuencia de 2,4 a 2,48 GHz, dicha banda está reservada internacionalmente para áreas industriales, científicas y médicas sin fines comerciales. El uso de esta banda de frecuencia está abierta a todo el mundo sin necesidad de licencia y respetando las regulaciones. Sus principales características son su robustez, el poco consumo de potencia y su bajo costo.

Esta tecnología ha ganado aceptación global hasta el punto de que, en la actualidad, cualquier dispositivo equipado con Bluetooth puede conectarse con cualquier otro equipo similar en proximidad. El núcleo de este sistema consiste en un transceptor RF, banda base y un conjunto de protocolos.

En la Tabla 3 se clasifica como "Clase" en referencia a su potencia de transmisión, siendo totalmente compatibles los dispositivos de una clase con los de las otras. Se puede apreciar que conforme se utilice una clase menor, el alcance será mayor (aproximadamente 100 metros) y la potencia permitida aumentará.

Tabla 3: Clases y potencias permitidas.

Clase	Potencia máxima permitida (mW)	Potencia máxima permitida (dBm)	Alcance (metros)
Clase 1	100mW	20 dBm	100
Clase 2	2.5mW	4 dBm	10
Clase 3	1mW	0 dBm	1

Elaboración: los autores

El módulo Bluetooth a utilizar se encuentra en la clase 2, es decir, tiene un alcance máximo de 10 metros y un consumo de potencia máxima de 2.5 mili vatios.

Versiones: A partir de la versión 1.0, que se ratificó en julio de 1999, se han publicado sucesivas versiones:

- **Versión 1.0:**

Esta primera versión contaba con muchos problemas, ya que los fabricantes tenían dificultades para hacer que sus equipos sean interoperables. Incluía en hardware de forma obligatoria la dirección del dispositivo Bluetooth (dirección), esto ocasionaba que la transmisión anónima de datos sea imposible a nivel de protocolo.

- **Versión 1.1**

Esta versión utilizada en el año 2001 solucionó los inconvenientes que se presentaban en la versión 1.0 y se añadió el Indicador de Calidad de Señal Recibida (RSSI). Asimismo, se agregó el soporte para canales no cifrados.

- **Versión 1.2**

Utilizada en el año 2003 y entre sus principales mejoras se encontraban:

- La posibilidad de generar una conexión más rápida (de hasta 721 kbit/s),

- La función *Discovery* la cual servía para detectar otros dispositivos Bluetooth cercanos.
- Salto de frecuencias adaptable de espectro ampliado (AFH) que mejora la resistencia a las interferencias de radio frecuencia.
- Conexiones Sincrónicas extendidas (ESCO) que permitían una retransmisión de paquetes corruptos, logrando así una mejor calidad de voz en los enlaces de audio.

- **Versión 2.0 +EDR**

Lanzada en el 2004, es compatible con la versión 1.2. Se implementó una velocidad de datos mejorada (EDR), para acelerar la transferencia de datos. La tasa nominal de EDR es de 3Mbit/s.

- **Versión 2.1**

Se mejora la experiencia de emparejamiento de dispositivos Bluetooth. Y se implementa la Respuesta de Amplia Investigación (EIR), que permite filtrar los dispositivos al momento de realizar búsquedas de emparejamiento.

- **Versión 3.0**

Esta versión soporta velocidades de transferencia de datos de hasta 24Mbits/s. Entre sus principales novedades está el AMP (Alternate MAC/PHY), y la adición del protocolo IEEE 802.11 como transferencia de datos de alta velocidad.

- **Versión 4.0**

Esta versión adoptaba el 30 de junio del 2010, incluye e distintos tipos de perfiles Bluetooth; clásico, de alta velocidad y de bajo consumo (Bluetooth Low Energy o BLE).

- **Versión 5.0**

Esta versión ha sido adoptada a inicios del año 2017, cuenta con mayor fiabilidad y mayor rango de cobertura.

En la Tabla 4 se clasifica según la versión de Bluetooth con su respectiva capacidad de canal:

Tabla 4: Versiones y anchos de banda.

Versión	Ancho de banda
Versión 1.2	1 Mbit/s
Versión 2.0	3 Mbit/s
Versión 3.0	24 Mbit/s
Versión 4.0	32 Mbit/s
Versión 5.0	100 Mbit/s

Elaboración: los autores

El módulo Bluetooth del puerto serial está calificado como Bluetooth v2.0 con una modulación de 3Mbps con el transceptor de radio y potencia de transmisión de clase 2.

2.2.10.1 Topología

La tecnología Bluetooth pertenece a un grupo de trabajo estándar dentro del protocolo IEEE 802.15, el que define las WPAN que permiten la comunicación sin cable entre dispositivos en un radio de cobertura pequeño, en unidades de metros. Los equipos que cuenten con esta tecnología son capaces de comunicarse con otro similar en cualquier parte del mundo, aun así, se encuentre dentro de un barco o avión sin la necesidad de ningún hardware adicional. Lo único que se necesita es estar dentro del radio de cobertura del otro para poder establecer un enlace de comunicación entre ellos.[13]

Hasta ocho unidades de Bluetooth se pueden comunicar entre ellas y formar una Piconet Dado que la especificación Bluetooth soporta tanto conexiones punto a punto como punto a multipunto, se pueden establecer y enlazar varias Piconets en forma de red dispersa, generando así una Scatternet.

Los dispositivos dentro de una misma Piconet juegan dos papeles; maestro o esclavo. En todas las Piconet solo puede haber una unidad maestra, la cual es la encargada de iniciar la conexión, mientras que el resto de las unidades Bluetooth dentro de una Piconet se denominan esclavos.

2.2.10.2. Radiofrecuencia

La radiofrecuencia, también denominado espectro de radiofrecuencia o RF, representa la porción del espectro electromagnético cuyo principio es la generación de ondas electromagnéticas aplicando corriente alterna a una antena, esta porción de frecuencias se encuentra situada entre los 3 kilohercios (KHz) y 300 gigahercios (GHz).

La radiofrecuencia se caracteriza por sus frecuencias y longitudes de onda que viajan a la velocidad de la luz en el espacio libre, estas ecuaciones se relacionan de la siguiente manera:

$$c = f\lambda \quad (2.23)$$

Donde:

- c : Velocidad de la luz $\approx 300 \times 10^6 \left(\frac{m}{s}\right)$.
- f : Frecuencia (Hz).
- λ : Longitud de onda (m).

En la Tabla 5, la radiofrecuencia se clasifica en las siguientes bandas espectro:

Tabla 5: Espectros de frecuencia.

Nombre de frecuencia	Rango de frecuencia	Rango de longitud de onda
Frecuencia extremadamente baja (ELF)	3-30 Hz	100 000 – 10 000 km
Frecuencia súper baja (SLF)	30-300 Hz	10 000 – 1000 km
Frecuencia ultra baja (ULF)	300-3000 Hz	1000 – 100 km
Frecuencia muy baja (VLF)	3-30 KHz	100 – 10 km
Frecuencia baja (LF)	30-300 KHz	10 – 1 km
Frecuencia media (MF)	300-3000 KHz	1000– 100 m
Frecuencia alta (HF)	3-30 MHz	100 – 10 m
Frecuencia muy alta (VHF)	30-300 MHz	10 – 1 m
Frecuencia ultra alta (UHF)	300-3000 MHz	1 m– 100 mm
Frecuencia súper alta (SHF)	3-30 GHz	100 – 10 mm
Frecuencia extremadamente alta (EHF)	30-300 GHz	10 – 1 mm

Elaboración: los autores

Por lo tanto, se concluye que las ondas de radiofrecuencia de alta frecuencia tienen una longitud de onda corta, en cambio las ondas de baja frecuencia tienen grandes longitudes de onda.

2.2.10.3. Módulo Bluetooth HC05.

Es un módulo de Red Inalámbrica de Área Personal (WPAN); se utiliza para comunicaciones vía radiofrecuencia para enlaces de corto alcance, sirve para transmitir voz y datos entre diferentes dispositivos. Dicho módulo puede ser utilizado en diferentes tipos de microcontroladores y es de fácil uso en comunicación con smartphones o computadoras. En la Figura 41, se puede observar el módulo Bluetooth a utilizar.

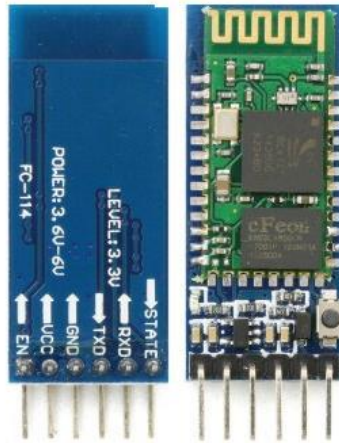


Figura 41: Modulo Bluetooth Hc-05.

Fuente: <http://www.sigmaelectronica.net/>

Las características técnicas del módulo Bluetooth son los siguientes:

- Se puede usar como Maestro (envía órdenes) o Esclavo (recibe órdenes).
- Trabaja con una alimentación de tensión entre 3.6 VDC -6VDC.
- Su voltaje de operación de Rx (receptor) y Tx (transmisor) es 3.3 VDC.
- Su consumo de corriente es 50mA.
- Tiene un alcance máximo de 10 metros.
- Tiene tamaño reducido de 3cm x 1.3cm.
- Tiene una antena integrada

Se seleccionó el módulo Bluetooth Hc-05 debido que es uno de los mejores medios para comunicarnos de forma inalámbrica con Atmega328p, a su bajo consumo de corriente, su reducido tamaño, es comercializable y económico en nuestro país.

2.2.11. Amplificador operacional (Opam)

El Opam es un dispositivo electrónico diseñado para realizar distintos tipos de operaciones acorde a los requerimientos solicitados, entre ellos los más resaltantes son: Acoplamiento de señales, suma de señales, inversora de señales, entre otros.

En la presente investigación se hará uso de su función inversora, así como también acopladora y amplificadora de señales. La distribución de sus terminales se muestra en la Figura 42.

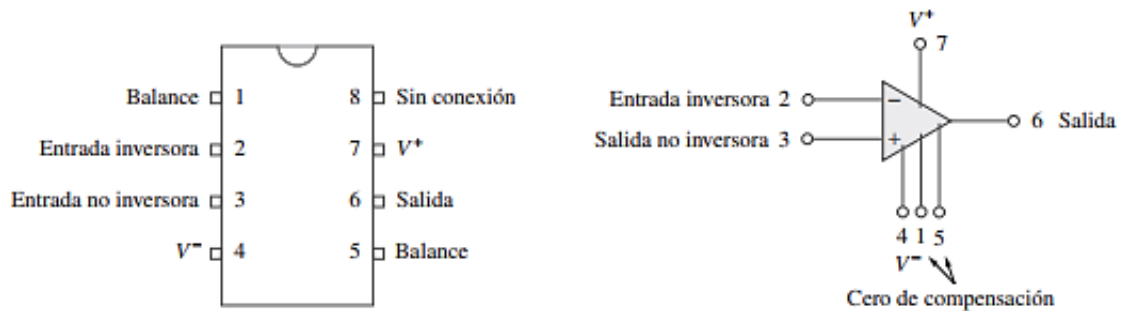


Figura 42: Configuración de terminales y simbología de circuitos.

Fuente: Alexander & Sadiku, 2006.

Este dispositivo posee dos entradas, una entrada no inversora (+), y otra inversora (-) las cuales presentan dos limitadores de voltaje representados como V_+ y V_- y una salida en la cual se verá el resultado de la configuración dada al Opam.

Los amplificadores se pueden configurar de distintas maneras, algunas de ellas son:

- Amplificador no inversor
- Amplificador inversor
- Sumador inversor.
- Integrador.
- Diferenciador.
- Seguidor de tensión.

2.2.11.1. El Amplificador operacional LM318N. [7]

En la Figura 43 se muestra la configuración de pines y entre sus características generales tenemos:

- Voltaje de alimentación: $\pm 18\text{Vdc}$.
- Contiene 4 Opam.
- Ancho de banda de 3Mhz.
- Entrada de Alta impedancia.
- Bajo consumo de potencia.

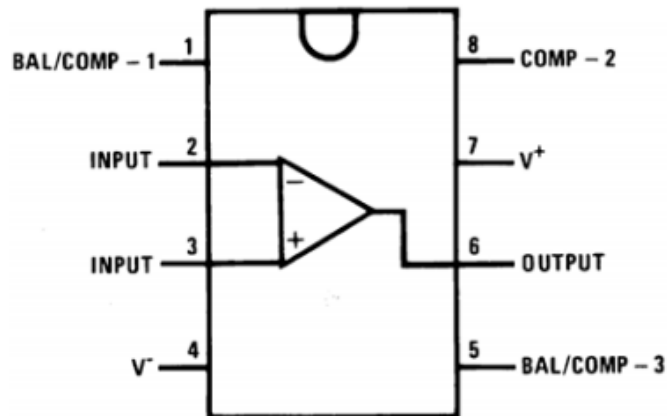


Figura 43: Configuración de pines LM318N.

Fuente: html.alldatasheet.com.

Para ver más información del dispositivo mencionado, observar el Anexo 2.

2.2.11.2. Amplificador inversor

Esta etapa es llamada así debido a que, la señal de salida es inversa a la entrada, es decir es distinta en polaridad, pudiendo ser la inversión de voltaje mayor o de menor magnitud dependiendo de la ganancia con la que se haya configurado.

En este circuito se realizó un circuito inversor, para esto la entrada no inversora se conecta a tierra, el voltaje de entrada se conecta a la entrada inversora a través de "R1" y el resistor de retroalimentación "R2" se conecta entre la entrada inversora y la salida, la cual se ve en la Figura 44.

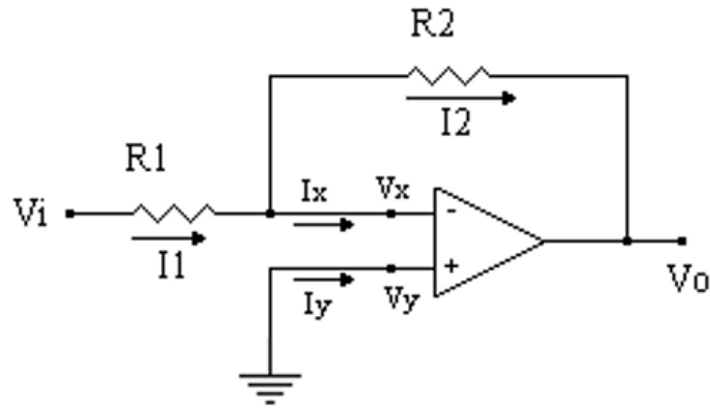


Figura 44: Circuito del amplificador inversor.

Elaboración: los autores

Determinación de fórmula para el amplificador inversor:

Para todo Opam podemos decir que:

$$I_x = 0 \ ; \ I_y = 0 \ ; \ V_x = V_y \quad (2.24)$$

Por lo tanto, según (2.24):

$$I_y = 0 \ \rightarrow \ V_y = 0 \ \rightarrow \ V_x = 0 \quad (2.25)$$

Y con esto las corrientes I_1 e I_2 :

$$I_1 = \frac{V_i - V_x}{R_1} \quad I_2 = \frac{V_x - V_o}{R_2} \quad (2.26)$$

Y ya que $V_x = 0$ entonces:

$$I_1 = \frac{V_i}{R_1} \quad I_2 = \frac{-V_o}{R_2} \quad (2.27)$$

Y al ser $I_x = 0$, entonces $I_1 = I_2$ y, por lo tanto:

$$\frac{V_i}{R_1} = \frac{-V_o}{R_2} \ \rightarrow \ V_i \cdot R_2 = -V_o \cdot R_1 \quad (2.28)$$

Para terminar, tenemos:

$$V_o = -V_i \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.29)$$

La impedancia de entrada es:

$$Z_e = \frac{V_i}{I_1} = \frac{I_1 \cdot R_1}{I_1} \rightarrow Z_e = R_1 \quad (2.30)$$

La impedancia de salida es

$$Z_o = \frac{V_o}{I_o} \text{ para } V_i = 0 \rightarrow Z_o = 0 \quad (2.31)$$

2.2.11.3. Amplificador sumador de señales no inversor

Esta etapa es llamada así debido a que entrega en su salida un voltaje igual a la suma de los voltajes o su acoplamiento que tiene en sus entradas.

En el circuito mostrado en la Figura 45, la entrada no inversora se conectan los voltajes V1 y V2 que se van a sumar, y la tierra se conecta a la entrada inversora a través de "R5" y el resistor de retroalimentación "R6" se conecta entre la entrada inversora y la salida.

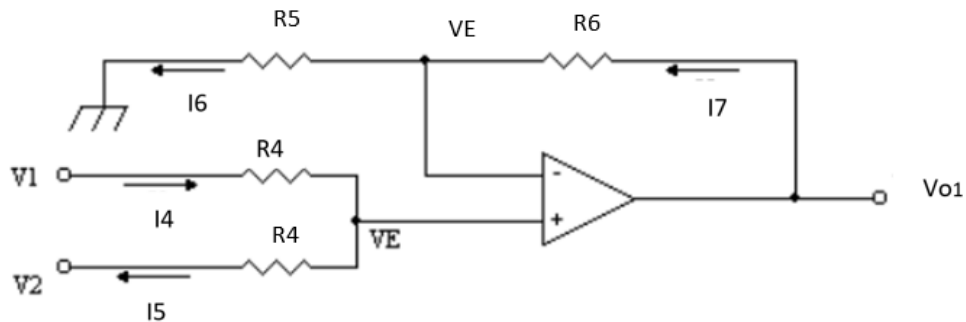


Figura 45: Sumador de señales.

Elaboración: los autores

Sabiendo que:

$$I_4 = I_5 \quad I_6 = I_7 \quad (2.32)$$

Entonces según (2.32):

$$I_6 = \frac{V_E - 0}{R_5} \quad I_7 = \frac{V_{o1} - V_E}{R_6} \quad I_4 = \frac{V_1 - V_E}{R_4} \quad I_5 = \frac{V_E - V_2}{R_4} \quad (2.33)$$

Por lo tanto: $\frac{V_1 - V_E}{R_4} = \frac{V_E - V_2}{R_4} \rightarrow (V_1 - V_E) = (V_E - V_2)$

$$V_1 - VE = VE - V_2 \rightarrow \frac{V_1 + V_2}{2} = VE \quad (2.34)$$

También tenemos: $\frac{V_{o1} - V_e}{R_6} = \frac{V_E}{R_5} \rightarrow R_5 \cdot (V_{o1} - V_e) = R_6 \cdot V_E$

$$V_{o1} - VE = \frac{R_6 \cdot VE}{R_5} \rightarrow V_{o1} = \left(\frac{R_6}{R_5} + 1 \right) \cdot VE \quad (2.35)$$

Reemplazando (2.34) en (2.35) tenemos la ecuación (2.36):

$$V_{o1} = \left(\frac{R_6}{R_5} + 1 \right) \cdot \frac{V_1 + V_2}{2} \quad (2.36)$$

La impedancia de entrada sabiendo que $I_4 = I_5$ es:

$$Z_{e1} = \frac{V_1 + V_2}{I_4 + I_5} = \frac{\frac{I_4}{R_4} \cdot \frac{I_4}{R_4}}{2 \cdot I_4} = \frac{2 \cdot R_4}{2 R_4^2} \rightarrow Z_{e1} = \frac{1}{R_4} \quad (2.37)$$

La impedancia de salida es

$$Z_{o1} = \frac{V_{o1}}{I_{o1}} \text{ para } V_{i1} = 0 \rightarrow Z_{o1} = 0 \quad (2.38)$$

2.2.12. Potenciómetro digital X9C103P

El circuito integrado mencionado tiene la función de trabajar como un potenciómetro capaz de cambiar su resistencia a través de pulsos digitales, en la siguiente figura 46 se muestra la configuración de pines de dicho integrado.

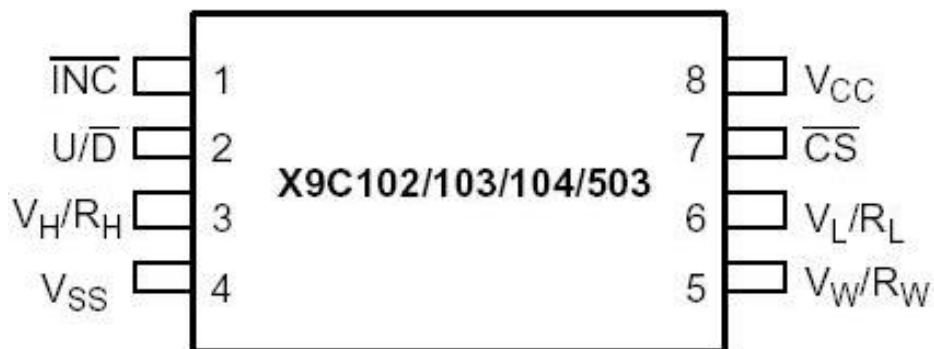


Figura 46: Distribución de pines del X9C102.

Fuente: <http://panamahitek.com/wp-content/uploads/2013/08/qrmxa1.jpg>

Para configurar dicho integrado se deben realizar una serie de combinaciones de estados HIGH/LOW, o cual complica su uso manual, pero al ser controlado por un programa este se vuelve más sencillo, en la Tabla 6 podremos ver la función de cada pin del potenciómetro.

Tabla 6: Descripción de los pines del potenciómetro digital

Pin No.	Nombre del Pin	Descripción
1	INC	Incremento. Este pin se activa al recibir una onda cuadrada la cual hace que el valor de la resistividad aumente o disminuya dependiendo del estado del pin U/D.
2	U/D	Up/Down. Este pin es encargado de indicar si los pulsos a la entrada del CI tendrán como consecuencia el incremento o decrecimiento del valor resistivo.
3	V_H/R_H	Este pin es el equivalente a uno de los pines extremos de un potenciómetro de perilla.
4	V_{SS}	Tierra del Circuito integrado
5	V_W/R_W	Este pin es el equivalente al pin medio de un potenciómetro de perilla.
6	V_L/R_L	Este pin es el equivalente a uno de los pines extremos de un potenciómetro de perilla.
7	CS	Este pin es el activador del CI, ya que cuando esta desactivada el potenciómetro podrá cambiar de valor, pero una vez cambie de estado este potenciómetro mantendrá el valor resistivo en una memoria no volátil que es capaz de mantener dicho valor por un periodo muy largo, siendo posible guardar una configuración por un tiempo de hasta 100 años.
8	V_{CC}	Voltaje de entrada. Se conecta al voltaje de alimentación.

Elaboración: los autores

Para ver más información del dispositivo mencionado, observar el Anexo 3.

2.2.13. Transistor de unión bipolar (BJT)

Para la etapa amplificadora se utilizará el transistor de unión bipolar BJT (Bipolar Junction Transistor), el transistor es un dispositivo semiconductor de tres capas que consta de dos capas de material tipo p y una capa de tipo n que se denomina transistor PNP o también dos capas de tipo n y una capa de tipo p que se denomina NPN. Tiene tres configuraciones básicas las cuales son base común, colector común y emisor común, en la Figura 47, se muestra el transistor con sus partes.

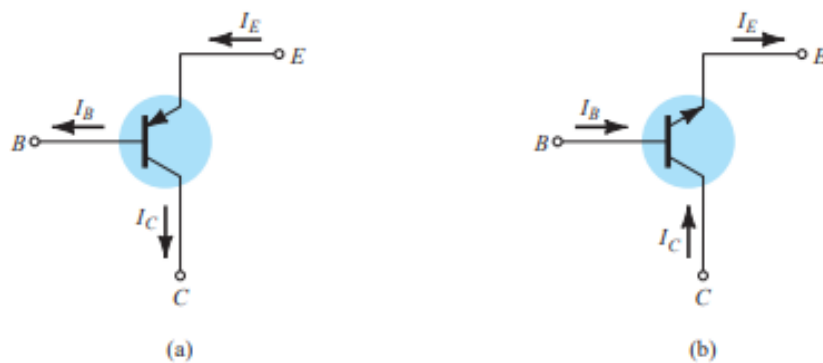


Figura 47: Notación y símbolos utilizados con la configuración colector común: (a) transistor PNP; (b) transistor NPN.

Fuente: Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos, 10ma Edición, Robert L. Boylestad, Louis Nashelsky.

Donde:

- B: Base
- C: Colector
- E: Emisor
- I_B : Corriente de base
- I_C : Corriente de colector
- I_E : Corriente de emisor

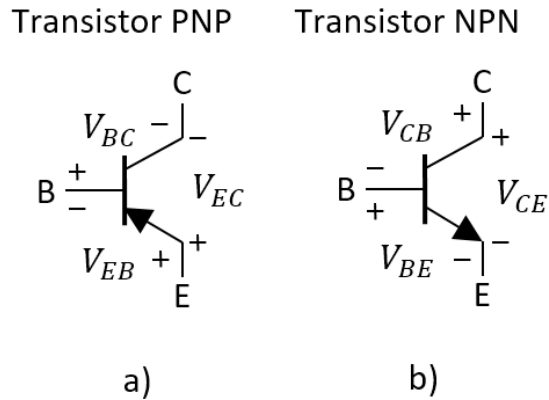


Figura 48: (a) Tensión en transistor PNP; (b) Tensión en transistor NPN.

Elaboración: los autores

Donde:

- V_{BC} : Voltaje base – colector.
- V_{EB} : Voltaje emisor – base.
- V_{EC} : Voltaje emisor – colector.
- V_{CB} : Voltaje colector – base.
- V_{BE} : Voltaje base – emisor.
- V_{CE} : Voltaje colector – emisor.

El transistor BJT puede operar en tres regiones las cuales se denominan como corte, activa directa y saturación.

Región corte: El transistor en corte es cuando la corriente del colector es cero ($I_C = 0$), por ende, no hay corriente en el emisor ($I_E = 0$). Para poner un transistor en la región de corte, el voltaje de base debe ser menor al voltaje del emisor y del colector, el voltaje de base – emisor puede estar en cero y el voltaje de Thevenin similar a 0.6V.

Región saturación: El transistor en saturación actúa como un corto circuito entre el colector y el emisor logrando tener máxima corriente ($I_C=I_E = I_{max}$), al realizar una polarización directa el voltaje de base - emisor y base colector debe ser mayor a cero, por lo tanto el voltaje de base debe ser mayor al voltaje del colector y del emisor ($V_B > V_C$, $V_B > V_E$), en las hojas técnicas

de los fabricantes se define un umbral para entrar en saturación denominado $V_{CE(SAT)}$. Este valor por lo general está entre 0.05 a 0.2V, lo cual significa que el voltaje colector debe ser ligeramente mayor al voltaje emisor, pero ambos menores que el voltaje de base.

Región activa directa: Esta región amplifica la corriente de base amplifica la corriente del colector la cual sale por el emisor, la notación para definir el factor de amplificación del transistor se denomina β , también se debe considerar la relación de corriente del emisor con la corriente del colector para lo cual se tiene un valor constante α generalmente está muy cerca, pero menor que 1.

Los aspectos más interesantes para el análisis de los transistores BJT es el conocimiento de las tres corrientes (I_B, I_C e I_E). En la ecuación (2.39), se observa la relación básica que se cumple cuando el transistor está activo.

$$I_E = I_B + I_C \quad (2.39)$$

En la ecuación (2.40), se definirá el parámetro β que es el factor de amplificación.

$$\beta = \frac{I_C}{I_B} \quad (2.40)$$

En la ecuación (2.41), se definirá el parámetro α que se relaciona con la corriente del colector con la corriente del emisor.

$$\alpha = \frac{I_C}{I_E} \quad (2.41)$$

Es posible relacionar la ecuación (2.40) y (2.41), como se muestra en la ecuación (2.42).

$$\beta = \frac{I_C}{I_B} = \frac{\alpha I_E}{I_E - I_C} = \frac{\alpha I_E}{I_E - \alpha I_E} = \frac{\alpha I_E}{I_E(1-\alpha)} = \frac{\alpha}{1-\alpha} \quad (2.42)$$

En la etapa amplificadora utilizaremos al transistor Darlington, es la unión de dos transistores bipolares conectados en cascada pueden ser dos transistores PNP, NPN o ambos. Los transistores Darlington se utilizan para obtener altas ganancias de corriente.

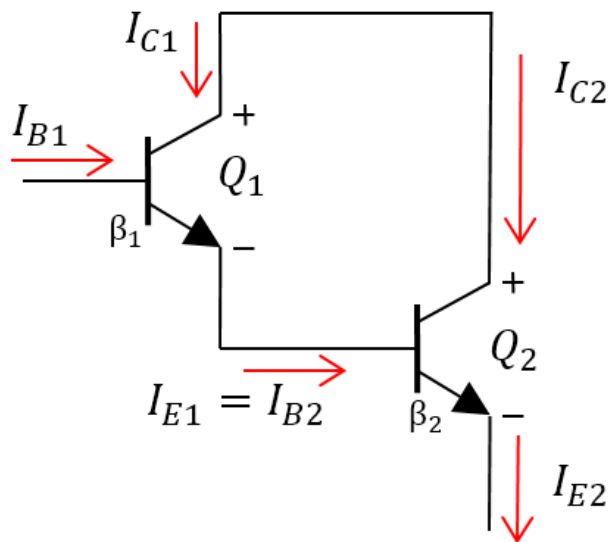


Figura 49: Transistor Darlington.

Elaboración: los autores

Donde:

- Q_1 : Transistor bipolar 1.
- Q_2 Transistor bipolar 2.
- I_{B1} : Corriente de base del transistor Q_1 .
- I_{C1} : Corriente de colector del transistor Q_1 .
- I_{E1} Corriente de emisor del transistor Q_1 .
- I_{B2} : Corriente de base del transistor Q_2 .
- I_{C2} : Corriente de colector del transistor Q_2 .
- I_{E2} : Corriente de emisor del transistor Q_2 .

En la ecuación (2.43), se define el valor de la ganancia β total del transistor Darlington.

$$\beta_D = \beta_1\beta_2 + \beta_1 + \beta_2 \quad (2.43)$$

Donde:

- β_D : Beta total.
- β_1 : Beta del transistor bipolar Q1.
- β_2 : Beta del transistor bipolar Q2.

En la ecuación (2.44) y (2.45), se define la corriente del emisor del transistor Q1 y del transistor Q2.

$$I_{E1} = I_{B1}\beta_D \quad (2.44)$$

$$I_{E2} = I_{B2}\beta_D \quad (2.45)$$

En la ecuación (2.46), se define que la corriente del emisor del transistor Q1 es la misma que la corriente de base del transistor Q2.

$$I_{E1} = I_{B2} \quad (2.46)$$

Es posible relacionar la ecuación (2.44) y (2.45), como se muestra en la ecuación (2.47).

$$I_{E2} = I_{B1}\beta_D \quad (2.47)$$

2.2.14. Protección del paciente

En esta etapa será dividida en 2 partes la primera es la limitadora de corriente y una segunda parte que es el uso de un fusible de respuesta rápida.

2.2.14.1. Limitador de corriente LM317

Este circuito será usado para al usuario de cualquier sobre carga de corriente, esta etapa no afectara la tensión brindada para la terapia, pero si limitara el máximo de corriente entregada por el equipo.

Se usará un regulador de voltaje nombrado como LM317, entre sus características esta que soporta un voltaje de hasta 37 Voltios y una corriente de 1.5A. Sus pines son tres: ajuste (ADJ), entrada (IN) y salida (OUT).

Para ver más información del dispositivo mencionado, observar el Anexo 4.

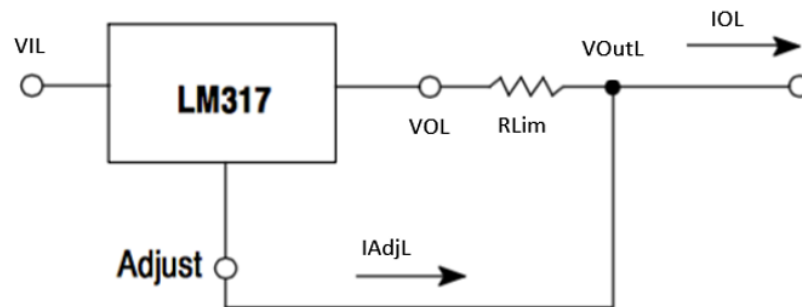


Figura 50: Circuito limitador de corriente.

Elaboración: los autores

Determinación de fórmula para el limitador de corriente:

$$IOL = \left(\frac{VOL - VOutL}{RLim} \right) + IAdjL \quad (2.48)$$

Donde:

- IOL : Corriente de salida del limitador de corriente.
- $VOutL$: Voltaje de salida del limitador.
- VOL : Voltaje de salida del integrado.
- $RLim$: Resistencia de limitación.
- $IAdjL$: Corriente de ajuste.

Según la arquitectura del integrado el VOL siempre será 1.25 V menor que el $VOutL$ entonces:

$$IOL = \left(\frac{1.25}{RLim} \right) + IAdjL \quad (2.49)$$

Debido a que la corriente de ajuste (I_{AdjL}), es muy pequeña puede ser despreciada así que:

$$IOL \approx \left(\frac{1.25}{R_{Lim}} \right) \quad (2.50)$$
$$10\text{mA} \leq IOL \leq 0.15^a$$

2.2.14.2. Fusible de protección

El fusible eléctrico es un dispositivo usado para proteger una instalación eléctrica y/o usuario contra una sobrecarga de corriente, la forma de actuar de este dispositivo es mediante la fusión de uno o varios elementos en forma de filamento destinado para este efecto, y así logrando interrumpir el flujo de la corriente eléctrica cuando esta sobrepasa el valor de la corriente de fusión del fusible.

Su funcionamiento se basa en que cuando circula cierta corriente en este dispositivo este genera calor debido a la resistencia que ofrece, a este efecto se le llama Ley de Joule. El calor disipado por el conductor depende de las características geométricas y del tipo de material, haciendo así que cuando la corriente sea mayor al soportado por el fusible este se abrirá y se perderá la continuidad, la fórmula para calcularlo es:

$$Q_f = K_f \times I_f^2 \times R_f \times T_f \quad (2.51)$$

Donde:

- Q_f : Energía térmica disipada en calorías.
- K_f : Constante de 0.24.
- I_f : Corriente eléctrica por el conductor en amperes.
- R_f : Resistencia del conductor en ohmios.
- T_f : Tiempo de circulación de la corriente en segundos.

Según la norma IEC 60127 divide los tipos de fusibles por el tiempo de respuesta y le da la siguiente nomenclatura:

- FF = (Fast Fast) Muy rápido. Tiempo de actuación inferior a 1ms
- F = (Fast) rápido. Tiempo de actuación entre 1ms y 10ms
- M= Retardo medio
- T = Retardado (Slow Blow) tiempo de actuación entre 10 y 100mseg
- TT= Ultra retardo o muy lento. Tiempo de actuación entre 100mseg y 1seg

2.2.15. Electrodo

Son conductores eléctricos usados para transmitir la señal eléctrica entre el electroestimulador y el paciente, estos elementos están diseñados para que la energía eléctrica traspase la piel para evitar quemaduras químicas. La parte de la almohadilla que se encuentra humedecida aumenta la resistencia y regularía el apoyo, suavizando el paso de la corriente con el fin de reducir al mínimo irritaciones, el efecto punta y el efecto borde.

El efecto punta y efecto borde: consiste cuando los electrones tienden a acumularse en alguna zona del electrodo, ya sea en el borde o en las puntas de este, lo cual significa que cuando este en contacto con la piel, podría causar dolor y en los casos más severos generar quemaduras de tipo electroquímico, para evitar estos efectos se debe recortar las puntas de forma redondeadas y mantener los bordes bien rematados.

Los electrodos PALS para se fabrican con una tela conductora de fibras de acero inoxidable humedecida con gel conductor ofreciendo lo último en flexibilidad y comodidad para asegurar la distribución óptima de la corriente.

En la Figura 51 se podrá apreciar los electrodos PALS.

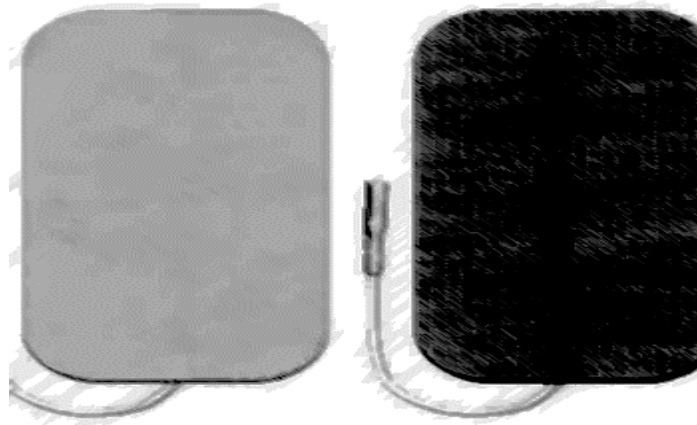


Figura 51: Electrodo PALS.

Fuente: imglome.com/producto/pals-foam.

El tamaño de los electrodos debe de ser elegido de acuerdo con los efectos que se desea conseguir, tipo de corriente y zona en donde serán aplicados, a su vez también se debe de tener en cuenta la intensidad media para galvanismo.

Se suelen usar los siguientes tamaños, mostrados en la Tabla 7:

Tabla 7: Tamaños electrodos.

Dimensiones (cm)	Superficie efectiva (cm ²)	Intensidad media para galvanismo (0.15 mA/cm ²)
4 – 4	15	2mA
4 – 8	30	4.5mA
8 – 8	60	9mA
8 - 16	120	35mA

Fuente: <https://www.electroterapia.com/pdf/apuntes-electroterapia.pdf>

2.2.16. Normas Técnicas

La comisión electrotécnica internacional (IEC) al igual que la Organización internacional de Estandarización (ISO), son los entes encargados de fijar los estándares que indica que los equipos que tengan su certificación tienen un mínimo de calidad para poder ser comercializado internacionalmente.

Una de las principales normas que determina ciertos requisitos para equipos estimuladores nerviosos y musculares es la IEC 60601, dicha norma fue publicada por primera vez en el año 1977 y regulado constantemente llegando a la fecha de hoy con un estándar general 10 estándares colaterales y cerca de 80 estándares particulares.

Los equipos estimuladores nerviosos y musculares tienen un estándar particular el cual es el IEC 60601-2-10 el cual tiene como título “Requisitos particulares para la seguridad básica y el funcionamiento esencial de los estimuladores nerviosos y musculares”., esta normal indica que cada equipo presentado debe pasar cierta cantidad de pruebas básicas de seguridad y performance, las principales pruebas que se ejecutan son:

- Alimentación
- Modo de operación
- Protección contra electroshock
- Salida
- Instrucciones de uso

2.2.17. Parámetros por etapa

Se definen desde la Tabla 8 hasta la Tabla 13 los parámetros que se han modelado y definido para esta investigación como se observa a continuación.

Tabla 8: Tabla de parámetros de la etapa diseño e implementación de fuente AC/DC.

N°	Nomenclatura	Unidades	Definición
1	v_{Prim}	Vac	Voltaje bobina primaria
2	v_{Secum}	Vac	Voltaje bobina secundaria
3	N_p		Numero de vueltas bobina primaria
4	N_s		Numero de vueltas bobina secundaria
5	n	%	Relación de transformación
6	$V_{P(prim)}$	Vdc	Voltaje pico de la bobina primaria
7	$V_{P(Sec)}$	Vdc	Voltaje pico de la bobina secundaria
8	Z_{ent}	Ω	Impedancia de entrada
9	S_p	$Watts$	Potencia suministrada
10	$V_{P(rect)}$	Vdc	Voltaje pico rectificado
11	$f_{ondcompleta}$	Hz	Frecuencia onda completa
12	$V_{r(p-p)}$	Vdc	Voltaje de rizo pico-pico
13	V_{cd}	Vdc	Voltaje directo
14	r		Factor de rizo
15	%V.R		Regulación de voltaje
16	V_{NL}		Voltaje sin carga
17	V_{FL}		Voltaje a plena carga

Elaboración: los autores

Tabla 9: Tabla de parámetros de la etapa generación de terapia.

N°	Nomenclatura	Unidades	Definición
1	$Frec$	$Hertz$	Frecuencia de la onda
2	T_{Ciclo}	$segundos$	Tiempo de repetición de ciclo
3	T_{dc}	$segundos$	Tiempo de contracción
4	T_{rep}	$segundos$	Tiempo de reposo
5	T_{Total}	$segundos$	Tiempo total de terapia
6	T_{on}	$segundos$	Tiempo de Terapia ON
7	T_{off}	$segundos$	Tiempos de Reposo OFF
8	N_{pulsos}		Cantidad de pulsos
9	$\#ciclos$		Cantidad de repeticiones del ciclo
10	$\#ciclosonoff$		Cantidad de repeticiones por ciclo completo

Elaboración: los autores

Tabla 10: Tabla de parámetros de la etapa inversora.

N°	Nomenclatura	Unidades	Definición
1	$R1$	$K\Omega$	Resistencia de entrada R1
2	$R2$	$K\Omega$	Resistencia inversora R2
3	V_i	V_{dc}	Voltaje de entrada etapa inversora
4	V_o	V_{dc}	Voltaje de salida etapa inversora
5	V_x	V_{dc}	Voltaje de entrada inversora
6	V_y	V_{dc}	Voltaje de entrada no inversora
7	$I1$	mA	Corriente de V_i
8	$I2$	mA	Corriente R2
9	I_x	mA	Corriente de entrada inversora
10	I_y	mA	Corriente de entrada no inversora
11	G_{inv}		Ganancia de la etapa inversora
12	Z_e	Ω	Impedancia de entrada etapa inversora
13	Z_o	Ω	Impedancia de salida etapa inversora

Elaboración: los autores

Tabla 11: Tabla de parámetros de la etapa sumadora.

N°	Nomenclatura	Unidades	Definición
1	$I4$	mA	Corriente de $V1$
2	$I5$	mA	Corriente de $V2$
3	$I6$	mA	Corriente en R5
4	$I7$	mA	Corriente en R7
5	$V1$	V_{dc}	Voltaje de entrada positiva etapa sumadora
6	$V2$	V_{dc}	Voltaje de entrada negativa etapa sumadora
7	V_E	V_{dc}	Voltaje de referencia etapa sumadora
8	V_{o1}	V_{dc}	Voltaje de salida etapa sumadora
9	$R4$	$K\Omega$	Resistencia de entrada etapa sumadora
10	$R5$	$K\Omega$	Resistencia no inversora tierra etapa sumadora
11	$R6$	$K\Omega$	Resistencia de salida etapa sumadora
12	G_{sum}		Ganancia de etapa sumadora
13	Z_{e1}	Ω	Impedancia de entrada etapa sumadora
14	Z_{o1}	Ω	Impedancia de salida etapa sumadora

Elaboración: los autores

Tabla 12: Tabla de parámetros de la etapa amplificadora de corriente.

N°	Nomenclatura	Unidades	Definición
1	I_c	mA	Corriente de colector
2	I_B	mA	Corriente de base
3	I_E	mA	Corriente de emisor
4	$\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$		Ganancia de corriente Q1, Q2, Q3, Q4
5	β_D		Ganancia de corriente total
6	α		Eficiencia

Elaboración: los autores

Tabla 13: Tabla de parámetros de la etapa de protección.

N°	Nomenclatura	Unidades	Definición
1	IOL	$K\Omega$	Corriente de salida del limitador de corriente.
2	$RLim$	$K\Omega$	Resistencia de limitación.
3	$IAdjL$	$K\Omega$	Corriente de ajuste.
4	$VOutL$	Vdc	Voltaje de salida del limitador.
5	VOL	Vdc	Voltaje de salida del integrado.
6	Qf	Vdc	Energía térmica disipada en calorías
7	Kf	Vdc	Constante de 0.24.
8	If	mA	Corriente eléctrica por el conductor en amperes.
9	Rf	mA	Resistencia del conductor en ohmios.
10	Tf	mA	Tiempo de circulación de la corriente en segundos.

Elaboración: los autores

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA

3.1. Materiales y componentes

En el desarrollo de la presente tesis, se utilizaron los siguientes equipos y materiales:

- Osciloscopio.
- Multímetro
- Resistencias
- Potenciómetros
- Disipadores de calor
- Laptop.
- Cristal 16MHZ
- OpAmps LM318N
- Transistor BJT 2N3055 y MJ2955.
- Atmega328p.
- Módulo Bluetooth
- Pantalla LCD 16x2
- Limitador de corriente LM317
- Diodos
- Transformador aislador 220Vac – 18Vac – 0Vac – 18Vac.
- Case de acrílico
- Fusibles
- Electroodos
- Condensadores
- Potenciómetros digitales x9c193p
- Protoboards

- Programador AVR
- Puntas cocodrilo
- Estaño

3.2. Métodos

Para el desarrollo de la presente tesis, se presenta el siguiente diseño el cual cumple con los objetivos propuestos, se diseñaron las distintas etapas que engloban un producto funcional el cual se detallará de manera ordenada, las siguientes etapas: La etapa de adquisición y generación de señales, etapa de transmisión, etapa de acondicionamiento de señal, etapa de amplificación y finalmente la etapa de protección. En la Figura 52, se puede observar las etapas que con engloban el diseño del prototipo en jerarquía H0.



Figura 52: Etapas del diseño del prototipo en jerarquía H0.

Elaboración: los autores

A continuación, se explica, de forma ordenada, las diferentes etapas que engloban el diseño de cada etapa.

3.2.1. Etapa de adquisición y generación de señal

En esta primera etapa se diseñó una fuente de poder que transforma de 220Vac a múltiples voltajes las cuales son $\pm 18\text{Vdc}$ y 5Vdc .

En esta etapa también se generarán las señales para la terapia, las cuales serán realizadas por el microcontrolador atmel328p y los cuales tendrán como parámetros principales el ancho de pulso (μseg), frecuencia y tiempo de terapia.

3.2.2. Etapa de transmisión

En esta etapa, tenemos un módulo bluetooth para la comunicación inalámbrica entre el electroestimulador y un dispositivo Android por medio de un APK en dicha etapa le daremos el control a equipo Android para poder seleccionar que terapia realizar y también poder variar la intensidad de la terapia seleccionada.

3.2.3. Etapa de acondicionamiento de señal

En esta etapa, se usarán los Opams para poder invertir una de las salidas del microcontrolador para luego unirla en una suma digital con los pulsos positivos y logrando así obtener la onda bifásica para las terapias propuestas, así mismo, tendremos una amplificación de $\times 3$ en cada pulso teniendo como resultado pulsos de $+18\text{v}$ y -18v .

3.2.4. Etapa amplificadora

En etapa, tendremos una amplificará la corriente Push-Pull o también conocido como clase B que brindará una corriente de 150mA con un circuito de BJTs en configuración Darlington.

3.2.5. Etapa de protección

Para esta etapa, diseñamos un circuito limitador de corriente con el integrado LM317 que no permitirá que la corriente pase de 150mA en la

máxima intensidad de la terapia en conjunto con un fusible de alta respuesta los cuales protegerán al paciente de cualquier sobra carga de corriente que pueda causarle algún daño.

En la Figura 53, se visualiza el diagrama en jerarquía H1 que contiene las sub etapa de diseño del prototipo.

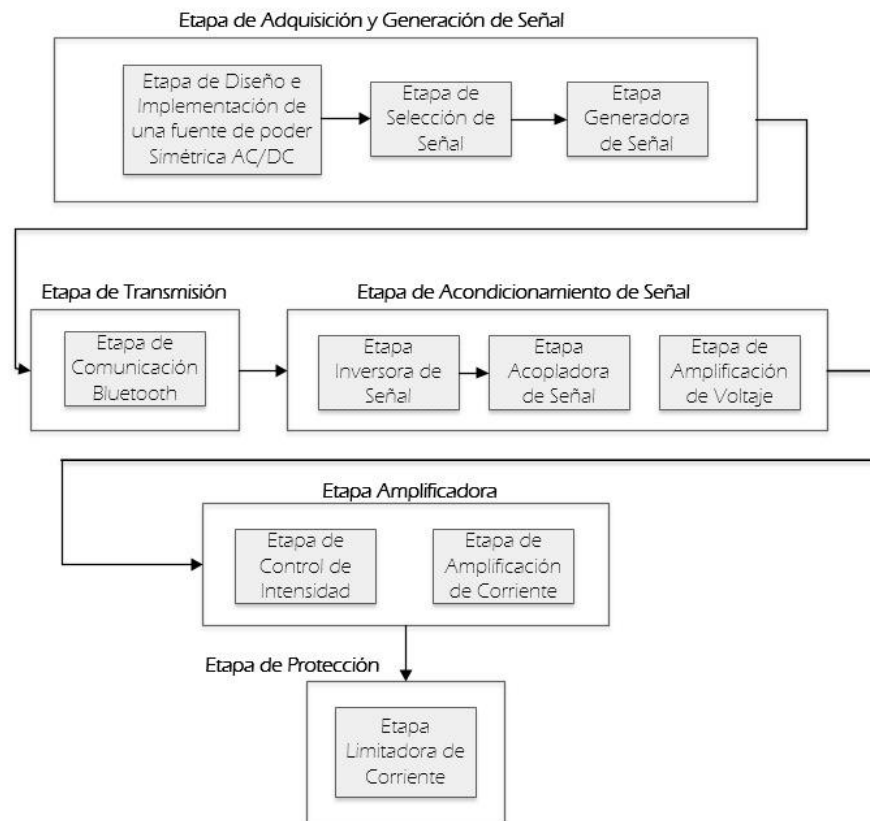


Figura 53: Etapas del diseño del prototipo en jerarquía H1.

Elaboración: los autores

CAPÍTULO IV DESARROLLO

Para el diseño del prototipo, se ha escalado en las jerarquías H0 y H1, logrando con esto identificar las etapas y sub-etapas a desarrollar. Los diseños mostrados en este capítulo se basan en la teoría que fue sustentada en el capítulo II de la presente tesis. A continuación, se procederán a mostrar los cálculos de diseño que se realizaron en las etapas y sub-etapas.

4.1. Análisis de etapa de adquisición y generación de señal

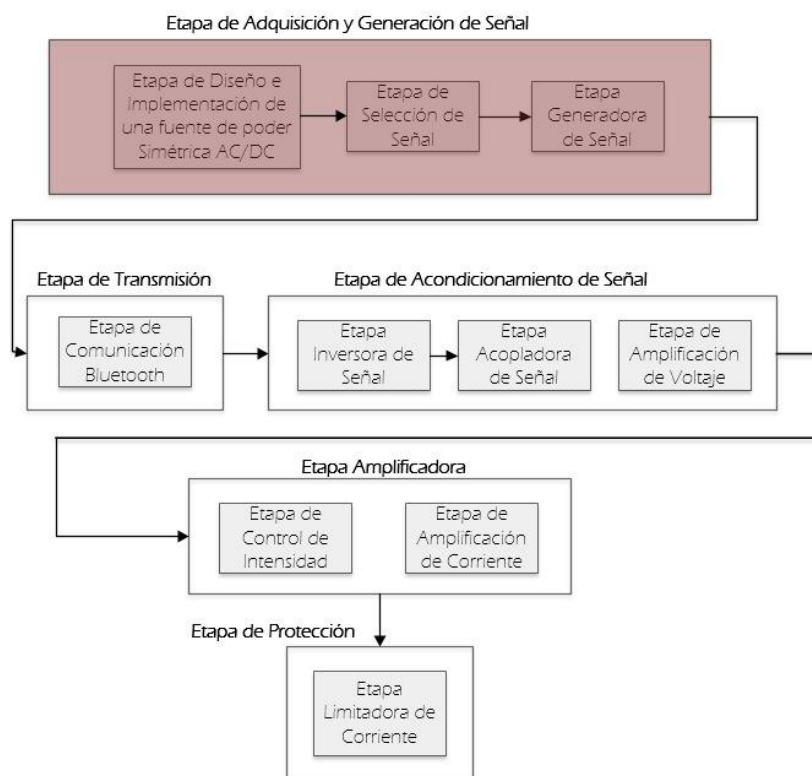


Figura 54: Etapa de adquisición de señales.

Elaboración: los autores

En esta etapa, que se muestra en la Figura 54, se encarga de diseñar una fuente de alimentación simétrica que cumpla con los criterios para brindar la tensión requerida por el microcontrolador, el cual realiza la categorización y generación de señales, así mismo como alimentar a otros componentes.

A continuación, se muestra el criterio de diseño que se utilizó en el desarrollo de las siguientes sub-etapas.

4.1.1. Diseño de la sub-etapa fuente de poder simétrica AC/DC

El diseño de la fuente de alimentación simétrica deberá brindar los siguientes valores de tensión para cumplir con las especificaciones de diseño (+5Vdc, +18Vdc, -18Vdc y GND); para lo cual se realizó el diseño que se muestra en la Figura 55 el cual cumple fue modelado en el capítulo anterior.

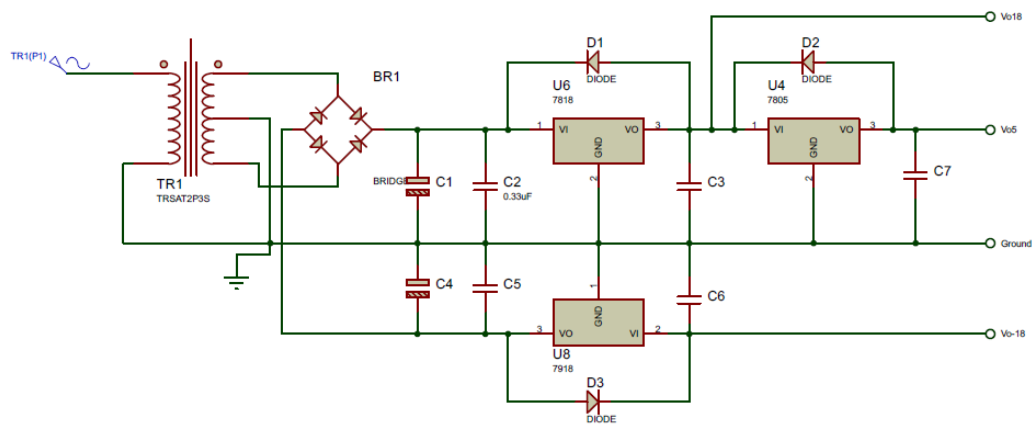


Figura 55: Fuente de poder simétrica.

Elaboración: los autores

Para el diseño, se utilizó un transformador de aislamiento que nos proporciona reducir la tensión y proporciona aislamiento eléctrico entre la alimentación de potencia AC y la etapa rectificadora reduciendo el riesgo de choque eléctrico.

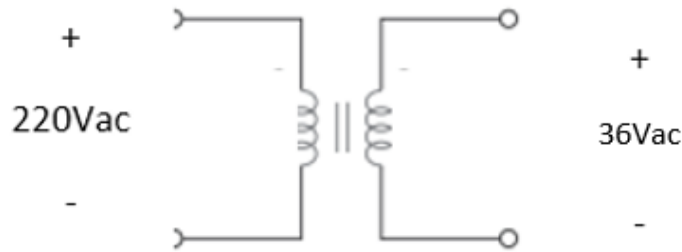


Figura 56: Parámetros del transformador de aislamiento.

Elaboración: los autores

Dado que se requiere reducir la tensión de 220Vac a 36Vac pico-pico, se considerarán la siguiente relación de transformación.

$$n = \frac{v_{Secun}}{v_{Prim}} = \frac{36Vac}{220Vac} = 0.164 \quad (4.1)$$

Dado que $n = 0.164$, el transformador cumple con la condición $n < 1$ por lo tanto es un transformador reductor.

Calculando el voltaje pico de la bobina primaria del transformador de aislamiento.

$$V_{P(prim)} = 1.414xV_{rms} \quad (4.2)$$

$$V_{P(prim)} = 1.414x220Vac = 311.08Vac$$

Calculando el voltaje pico de la bobina secundaria del transformador de aislamiento.

$$V_{P(Sec)} = \frac{nxV_{P(prim)}}{2} \quad (4.3)$$

$$V_{P(Sec)} = \frac{0.164x311.08}{2} = 25.51Vac$$

Una vez hallado el valor pico del secundario, pasa por el puente de diodos el cual polariza directamente a dos diodos teniendo una caída de voltaje de 1.4V.

$$V_{P(rect)} = V_{P(sec)} - 1.4 = 25.51Vac - 1.4 = 24.11Vdc \quad (4.4)$$

Con los valores obtenidos, se calculará la carga RL la cual consumirá una 500mA.

$$RL = \frac{V_{P(rect)}}{I_C} \quad (4.5)$$

$$RL = \frac{24.11V_{dc}}{500mA} \cong 50\Omega \quad (4.6)$$

$$f_{ondacompleta} = 2 \times f = 2 \times 60Hz = 120Hz \quad (4.7)$$

Hallando el Capacitor para un valor de voltaje rizo pico-pico de 0.5Vdc.

$$V_{r(p-p)} = \frac{1}{f \times RL \times C} \times V_{P(rect)} \quad (4.8)$$

$$0.5V_{dc} = \frac{1}{120 \times 50\Omega \times C} \times 24.11V_{dc} \quad (4.9)$$

$$C = 8037\mu F \quad (4.10)$$

El capacitor hallado es de 8037 μ F, se reemplazó por un valor existente en el mercado que se asemeje al indicado, por tal motivo se escogió un capacitor electrolítico de 8200 μ F, teniendo ese valor calcularemos el voltaje de rizo pico-pico y el voltaje directo obtenido luego de ser filtrado por el condensador.

$$V_{r(p-p)} = \frac{1}{120 \times 50\Omega \times 8200\mu F} \times 24.11V_{dc} \quad (4.11)$$

$$V_{r(p-p)} = 0.44V_{dc} \quad (4.12)$$

Calculando el voltaje directo en la ecuación (4.13)

$$V_{CD} = \left(1 - \frac{1}{120 \times 50\Omega \times 8200\mu F}\right) \times 24.11V_{dc} \quad (4.13)$$

$$V_{CD} = 23.62V_{dc} \quad (4.14)$$

Calculando el factor de rizo en la ecuación (4.15).

$$r = \frac{V_{r(p-p)}}{V_{CD}} = \frac{0.49}{23.62} = 0.0207 \quad (4.15)$$

Obteniendo un porcentaje de factor de rizo de:

$$r = 2.07\% \quad (4.16)$$

El valor medido de voltaje directo es:

$$V_{CDrms} = 0.707 \times 23.62V_{dc} \quad (4.17)$$

$$V_{CDrms} = 16.7V_{dc} \quad (4.18)$$

Una vez definido el voltaje de rectificado y filtrado, se filtrará por un circuito integrado regulador de voltaje 7918, para dar un valor rectificado que fluctúa entre 17.3Vdc y 18.7Vdc, de igual manera para un correcto funcionamiento debe tener un voltaje de entrada de 21Vdc a 35Vdc.

Así mismo, se realizará el mismo procedimiento para el bajar el voltaje a 5Vdc y para los voltajes negativos de -5Vdc y -18Vdc usando los integrados 7905 y 7918, tomando en cuenta las especificaciones de la fabricante visualizada en la Figura 57.

TYPE No.	Nominal OUTPUT Voltage Range (V)	OUTPUT Voltage Range (V)	INPUT Voltage Range (V)	Quiescent Current (mA)	Ripple Rejection (dB) MIN	OUTPUT Noise Voltage (uV)	OUTPUT Voltage Drift (TYP) HV/°C
1 AMP POSITIVE							
7805	5.0	4.8-5.2	7.0-35.0	5.3	62	40	0.4
7806	6.0	5.75-6.25	8.0-35.0	6.7	59	45	0.4
7808	8.0	7.7-8.3	10.5-35.0	6.7	56	50	0.4
7812	12.0	11.5-12.5	14.5-35.0	6.7	55	70	0.8
7815	15.0	14.4-15.6	17.5-35.0	6.7	54	85	1.0
7818	18.0	17.3-18.7	21.0-35.0	5.0	53	95	1.2
7824	24.0	23.0-25.0	27.0-40.0	5.0	50	120	1.4
1 AMP NEGATIVE							
7905	-5.0	-4.8-5.2	-7.0-35.0	1.0	54	100	-0.4
7906	-6.0	-5.75-6.25	-8.0-35.0	1.0	54	150	-0.5
7908	-8.0	-7.7-8.3	-10.5-35.0	1.0	54	200	-0.6
7912	-12.0	-11.5-12.5	-14.5-35.0	1.5	54	300	-0.8
7915	-15.0	-14.4-15.6	-17.5-35.0	1.5	54	375	-1.0
7918	-18.0	-17.3-18.7	-21.0-35.0	1.5	54	450	-1.0

Figura 57: Ficha técnica de los integrados 7805, 7818, 7905 y 7918.

Fuente: Codi Semi-conductor inc.

El fabricante recomienda acoplar un condensador de 0.33μF a la entrada y un condensador de 0.1μF a la salida del integrado para mejorar el rendimiento del integrado rectificador de señal. Así mismo, se usará un diodo de protección polarizado inversamente entre el pin1 y pin 3 del integrado.

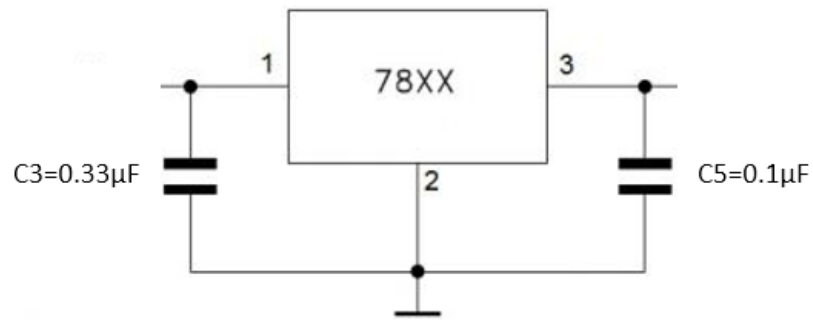


Figura 58: Configuración recomendada para los reguladores de voltaje serie 78.

Fuente: Datasheet 7818.

Reemplazando los valores hallados previamente, obteniendo como muestra la Figura 59.

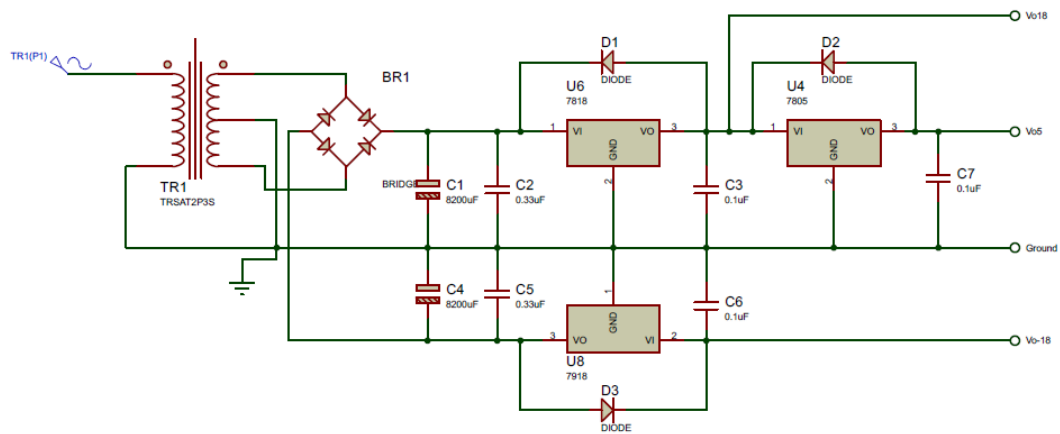


Figura 59: Fuente de poder simétrica con valores hallados.

Elaboración: los autores

4.1.2. Diseño de la sub-etapa selección de terapias

En esta sub-etapa, se muestra un diagrama de flujo que revela el funcionamiento del software y el uso de 3 botones “ENTER”, “MAS” y “MENOS”

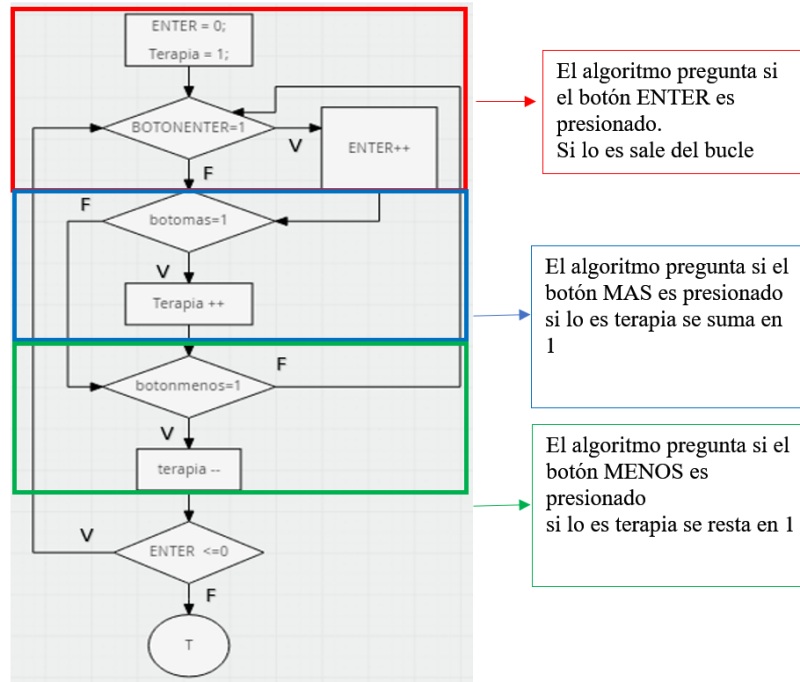


Figura 60: Menú de elección de terapia.

Elaboración: los autores

4.1.3. Diseño de la sub-etapa generación de señal

En esta sub-etapa, se muestran 3 tablas en las cuales se podrá observar los parámetros que tendrá cada terapia.

4.1.3.1. Corriente alterna bipolar

Para hallar los parámetros de las terapias, usaremos las ecuaciones (2.14), (2.15) y (2.16). Como ejemplo se toma la terapia TENS convencional.

$$T_{dc} = 80\mu\text{seg} \quad (4.19)$$

$$Frec(\text{Hz}) = 100\text{Hz} \quad (4.20)$$

$$T_{Total} = 20\text{min} \quad (4.21)$$

Para hallar el tiempo que tarda en repetirse el ciclo, se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_{Ciclo} = \frac{1}{Frec(\text{Hz})} \quad (4.22)$$

$$T_{Ciclo} = \frac{1}{100\text{Hz}} = 10\text{mseg} \quad (4.23)$$

Para hallar el tiempo de reposo entre cada contracción, se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_{rep} = \frac{T_{Ciclo}}{2} - T_{dc} \quad (4.24)$$

Reemplazando la ecuación (4.24) en (4.25)

$$T_{rep} = \frac{10mseg}{2} - 80\mu seg \quad (4.25)$$

$$T_{rep} = 4920\mu seg \quad (4.26)$$

Se utiliza la ecuación (2.16) para hallar el número total de ciclos que tendrá cada terapia.

$$\#ciclos = Frec \times T_{Total} \quad (4.27)$$

Reemplazando los valores obtenemos:

$$\#ciclos = 100Hz \times 20 \text{ min} \times 60seg \quad (4.28)$$

$$\#ciclos = 120000 \quad (4.29)$$

Tabla 14: Parámetros de las corrientes alternas bipolares.

Nombre de la Terapia	$T_{dc}(\mu seg)$	$T_{Total}(\text{min})$	$Frec(\text{Hz})$	$T_{Ciclo}(mseg)$	$T_{rep}(\mu seg)$	$\#ciclos$
Atrofia superior 1era semana (calentamiento)	150	3	8	125	62350	1440
Atrofia superior 1era semana (Trabajo)	200	20	35	29	14086	42000
Atrofia superior 1era semana (Recuperación)	150	3	3	333	166517	540
Atrofia superior 2da semana (Calentamiento)	150	3	8	125	62350	1440
Atrofia superior 2da semana (Trabajo)	200	20	45	22	10911	54000
Atrofia superior 2da semana (Recuperación)	150	3	3	333	166517	540
Atrofia inferior 1era semana (Calentamiento)	250	3	8	125	62250	1440

Atrofia inferior 1era semana (Trabajo)	350	20	35	29	13936	42000
Atrofia inferior 1era semana (Recuperación)	250	3	3	333	166417	540
Atrofia inferior 2da semana (Calentamiento)	250	3	8	125	62250	1440
Atrofia inferior 2da semana (Trabajo)	350	30	45	22	10761	81000
Atrofia inferior 2da semana (Recuperación)	250	3	3	333	166417	540
TENS Convencional	80	20	100	10	4920	120000
TENS Crónico (TNS NML)	150	20	40	25	12350	48000
TENS Acupuntura	250	20	20	50	24750	24000
Reducción de dolor PG (TNS NML)	500	2	10	100	49500	1200

Elaboración: los autores

4.1.3.2. Corriente BURST o ráfaga

Para hallar los parámetros de las terapias, usaremos las ecuaciones (2.14), (2.15) y (2.16). Como ejemplo tomamos la terapia Descontracturante.

$$T_{dc} = 3mseg \quad (4.30)$$

$$Frec(Hz) = 3Hz \quad (4.31)$$

$$T_{Total} = 20min \quad (4.32)$$

$$N_{pulso} = 35 \quad (4.33)$$

Para hallar el tiempo que tarda en repetirse el ciclo, se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_{Ciclo} = \frac{1}{Frec(Hz)} \quad (4.34)$$

$$T_{Ciclo} = \frac{1}{3Hz} = 333.33mseg \quad (4.35)$$

Para hallar el tiempo de reposo entre cada contracción, se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_{rep} = \frac{T_{Ciclo}}{2N_{pulsos}} - T_{dc} \quad (4.36)$$

$$T_{rep} = \frac{333.33s}{70} \times 1000 \mu\text{seg} - 3 \mu\text{seg} = 4759 \quad (4.37)$$

Se utiliza la ecuación (2.16) para hallar el número total de ciclos que tendrá cada terapia.

$$\#ciclos = Frec \times T_{Total} \quad (4.38)$$

Reemplazando los valores obtenemos:

$$\#ciclos = 3\text{Hz} \times 20\text{min} \times 60\text{seg} \quad (4.39)$$

$$\#ciclos = 3600 \quad (4.40)$$

Tabla 15: Parámetros de las corrientes alternas bipolares.

Nombre de la Terapia	$T_{dc}(mseg)$	$T_{Total}(min)$	$Frec(Hz)$	$T_{Ciclo}(mseg)$	$T_{rep}(\mu\text{seg})$	N_{pulsos}	$\#ciclos$
Descontracturante	3	20	3	333.33	4759	35	3600
Calentamiento	5	20	20	50	8328	3	24000
Burst	200	20	2	500	35514	7	2400
Capilarización	4	20	4	250	8329	15	4800
Post-Entrenamiento	8	20	1.5	667	23802	14	1800

Elaboración: los autores

4.1.3.2. Corriente Interrumpida

Para hallar los parámetros de las terapias, usaremos las ecuaciones (2.14), (2.15) y (2.18). Como ejemplo tomamos la terapia Aumento de la resistencia muscular local (Inicial).

$$T_{dc} = 300 \mu\text{seg} \quad (4.41)$$

$$Frec(Hz) = 20\text{Hz} \quad (4.42)$$

$$T_{Total} = 40\text{min} \quad (4.43)$$

$$T_{on} = 25 \quad (4.44)$$

$$T_{off} = 45 \quad (4.45)$$

Para hallar el tiempo que tarda en repetirse el ciclo, se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_{Ciclo} = \frac{1}{Frec(Hz)} \quad (4.46)$$

$$T_{Ciclo} = \frac{1}{20Hz} \quad (4.47)$$

$$T_{Ciclo} = 50mseg \quad (4.48)$$

Para hallar el tiempo de reposo entre cada contracción se utiliza la siguiente ecuación:

$$T_{rep} = \frac{T_{Ciclo}}{2} - T_{dc} \quad (4.49)$$

$$T_{rep} = \frac{333.33seg}{2} \times 1000\mu seg - 300\mu seg \quad (4.50)$$

$$T_{rep} = 24700\mu s \quad (4.51)$$

Se utiliza la ecuación (2.18) para hallar el número total de ciclos que tendrá en el periodo T_{on} cada terapia.

$$\#ciclos = Frec \times T_{on} \quad (4.52)$$

$$\#ciclos = 20Hz \times 25seg \quad (4.53)$$

$$\#ciclos = 500 \quad (4.54)$$

Para finalizar, se obtendrá la cantidad de ciclos que se repetirán el T_{on} y T_{off} en la ecuación (2.19).

$$\#ciclos_{onoff} = \frac{T_{Total}}{T_{on} + T_{off}} \quad (4.55)$$

$$\#ciclos_{onoff} = \frac{40 \text{ min} \times 60 \text{ seg}/1\text{min}}{25\text{seg} + 45\text{seg}} \quad (4.56)$$

$$\#ciclos_{onoff} = 34.29 \quad (4.57)$$

Tabla 16: Parámetros de las corrientes alternas bipolares.

Nombre de Terapia	T_{dc} (μseg)	T_{Total} (min)	$Frec$ (Hz)	T_{on} / T_{off}	T_{Ciclo} (mseg)	T_{rep} (μseg)	#ciclosonoff	#ciclos
Aumento de la resistencia muscular local (inicial)	300	20	20	25/45	50	24700	34.29	500
Aumento de la resistencia muscular local (intermedio)	300	20	20	35/50	50	24700	28.24	700
Aumento de la resistencia muscular local (Avanzado)	300	20	20	40/55	50	24700	25.26	800
Aumento FM endoprótesis rodilla (inicial)	250	35	40	6/15	25	12250	100.00	240
Aumento FM endoprótesis rodilla (intermedia)	250	35	40	10/15	25	12250	84.00	400
Aumento FM endoprótesis rodilla (avanzada)	250	35	40	15/15	25	12250	70.00	600
AVC hombro subluxado (inicial)/Accidente Cerebro Vascular	300	20	40	8/18	25	12200	46.15	320
AVC hombro subluxado (intermedia)	300	20	40	10/18	25	12200	42.86	400
AVC hombro subluxado (Avanzada)	300	20	40	12/18	25	12200	40.00	480

Elaboración: los autores

En la Tabla 17, se muestra la tabla resumen con todas las terapias que el software ejecutara asignándole los valores más resaltantes.

Tabla 17: Resumen de terapias.

Terapia	Ancho de pulso teórico	Frec. (Hz) teórica	Npulso
1			
Atrofia superior 1era semana (calentamiento)	150.0 μs	8.0 Hz	1
Atrofia superior 1era semana (Trabajo)	200.0 μs	35.0 Hz	1
Atrofia superior 1era semana (Recuperación)	150.0 μs	3.0 Hz	1
2			
Atrofia superior 2da semana (Calentamiento)	150.0 μs	8.0 Hz	1
Atrofia superior 2da semana (Trabajo)	200.0 μs	45.0 Hz	1
Atrofia superior 2da semana (Recuperación)	150.0 μs	3.0 Hz	1

	Atrofia inferior 1era semana (Calentamiento)	250.0 μ s	8.0 Hz	1
3	Atrofia inferior 1era semana (Trabajo)	350.0 μ s	35.0 Hz	1
	Atrofia inferior 1era semana (Recuperación)	250.0 μ s	3.0 Hz	1
	Atrofia inferior 2da semana (Calentamiento)	250.0 μ s	8.0 Hz	1
4	Atrofia inferior 2da semana (Trabajo)	350.0 μ s	45.0 Hz	1
	Atrofia inferior 2da semana (Recuperación)	250.0 μ s	3.0 Hz	1
	TENS Convencional	80.0 μ s	100.0 Hz	1
5	TENS Crónico (TNS NML)	150.0 μ s	40.0 Hz	1
6	TENS Acupuntura	250.0 μ s	20.0 Hz	1
7	Descontracturante	3.0 ms	3.0 Hz	35
8	Calentamiento	5.0 ms	20.0 Hz	3
9	Burst	200.0 ms	2.0 Hz	7
10	Reducción de dolor PG (TNS NML)	500.0 μ s	10.0 Hz	1
11	Capilarización	4.0 ms	4.0 Hz	15
12	Post-Entrenamiento	8.0 ms	1.50 Hz	14
13	Aumento de la resistencia muscular local (inicial)	300.0 μ s	20.0 Hz	1
14	Aumento de la resistencia muscular local (intermedio)	300.0 μ s	20.0 Hz	1
15	Aumento de la resistencia muscular local (Avanzado)	300.0 μ s	20.0 Hz	1
16	Aumento FM endoprótesis rodilla (inicial)	250.0 μ s	40.0 Hz	1
17	Aumento FM endoprótesis rodilla (intermedia)	250.0 μ s	40.0 Hz	1
18	Aumento FM endoprótesis rodilla (avanzada)	250.0 μ s	40.0 Hz	1
19	AVC hombro subluxado (inicial)/Accidente Cerebro Vascular	300.0 μ s	40.0 Hz	1
20	AVC hombro subluxado (intermedia)	300.0 μ s	40.0 Hz	1
21	AVC hombro subluxado (Avanzada)	300.0 μ s	40.0 Hz	1
22	LIBRE			
23				

Elaboración: los autores

4.2. Diseño de etapa de transmisión

En la Figura 61 se muestra el bloque que se encargará de comunicar el equipo de electroestimulación con un dispositivo Android, para ello se

realizará un aplicativo desde “App Inventor” que es una página de desarrollo de software para dispositivos Android creado por una colaboración entre la Universidad Tecnológica de Massachusetts y Google Labs.

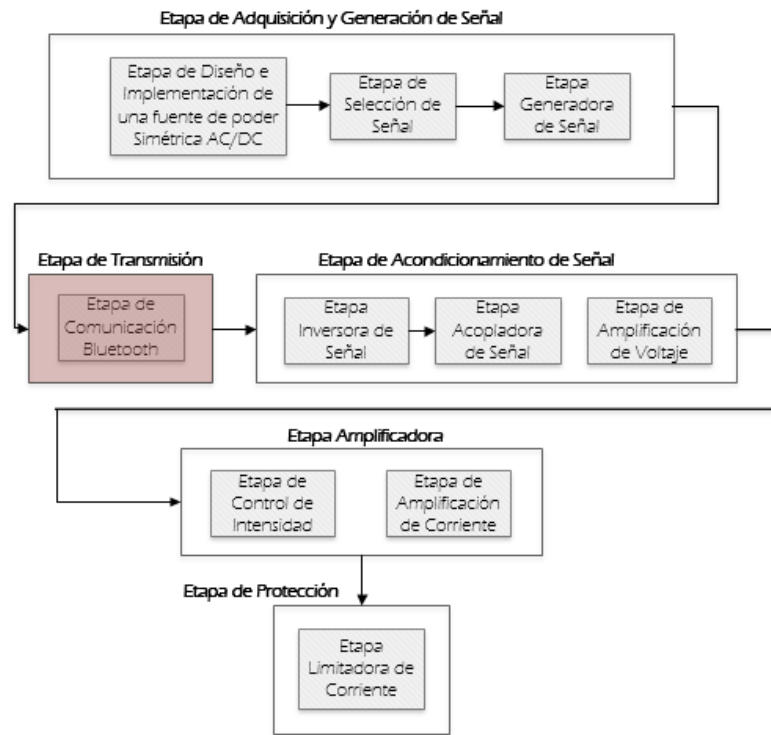


Figura 61: Etapa de comunicación Bluetooth

Elaboración: los autores

4.2.1. Diseño de la sub-etapa comunicación Bluetooth

La comunicación entre el equipo y un dispositivo Android se configurará mediante el APK llamada “electroestimulador” diseñado en “App Inventor”, en la Figura 62 se observa cómo se configura el interfaz principal del aplicativo, el cual variará dependiendo del tamaño de la pantalla del dispositivo.

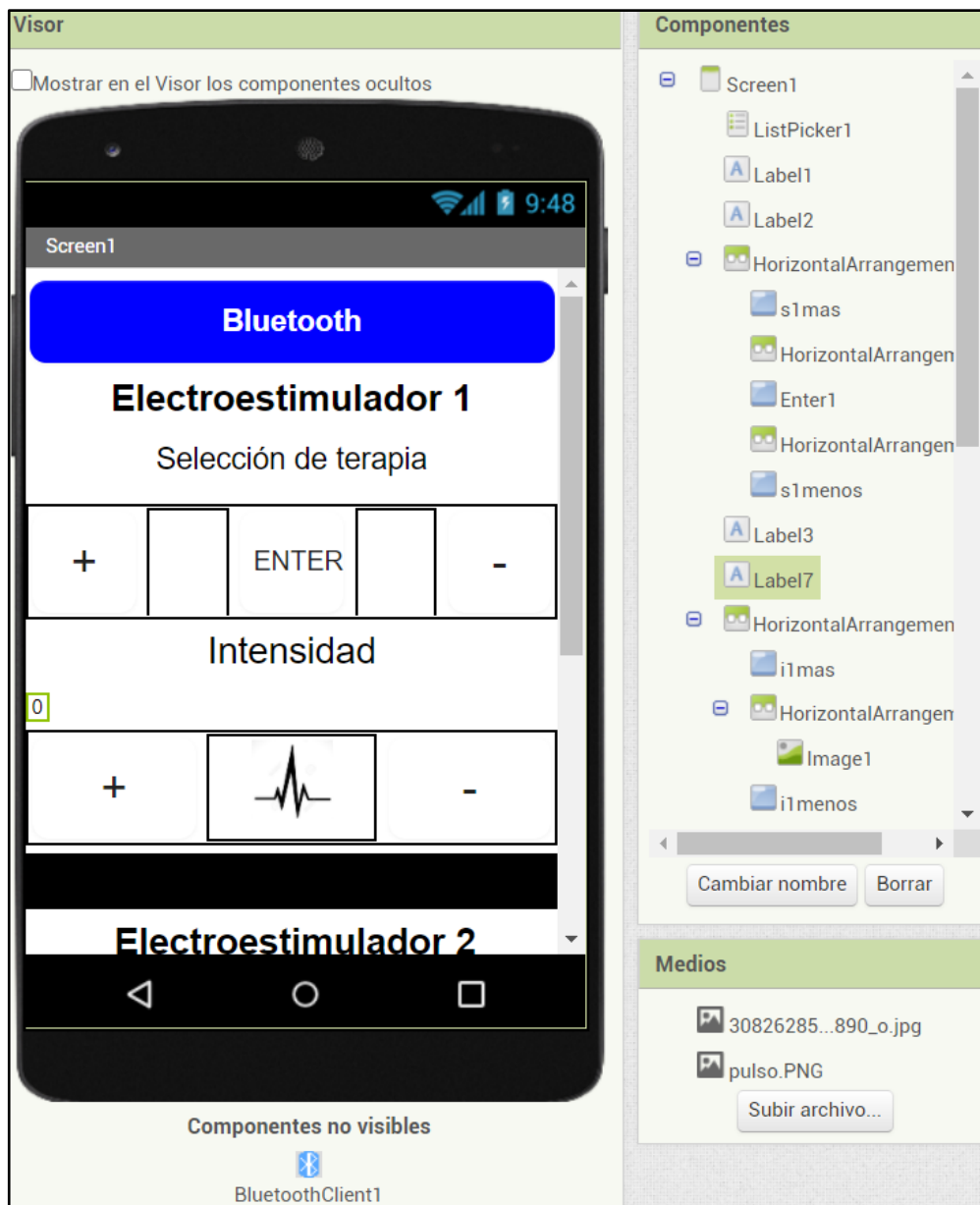


Figura 62: Diseño del Interfaz del APK.

Elaboración: los autores

Mientras que en la Figura 63 se verá cómo se configura la vinculación del bluetooth al igual que los botones mediante un diagrama de bloques enviando un texto al controlador atmega328pu, haciendo que este realice acciones dependiendo del texto recibido.

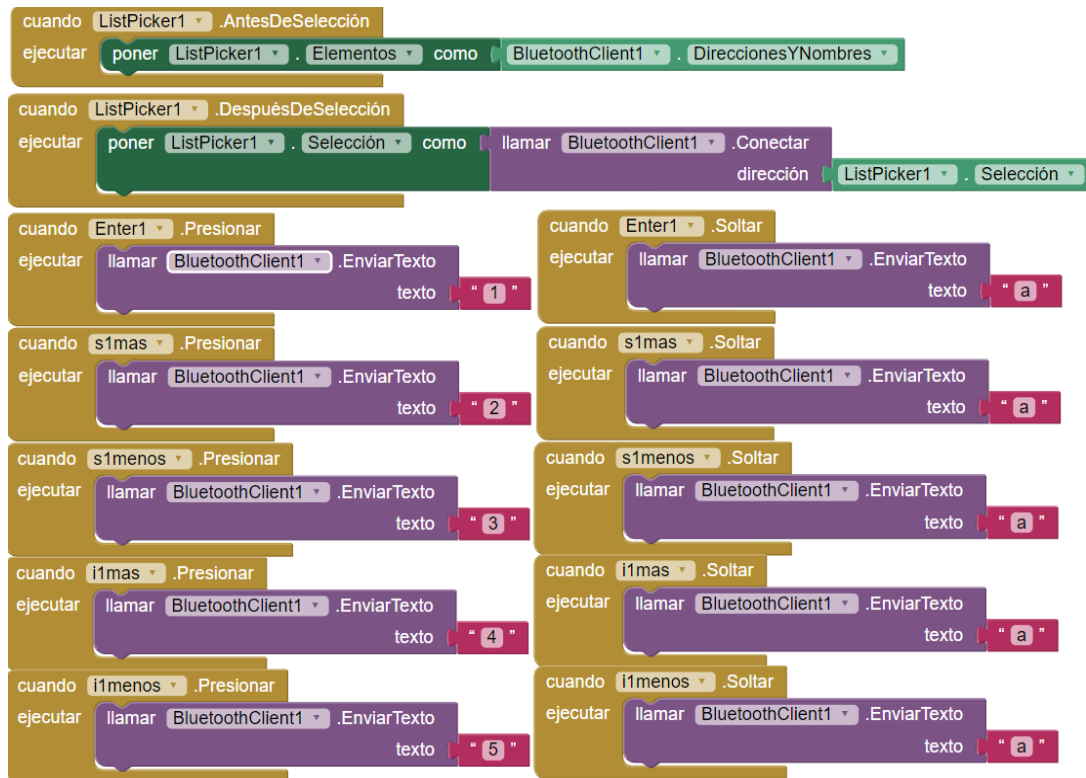


Figura 63: Diseño del Interfaz del APK.

Elaboración: los autores

4.3. Diseño de etapa de acondicionamiento de señal

En la Figura 64 se muestra el bloque que se encargará de preparar la señal procedente del microcontrolador, para ello se continuara con el criterio de diseño para calcular los parámetros requeridos, se analizan las siguientes sub-etapas del diseño.

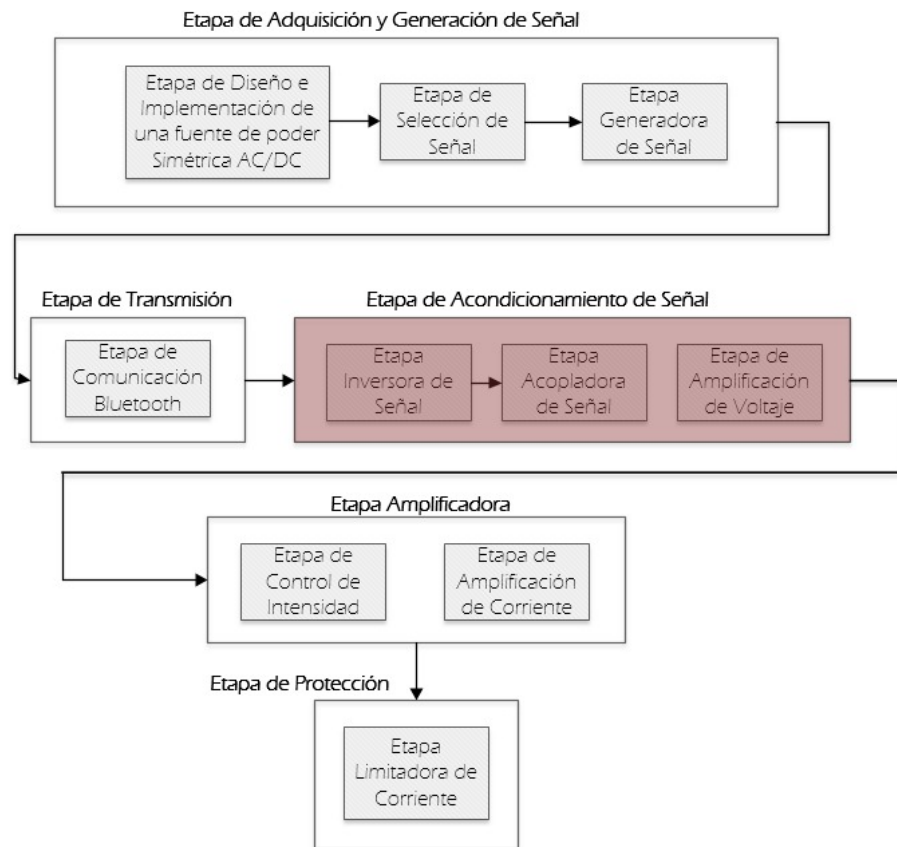


Figura 64: Etapa de Acondicionamiento de Señal.

Elaboración: los autores

4.3.1. Diseño de la sub-etapa inversora de señal

Luego de generar las dos señales con el microcontrolador, se invertirá una de ellas como se muestra en el diseño de la Figura 65, así mismo, por consideración del diseño, el circuito inversor debe tener una ganancia 1.

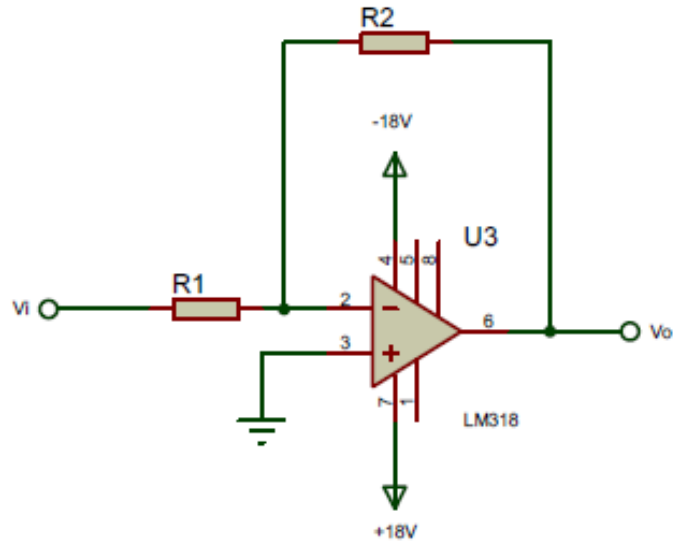


Figura 65: Diseño del circuito inversor.

Elaboración: los autores

Por lo cual, se definen los valores de las resistencias $R1$ y $R2$ en $1K\Omega$, como se muestra en la ecuación (4.58).

$$G_{inv} = \frac{R2}{R1} = \frac{1k\Omega}{1k\Omega} = 1 \quad (4.58)$$

Considerando que el voltaje Vx y Vy , son iguales según la ecuación (4.59).

$$Vx = Vy \quad (4.59)$$

Se evaluará la ecuación (4.60) en (4.61)

$$Vx = V1 - I1xR1 = 5V - 5mA \times 1k\Omega = 0Vdc \quad (4.60)$$

$$Vx = Vy = 0Vdc \quad (4.61)$$

Una vez determinado el valor de las resistencias y la ganancia, se procede a calcular el voltaje de salida del circuito teniendo en cuenta que la salida de voltaje del microcontrolador son pulsos que fluctúan entre el valor de $5Vdc$ y $0Vdc$, se muestra en la ecuación (4.62).

$$V_o = -V_i \left(\frac{R_2}{R_1} \right) = -5V \left(\frac{1K\Omega}{1K\Omega} \right) \quad (4.62)$$

$$V_o = -5V_{dc} \quad (4.63)$$

Dando como resultado un voltaje ya invertido y con ganancia 1, en las ecuaciones (4.64) -(4.65), se calculan las corrientes I_1 , I_2 y I_3 .

$$I_1 = \frac{V_i}{R_1} = \frac{5V}{1K\Omega} = 5mA \quad (4.64)$$

$$I_2 = \frac{-V_o}{R_2} = \frac{-5V}{1K\Omega} = -5mA \quad (4.65)$$

Con una impedancia de entrada Z_e .

$$Z_e = 1K\Omega \quad (4.66)$$

Y una impedancia de salida Z_o .

$$Z_o = \frac{V_o}{I_o} = \frac{-5V}{-5mA} = 1K\Omega \quad (4.67)$$

Reemplazando los valores hallados previamente y reemplazándolos en la Figura 65, obteniendo como muestra la Figura 66.

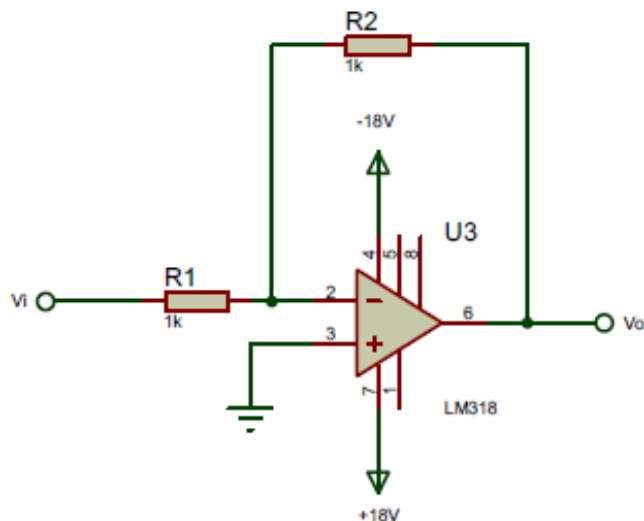


Figura 66: Diseño del circuito inversor con valores hallados.

Elaboración: los autores

4.3.2. Diseño de la sub-etapa acopladora de señal

Una vez obtenida la señal de la etapa inversora, como se muestra en la Figura 67 se acoplarán dos señales en paralelo a la entrada no inversora del Opam LM318N, una proveniente de la salida PB0 del microcontrolador y otra obtenida de la etapa inversora que fue modelada en la ecuación (4.63).

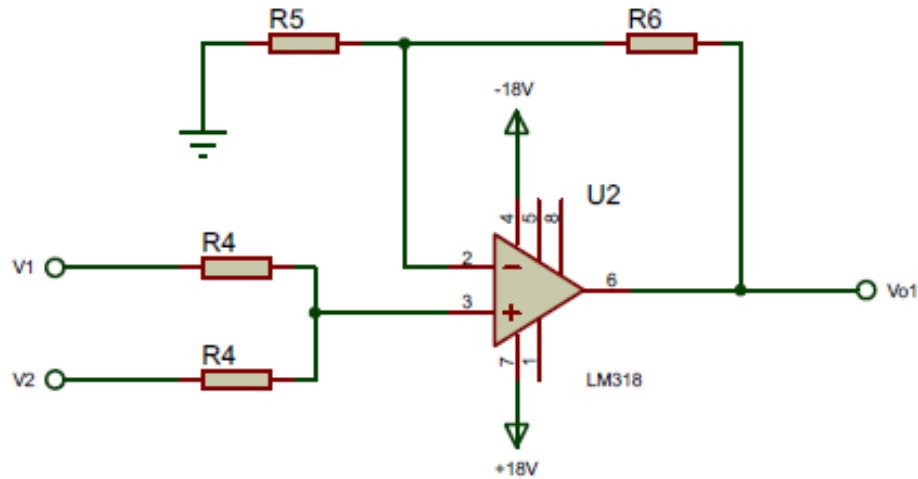


Figura 67: Diseño del circuito sumador no inversor.

Fuente: Elaboración propia.

En la ecuación (4.68) se muestra el modelamiento matemático para la salida de voltaje del amplificador sumador no inversor

$$V_{o1} = \left(\frac{R_6}{R_5} + 1 \right) \times \frac{V_1 + V_2}{2} \quad (4.68)$$

Se requiere de una salida de $\pm 18V_{dc}$ que cumpla con las siguientes reglas:

$$V_{o1} = \begin{cases} +18v, & \text{si } V_1 > V_2 \\ 0v, & \text{si } V_1 = V_2 \\ -18v, & \text{si } V_1 < V_2 \end{cases}$$

Comenzaremos definiendo los valores de las resistencias, para la resistencia R_4 se asignaremos un valor de $1K\Omega$, debido a que

ambas señales $V1$ y $V2$ no deben tener ganancia a la entrada del circuito.

Cuando $V1 = 5Vdc$ y $V2 = 0Vdc$.

$$VE = \frac{V1+V2}{2} = \frac{5Vdc+0}{2} = 2.5Vdc \quad (4.69)$$

Cuando $V1 = 0Vdc$ y $V2 = -5Vdc$.

$$VE = \frac{V1+V2}{2} = \frac{0+(-5Vdc)}{2} = -2.5Vdc \quad (4.70)$$

Calculando el valor de $R5$ para una ganancia de tres, definiremos el valor de $R5$ en $1K\Omega$.

$$18Vdc = \left(\frac{R6}{1K\Omega} + 1 \right) x \frac{5Vdc+0}{2} \quad (4.71)$$

$$R6 = 6.2K\Omega \quad (4.72)$$

Una vez definido todos los valores de las resistencias, se validará en la ecuación (4.73) que la salida tenga una ganancia de tres veces la entrada.

$$G_{sum} = \frac{Vo1}{V1} = \frac{18Vdc}{5Vdc} = 3.6 \quad (4.73)$$

Continuando con el proceso se calcularán los voltajes de salida $Vo1$.

Cuando $V1 = 5Vdc$ y $V2 = 0Vdc$

$$Vo1 = \left(\frac{6.2K\Omega}{1K\Omega} + 1 \right) x \frac{5Vdc+0Vdc}{2} = 18Vdc \quad (4.74)$$

Cuando $V1 = 0Vdc$ y $V2 = -5Vdc$.

$$Vo1 = \left(\frac{6.2K\Omega}{1K\Omega} + 1 \right) x \frac{0V+(-5Vdc)}{2} = -18Vdc \quad (4.75)$$

Calculando la corriente $I4$ para un voltaje $V1$ de $5Vdc$ y $V2$ de $0Vdc$.

$$I4 = \frac{V1-VE}{R4} = \frac{V1-\frac{V1+V2}{2}}{R4} = \frac{5Vdc-\frac{5Vdc+0Vdc}{2}}{1K\Omega} = 2.5mA \quad (4.76)$$

Calculando la corriente I_5 para un voltaje $V_2 = -5V_{dc}$ y $V_1 = 0V_{dc}$.

$$I_5 = \frac{V_E - V_2}{R_4} = \frac{\frac{V_1 + V_2}{2} - V_2}{R_4} = \frac{\frac{0 + (-5V_{dc})}{2} - (-5V_{dc})}{1K\Omega} = 2.5mA \quad (4.77)$$

Calculando la corriente I_6 .

$$I_6 = \frac{V_E - 0}{R_5} = \frac{\frac{V_1 + V_2}{2}}{R_5} = \frac{\frac{5V_{dc} + 0}{2}}{1K\Omega} = 2.5mA \quad (4.78)$$

Calculando la corriente I_7 .

$$I_7 = \frac{V_{o1} - V_E}{R_6} = \frac{\frac{V_1 + V_2}{2} - V_E}{R_6} = \frac{-25V_{dc}}{6.2K\Omega} = -4.03mA \quad (4.79)$$

Una vez obtenido los voltajes de salida procederemos a calcular la impedancia de entrada.

$$Z_{e1} = \frac{1}{R_4} = \frac{1}{1K\Omega} = 0.5K\Omega \quad (4.80)$$

Calculando la impedancia de salida.

$$Z_{o1} = \frac{V_{o1}}{I_{o1}} = \frac{18V_{dc}}{2.5mA} = 7.2K\Omega \quad (4.81)$$

Reemplazando los valores hallados previamente y reemplazándolos en la Figura 67, obteniendo como muestra la Figura 68.

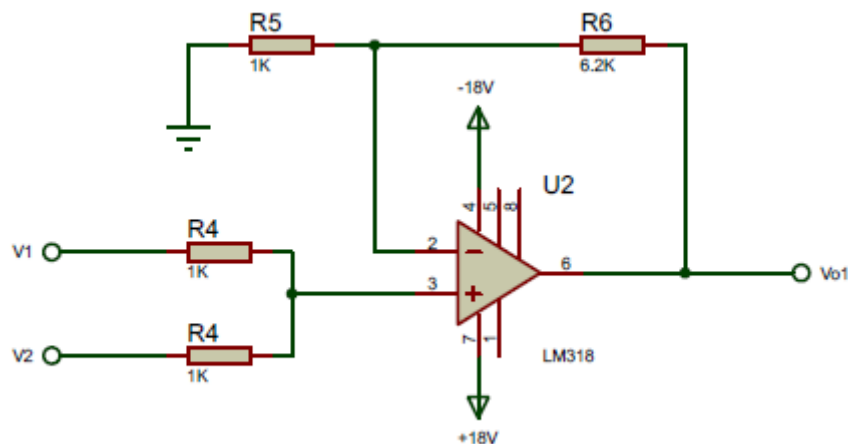


Figura 68: Diseño del circuito sumador no inversor con valores hallados.

Elaboración: los autores

4.4. Diseño de etapa amplificadora

En la Figura 69, se muestra el bloque de la etapa amplificadora que se encarga de amplificar la corriente y controlar la intensidad, para ello se continuara con el criterio de diseño para calcular los parámetros requeridos, se analizan las siguientes sub-etapas del diseño.

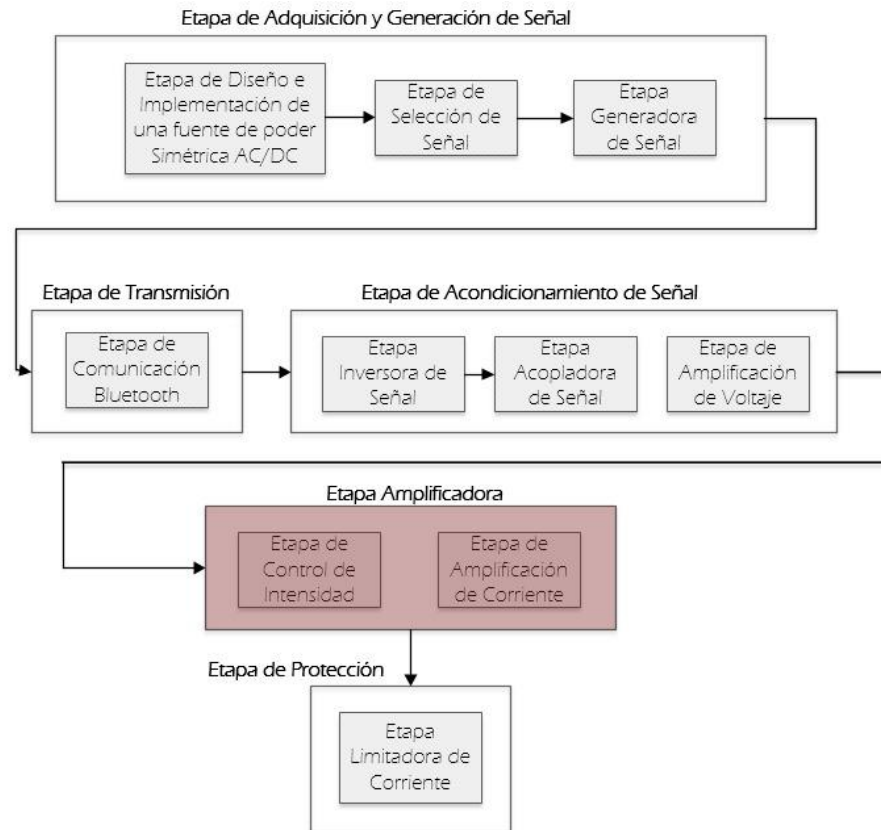


Figura 69: Etapa de amplificadora.

Elaboración: los autores

4.4.1. Diseño de la etapa de control de intensidad

Esta etapa es necesaria para poder controlar la intensidad de corriente que se inyectará al musculo en terapia, ya que no todas las personas tienen el mismo umbral de dolor ni todos los músculos tienen la misma resistencia.

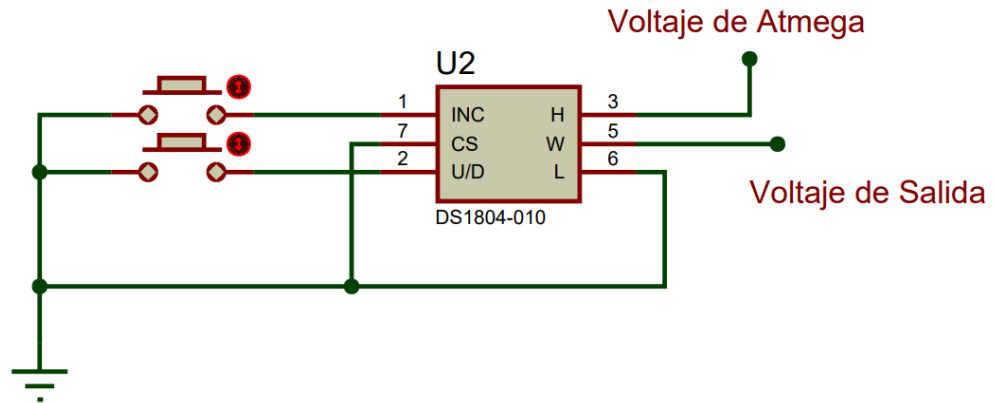


Figura 70: Diseño del regulador de voltaje con potenciómetro digital

Elaboración: los autores

En la Figura 70 podemos ver el circuito utilizado en esta etapa en la cual los pines 1 y 2 son usados para incrementar y disminuir la resistividad en el circuito, mientras que el pin 3 está conectado al microcontrolador atmega328pu obteniendo la forma de onda de la terapia y terminando en el puerto número 5 se encontrará la señal ya regulada.

4.4.2. Diseño de la etapa amplificadora de corriente

Una vez acoplada la señal y amplificada, es necesario también amplificar la corriente, ya que, si no obtenemos la tensión y corriente necesaria no será capaz de estimular los nervios del musculo para contraerlo.

Para lograr controlar la sub-etapa de amplificación de corriente, se diseñó un amplificador clase B también llamado Push-Pull o simétricamente complementario como se muestra en la Figura 71 que se explicara a continuación.

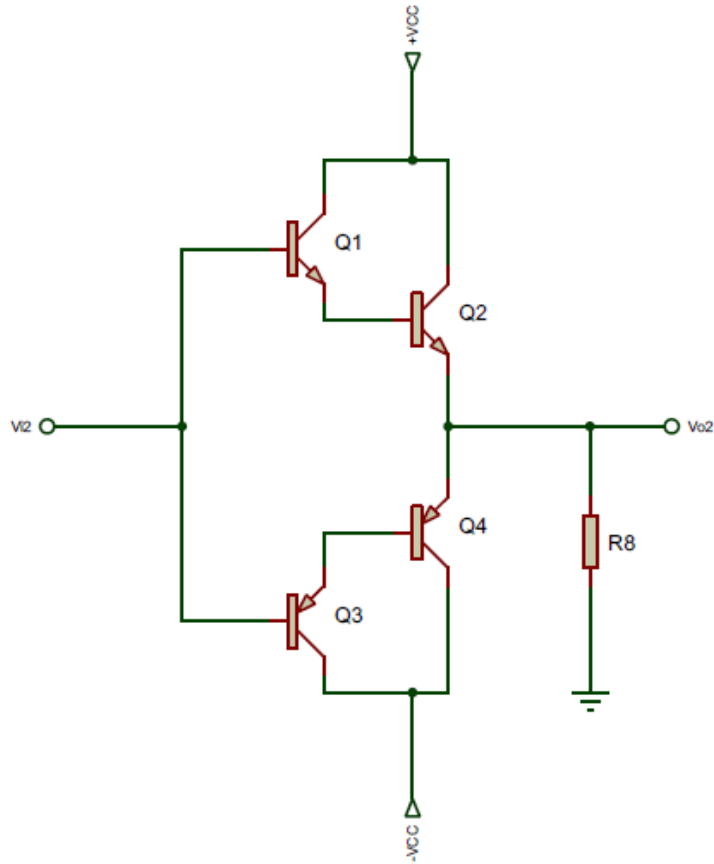


Figura 71: Circuito amplificador Push-Pull.

Elaboración: los autores

En este caso se definirá la corriente de colector $I_C = 150mA$, con la finalidad de hallar la corriente de base I_B para que el transistor conduzca en cada semiperiodo, estando los puntos de trabajo de ambos transistores en la zona de corte, evitando la disipación en el transistor sin aplicación de tensión de entrada. Debido a ello, se produce una pequeña distorsión en la salida del circuito, en torno al 5%. En la Figura 72, se muestra la dirección en que va la corriente del colector.

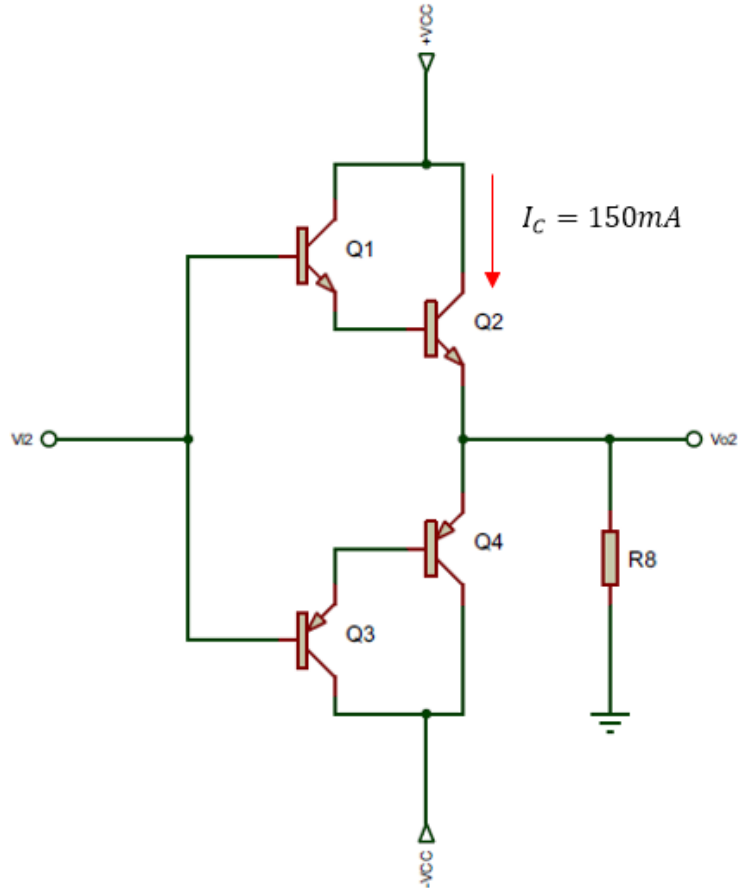


Figura 72: Dirección de la corriente de colector.

Elaboración: los autores

Por lo tanto, reemplazando I_C y sabiendo que la corriente de entrada es igual a la corriente de base tendríamos $I_B = 100\mu A$, procederemos a calcular el β , se muestra la solución en la ecuación (4.82).

$$\beta_D = \frac{150mA}{0.100mA} = 1500 \quad (4.82)$$

Para el β necesario se requiere dos transistores en configuración Darlington de $\beta=40$, calculando el β real en la ecuación (4.83).

$$\beta_D = \beta_1 \times \beta_2 + \beta_1 + \beta_2 = 40 \times 40 + 40 + 40 \quad (4.83)$$

$$\beta_D = 1680 \quad (4.84)$$

En la ecuación (4.85) se calcula la corriente del emisor.

$$I_E = I_C + I_B = 150mA + 0.100mA = 150.1mA \quad (4.85)$$

En la ecuación (4.86) se calcula el parámetro α .

$$\alpha = \frac{I_C}{I_E} = \frac{0.1mA}{150.1mA} = 6.662 \times 10^{-4} \quad (4.86)$$

El amplificador de corriente Push-Pull, se encarga de controlar la amplificación de pulsos de corriente positivos como negativos, ya que se encuentra ubicado entre la región de corte y activación, los transistor PNP Q1 y Q2 se activaran cuando la tensión de entrada sea positiva y supere el voltaje de activación de +1.4V entre V_{BE} (base-emisor) de la configuración Darlington, los transistores NPN Q3 y Q4 se mantendrán en corte hasta que reciban el voltaje de activación de V_{EB} (emisor- base) de -1.4V produciendo que los transistores Q1 y Q2 pasen a corte.

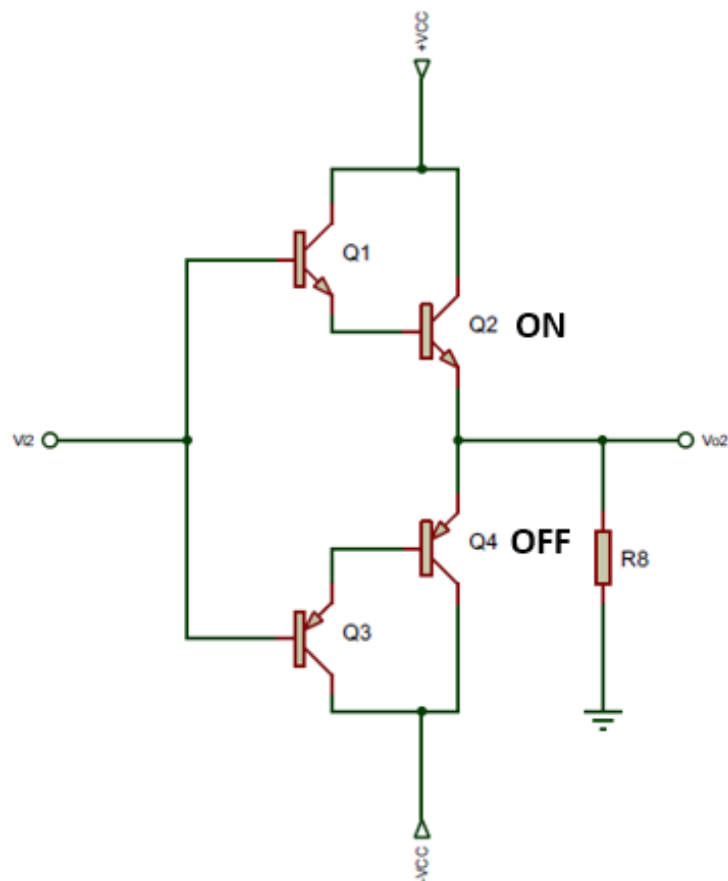


Figura 73: Funcionamiento del Push-Pull.

Elaboración: los autores

El rango de activación mencionado anteriormente de +1.4V y -1.4V entre base emisor produce un efecto llamado distorsión de cruce que provoca un tiempo donde ambos transistores están en corto, a continuación, procederemos a mostrar la distorsión de cruce producido por la configuración Push-Pull.

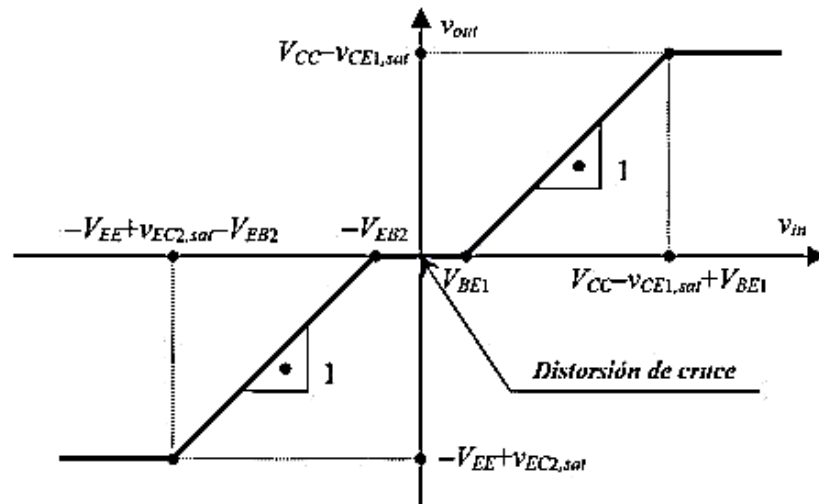


Figura 74: Distorsión de cruce.

Elaboración: los autores

Teniendo como entrada $V_{i2} = 18V$ y $V_{CC} = \pm 18V$ procederemos a calcular el voltaje de salida del circuito en la ecuación (4.87).

$$V_{o2} = V_{i2} - V_{BE} \quad (4.87)$$

$$V_{o2} = 18V - 1.4V = 16.6V \quad (4.88)$$

Una vez obtenido el voltaje de salida del circuito procederemos a reemplazar el resultado obtenido de la ecuación (4.88) en la ecuación (4.90) para calcular el voltaje V_{CE} del transistor.

$$V_{CE} = V_{CC} - V_{o2} \quad (4.89)$$

$$V_{CE} = 18V - 16.6V = 1.4V \quad (4.90)$$

Se procederá a calcular la corriente máxima del circuito para lo cual se asignará el valor de resistencia 110Ω a la resistencia R_8 .

$$IL = \frac{Vo2}{R8} = \frac{16.6}{110\Omega} = 151mA \quad (4.91)$$

Calculando la potencia de la carga $R8$, se multiplica por dos a la resistencia $R8$ para obtener el consumo generado por las dos fuentes de alimentación V_{cc} del circuito.

$$P_{Carga} = \frac{Vo2^2}{2 \times R8} = \frac{16.6^2}{2 \times 110\Omega} = 1.252watts \quad (4.92)$$

Por lo tanto, la resistencia $R8$ debe ser de 110Ω y disipar $1.252watts$ para que no se dañe.

$$P_{Fuente} = \frac{2 \times V_{cc} \times Vo2}{\pi \times R8} \quad (4.93)$$

Donde:

- V_{cc} = Voltaje de la fuente.
- $Vo2$ = Voltaje de salida.
- $R8$ = La carga.

A continuación, se procederá a calcular en la ecuación (4.94) la potencia de la fuente V_{cc} , reemplazando los valores en la ecuación (4.93).

$$P_{Fuente} = \frac{2 \times 15V \times 13.6}{\pi \times 90\Omega} = 1.729 watts \quad (4.94)$$

Calculando el rendimiento del amplificador de corriente Push-Pull, en la ecuación (4.97).

$$n_{amplif} = \frac{P_{Carga}}{P_{Fuente}} \times 100 \quad (4.95)$$

$$n_{amplif} = \frac{1.028}{1.44} \times 100 \quad (4.96)$$

$$n_{amplif} = 72.41\% \quad (4.97)$$

Reemplazando los valores hallados previamente y reemplazándolos en la Figura 71, se obtendrá la Figura 75.

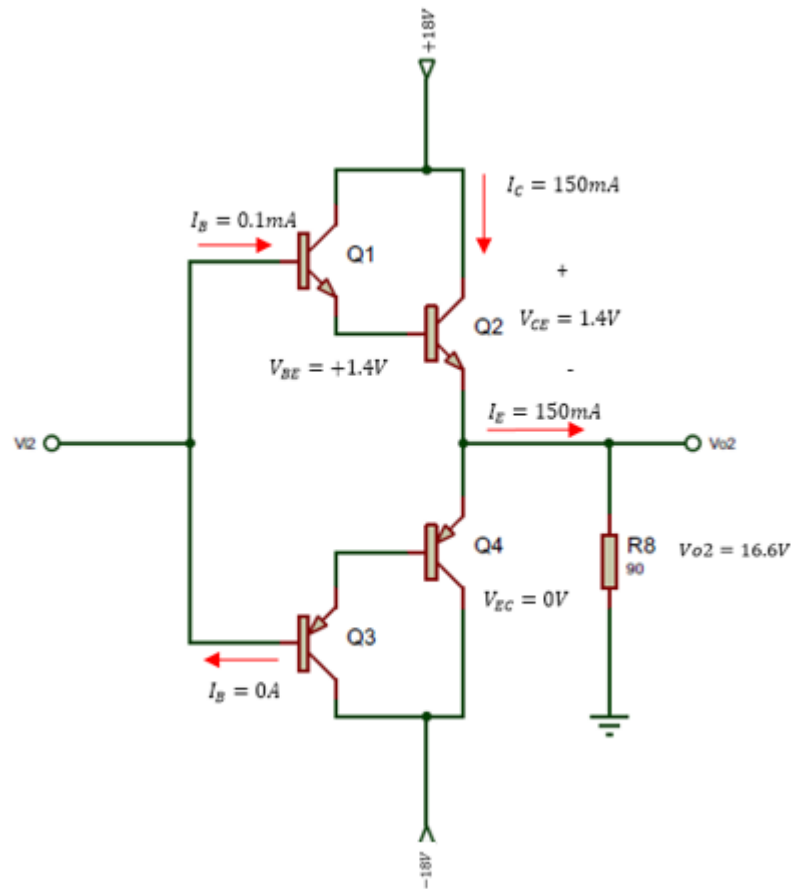


Figura 75: Amplificador Push-Pull con valores calculados para ciclos positivos.

Elaboración: los autores

Debido a que se requiere controlar la corriente con el amplificador Push-Pull, el diseño se realizó basándose en los parámetros calculados anteriormente por consiguiente los transistores utilizados para cumplir el diseño son los siguientes: 2N3055 (BJT NPN) y MJ2955 (BJT PNP), los cuales se visualizan en los anexos 5 y 6. Las variables necesarias para el cálculo se especifican a continuación.

Tabla 18: Parámetros transistor NPN

2N3055	
Variables	Valor
V_{CE}	60V
I_C	15A
h_{FE}	20 - 70
V_{BE}	1.5v

Elaboración: los autores

Tabla 19: Parámetros transistor PNP

MJ2955	
Variables	Valor
V_{CE}	-60V
I_C	-15 ^a
h_{FE}	20 - 70
V_{BE}	-1.5V

Elaboración: los autores

A continuación, se muestran las gráficas de las curvas de característica estática de los transistores BJT NPN 2N3055 e PNP MJ2955. El cual muestra la relación entre el voltaje de colector – emisor V_{CE} y la corriente de colector I_C en miliamperios.

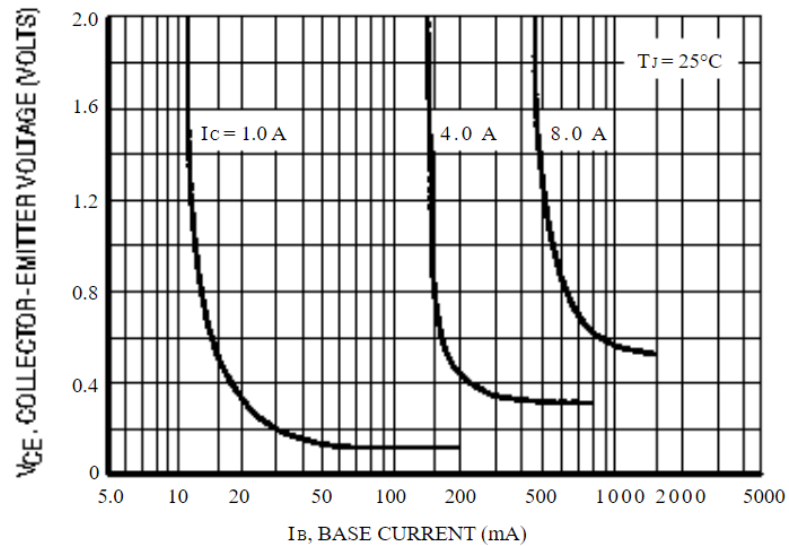


Figura 76: Característica estática del transistor 2N3055.

Fuente: Datasheet del dispositivo.

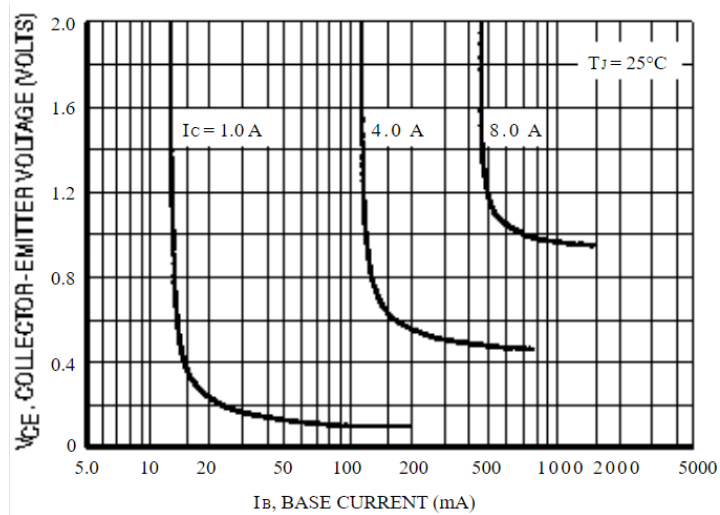


Figura 77: Característica estática del transistor MJ3955.

Fuente: Datasheet del dispositivo.

4.5. Diseño de la etapa de protección

En la Figura 78, se muestra el bloque de la etapa Limitadora de corriente que se encarga de asegurar que la corriente ejercida por el equipo hacia el paciente no sea mayor a 150mA para así proteger a los usuarios de posibles lesiones, para ello se continuará con el criterio de diseño para calcular los parámetros requeridos, se analizan las siguientes sub-etapas del diseño.

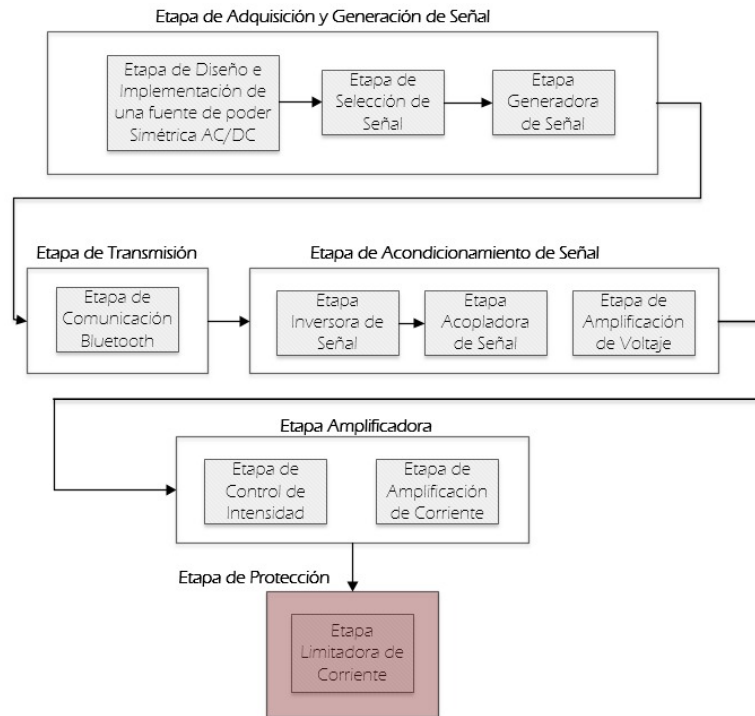


Figura 78: Etapa de Protección.

Elaboración: los autores

4.5.1. Diseño de la sub-etapa limitadora de corriente

En esta etapa se usará un regulador de voltaje nombrado como LM317, el diseño debe limitar la salida de corriente a un máximo de 150mA.

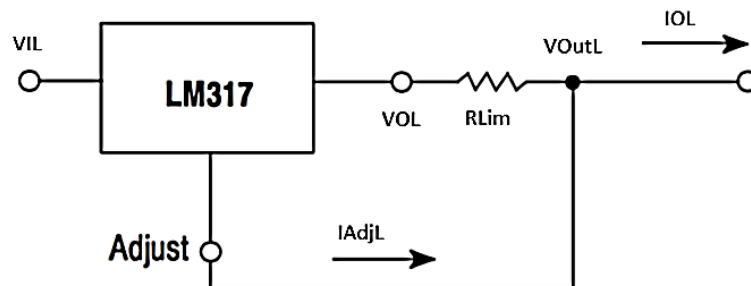


Figura 79: Circuito limitador de corriente.

Elaboración: los autores

Determinación de fórmula para el limitador de corriente:

$$IOL = \left(\frac{VOL - VOutL}{RLim} \right) + IAdjL \quad (4.98)$$

Según la arquitectura del integrado el VOL siempre será 1.25 V menor que el VOutL entonces:

$$IOL = \left(\frac{1.25v}{RLim}\right) + IAdjL \quad (4.99)$$

Debido a que la corriente de ajuste ($IAdjL$), es muy pequeña puede ser despreciada así que:

$$IOL \approx \left(\frac{1.25v}{RLim}\right) \quad (4.100)$$

$$125mA \approx \left(\frac{1.25}{RLim}\right) \quad (4.101)$$

$$Rlim \approx \left(\frac{1.25v}{150mA}\right) \quad (4.102)$$

$$Rlim \approx 8\Omega \quad (4.103)$$

Reemplazando los valores hallados previamente y reemplazándolos en la Figura 79, obtendremos la Figura 80.

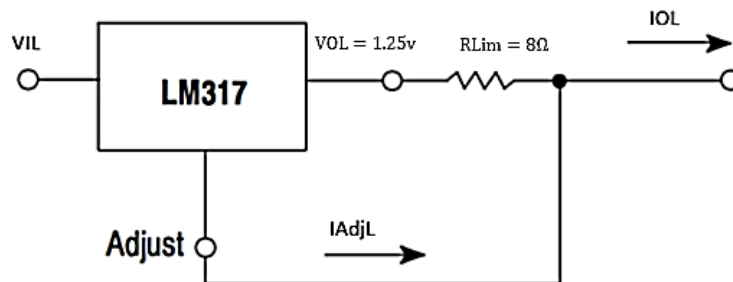


Figura 80: Diseño del circuito limitador de corriente.

Elaboración: los autores

4.6. Diseño del chasis y circuito en PBC

4.6.1. Chasis de acrílico

En la Figura 81 podremos ver el diseño del chasis el cual albergara los dispositivos electrónicos.

Para este diseño se usó el programa 3DMAX en el cual modelamos las medidas necesarias para el equipo.

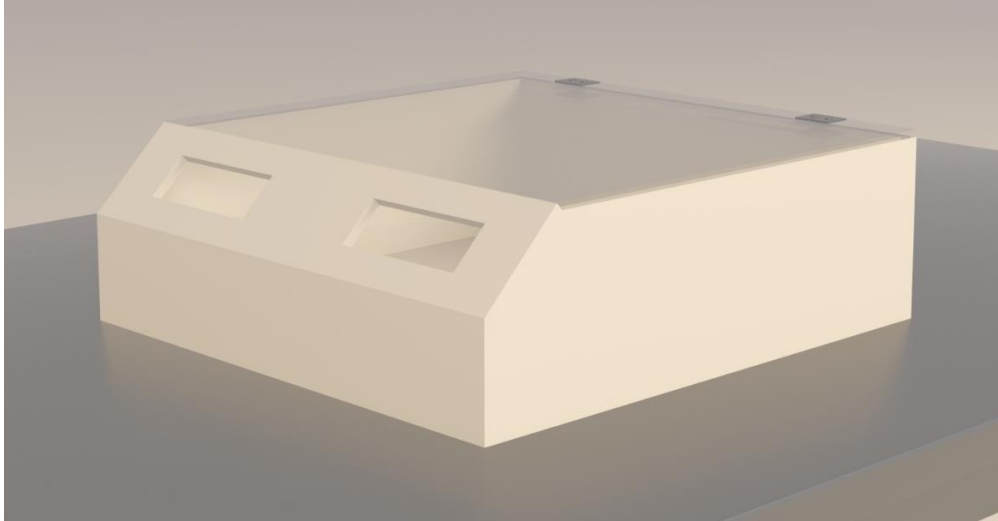


Figura 81: Diseño del chasis en 3DMAX.

Elaboración: los autores

4.6.2. Circuito en PBC

Para el diseño del circuito utilizamos el programa Proteus 8 profesional, el cual es uno de los programas más conocidos para la realización de circuitos.

En la siguiente Figura 82 podemos observar cómo se ve el circuito principal simulado en dicho programa, teniendo las medidas de 9.64cm x 16cm con una impresión a doble cara para poder reducir el espacio del circuito.

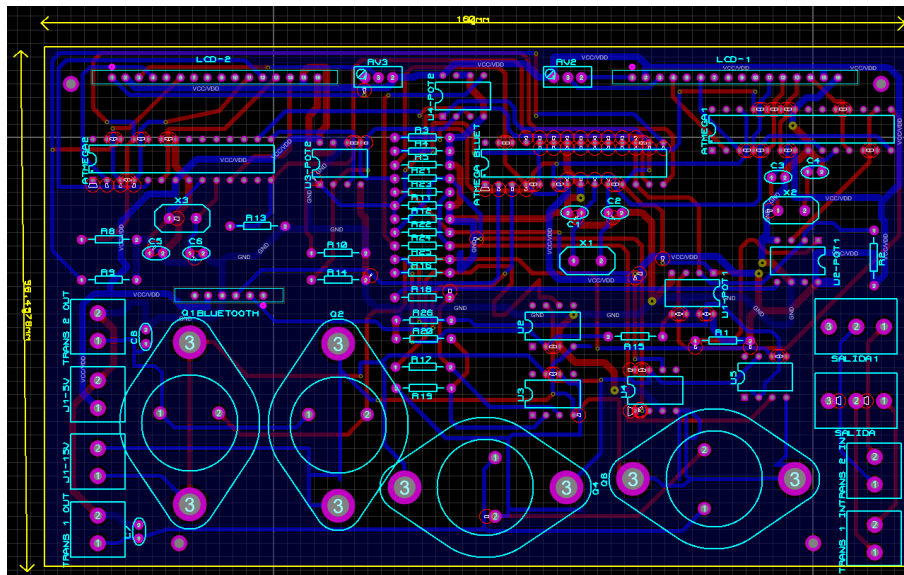


Figura 82: Diseño del circuito en PCB.

Elaboración: los autores

Junto a este circuito habrán 2 más que fueron realizados en placas no impresas.

4.7. Tabla de parámetros

Tabla 20: Parámetros de la etapa fuente de alimentación

N°	Nomenclatura	Valor	Definición
1	v_{Prim}	220Vac	Voltaje bobina primaria
2	v_{Secum}	36Vac	Voltaje bobina secundaria
3	N_p		Numero de vueltas bobina primaria
4	N_s		Numero de vueltas bobina secundaria
5	n	0.164	Relación de transformación
6	$V_{P(prim)}$	311.08Vac	Voltaje pico de la bobina primaria
7	$V_{P(Sec)}$	25.51Vac	Voltaje pico de la bobina primaria
8	Z_{ent}		Impedancia de entrada
9	S_p		Potencia suministrada
10	$V_{P(rect)}$	24.11Vdc	Voltaje pico rectificado
11	$f_{ondcompleta}$	120Hz	Frecuencia onda completa
12	$V_{r(p-p)}$	0.49Vdc	Voltaje de rizo pico-pico
13	V_{cd}	23.62Vdc	Voltaje directo
14	r	2.07%	Factor de rizo
15	%V.R		Regulación de voltaje
16	V_{NL}		Voltaje sin carga
17	V_{FL}		Voltaje a plena carga
18	C1, C2	8200 μF	Capacitor
19	C3, C4	0.33 μF	Capacitor
20	C5, C6, C7, C8	0.1 μF	Capacitor
21	RL	50 Ω	Resistencia

Elaboración: los autores

Tabla 21: Parámetros de la etapa generadora de terapia

N°	Nomenclatura	Valor	Definición
1	$Frec(Hz)$	Tabla 12, 13, 14 y 15	Frecuencia de la onda
2	T_{ciclo}	Tabla 12, 13, 14 y 15	Tiempo de repetición de ciclo
3	T_{dc}	Tabla 12, 13 y 14	Tiempo de contracción
4	T_{rep}	Tabla 12, 13 y 14	Tiempo de reposo
5	T_{Total}	Tabla 12, 13 y 14	Tiempo total de terapia
6	T_{on}	Tabla 14	Tiempo de Terapia ON
7	T_{off}	Tabla 14	Tiempos de Reposo OFF
8	N_{pulsos}	Tabla 13 y 15	Cantidad de pulsos
9	$\#ciclos$	Tabla 12, 13, y 14	Cantidad de repeticiones del ciclo
10	$\#ciclos_{onoff}$	Tabla 14	Cantidad de repeticiones por ciclo completo

Elaboración: los autores

Tabla 22: Parámetros etapa inversora

N°	Nomenclatura	Valor	Definición
1	$R1$	$1k\Omega$	Resistencia de entrada R1
2	$R2$	$1k\Omega$	Resistencia inversora R2
3	V_i	$+5.0V_{dc}$	Voltaje de entrada etapa inversora
4	V_o	$-5.0V_{dc}$	Voltaje de salida etapa inversora
5	V_x	$0V_{dc}$	Voltaje de entrada inversora
6	V_y	$0V_{dc}$	Voltaje de entrada no inversora
7	I_1	$5.0mA$	Corriente de V_i
8	I_2	$5.0mA$	Corriente R2
9	I_x	$0mA$	Corriente de entrada inversora
10	I_y	$0mA$	Corriente de entrada no inversora
11	G_{inv}	1	Ganancia de la etapa inversora
12	Z_e	$1k\Omega$	Impedancia de entrada etapa inversora
13	Z_o	$1k\Omega$	Impedancia de salida etapa inversora

Elaboración: los autores

Tabla 23: Parámetros etapa sumadora

N°	Nomenclatura	Valor	Definición
1	I_4	2.5mA	Corriente de V1
2	I_5	2.5mA	Corriente de V2
3	I_6	2.5mA	Corriente en R5
4	I_7	4.03mA	Corriente en R7
5	V_1	+5.0Vdc	Voltaje de entrada positiva etapa sumadora
6	V_2	-5.0Vdc	Voltaje de entrada negativa etapa sumadora
7	V_E	2.5Vdc	Voltaje de referencia etapa sumadora
8	V_{o1}	$\pm 18.0Vdc$	Voltaje de salida etapa sumadora
9	R_4	1k Ω	Resistencia de entrada etapa sumadora
10	R_5	1k Ω	Resistencia no inversora tierra etapa sumadora
11	R_6	6.2k Ω	Resistencia de salida etapa sumadora
12	G_{sum}	3.6	Ganancia de etapa sumadora
13	Z_{e1}	0.5k Ω	Impedancia de entrada etapa sumadora
14	Z_{o1}	7.2k Ω	Impedancia de salida etapa sumadora

Elaboración: los autores

Tabla 24: Parámetros de la etapa amplificadora de corriente

N°	Nomenclatura	Valor	Definición
1	I_C	150mA	Corriente de colector
2	I_B	0.100mA	Corriente de base
3	I_E	150.1mA	Corriente de emisor
4	$\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	40	Ganancia de corriente Q1, Q2, Q3, Q4
5	β_D	1680	Ganancia de corriente total
6	α	6.662×10^{-4}	
7	R_8	110 Ω	Resistencia
8	V_{CE}	1.4V	Voltaje colector-emisor
9	V_{o2}	16.6V	Voltaje de salida
10	V_{CC}	$\pm 18V$	Voltaje de la fuente
11	P_{Carga}	1.252watts	Potencia de la carga
12	P_{Fuente}	1.729 watts	Potencia de la fuente
13	n_{amplif}	72.41%	Rendimiento
14	I_L	151mA	Corriente en la carga

Elaboración: los autores

Tabla 25: Parámetros Etapa de Protección

N°	Nomenclatura	Valor	Definición
1	IOL	125mA	Corriente de salida del limitador de corriente.
2	$RLim$	8Ω	Resistencia de limitación.
3	$IAdjL$	≈ 0	Corriente de ajuste.
4	$VOutL$	Vdc	Voltaje de salida del limitador.
5	VOL	1.25V	Voltaje de salida del integrado.
6	Qf		Energía térmica disipada en calorías
7	Kf		Constante de 0.24.
8	If		Corriente eléctrica por el conductor en amperes.
9	Rf		Resistencia del conductor en ohmios.
10	Tf		Tiempo de circulación de la corriente en segundos.

Elaboración: los autores

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

Para el presente capítulo, se explican las pruebas y resultados siguiendo la consecuencia de las actividades planteadas en el capítulo anterior, empezando por la etapa de adquisición y generación de señales.

5.1. Análisis de etapa de adquisición y generación de señal

5.1.1. Etapa de diseño e implementación de una fuente de poder simétrica AC/DC

Para esta etapa, se compararon los parámetros teóricos con las pruebas simuladas y pruebas experimentales, en las pruebas simuladas se utilizó el software Proteus siguiendo el esquema que se muestra en la Figura 83.

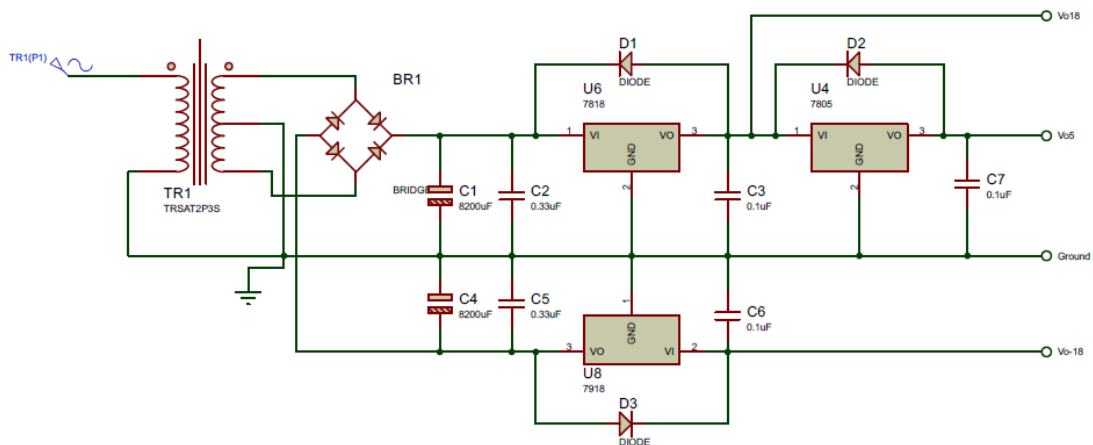


Figura 83: Circuito de la fuente simétrica simulado en Proteus.

Elaboración: los autores

5.1.1.1. Prueba de voltaje de 5 voltios

En la siguiente Figura 84 comparativa observaremos lo obtenido en el marco teórico, lo simulado y lo medido en el circuito real en la salida de 5 voltios a lo largo de 11 pruebas en el tiempo (1 por cada 2 minutos), cabe mencionar que para esta prueba se definió un error máximo permitido del $\pm 2\%$.

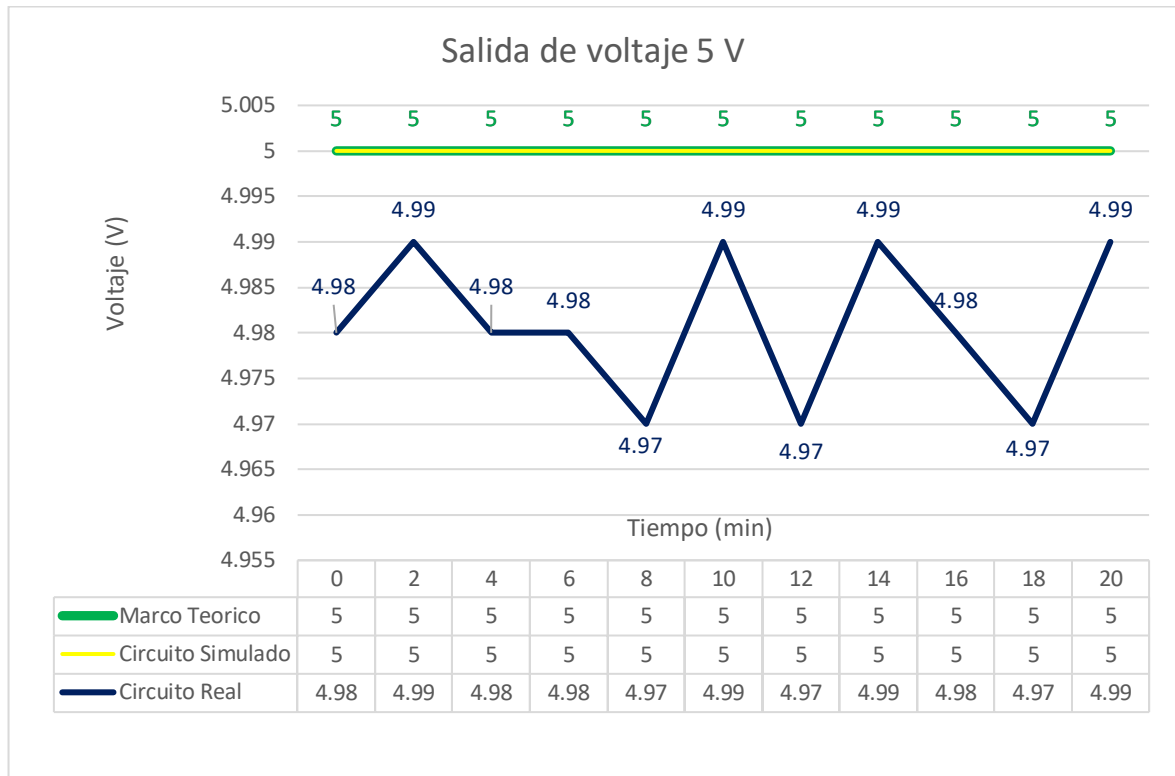


Figura 84: Resultados de la fuente de 5v teóricos vs simulados vs valores obtenidos.

Elaboración: los autores

Para esta prueba se tomaron 11 muestras en diferentes instantes de tiempo, pero cabe mencionar que las pruebas se realizaron en las mismas condiciones ambientales y con el mismo equipo de medición, los resultados simulados tuvieron un margen de error de 0% mientras que los resultados experimentales se encontró un error medio de 0.38% el cual representa a un valor relativo de 0.019V, además en los resultados experimentales se encontró un error máximo de 0.6%, este valor no afecta al circuito debido a que el

microcontrolador trabaja con voltajes que están dentro del rango de 3.3V hasta 5.5V.

En la Figura 85 podemos observar la medición realizada con el multímetro digital DT830B.

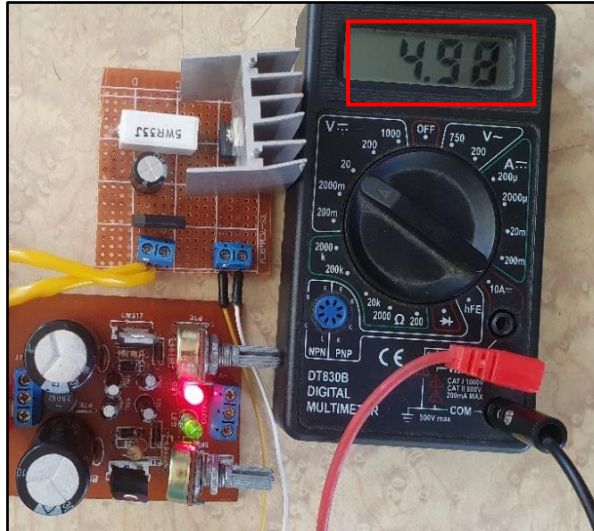


Figura 85: Voltaje medido en la etapa experimental de 5 Voltios.

Elaboración: los autores

5.1.1.2. Salida de voltaje de 18 voltios

En la siguiente Figura 86 comparativa observaremos lo obtenido en el marco teórico, lo simulado y lo medido en el circuito real en la salida de 18 voltios a lo largo de 11 pruebas en el tiempo (1 por cada 2 minutos), cabe mencionar que para esta prueba se definió un error máximo del $\pm 2\%$.

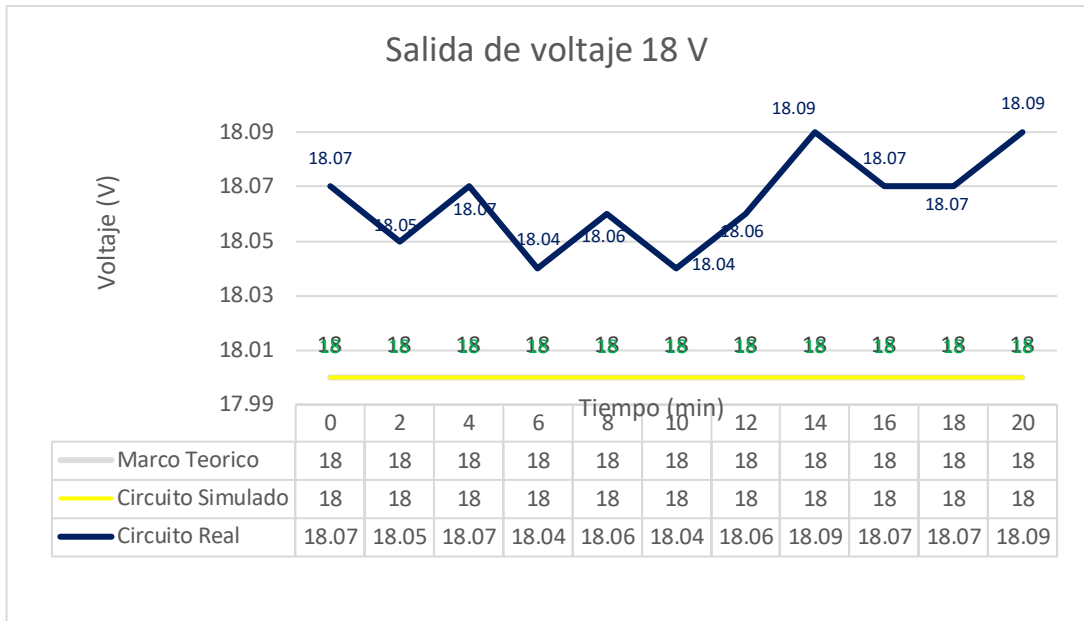


Figura 86: Resultados de la fuente de 18v teóricos vs simulados vs valores obtenidos.

Elaboración: los autores

Para esta prueba se tomaron 11 muestras en diferentes instantes de tiempo, pero cabe mencionar que las pruebas se realizaron en las mismas condiciones ambientales y con el mismo equipo de medición, los resultados simulados tuvieron un margen de error de 0% mientras que los resultados experimentales se encontró un error medio de 0.36% el cual representa a un valor relativo de 0.064V, además en los resultados experimentales se encontró un error máximo de 0.5%.

En la Figura 87 podemos observar la medición realizada con el multímetro digital DT830B.

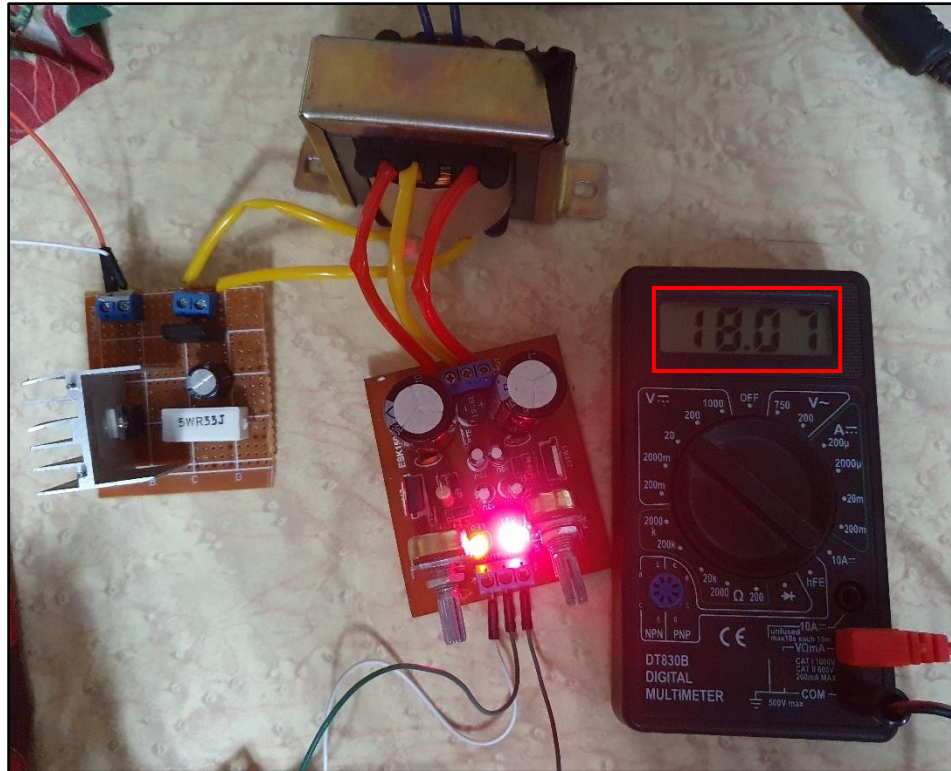


Figura 87: Voltaje medido en la etapa experimental de 18 Voltios.

Elaboración: los autores

5.1.1.3. Salida de voltaje de -18 voltios

En la siguiente Figura 88 comparativa observaremos lo obtenido en el marco teórico, lo simulado y lo medido en el circuito real en la salida de -18 voltios a lo largo de 11 pruebas en el tiempo (1 por cada 2 minutos), cabe mencionar que para esta prueba se definió un error máximo del $\pm 2\%$.

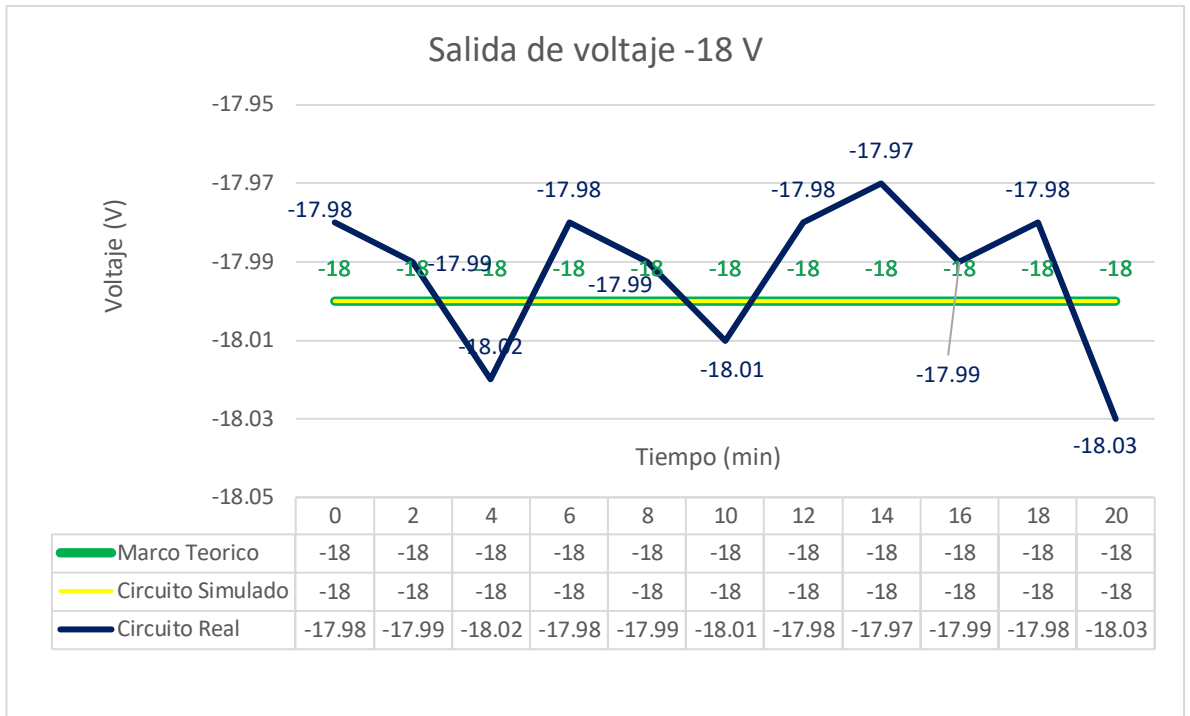


Figura 88: Resultados de la fuente de -18v teóricos vs simulados vs valores obtenidos.

Elaboración: los autores

Para esta prueba se tomaron 11 muestras en diferentes instantes de tiempo, pero cabe mencionar que las pruebas se realizaron en las mismas condiciones ambientales y con el mismo equipo de medición, los resultados simulados tuvieron un margen de error de 0% mientras que los resultados experimentales se encontró un error medio de 0.12%, el cual representa a un valor relativo de 0.0218V, además en los resultados experimentales se encontró un error máximo de 0.16%.

En la Figura 89 podemos observar la medición realizada con el multímetro digital DT830B.

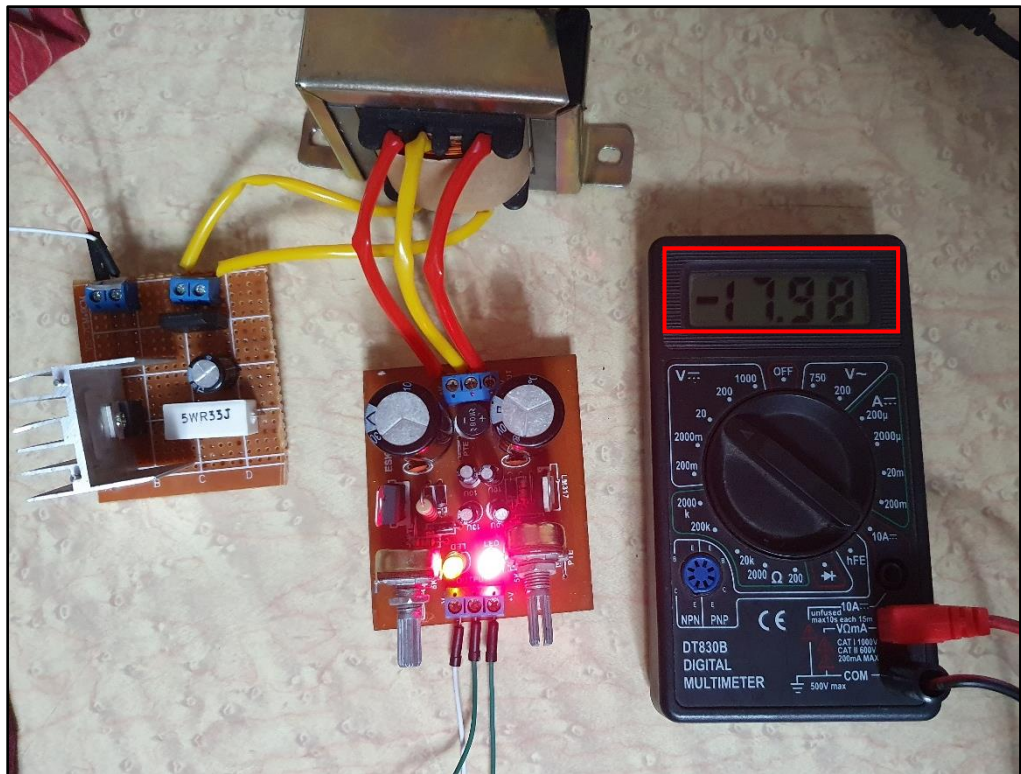


Figura 89: Voltaje medido en la etapa experimental de -18 Voltios.

Elaboración: los autores

5.1.2. Etapa de adquisición y generación de señales

Para esta etapa, se compararon los parámetros teóricos con las pruebas simuladas y pruebas experimentales, en las pruebas simuladas se

utilizó el software Proteus siguiendo el esquema que se muestra en la Figura 90.

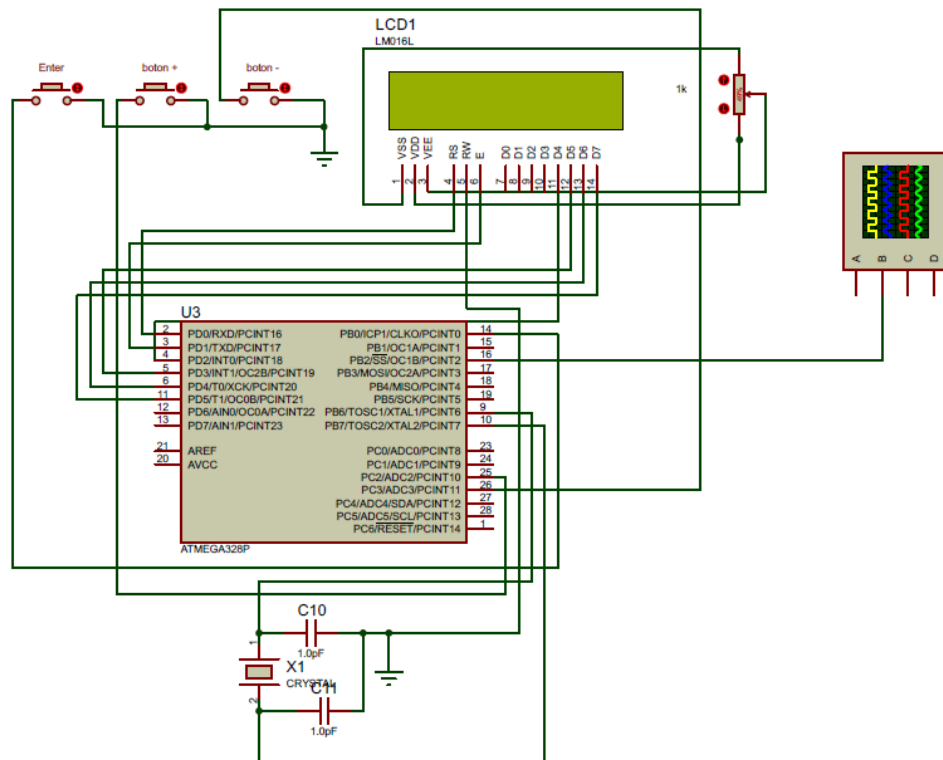


Figura 90: Diseño del circuito simulado en Proteus.

Elaboración: los autores

Los resultados obtenidos en las pruebas de simulación se compararon con las obtenidas en el modelamiento teórico, como se observa en la Tabla 26.

Tabla 26: Resultados teóricos vs valores simulados

Terapia	Ancho de pulso Teórico	Ancho de pulso Simulado	Frec. (Hz) teórica	Frec. (Hz) Simulada
Atrofia superior 1era semana (calentamiento)	150.0 µs	150.0 µs	8.0 Hz	8.0 Hz
Atrofia superior 1era semana (Trabajo)	200.0 µs	200.0 µs	35.0 Hz	35.0 Hz
Atrofia superior 1era semana (Recuperación)	150.0 µs	150.0 µs	3.0 Hz	3.0 Hz
Atrofia superior 2da semana (Calentamiento)	150.0 µs	150.0 µs	8.0 Hz	8.0 Hz
Atrofia superior 2da semana (Trabajo)	200.0 µs	200.0 µs	45.0 Hz	45.0 Hz
Atrofia superior 2da semana (Recuperación)	150.0 µs	150.0 µs	3.0 Hz	3.0 Hz

Atrofia inferior 1era semana (Calentamiento)	250.0 μ s	250.0 μ s	8.0 Hz	8.0 Hz
Atrofia inferior 1era semana (Trabajo)	350.0 μ s	350.0 μ s	35.0 Hz	35.0 Hz
Atrofia inferior 1era semana (Recuperación)	250.0 μ s	250.0 μ s	3.0 Hz	3.0 Hz
Atrofia inferior 2da semana (Calentamiento)	250.0 μ s	250.0 μ s	8.0 Hz	8.0 Hz
Atrofia inferior 2da semana (Trabajo)	350.0 μ s	350.0 μ s	45.0 Hz	45.0 Hz
Atrofia inferior 2da semana (Recuperación)	250.0 μ s	250.0 μ s	3.0 Hz	3.0 Hz
TENS Convencional	80.0 μ s	80.0 μ s	100.0 Hz	100.0 Hz
TENS Crónico (TNS NML)	150.0 μ s	150.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
TENS Acupuntura	250.0 μ s	250.0 μ s	20.0 Hz	20.0 Hz
Descontracturante	3.0 ms	3.0 ms	3.0 Hz	3.0 Hz
Calentamiento	5.0 ms	5.0 ms	20.0 Hz	20.0 Hz
Burst	200.0 ms	200.0 ms	2.0 Hz	2.0 Hz
Reducción de dolor PG (TNS NML)	500.0 μ s	500.0 μ s	10.0 Hz	10.0 Hz
Capilarización	4.0 ms	4.0 ms	4.0 Hz	4.0 Hz
Post-Entrenamiento	8.0 ms	8.0 ms	1.50 Hz	1.50 Hz
Aumento de la resistencia muscular local (inicial)	300.0 μ s	300.0 μ s	20.0 Hz	20.0 Hz
Aumento de la resistencia muscular local (intermedio)	300.0 μ s	300.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
Aumento de la resistencia muscular local (Avanzado)	300.0 μ s	300.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
Aumento FM endoprótesis rodilla (inicial)	250.0 μ s	250.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
Aumento FM endoprótesis rodilla (intermedia)	250.0 μ s	250.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
Aumento FM endoprótesis rodilla (avanzada)	250.0 μ s	250.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
AVC hombro subluxado (inicial)/Accidente Cerebro Vascular	300.0 μ s	300.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
AVC hombro subluxado (intermedia)	300.0 μ s	300.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz
AVC hombro subluxado (Avanzada)	300.0 μ s	300.0 μ s	40.0 Hz	40.0 Hz

Elaboración: los autores

Los resultados simulados tuvieron un margen de error de 0% por lo cual se procedió a comparar lo teórico con lo experimental, para esta prueba se tomaron 10 muestras en diferentes instantes de tiempo, pero cabe mencionar que las pruebas se realizaron en las mismas condiciones ambientales y con el mismo equipo de medición.

5.1.2.1. Resultados obtenidos de la medición de ancho de pulso

Al realizar esta prueba se utilizó un osciloscopio digital INSTRUSTAR modelo ISDS205A de dos canales con un rango de muestreo de $\pm 6V$ (Sonda x1) y $\pm 60V$ (sonda x10) y hasta 20Mhz, se procedió a medir el ancho de pulso

de cada terapia comenzando con “atrofia superior primera etapa” en la sub etapa de calentamiento como se observa en la Figura 91, el ancho de pulso es de 150.0 μ s como indican los valores teóricos mostrados de la tabla 15 del capítulo IV.

En el anexo 7 se puede visualizar todos los resultados de nuestras pruebas.

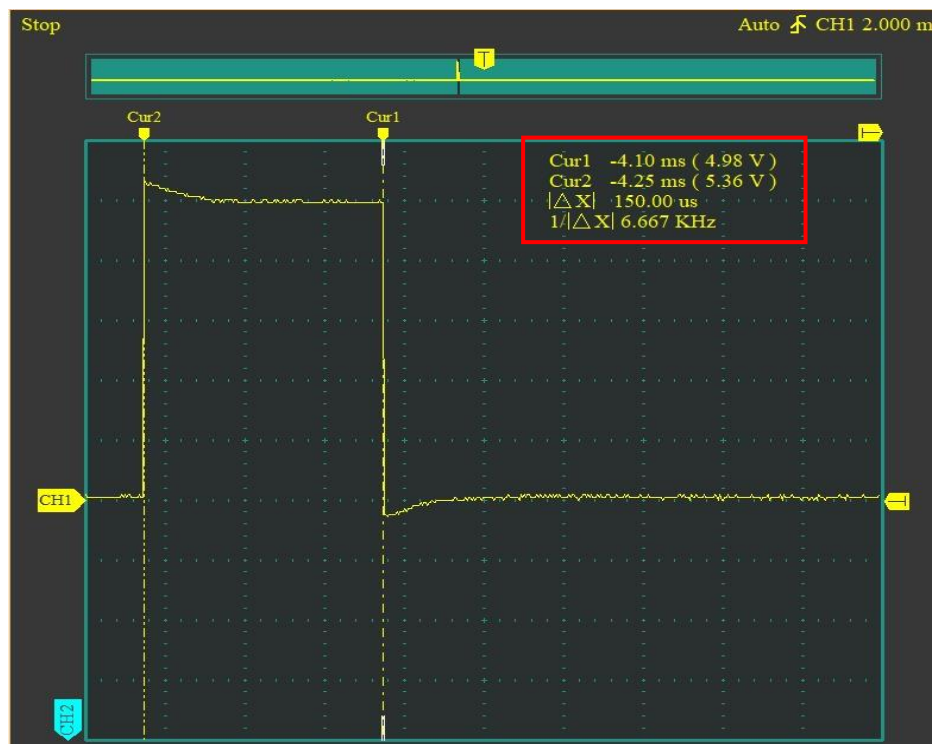


Figura 91: Resultado del ancho de pulso de la atrofia superior 1ra semana sub etapa calentamiento.

Elaboración: los autores

Tabla 27: Error absoluto de ancho de pulso

CANT.	TERAPIAS	Valor Teórico	Valor Obtenido	Error absoluto
1	Atrofia superior 1era semana (calentamiento)	150.0 μ s	150.0 μ s	0.000%
	Atrofia superior 1era semana (Trabajo)	200.0 μ s	200.0 μ s	0.000%
	Atrofia superior 1era semana (Recuperación)	150.0 μ s	150.0 μ s	0.000%
2	Atrofia superior 2da semana (Calentamiento)	150.0 μ s	150.0 μ s	0.000%
	Atrofia superior 2da semana (Trabajo)	200.0 μ s	200.0 μ s	0.000%
	Atrofia superior 2da semana (Recuperación)	150.0 μ s	150.0 μ s	0.000%

	Atrofia inferior 1era semana (Calentamiento)	250.0 μ s	250.0 μ s	0.000%
3	Atrofia inferior 1era semana (Trabajo)	350.0 μ s	350.0 μ s	0.000%
	Atrofia inferior 1era semana (Recuperación)	250.0 μ s	250.0 μ s	0.000%
	Atrofia inferior 2da semana (Calentamiento)	250.0 μ s	250.0 μ s	0.000%
4	Atrofia inferior 2da semana (Trabajo)	350.0 μ s	350.010 μ s	0.003%
	Atrofia inferior 2da semana (Recuperación)	250.0 μ s	250.0 μ s	0.000%
5	TENS Convencional	80.0 μ s	80.0 μ s	0.000%
6	TENS Crónico (TNS NML)	150.0 μ s	150.0 μ s	0.000%
7	TENS Acupuntura	250.0 μ s	250.0 μ s	0.000%
8	Descontracturante	3.0 ms	3.0 ms	0.000%
9	Calentamiento	5.0 ms	5.0 ms	0.000%
10	Burst	200.0 ms	200.0 ms	0.000%
11	Reducción de dolor PG (TNS NML)	500.0 μ s	500.0 μ s	0.000%
12	Capilarización	4.0 ms	4.0 ms	0.000%
13	Post-entrenamiento	8.0 ms	8.0 ms	0.000%
14	Aumento de la resistencia muscular local (inicial)	300.0 μ s	300.0 μ s	0.000%
15	Aumento de la resistencia muscular local (intermedio)	300.0 μ s	300.080 μ s	0.027%
16	Aumento de la resistencia muscular local (Avanzado)	300.0 μ s	299.350 μ s	-0.217%
17	Aumento FM endoprótesis rodilla (inicial)	250.0 μ s	249.680 μ s	-0.128%
18	Aumento FM endoprótesis rodilla (intermedia)	250.0 μ s	250.0 μ s	0.000%
19	Aumento FM endoprótesis rodilla (avanzada)	250.0 μ s	250.650 μ s	0.260%
20	AVC hombro subluxado (inicial)/Accidente Cerebro Vascular	300.0 μ s	300.0 μ s	0.000%
21	AVC hombro subluxado (intermedia)	300.0 μ s	300.0 μ s	0.000%
22	AVC hombro subluxado (Avanzada)	300.0 μ s	299.350 μ s	-0.217%

Elaboración: los autores

En estas pruebas se observa que el valor medido para el ancho de pulso no excede a su rango máximo de error establecido en $\pm 0.5\%$ ya que debido a que los tiempos que tomamos están en el rango de microsegundos esta variación no causaría ningún tipo de alteración a la terapia.

5.1.2.2. Resultados obtenidos de la medición de frecuencia

Al realizar esta prueba se utilizó un osciloscopio digital INSTRUSTAR modelo ISDS205A de dos canales con un rango de muestreo de $\pm 6V$ (Sonda x1) y $\pm 60V$ (sonda x10) y hasta 20Mhz, en las pruebas realizadas se midió las frecuencias de las 21 terapias, como ejemplo se tomó como evidencia la terapia de “atrofia superior primera etapa” en la sub etapa de calentamiento como se observa en la Figura 92, la frecuencia medida es de 35.008Hz que se contraste con el valor teórico correspondiente teniendo un error para este caso de 0.022% como se visualiza en la tabla del anexo 8.

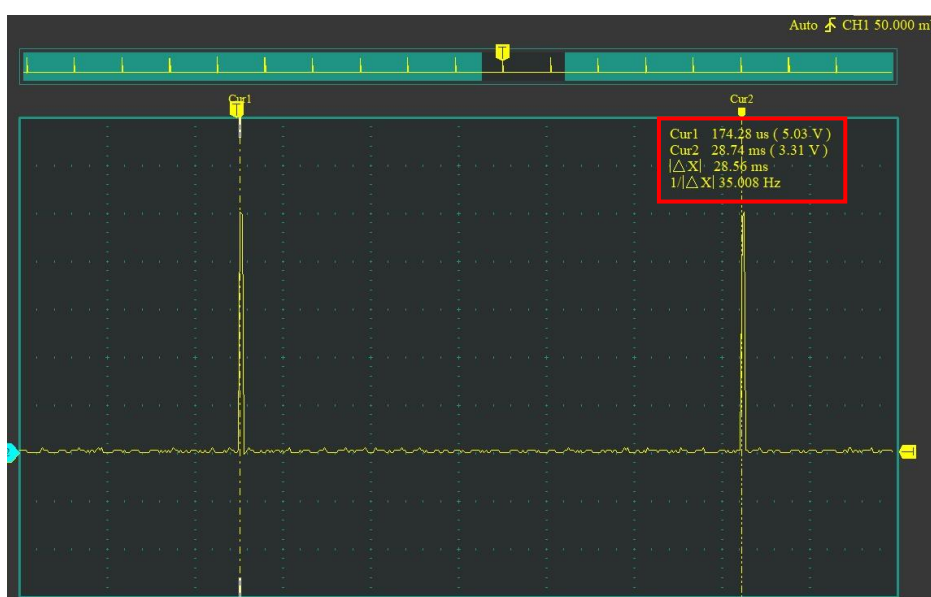


Figura 92: Resultado de la frecuencia de la atrofia superior 1ra semana subetapa calentamiento.

Elaboración: los autores

Tabla 28: Error absoluto de frecuencia

Cant.	TERAPIAS	Valor teórico	Valor obtenido	Error absoluto
1	Atrofia superior 1era semana (calentamiento)	8.0 Hz	8.001 Hz	0.012%
	Atrofia superior 1era semana (Trabajo)	35.0 Hz	35.008 Hz	0.023%
	Atrofia superior 1era semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.002 Hz	0.067%
2	Atrofia superior 2da semana (Calentamiento)	8.0 Hz	8.0 Hz	0.000%
	Atrofia superior 2da semana (Trabajo)	45.0 Hz	44.945 Hz	-0.122%

	Atrofia superior 2da semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.0 Hz	0.000%
	Atrofia inferior 1era semana (Calentamiento)	8.0 Hz	8.0 Hz	0.000%
3	Atrofia inferior 1era semana (Trabajo)	35.0 Hz	35.120 Hz	0.343%
	Atrofia inferior 1era semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.020 Hz	0.667%
	Atrofia inferior 2da semana (Calentamiento)	8.0 Hz	8.002 Hz	0.025%
4	Atrofia inferior 2da semana (Trabajo)	45.0 Hz	44.350 Hz	-1.444%
	Atrofia inferior 2da semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.001 Hz	0.033%
5	TENS Convencional	100.0 Hz	100.0 Hz	0.000%
6	TENS Crónico (TNS NML)	40.0 Hz	40.0 Hz	0.000%
7	TENS Acupuntura	20.0 Hz	20.0 Hz	0.000%
8	Descontracturante	3.0 Hz	3.004 Hz	0.133%
9	Calentamiento	20.0 Hz	20.010 Hz	0.050%
10	Burst	2.0 Hz	2.002 Hz	0.100%
11	Reducción de dolor PG (TNS NML)	10.0 Hz	10.0 Hz	0.000%
12	Capilarización	4.0 Hz	3.980 Hz	-0.500%
13	Post-Entrenamiento	1.50 Hz	1.561 Hz	4.067%
14	Aumento de la resistencia muscular local (inicial)	20.0 Hz	20.0 Hz	0.000%
15	Aumento de la resistencia muscular local (intermedio)	20.0 Hz	20.052 Hz	0.260%
16	Aumento de la resistencia muscular local (Avanzado)	20.0 Hz	20.027 Hz	0.135%
17	Aumento FM endoprótesis rodilla (inicial)	40.0 Hz	40.052 Hz	0.130%
18	Aumento FM endoprótesis rodilla (intermedia)	40.0 Hz	40.050 Hz	0.125%
19	Aumento FM endoprótesis rodilla (avanzada)	40.0 Hz	40.019 Hz	0.047%
20	AVC hombro subluxado (inicial)/Accidente Cerebro Vascular	40.0 Hz	39.950 Hz	-0.125%
21	AVC hombro subluxado (intermedia)	40.0 Hz	39.984 Hz	-0.040%
22	AVC hombro subluxado (Avanzada)	40.0 Hz	40.038 Hz	0.095%

Elaboración: los autores

En estas pruebas se observan que el valor medido para las frecuencias no excede a su rango máximo de error establecido de $\pm 5\%$ en frecuencias menores a 50Hz y de $\pm 1\%$ en frecuencias mayores a 49Hz, dichos valores no afectarían al paciente ni a la terapia debido a que el error relativo para estas terapias está en el orden de los Milíhenrios.

5.2. Etapa de transmisión

Para esta etapa, se midió la intensidad de la señal emitida por el dispositivo bluetooth llamado HC-05 con el fin definir la distancia máxima medida en metros, para las pruebas experimentales se utilizó un APK (Android Application Package) el cual se muestra en la Figura 93.



Bluetooth Signal Strength Meter and Analyzer

Sigma Applications

Contiene anuncios

Desinstalar

Abrir

Figura 93: APK Bluetooth Signal Strength Meter and Analyzer.

Elaboración: los autores

Para esta etapa se realizaron distintas mediciones a diferentes distancias en metros para determinar a qué distancia el equipo funciona sin tener problema de comunicación por atenuación de señal, para esto tanto el equipo emisor como el equipo receptor se encontraban en línea de vista directa esto quiere decir que ningún objeto como muros, ventanas, etc. que atenúen la comunicación se encontraban entre estos equipos

En la Figura 94 se observa que la intensidad de señal es de -33dBm a una distancia de 0 metros lo que nos indica que esta es la mejor señal a la que trabajara el equipo.

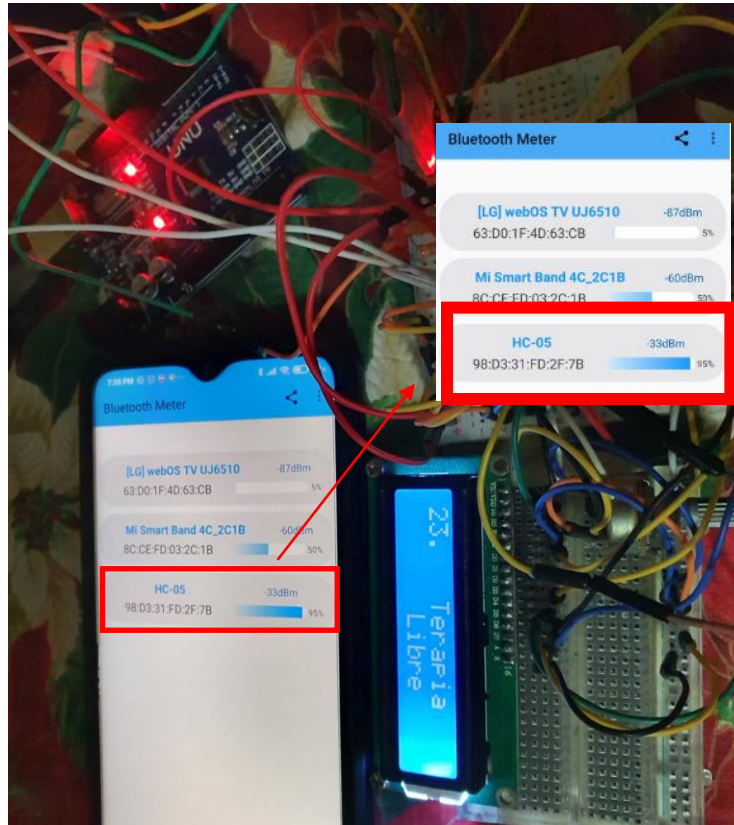


Figura 94: intensidad de señal bluetooth en 0 metros.

Elaboración: los autores

En la Figura 95 se observa que a una distancia de 10 metros se tiene que la intensidad de señal ya no es óptima para la transición de datos por lo que se recomienda que el operador del equipo no debe exceder la distancia recomendada de 8 metros al momento de controlar el equipo.

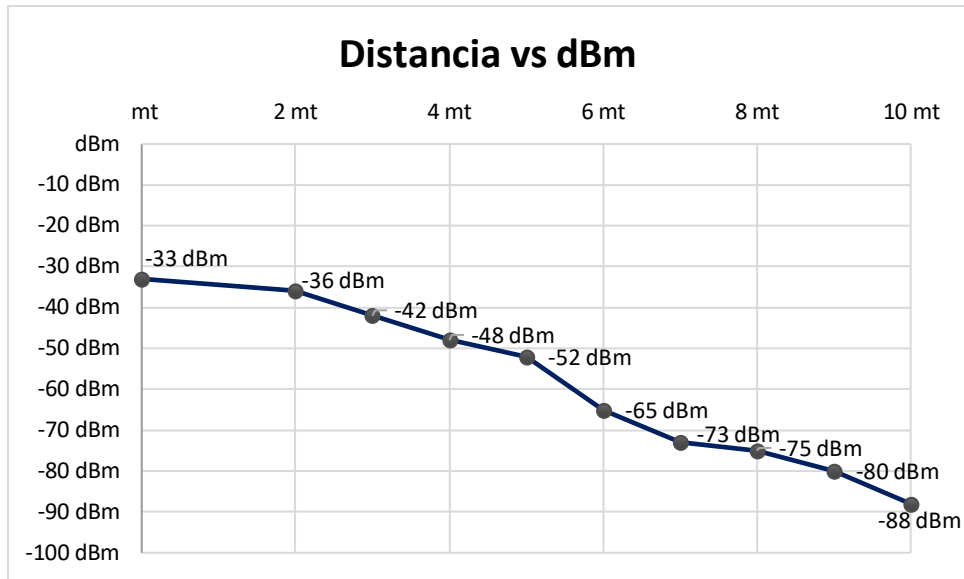


Figura 95: Atenuación de señal por distancia en metros.

Fuente: Elaboración propia.

5.3. Etapa de acondicionamiento de señal

Para esta etapa, se compararon los parámetros teóricos con las pruebas simuladas y pruebas experimentales, en las pruebas simuladas se utilizó el software Proteus siguiendo el esquema que se muestra en la Figura 96.

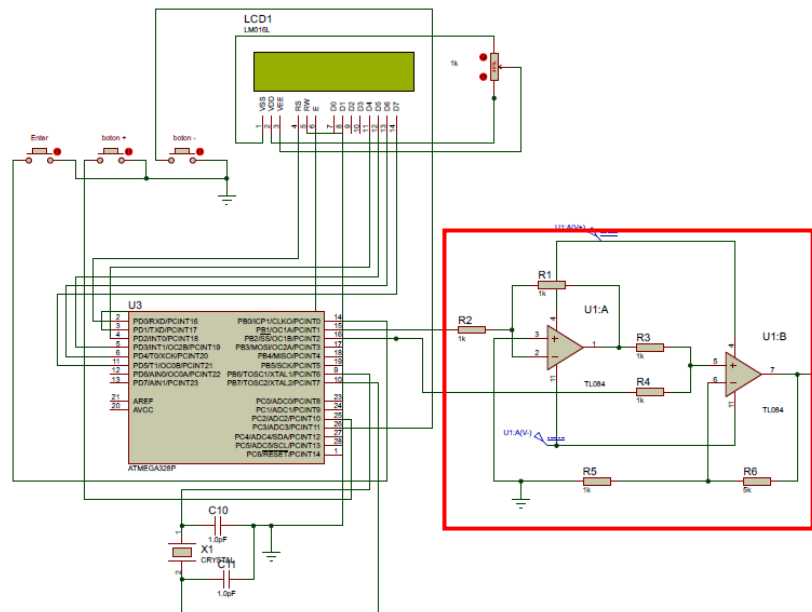


Figura 96: Circuito acondicionamiento de señal simulado en Proteus.

Elaboración: los autores

Para la señal positiva proveniente del microcontrolador Atmega328P se detectó que el valor teórico (5v) no concordaba con lo obtenido experimentalmente (4.29v) teniendo un error de 14.2%, por lo cual se procedió a recalcular los parámetros con la finalidad de atenuar dicho error. En la ecuación (5.1) se muestran los nuevos valores requeridos para tener una ganancia real lo más cercana a 1.17.

$$V_o = V_i \left(\frac{R_2}{R_1} \right) = 4.29V \left(\frac{1.077K\Omega}{1K\Omega} \right) \quad (5.1)$$

$$V_o = 4.62V \quad (5.2)$$

Se atenuó el error inicial de 14.2% a 7.6%, en la figura 97 se muestra la señal positiva rectificada.

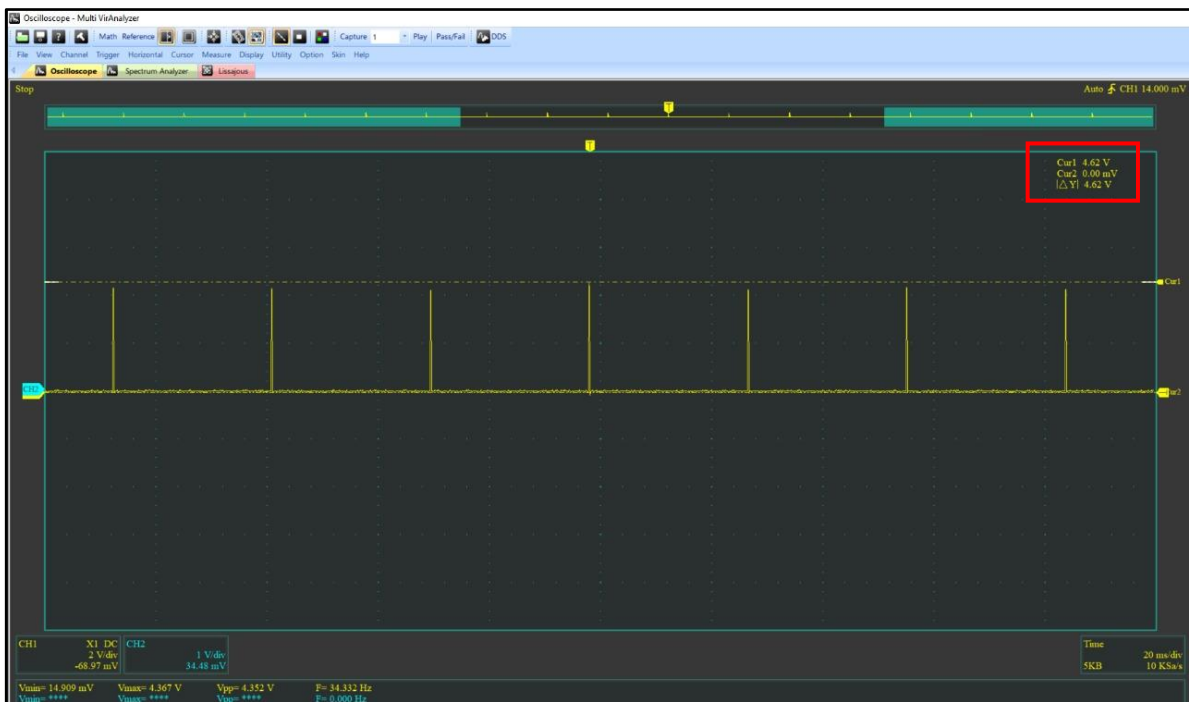


Figura 97: Señal positiva rectificada.

Elaboración: los autores

Tabla 29: Error absoluto de voltaje positivo

Cant.	Valor obtenido	Error absoluto	Valor obtenido
1	5	4.63	7.40%
2	5	4.61	7.80%
3	5	4.63	7.40%
4	5	4.62	7.60%
5	5	4.62	7.60%
6	5	4.62	7.60%
7	5	4.62	7.60%
8	5	4.63	7.40%
9	5	4.63	7.40%
10	5	4.62	7.60%

Elaboración: los autores

5.3.1. Sub etapa inversora de señal

Para esta etapa de diseño se identificó que la señal resultante de la sub etapa inversora era de -4.32v, lo cual nos daba un error de -13.6% por lo cual se procedió a recalcular los parámetros con la finalidad de atenuar dicho error. En la Figura 98 se observa la señal invertida con el error de -13.6%.

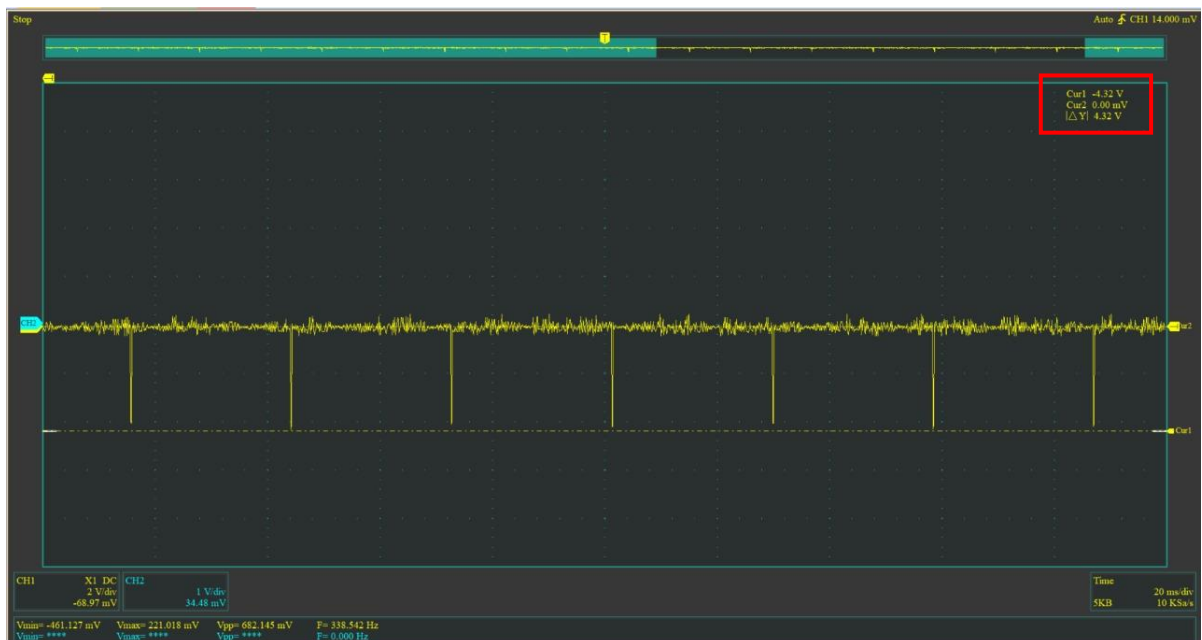


Figura 98: Señal negativa de la subetapa inversora con error.

Elaboración: los autores

Para atenuar dicho error se procedió a modificar los valores. En la ecuación (5.3) se muestran los nuevos valores requeridos.

$$V_o = -V_i \left(\frac{R_2}{R_1} \right) = -4.29V \left(\frac{1.077K\Omega}{1K\Omega} \right) \quad (5.3)$$

$$V_o = -4.62V \quad (5.4)$$

Se redujo el error inicial de 14.2% a 7.6%, en la Figura 99 se muestra la señal positiva rectificada.

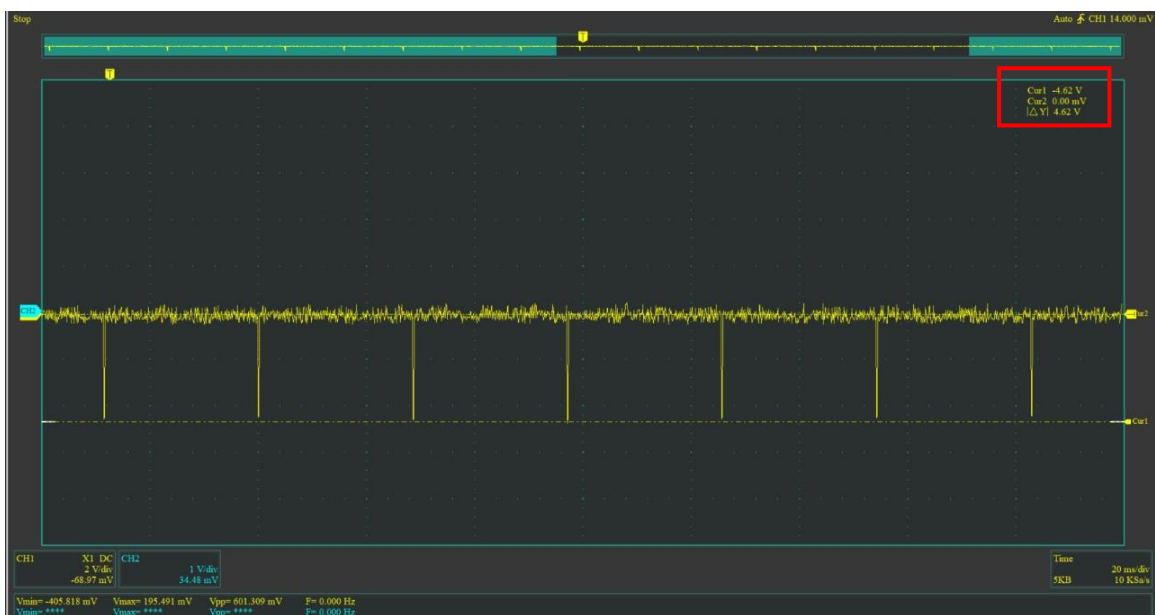


Figura 99: Señal negativa de la subetapa inversora corregida.

Elaboración: los autores

Cabe mencionar que el error absoluto mostrado en la Tabla 30 será reducido en la etapa acopladora de señales ya que en esta etapa realiza una amplificación al momento de acoplar las señales.

Tabla 30: Error absoluto de voltaje negativo de la sub etapa inversora

Cant	Valor obtenido	Error absoluto	Valor obtenido
1	-5	-4.62	7.60%
2	-5	-4.61	7.80%
3	-5	-4.62	7.60%
4	-5	-4.62	7.40%
5	-5	-4.61	7.80%
6	-5	-4.61	7.80%
7	-5	-4.62	7.60%
8	-5	-4.62	7.60%
9	-5	-4.61	7.80%
10	-5	-4.62	7.60%

Elaboración: los autores

5.3.2. Sub etapa acopladora de señal – amplificadora de voltaje

Para esta etapa se validará el acoplamiento de señal y la amplificación hasta de un valor máximo de $\pm 18\text{v}$, cabe mencionar que el osciloscopio que se utilizó tiene un rango de ganancia máxima de 6v por lo cual para obtener valores mayores a 6v se utilizó una sonda x 10 por lo cual al valor obtenido se le multiplicara por dicha cantidad.

En la siguiente prueba se realizaron 10 muestras y se consideró un error absoluto del $\pm 5\%$ equivalente a 1.5v, en la Figura 100 se observa un voltaje positivo de 18.0v y un voltaje negativo de -17.8v ambos valores se encuentran dentro del margen de error establecido para esta prueba.



Figura 100: Resultado obtenido de la sub etapa acopladora y amplificadora para la señal positiva.

Elaboración: los autores



Figura 101: Resultado obtenido de la sub etapa acopladora y amplificadora para la señal negativa.

Elaboración: los autores

En la Tabla 31 se muestra el resultado obtenido al realizar 10 pruebas teniendo un error absoluto máximo de 1.67% el cual está dentro del margen de error establecido.

Tabla 31: Error absoluto de voltaje positivo sub etapa acondicionadora y sumadora

Cant	Valor teórico	Valor obtenido	Valor obtenido x10	Error absoluto
1	18v	1.8v	18v	0.00%
2	18v	1.8v	18v	0.00%
3	18v	1.81v	18.1v	0.56%
4	18v	1.8v	18v	0.00%
5	18v	1.82v	18.2v	1.11%
6	18v	1.82v	18.2v	1.11%
7	18v	1.83v	18.3v	1.67%
8	18v	1.81v	18.1v	0.56%
9	18v	1.83v	18.3v	1.67%
10	18v	1.81v	18.1v	0.56%

Elaboración: los autores

En la Tabla 32 se observan los resultados obtenidos de 10 pruebas teniendo un error absoluto máximo de -1.11% el cual está considera dentro del margen de error establecido.

Tabla 32: Error absoluto de voltaje negativo sub etapa acondicionadora y sumadora

Cant	Valor teórico	Valor obtenido	Valor obtenido x10	Error absoluto
1	-18v	-1.78v	-17.8v	-1.11%
2	-18v	-1.79v	-17.9v	-0.56%
3	-18v	-1.79v	-17.9v	-0.56%
4	-18v	-1.78v	-17.8v	-1.11%
5	-18v	-1.79v	-17.9v	-0.56%
6	-18v	-1.79v	-17.9v	-0.56%
7	-18v	-1.78v	-17.8v	-1.11%
8	-18v	-1.78v	-17.8v	-1.11%
9	-18v	-1.79v	-17.9v	-0.56%
10	-18v	1.79v	-17.9v	-0.56%

Elaboración: los autores

5.4. Etapa amplificadora

5.4.1. Sub etapa controladora de intensidad

Para esta etapa, se midieron los parámetros obtenidos al alimentar esta etapa con 5 VDC de la salida del microcontrolador y con 18 VDC obtenidos en la etapa amplificadora de voltaje y se encontraron más de 95 niveles diferentes obtenido por cada pulsación de botón o por cada pulso inyectado al pin de inc.

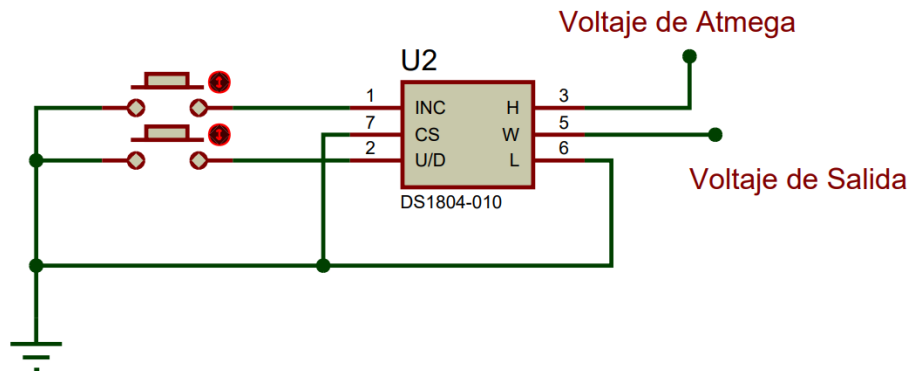


Figura 102: Circuito controlador de intensidad

Elaboración: los autores

5.4.1.1. Resultados del control a 5VDC

En la Tabla 33 podremos ver la variación del voltaje antes de la amplificación en los OPAMS, cuando el potenciómetro digital es alimentado en sus entradas por 5VDC

Tabla 33: Resultados al limitar la salida del microcontrolador con el potenciómetro digital

Numero de pulsos	Voltaje medido
0	0VDC
5	0.25VDC
10	0.6VDC
15	0.9VDC
20	1.14VDC
25	1.39VDC
30	1.64VDC
35	1.99VDC
40	2.23VDC
45	2.49VDC
50	2.69VDC
55	3.08VDC
60	3.33VDC
65	3.58VDC
70	3.83VDC
75	4.18VDC
80	4.43VDC
85	4.68VDC
90	4.93VDC
95	4.98VDC

Elaboración: los autores

5.4.1.2. Resultados del control a 18VDC

En la Tabla 34 podremos ver la variación del voltaje luego de la amplificación en los OPAMS, tanto en la parte positiva como en la negativa, teniendo como resultado cerca de 95 niveles diferentes.

Tabla 34: Resultados al limitar la salida luego de la amplificación con el potenciómetro digital

Nivel de intensidad	Voltaje negativo medido	Voltaje positivo medido
0	-0.02VDC	-0.02VDC
5	-0.92VDC	0.96VDC
10	-1.82VDC	1.89VDC
15	-2.74VDC	2.79VDC
20	-3.63VDC	4.12VDC
30	-5.49VDC	5.63VDC
40	-7.37VDC	7.54VDC
50	-8.98VDC	9.24VDC
60	-10.83VDC	10.88VDC
70	-12.62VDC	12.81VDC
80	-14.43VDC	14.54VDC
90	-16.59VDC	16.72VDC
95	-17.8VDC	18.1VDC

Elaboración: los autores

5.5. Etapa de protección

5.5.1. Sub etapa limitadora de corriente

Para la validación de la etapa limitadora de corriente, se diseñó un circuito de prueba que consta de una fuente de alimentación de $\pm 15\text{v}$ a 2amp en corriente directa con el objetivo de limitar la salida de corriente a un valor máximo de 150mA como se definió en el capítulo IV pagina 118 punto 4.4.1.

En la Figura 103, se identifica la sub etapa limitadora de corriente que fue simulada en el software Proteus.

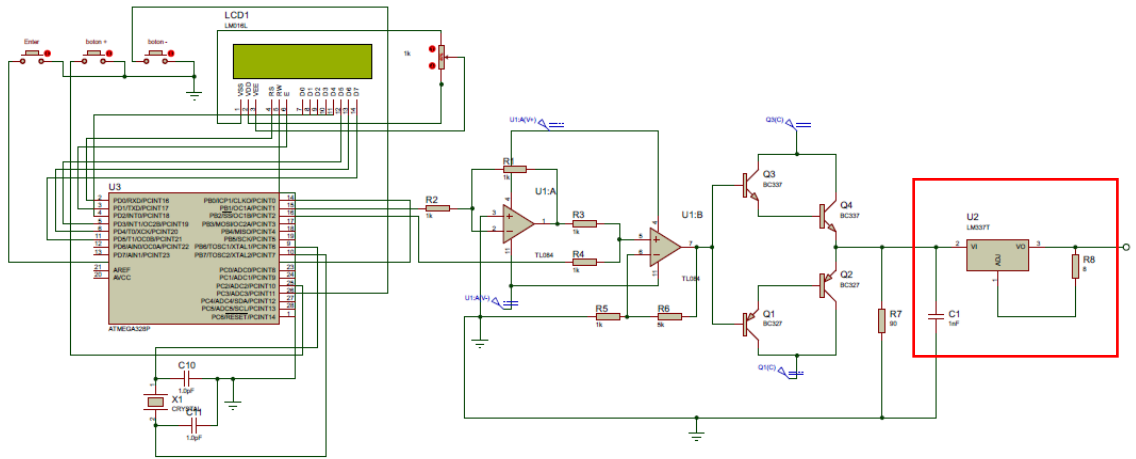


Figura 103: Sub etapa limitadora de corriente simulado en Proteus.

Elaboración: los autores

En la Figura 104 se observa la corriente limitada por el circuito limitador de corriente que limita el flujo de la corriente a 147.6mA la corriente fue medida con un multímetro digital DT830B.



Figura 104: Prueba de limitación de corriente.

Elaboración: los autores

En la Figura 104, a simple vista se logra observar que el valor obtenido a salida del limitador de corriente es de 147.6 aproximada al valor máximo establecido de 150mA dando un error relativo de 2.4mA, por lo tanto, se delimito la corriente de 2A a 147.6mA, para seguir validando la fiabilidad del circuito se realizaron 10 pruebas.

Tabla 35: Error absoluto obtenido en la sub etapa limitadora de corriente.

Cant	Valor teórico	Valor obtenido	Error absoluto
1	150mA	147.6mA	-1.60%
2	150mA	147.6mA	-1.60%
3	150mA	147.7mA	-1.53%
4	150mA	147.5mA	-1.67%
5	150mA	147.6mA	-1.60%
6	150mA	147.5mA	-1.67%
7	150mA	147.6mA	-1.60%
8	150mA	147.8mA	-1.47%
9	150mA	147.5mA	-1.67%
10	150mA	147.6mA	-1.60%

Elaboración: los autores

Como se observa en la Tabla 35, que el error absoluto máximo registrado en esta prueba es de -1.67% lo cual indica que el paciente estará protegido ante algún sobre pico de corriente que supere los 150mA.

5.6. Chasis y Circuito en PCB

5.6.1. Chasis de acrílico

En la Figura 105 podemos ver como se ve el chasis al finalizar su armado junto con las pantallas LCD 16x2 y la fuente de poder, dicho chasis se tuvo que cortar con láser para que el corte sea más preciso y así no tener problemas con el armado.

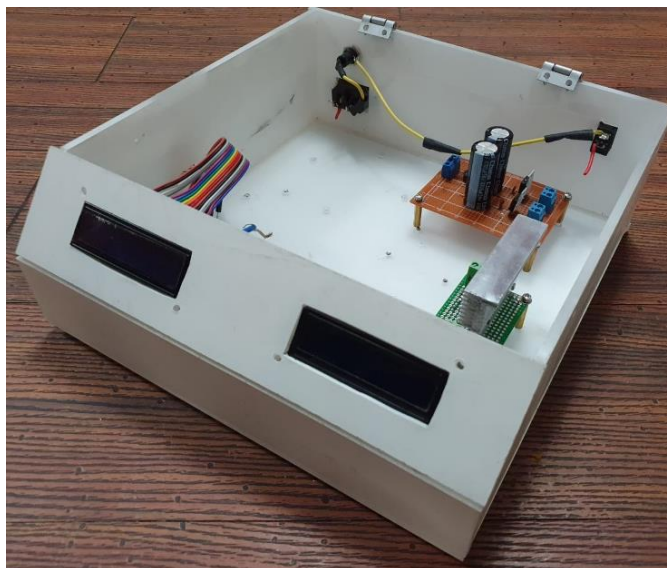


Figura 105: Prueba de limitación de corriente.

Elaboración: los autores

5.6.1. Circuito PCB

En la Figura 106 podremos observar el acabado final del circuito principal realizado en una placa de doble cara, con fibra de vidrio, mascara verde antioxidante y puntos metalizados.

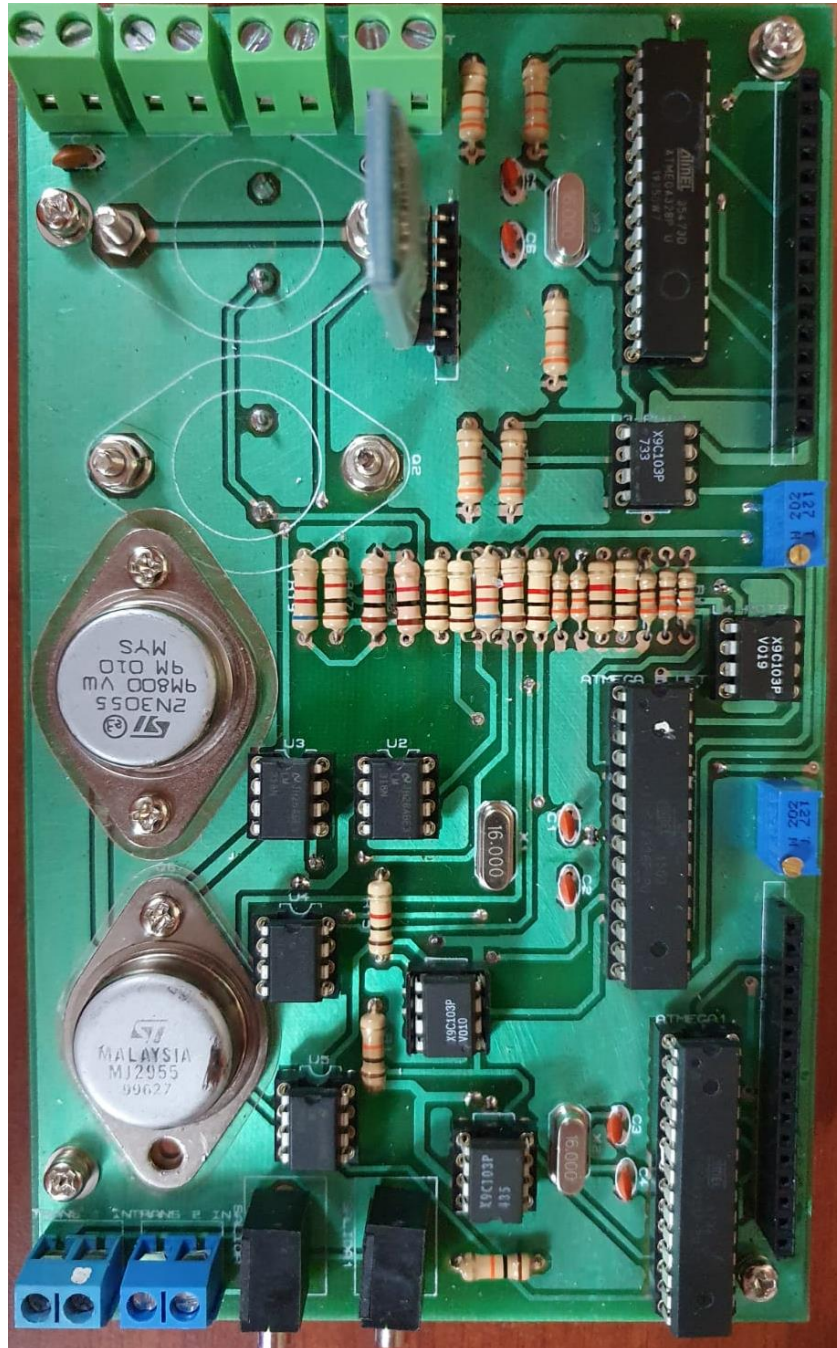


Figura 106: Prueba de limitación de corriente.

Elaboración: los autores

CAPÍTULO VI

COSTOS E INVERSIÓN

6.1. Costo e inversión total de la investigación

En la Tabla 36 se aprecia el costo e inversión total de la investigación del producto, en esta tabla se listan los componentes necesarios, así como también los gastos del personal para la elaboración del diseño.

Tabla 36: Costo e inversión total de la investigación

NOMBRE	DESCRIPCIÓN	USO	PROVEEDOR	CANT	COSTO UNT.	PRECIO
TRANSFORMADOR AISLADOR	250V A 30V, 1A	Reducir la tensión	Paruro	1	S/ 25.00	S/ 25.00
BORNERAS DE TORNILLO	250VAC A 16A	Conexión de cables	Paruro	6	S/ 0.70	S/ 4.20
ESTABILIZADORES DE VOLTAJE	LM7815,7915,7905	Estabilizar la tensión a +-15 y 5v	Paruro	3	S/ 1.50	S/ 4.50
DISIPADOR DE CALOR	Extruidos 6.8x5cm	Extruidos	Paruro	1	S/ 4.00	S/ 4.00
CONDENSADORES ELECTROLITICOS	Valores varios	Estabilizadores de tensión	Paruro	4	S/ 2.50	S/ 10.00
CONDENSADORES CERAMICOS	Valores varios	Estabilizadores de tensión	Paruro	10	S/ 0.20	S/ 2.00
PORTA FUSIBLES	250AC A 10A	Portar fusibles	Paruro	3	S/ 0.80	S/ 2.40
FUSIBLE	F1AL250V, F0.2AL250V	Sistema de protección	CHINA	3	S/ 1.00	S/ 3.00
ENCHUFE	250V a 10A	Conector para la red eléctrica	Paruro	1	S/ 2.50	S/ 2.50
CABLES DUPONT	Macho - macho, macho - hembra	conexión de circuito de prueba	Paruro	60	S/ 0.40	S/ 24.00
SWITCH	250VAC A 10A	Interruptor de voltaje	Paruro	1	S/ 2.50	S/ 2.50
MODULO BLUETOOTH	HC05	Control de sistema remoto	Paruro	1	S/ 20.00	S/ 20.00
MICROCONTROLADOR	ATMEGA328P	Control de sistema	China	2	S/ 15.00	S/ 30.00
OPAMPS	TL084	acoplar señales y amplificarlas	Paruro	2	S/ 2.00	S/ 4.00
CRISTAL	16Mhz	Oscilador para los microcontroladores	Paruro	3	S/ 3.00	S/ 9.00

RESISTENCIAS ELÉCTRICA	Valores varios	Oponerse al flujo de la corriente eléctrica	Paruro	30	S/ 0.10	S/ 3.00
POTENCIOMETRO DIGITAL	X9C103P	Controlar el flujo de la corriente eléctrica	CHINA	4	S/ 1.00	S/ 4.00
PUENTE DE DIODOS	2WO 4R	Rectificar la onda	Paruro	1	S/ 1.00	S/ 1.00
TRANSISTOR BJT	BC548, BC557	Amplificador de corriente	Paruro	4	S/ 2.50	S/ 10.00
PUNTAS COCODRILO	250VAC A 10A	Conexión de componentes	Paruro	4	S/ 1.50	S/ 6.00
PANTALA LCD	LCD 16x2	Visualizar interfaz grafica	CHINA	2	S/ 20.00	S/ 40.00
MULTIMETRO DIGITAL	DT830B	Medir voltaje, continuidad, corriente	Paruro	1	S/ 50.00	S/ 50.00
OSCILOSCOPIO	INSTRUSTAR ISDS205A	Medir señales	CHINA	1	S/ 300.00	S/ 300.00
LAPTOP	LENOVO IDEA PAD S340	utilizado para programar y probar equipos	Hiraoka	1	S/ 2,000.00	S/ 2,000.00
LIMITADOR DE CORRIENTE	LM317	Limitar el flujo de la corriente eléctrica	Paruro	1	S/ 2.50	S/ 2.50
CASE DE ACRILICO	20X25X10cm	Protege PCB	Artik Shop	1	S/ 50.00	S/ 50.00
ELECTRODOS MEDICOS	4x4cm	Trasmite la intensidad eléctrica al paciente	China	4	S/ 15.00	S/ 60.00
PROTOBOARD	Slots de 30 y 60	Pruebas y mediciones de circuito	Paruro	3	S/ 12.00	S/ 36.00
PCB CIRCUITO	Fibra de vidrio 17.25x12.4cm	Placa de circuito	JOBARECI EIRL	1	S/ 140.00	S/ 140.00
CAUTIN	40WATTS	Utilizado para soldar componentes electrónicos	CHINA	2	S/ 40.00	S/ 80.00
ESTAÑO (ROLLO)	Con pasta soldadora	Utilizado para soldar componentes electrónicos	CHINA	1	S/ 10.00	S/ 10.00
PROGRAMADOR AVR	PROGRAMADOR AVR	Programador de Microcontrolador	China	1	S/ 25.00	S/ 25.00
HORAS HOMBRE (HORAS TRABAJADAS EN EL DESARROLLO)	-	-	-	650	S/ 5.00	S/ 3,250.00
GASTOS DE MOVILIDAD	-	-	-	2	S/ 150.00	S/ 300.00
COSTO FINAL						S/ 6,517.10

Elaboración: los autores

6.2. Costo e inversión total del producto a comercializar

En la Tabla 37 se aprecia el costo e inversión total del producto a comercializar, en la cual se declaran todos los componentes utilizados para realizar el producto, así como también los gastos del personal para la producción del diseño.

Tabla 37: Costo e inversión total del producto a comercializar

NOMBRE	DESCRIPCIÓN	USO	PROVEEDOR	CANT	COSTO UNT.	PRECIO
TRANSFORMADOR AISLADOR	250V A 30V, 1A	Reducir la tensión	Paruro	1	S/ 25.00	S/ 25.00
BORNERAS DE TORNILLO	250VAC A 16A	Conexión de cables	Paruro	6	S/ 0.70	S/ 4.20
ESTABILIZADORES DE VOLTAJE	LM7815,7915,7905	Estabilizar la tensión a +-15 y 5v	Paruro	3	S/ 1.50	S/ 4.50
DISIPADOR DE CALOR	Extruidos 6.8x5cm	Extruidos	Paruro	1	S/ 4.00	S/ 4.00
CONDENSADORES ELECTROLITICOS	Valores varios	Estabilizadores de tensión	Paruro	4	S/ 2.50	S/ 10.00
CONDENSADORES CERAMICOS	Valores varios	Estabilizadores de tensión	Paruro	10	S/ 0.20	S/ 2.00
PORTA FUSIBLES	250AC A 10A	Portar fusibles	Paruro	3	S/ 0.80	S/ 2.40
FUSIBLE	F1AL250V, F0.2AL250V	Sistema de protección	CHINA	3	S/ 1.00	S/ 3.00
ENCHUFE	250V a 10A	Conector para la red eléctrica	Paruro	1	S/ 2.50	S/ 2.50
CABLES DUPONT	Macho - macho, macho - hembra	conexión de circuito de prueba	Paruro	10	S/ 0.40	S/ 4.00
SWITCH	250VAC A 10A	Interruptor de voltaje	Paruro	1	S/ 2.50	S/ 2.50
MODULO BLUETOOTH	HC05	Control de sistema remoto	Paruro	1	S/ 20.00	S/ 20.00
MICROCONTROLADOR	ATMEGA328P	Control de sistema	China	2	S/ 15.00	S/ 30.00
OPAMPS	TL084	acoplar señales y amplificarlas	Paruro	2	S/ 2.00	S/ 4.00
CRISTAL	16Mhz	Oscilador para los microcontroladores	Paruro	3	S/ 3.00	S/ 9.00
RESISTENCIAS ELÉCTRICA	Valores varios	Oponerse al flujo de la corriente eléctrica	Paruro	30	S/ 0.10	S/ 3.00
POTENCIOMETRO DIGITAL	X9C103P	Controlar el flujo de la corriente eléctrica	CHINA	4	S/ 1.00	S/ 4.00
PUENTE DE DIODOS	2WO 4R	Rectificar la onda	Paruro	1	S/ 1.00	S/ 1.00
TRANSISTOR BJT	BC548, BC557	Amplificador de corriente	Paruro	4	S/ 2.50	S/ 10.00

PANTALA LCD	LCD 16x2	Visualizar interfaz grafica	CHINA	2	S/ 20.00	S/ 40.00
LIMITADOR DE CORRIENTE	LM317	Limitar el flujo de la corriente eléctrica	Paruro	1	S/ 2.50	S/ 2.50
CASE DE ACRILICO	20X25X10cm	Protege PCB	Artik Shop	1	S/ 50.00	S/ 50.00
ELECTRODOS MEDICOS	4x4cm	Trasmite la intensidad eléctrica al paciente	China	4	S/ 15.00	S/ 60.00
PCB CIRCUITO	Fibra de vidrio 17.25x12.4cm	Placa de circuito	JOBARECI EIRL	1	S/ 140.00	S/ 140.00
ESTAÑO (ROLLO)	Con pasta soldadora	Utilizado para soldar componentes electrónicos	CHINA	1	S/ 10.00	S/ 10.00
HORAS HOMBRE	-	-	-	10	S/ 10.00	S/ 100.00
COSTO DE PRODUCTO						S/ 497.60
MONTO DE GANANCIA	65.5%	Del costo del producto				S/ 325.92
PRECIO COMERCIAL SIN IGV						S/. 823.53
PRECIO COMERCIAL INCLUIDO IGV	18%	Impuesto general a las ventas				S/ 971.76

Elaboración: los autores

6.3. Estimación de retorno de inversión

Para estimar el retorno de la inversión calcularemos la cantidad de equipos que deben venderse al mercado para empezar a tener ganancias

$$(\text{precio comercial sin igv} - \text{costo del producto}) \times N = \text{costo de investigacion} \quad (6.1)$$

Se remplazan los datos de la ecuación 6.1 con lo obtenido en la tabla 33 y 34 teniendo como ecuación final la siguiente:

$$(823.53 - 497.6) \times N = 6517.1 \quad (6.2)$$

$$19.99 = N \quad (6.3)$$

Por consiguiente, se deben vender 20 equipos para obtener el retorno total de lo invertido en la investigación y desarrollo

A su vez comparamos el precio final del producto con equipos con funcionalidades similares extranjeras teniendo como resultado la siguiente tabla:

Tabla 38: Comparación de precios con equipos extranjeros

País de fabricación	Equipo	Precio (aproximado)
Perú	TESIS	S/ 971.76
Brasil	Neurodyn 1 ibramed	S/. 11'550.00
Austria	Homer Ion TENS 21	S/. 8'475.99
Estados Unidos	Compex sp 8.0	S/. 6'989.00
Austria	Corea Gm Plius TENS	S/. 6'100.00
Argentina	Meditea	S/. 4'500.00
Reino unido	Sorisa Mc-01	S/. 3'900.00
Italia	I-Tesch T-One Rehab	S/. 3'233.00

Elaboración: los autores

CONCLUSIONES

1. Al finalizar la tesis, se logró implementar un electroestimulador de 4 salidas (2 por paciente), con una interfaz de usuario amigable debido a que se puede usar desde cualquier dispositivo Android 4.0 o superior.
2. Se concluye que para realizar el control de intensidad es preferible usarlo con la señal de $\pm 5\text{V}$ para así evitar un sobre cargo de corriente en los componentes de las siguientes etapas.
3. Se concluye que para realizar dicho dispositivo se tiene que aplicar un voltaje mayor a los 36 voltios pico-pico debido a que cada etapa tendrá una caída de voltaje haciendo que al paciente le llegue un pulso con amplitud menor al ideal.
4. Se concluye que las terapias con frecuencias menores a 50Hz tienen un error del 5% el que no afectará en la terapia.
5. Tras las pruebas realizadas en la etapa limitadora de corriente se limitó la corriente a un valor menor a 150mA debido a que para valores mayores a 150mA podrían causar daños físicos en el paciente.
6. Se realizó la validación del producto con 3 expertos en el campo de la salud especializados en terapias y rehabilitación física, se deja constancia en las actas de conformidad junto con sus observaciones y recomendaciones en los anexos 10, 11, 12.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda usar las terapias con mayor frecuencia y/o ancho de pulso en músculos grandes, ya sea músculos de la espalda, pierna, etc.
2. Es pertinente que el área donde se aplicará la electroestimulación esté seca, debido a que si no fuera así podría causar incomodidad en la piel.
3. Se recomienda no tener los electrodos en la piel al momento de apagar el equipo ya que al tener condensadores que almacenan energía en el circuito estos demoran un tiempo para despolarizarse.
4. Para que el usuario utilice el aplicativo móvil deberá estar en un rango no mayor a 7 metros del equipo.

FUENTES DE INFORMACIÓN

Electrónicas:

[1].

http://www.congreso.gob.pe/Docs/comisiones2020/InclusionSocialDiscapacidad/files/presentaciones_ppt/poblaci%C3%B3n_con_alguna_discapacidad_20_julio_de_2020.pdf

[2].

https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1539/libro.pdf

[3]. INEI, Instituto Nacional de Estadística e Informática. [En línea]. Lugar de publicación: <https://www.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-peru-1-millon-575-mil-personas-presentan-alg/>

[8]. «www.tens.es» [En línea]. Available: <http://www.tens.es/content/49-contraindicaciones>. [Último acceso: 2017 septiembre 08].

[10]. «www.efisioterapia.net,» [En línea]. Available: <https://www.efisioterapia.net/articulos/t-e-n-s-estimulacion-nerviosa-transcutanea>

[13]. STMICROELECTRONICS, «html.alldatasheet.com» [En línea]. Available: <http://html.alldatasheet.com/html-pdf/25385/STMICROELECTRONICS/TL084/3243/2/TL084.html>

[15]. AZADSLZONE, “Todo lo que permite hacer bluetooth, la tecnología que vive a la sombra del Wifi”, «<https://www.adslzone.net>», <https://www.adslzone.net/reportajes/tecnologia/bluetooth/>

[16]. «www.fisiodanielutrilla.com» [En línea]. Available: <https://fisiodanielutrilla.com/2020/08/13/tens-para-estimulacion-muscular/>

[17]. «www.fisioterapia-online.com» [En línea]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/rehabilitacion-de-una-protesis-de-rodilla-o-artroplastia-de-rodilla-consejos-ejercicios-y-fases-de>

[18]. «www.texasheart.org» [En línea]. Available: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/accidente-cerebrovascular/>

Bibliográficas:

[4]. Val Theisz, (2016) *IEC 60601-1: Equipos electromédicos. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y el rendimiento esencial*, Florida, PanStanford.

[5]. Weiss G. (1901). *Sur la possibilité de rendre comparable entre eux les appareils servant à l'excitation électrique. Arch Ital Biol* 413-446, Francia.

[6]. Lapicque L. (1909). *Définition expérimentale de l'excitabilité. Soc Biologie* 280-283, Francia

[7]. Matthew N. O. Sadiku, Charles K. Alexander (2014), *Fundamentos de circuitos eléctricos*, 3ta Edición, p. 556, México, McGrawHill.

[9]. Val Theisz, (2016) *IEC 60601-1: Equipos electromédicos. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y el rendimiento esencial*, Florida, PanStanford.

[11]. Margin del Socorro, M, (2006), *Principios de electroestimulación y terminología electroterapéutica*, Universidad del Rosario.

[12]. Pompo M., Rodríguez J., Brunet X., Requena B. (2004), *La electroestimulación: Entrenamiento y periodización*, Barcelona-España, Paidotribo.

[14]. E. m. D. C. I. C. C. Aramburu de vega, *Electroterapia, Termoterapia e Hidroterapia*, Valencia: Sistes, 1998.

ANEXOS

[1] Datasheet del microcontrolador Atmega328p

Features

- High Performance, Low Power AVR® 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
 - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
 - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 256/512/512/1K Bytes EEPROM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM (ATmega48PA/88PA/168PA/328P)
 - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
 - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C(0)
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
 - In-System Programming by On-chip Boot Program
 - True Read-While-Write Operation
 - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
 - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
 - Real Time Counter with Separate Oscillator
 - Six PWM Channels
 - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
 - Temperature Measurement
 - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
 - Temperature Measurement
 - Programmable Serial USART
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I: C compatible)
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
 - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
 - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources
 - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
 - 23 Programmable I/O Lines
 - 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltage:
 - 1.8 - 5.5V for ATmega48PA/88PA/168PA/328P
- Temperature Range:
 - -40 °C to 85°C
- Speed Grade:
 - 0 - 20 MHz @ 1.8 - 5.5V
- Low Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25°C for ATmega48PA/88PA/168PA/328P:
 - Active Mode: 0.2 mA
 - Power-down Mode: 0.1 µA
 - Power-save Mode: 0.75 µA (Including 32 kHz RTC)

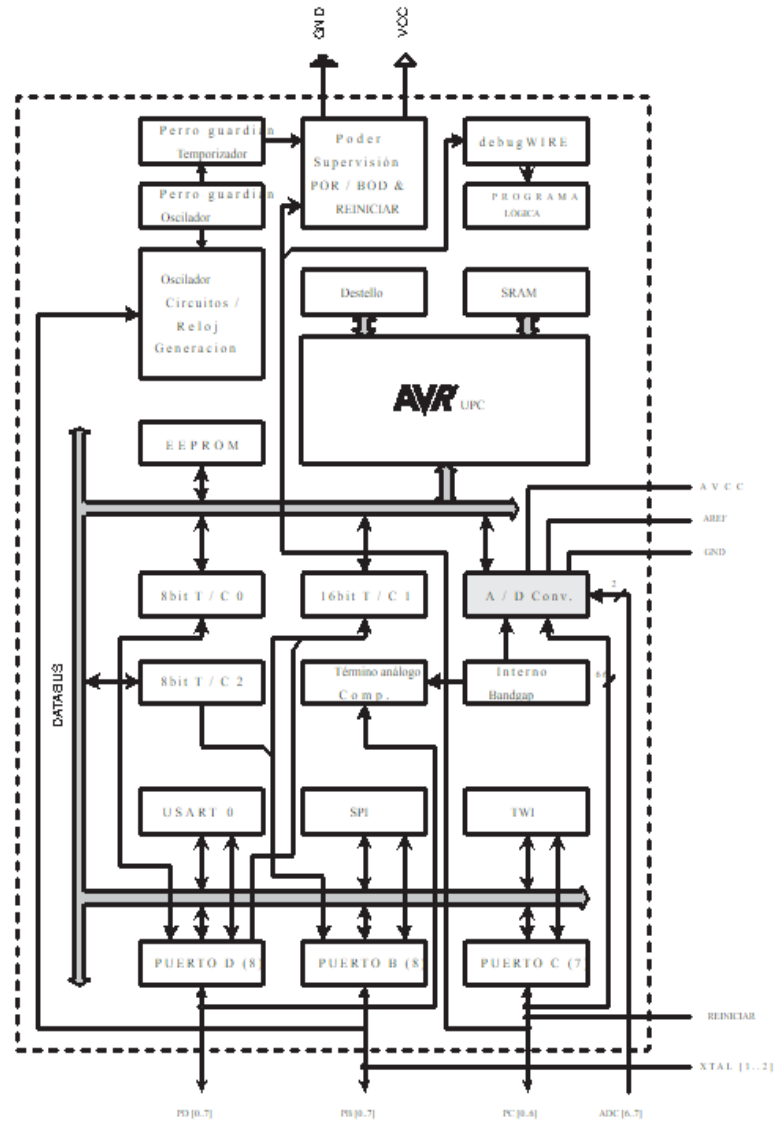


8-bit **AVR**[®]
Microcontroller
with 4/8/16/32K
Bytes In-System
Programmable
Flash

ATmega48PA
ATmega88PA
ATmega168PA
ATmega328P


Summary

Figura 2-1. Diagrama de bloques



El núcleo AVR combina un rico conjunto de instrucciones con 32 registros de trabajo de propósito general. Todos 32 registros están directamente conectados a la Unidad de lógica aritmética (ALU), lo que permite dos independientes registros para acceder en una sola instrucción ejecutada en un ciclo de reloj. La resultante




August 2000

LM118/LM218/LM318 Operational Amplifiers

General Description

The LM118 series are precision high speed operational amplifiers designed for applications requiring wide bandwidth and high slew rate. They feature a factor of ten increase in speed over general purpose devices without sacrificing DC performance.

The LM118 series has internal unity gain frequency compensation. This considerably simplifies its application since no external components are necessary for operation. However, unlike most internally compensated amplifiers, external frequency compensation may be added for optimum performance. For inverting applications, feedforward compensation will boost the slew rate to over 150V/μs and almost double the bandwidth. Overcompensation can be used with the amplifier for greater stability when maximum bandwidth is not needed. Further, a single capacitor can be added to reduce the 0.1% settling time to under 1 μs.

The high speed and fast settling time of these op amps make them useful in A/D converters, oscillators, active filters, sample and hold circuits, or general purpose amplifiers. These devices are easy to apply and offer an order of magnitude better AC performance than industry standards such as the LM709.

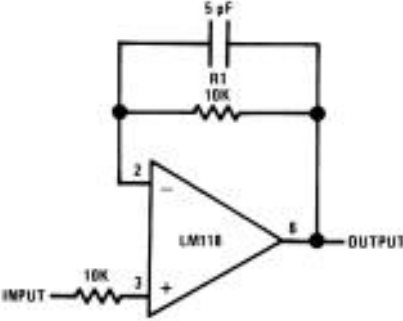
The LM218 is identical to the LM118 except that the LM218 has its performance specified over a -25°C to +85°C temperature range. The LM318 is specified from 0°C to +70°C.

Features

- 15 MHz small signal bandwidth
- Guaranteed 50V/μs slew rate
- Maximum bias current of 250 nA
- Operates from supplies of ±5V to ±20V
- Internal frequency compensation
- Input and output overload protected
- Pin compatible with general purpose op amps

Fast Voltage Follower

(Note 1)



Note 1: Do not hard-wire as voltage follower (R1 > 5 kΩ)

DS00785

Absolute Maximum Ratings (Note 7)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	±20V
Power Dissipation (Note 2)	500 mW
Differential Input Current (Note 3)	±10 mA
Input Voltage (Note 4)	±15V
Output Short-Circuit Duration	Continuous
Operating Temperature Range	
LM118	-55°C to +125°C
LM218	-25°C to +85°C
LM318	0°C to +70°C
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C

Lead Temperature (Soldering, 10 sec.)

Hermetic Package	300°C
Plastic Package	260°C

Soldering Information

Dual-In-Line Package	
Soldering (10 sec.)	260°C
Small Outline Package	
Vapor Phase (60 sec.)	215°C
Infrared (15 sec.)	220°C

See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.

ESD Tolerance (Note 8) 2000V

Electrical Characteristics (Note 5)

Parameter	Conditions	LM118/LM218			LM318			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$		2	4		4	10	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		6	50		30	200	nA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		120	250		150	500	nA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$	1	3		0.5	3		M Ω
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		5	8		5	10	mA
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$ $V_{OUT} = \pm 10\text{V}$, $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	50	200		25	200		V/mV
Slew Rate	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $A_V = 1$ (Note 6)	50	70		50	70		V/ μs
Small Signal Bandwidth	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$		15			15		MHz
Input Offset Voltage				6			15	mV
Input Offset Current				100			300	nA
Input Bias Current				500			750	nA
Supply Current	$T_A = 125^\circ\text{C}$		4.5	7				mA
Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}$, $V_{OUT} = \pm 10\text{V}$ $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	25			20			V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$	±12	±13		±12	±13		V
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$	±11.5			±11.5			V
Common-Mode Rejection Ratio		80	100		70	100		dB
Supply Voltage Rejection Ratio		70	80		65	80		dB

Note 2: The maximum junction temperature of the LM118 is 150°C, the LM218 is 110°C, and the LM318 is 110°C. For operating at elevated temperatures, devices in the H08 package must be derated based on a thermal resistance of 160°C/W, junction to ambient, or 20°C/W, junction to case. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W, junction to ambient.

Note 3: The inputs are shunted with back-to-back diodes for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage in excess of 1V is applied between the inputs unless some limiting resistance is used.

Note 4: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 5: These specifications apply for $\pm 5\text{V} \leq V_S \leq \pm 20\text{V}$ and $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$ (LM118), $-25^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$ (LM218), and $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$ (LM318). Also, power supplies must be bypassed with 0.1 μF disc capacitors.

Note 6: Slew rate is tested with $V_S = \pm 15\text{V}$. The LM118 is in a unity-gain non-inverting configuration. V_{IN} is stepped from -7.5V to +7.5V and vice versa. The slew rates between -5.0V and +5.0V and vice versa are tested and guaranteed to exceed 50V/ μs .

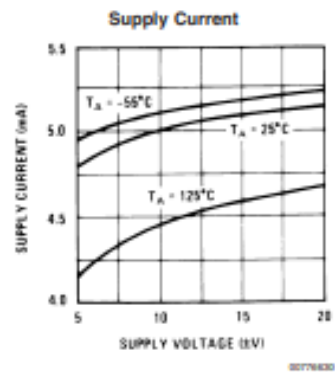
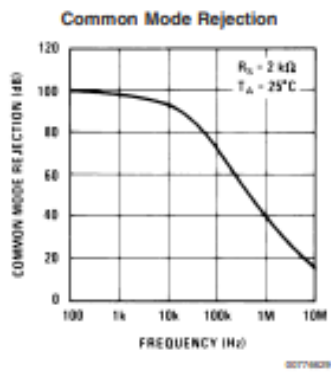
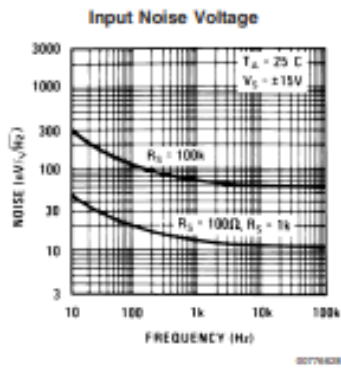
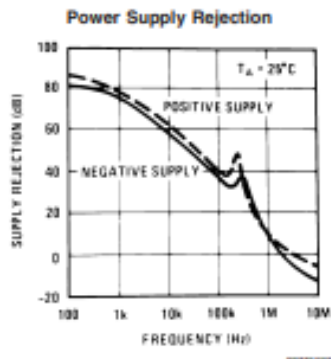
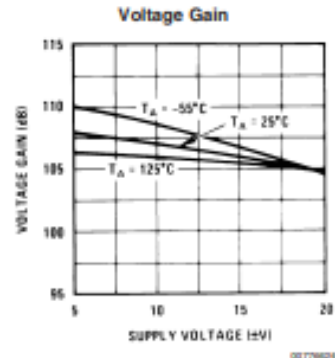
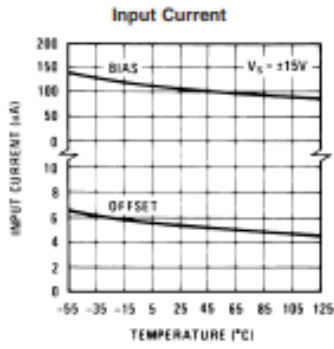
Note 7: Refer to RETS118X for LM118H and LM118J military specifications.

Note 8: Human body model, 1.5 k Ω in series with 100 pF.

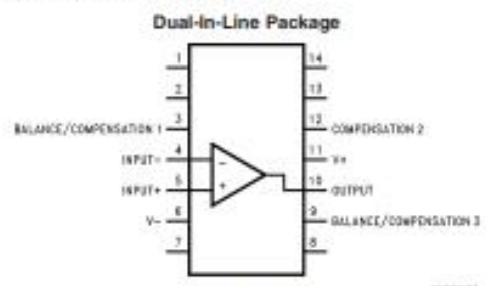
Typical Performance Characteristics

LM118, LM218

LM118/LM218/LM318

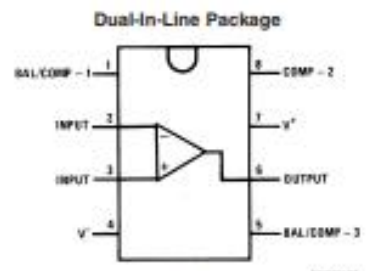


Connection Diagram



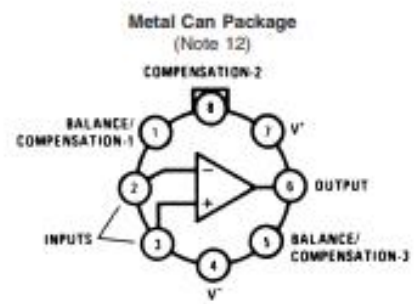
Top View
 Order Number LM118J/883 (Note 13)
 See NS Package Number J14A

0077604



Top View
 Order Number LM118J-8/883 (Note 13),
 LM318M or LM318N
 See NS Package Number J08A, M08A or N08B

0077603



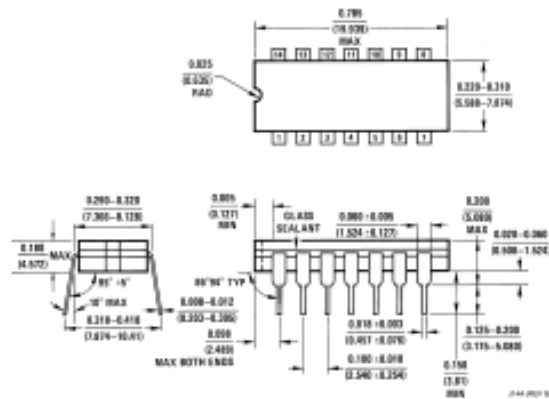
Top View
 Order Number LM118H, LM118H/883 (Note 13),
 LM218H or LM318H
 See NS Package Number H08C

0077602

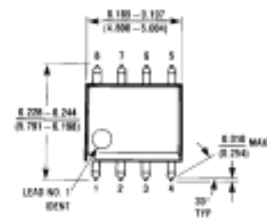
Note 12: Pin connections shown on schematic diagram and typical applications are for TO-5 package.

Note 13: Available per JM38510/10107.

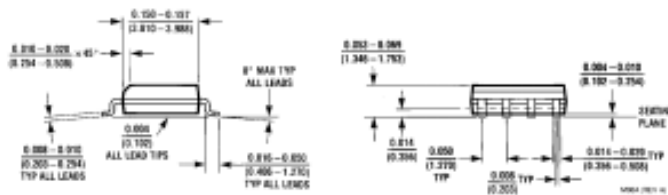
Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted (Continued)



Ceramic Dual-In-Line Package (J)
Order Number LM118J/883
NS Package Number J14A



S.O. Package (M)
Order Number LM318M or LM318MX
NS Package Number M08A



[3] Datasheet de potenciómetro digital X9C193P

X9C102, X9C103, X9C104, X9C503

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Temperature under bias -65°C to +135°C
 Storage temperature -65°C to +150°C
 Voltage on CS, INC, U/D and V_{CC}
 with respect to V_{SS} -1V to +7V
 Voltage on V_H/R_H and V_L/R_L
 referenced to V_{SS} -8V to +8V
 $\Delta V = |V_{H/R_H} - V_{L/R_L}|$
 X9C102 4V
 X9C103, X9C503, and X9C104 10V
 Lead temperature (soldering, 10 seconds) +300°C
 I_W (10 seconds) 8.8mA

COMMENT

Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device (at these or any other conditions above those listed in the operational sections of this specification) is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

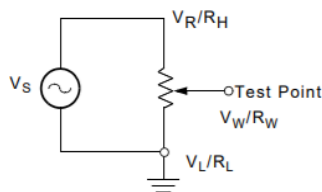
Temperature	Min.	Max.
Commercial	0°C	+70°C
Industrial	-40°C	+85°C

Supply Voltage (V _{CC})	Limits
X9C102/103/104/503	5V ±10%

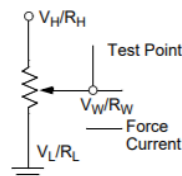
POTENTIOMETER CHARACTERISTICS (Over recommended operating conditions unless otherwise stated.)

Symbol	Parameter	Limits			Unit	Test Conditions/Notes
		Min.	Typ.	Max.		
R _{TOTAL}	End to end resistance variation	-20		+20	%	
V _{H/RH}	V _H terminal voltage	-5		+5	V	
V _{L/RL}	V _L terminal voltage	-5		+5	V	
	Power rating			16	mW	X9C102
	Power rating			10	mW	X9C103/104/503
I _W	Wiper current	-4.4		4.4	mA	
R _W	Wiper resistance		40	100	Ω	Wiper Current = ±1mA
	Noise		-120		dBV	Ref. 1kHz
	Resolution		1		%	
	Absolute linearity ⁽¹⁾	-1		+1	M ⁽³⁾	$V_{W(n)(actual)} - V_{W(n)(expected)}$
	Relative linearity ⁽²⁾	-0.2		+0.2	M ⁽³⁾	$V_{W(n+1)(actual)} - [V_{W(n)} + M]$
	RTOTAL temperature coefficient		±300		ppm/°C	X9C103/503/104
	RTOTAL temperature coefficient		±600		ppm/°C	X9C102
Ratiometric temperature coefficient			±20	ppm/°C		
C _H /C _L /C _W	Potentiometer capacitances		10/10/25		pF	See Circuit #3, Macro Model

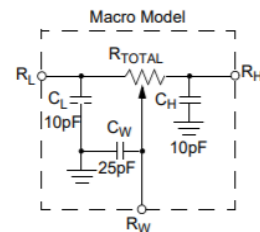
Test Circuit #1



Test Circuit #2



Test Circuit #3



[4] Datasheet del Limitador de corriente LM317



LM117 / 217
LM317

REGULADOR DE VOLTAJE DE 1.2V A 37V

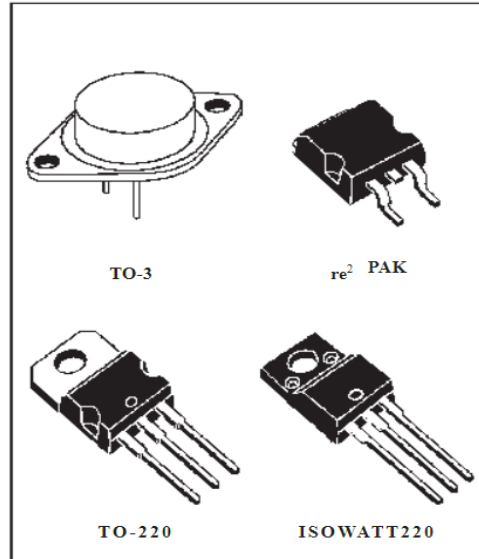
- RANGO DE VOLTAJE DE SALIDA: 1.2 A 37V
- CORRIENTE DE SALIDA EN EXCESO DE 1.5A
- 0.1% REGLAMENTO DE LÍNEA Y CARGA
- OPERACIÓN FLOTANTE PARA ALTA TENSIONES
- SERIE COMPLETA DE PROTECCIONES: LÍMITE ACTUAL, TÉRMICO APAGADO Y CONTROL DE SOA

DESCRIPCIÓN

Los LM117 / LM217 / LM317 son monolítico circuito integrado en TO-220, ISOWATT220, TO-3 y D² paquetes PAK destinados a ser utilizados como reguladores de voltaje regulables positivos.

Están diseñados para suministrar más de 1.5A de corriente de carga con un voltaje de salida ajustable sobre un rango de 1.2 a 37V.

La tensión de salida nominal se selecciona por medios de solo un divisor resistivo, haciendo que el dispositivo excepcionalmente fácil de usar y eliminando el almacenamiento de muchos reguladores fijos.



CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS ($V_i - V_o = 5V$, $I_o = 500mA$, $I_{MAX} = 1.5A$ y $P_{MAX} = 20W$, a menos que especificado de otra manera)

Símbolo	Parámetro	Condiciones de la prueba	LM117 / LM217			LM317			Unidad	
			Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.		
ΔV_o	Regulación de línea	$V_i - V_o = 3 \text{ a } 40V$	$T_j = 25^\circ C$	0,01	0,02		0,01	0,04	% / V	
				0,02	0,05		0,02	0,07	% / V	
ΔV_o	Regulación de carga	$V_o \leq 5V$ $I_o = 10mA \text{ to } I_{MAX}$	$T_j = 25^\circ C$	C5	15		5,5	25	mV	
					20	50	20	70	mV	
		$V_o \geq 5V$ $I_o = 10mA \text{ to } I_{MAX}$	$T_j = 25^\circ C$	0,1	0,3		0,1	0,5	0,5%	
				0,3	1		0,3	1,5	%	
$m e_{ADJ}$	Corriente de pin de ajuste			50	100		50	100	μA	
ΔY_{ADJ}	Corriente de pasador de ajuste	$V_i - V_o = 2,5 \text{ a } 40V$ $I_o = 10mA \text{ to } I_{MAX}$		0,2	0,255		0,2	0,255	μA	
V_{REF}	Voltaje de referencia (entre el pin 3 y el pin 1)	$V_i - V_o = 2,5 \text{ a } 40V$ $I_o = 10mA \text{ to } I_{MAX}$ $P_D \leq P_{MAX}$	1,21	1,25	1,3	1,2	1,25	1,3	V	
$\frac{\Delta V_o}{V_o}$	Tensión de salida Estabilidad de temperatura			11					%	
$Y_o (min)$	Corriente de carga mínima	$V_i - V_o = 40V$		3,5	5,5		3,5	10	mA	
$Y_o (max)$	Carga máxima Actual	$V_i - V_o \leq 15V$ $P_D < P_{MAX}$	1,5	2		1,5	2		UNA	
		$V_i - V_o = 40V$ $P_D < P_{MAX}$ $T_j = 25^\circ C$		0,4	0,4		0,4	0,4	UNA	
e_N	Voltaje de ruido de salida (porcentaje de V_o)	$B = 10Hz \text{ a } 10KHz$ $T_j = 25^\circ C$		0,003			0,003		%	
S V R	Tensión de alimentación Rechazo (*)	$T_j = 25^\circ C$ $f = 120Hz$	$C_{ADJ} = 0$	sesenta y cinco			sesenta y cinco			dB
			$C_{ADJ} = 10\mu F$	66	80		66	80		dB



2N3055

POWER LINEAR AND SWITCHING APPLICATIONS

The 2N3055 is a silicon epitaxial-base NPN transistor in JEDEC TO-3 metal case. It is intended for power switching circuits, series and shunt regulators, output stages and high fidelity amplifiers.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Ratings	Value	Unit	
V_{CBO}	Collector to Base Voltage	100	V	
V_{CEO}	#Collector-Emitter Voltage	60	V	
V_{CER}	Collector-Emitter Voltage	70	V	
V_{EBO}	Emitter-Base Voltage	7	V	
I_C	Collector Current – Continuous	15	A _{dc}	
I_B	Base Current – Continuous	7	A _{dc}	
P_D	Total Device Dissipation	@ $T_c = 25^\circ$	115	Watts
		Derate above 25°	0.657	W/°C
T_J	Junction Temperature	200	°C	
T_S	Storage Temperature	-65 to +200	°C	

THERMAL CHARACTERISTICS

Symbol	Ratings	Value	Unit
$R_{\theta JC}$	Thermal Resistance, Junction to Case	1.52	°C/W

2N3055

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

TC=25°C unless otherwise noted

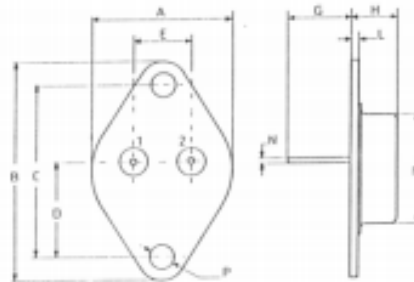
Symbol	Ratings	Test Condition(s)	Min	Typ	Mx	Unit
$V_{CE0(SUS)}$	Collector-Emitter Sustaining Voltage (1)	$I_C=200\text{ mAdc}$, $I_B=0$	60	-	-	Vdc
BV_{CEr}	Collector-Emitter Breakdown Voltage (1)	$I_C=200\text{ mAdc}$, $R_{BE}=100\Omega$	70	-	-	Vdc
I_{CE0}	Collector-Emitter Current	$V_{CE}=30\text{ Vdc}$, $I_B=0$	-	-	0.7	mAdc
I_{CEX}	Collector Cutoff Current	$V_{CE}=100\text{ Vdc}$, $V_{BE(ON)}=1.5\text{ Vdc}$	-	-	5.0	mAdc
		$V_{CE}=100\text{ Vdc}$, $V_{BE(ON)}=1.5\text{ Vdc}$, $T_C=150^\circ\text{C}$			30	
I_{EBO}	Emitter Cutoff Current	$V_{BE}=7.0\text{ Vdc}$, $I_C=0$	-	-	5.0	mAdc
h_{FE}	DC Current Gain	$I_C=4.0\text{ Adc}$, $V_{CE}=4.0\text{ Vdc}$	20	-	70	
		$I_C=10\text{ Adc}$, $V_{CE}=4.0\text{ Vdc}$	5.0	-	-	
$V_{CE(SAT)}$	Collector-Emitter saturation Voltage	$I_C=4.0\text{ Adc}$, $I_B=0.4\text{ Adc}$	-	-	1.1	Vdc
		$I_C=10\text{ Adc}$, $I_B=3.3\text{ Adc}$			8.0	
V_{BE}	Base-Emitter Voltage	$I_C=4.0\text{ Adc}$, $V_{CE}=4.0\text{ Vdc}$	-	1.8	-	Vdc
h_{fe}	Small Signal Current Gain	$V_{CE}=4.0\text{ Vdc}$, $I_C=1.0\text{ Adc}$, $f=1.0\text{ kHz}$	15	-	120	-
f_{ω}	Small Signal Current Gain Cutoff Frequency	$V_{CE}=4.0\text{ Vdc}$, $I_C=1.0\text{ Adc}$, $f=1.0\text{ kHz}$	10	-	-	kHz
I_{sb}	Second Breakdown Collector Current	$t=1\text{ S}$ (non repetitive), $V_{CE}=60\text{ Vdc}$	1.95	-	-	A

In accordance with JEDEC Registration Data

(1) Pulse Width $\approx 300\ \mu\text{s}$, Duty Cycle $< 2.0\%$

MECHANICAL CHARACTERISTICS CASE-TO-3

DIMENSIONS		
	mm	inches
A	25,51	1,004
B	38,93	1,53
C	30,12	1,18
D	17,25	0,68
E	10,89	0,43
G	11,62	0,46
H	8,54	0,34
L	1,55	0,6
M	19,47	0,77
N	1	0,04
P	4,06	0,16



Pin 1 :	Base
Pin 2 :	Emitter
Case :	Collector

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, CS assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for errors that could appear.
Data are subject to change without notice.

2N3055(NPN), MJ2955(PNP)

Preferred Device

Complementary Silicon Power Transistors

Complementary silicon power transistors are designed for general-purpose switching and amplifier applications.

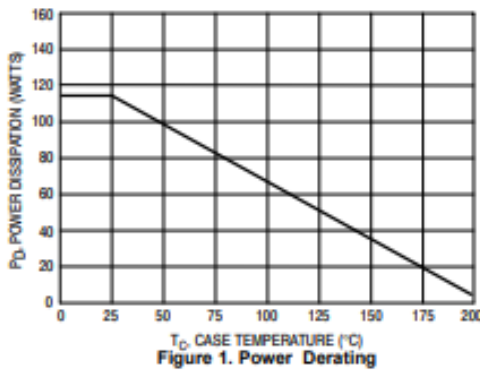
Features

- DC Current Gain - $h_{FE} = 20-70 @ I_C = 4 \text{ A dc}$
- Collector-Emitter Saturation Voltage - $V_{CE(sat)} = 1.1 \text{ V dc (Max) @ } I_C = 4 \text{ A dc}$
- Excellent Safe Operating Area
- Pb-Free Packages are Available*

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	60	Vdc
Collector-Emitter Voltage	$V_{CE(sat)}$	70	Vdc
Collector-Base Voltage	V_{CB}	100	Vdc
Emitter-Base Voltage	V_{EB}	7	Vdc
Collector Current - Continuous	I_C	15	A dc
Base Current	I_B	7	A dc
Total Power Dissipation @ $T_C = 25^\circ\text{C}$ Derate Above 25°C	P_D	115 0.657	W W/°C
Operating and Storage Junction Temperature Range	T_J, T_{stg}	-65 to +200	°C

Maximum ratings are those values beyond which device damage can occur. Maximum ratings applied to the device are individual stress limit values (not normal operating conditions) and are not valid simultaneously. If these limits are exceeded, device functional operation is not implied, damage may occur and reliability may be affected.



*For additional information on our Pb-Free strategy and soldering details, please download the ON Semiconductor Soldering and Mounting Techniques Reference Manual, SOLDERRM/D.



ON Semiconductor®

<http://onsemi.com>

15 AMPERE
POWER TRANSISTORS
COMPLEMENTARY SILICON
60 VOLTS, 115 WATTS



TO-204AA (TO-3)
CASE 1-07
STYLE 1

MARKING DIAGRAM



xxxx55 = Device Code
xxxx = 2N30 or MJ20
G = Pb-Free Package
A = Location Code
YY = Year
WW = Work Week
MEX = Country of Origin

ORDERING INFORMATION

Device	Package	Shipping
2N3055	TO-204AA	100 Units / Tray
2N3055G	TO-204AA (Pb-Free)	100 Units / Tray
MJ2955	TO-204AA	100 Units / Tray
MJ2955G	TO-204AA (Pb-Free)	100 Units / Tray

Preferred devices are recommended choices for future use and best overall value.

2N3055(NPN), MJ2955(PNP)

THERMAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Max	Unit
Thermal Resistance, Junction-to-Case	$R_{\theta JC}$	1.52	$^{\circ}\text{C/W}$

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_C = 25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Max	Unit
----------------	--------	-----	-----	------

OFF CHARACTERISTICS*

Collector-Emitter Sustaining Voltage (Note 1) ($I_C = 200\text{ mAdc}$, $I_B = 0$)	$V_{CE(sus)}$	60	-	Vdc
Collector-Emitter Sustaining Voltage (Note 1) ($I_C = 200\text{ mAdc}$, $R_{\theta CE} = 100\ \Omega$)	$V_{CER(sus)}$	70	-	Vdc
Collector Cutoff Current ($V_{CE} = 30\text{ Vdc}$, $I_B = 0$)	I_{CEO}	-	0.7	mAdc
Collector Cutoff Current ($V_{CE} = 100\text{ Vdc}$, $V_{BE(off)} = 1.5\text{ Vdc}$) ($V_{CE} = 100\text{ Vdc}$, $V_{BE(off)} = 1.5\text{ Vdc}$, $T_C = 150^{\circ}\text{C}$)	I_{CEX}	-	1.0 5.0	mAdc
Emitter Cutoff Current ($V_{BE} = 7.0\text{ Vdc}$, $I_C = 0$)	I_{EBO}	-	5.0	mAdc

ON CHARACTERISTICS* (Note 1)

DC Current Gain ($I_C = 4.0\text{ Adc}$, $V_{CE} = 4.0\text{ Vdc}$) ($I_C = 10\text{ Adc}$, $V_{CE} = 4.0\text{ Vdc}$)	h_{FE}	20 5.0	70 -	-
Collector-Emitter Saturation Voltage ($I_C = 4.0\text{ Adc}$, $I_B = 400\text{ mAdc}$) ($I_C = 10\text{ Adc}$, $I_B = 3.3\text{ Adc}$)	$V_{CE(sat)}$	-	1.1 3.0	Vdc
Base-Emitter On Voltage ($I_C = 4.0\text{ Adc}$, $V_{CE} = 4.0\text{ Vdc}$)	$V_{BE(on)}$	-	1.5	Vdc

SECOND BREAKDOWN

Second Breakdown Collector Current with Base Forward Biased ($V_{CE} = 40\text{ Vdc}$, $t = 1.0\text{ s}$, Nonrepetitive)	I_{sb}	2.87	-	Adc
---	----------	------	---	-----

DYNAMIC CHARACTERISTICS

Current Gain - Bandwidth Product ($I_C = 0.5\text{ Adc}$, $V_{CE} = 10\text{ Vdc}$, $f = 1.0\text{ MHz}$)	f_T	2.5	-	MHz
*Small-Signal Current Gain ($I_C = 1.0\text{ Adc}$, $V_{CE} = 4.0\text{ Vdc}$, $f = 1.0\text{ kHz}$)	h_{fe}	15	120	-
*Small-Signal Current Gain Cutoff Frequency ($V_{CE} = 4.0\text{ Vdc}$, $I_C = 1.0\text{ Adc}$, $f = 1.0\text{ kHz}$)	$f_{\beta db}$	10	-	kHz

*Indicates Within JEDEC Registration. (2N3055)

1. Pulse Test: Pulse Width $\leq 300\ \mu\text{s}$, Duty Cycle $\leq 2.0\%$.

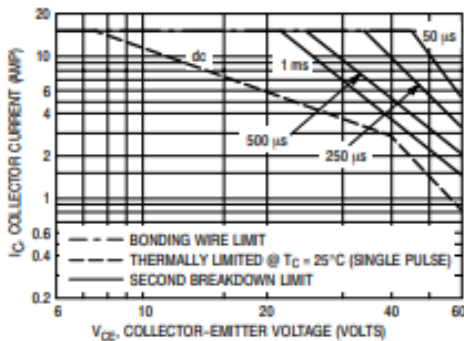


Figure 2. Active Region Safe Operating Area

There are two limitations on the power handling ability of a transistor: average junction temperature and second breakdown. Safe operating area curves indicate $I_C - V_{CE}$ limits of the transistor that must be observed for reliable operation; i.e., the transistor must not be subjected to greater dissipation than the curves indicate.

The data of Figure 2 is based on $T_C = 25^{\circ}\text{C}$; $T_{J(pk)}$ is variable depending on power level. Second breakdown pulse limits are valid for duty cycles to 10% but must be derated for temperature according to Figure 1.

2N3055(NPN), MJ2955(PNP)

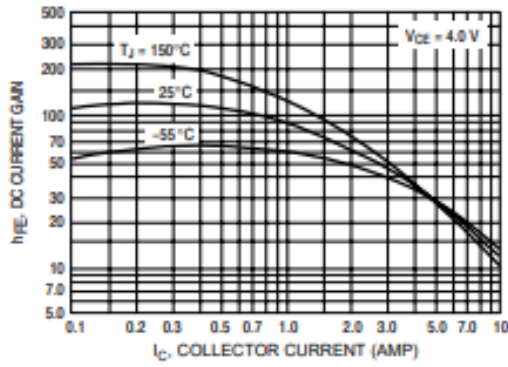


Figure 3. DC Current Gain, 2N3055 (NPN)

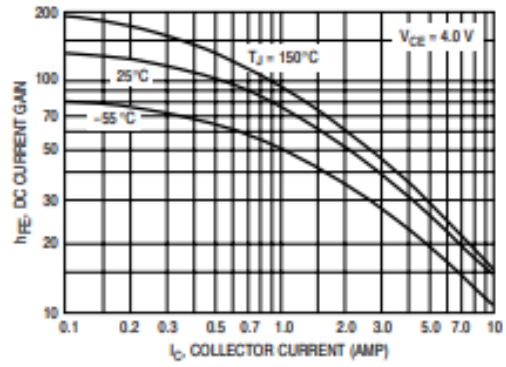


Figure 4. DC Current Gain, MJ2955 (PNP)

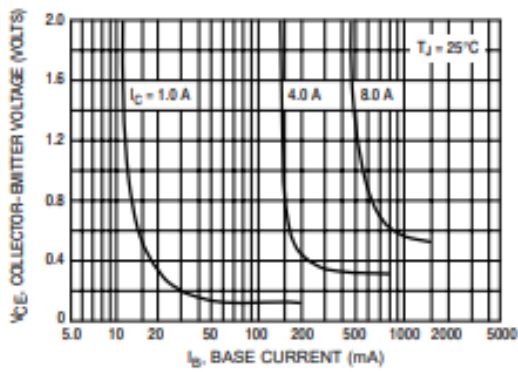


Figure 5. Collector Saturation Region, 2N3055 (NPN)

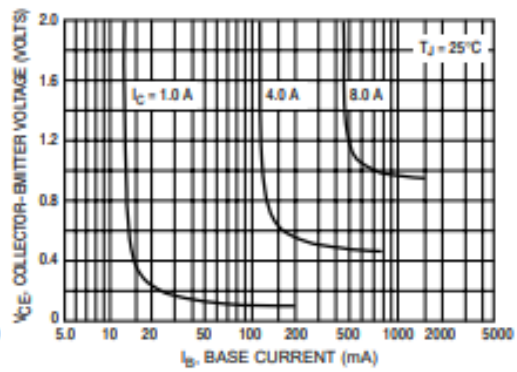


Figure 6. Collector Saturation Region, MJ2955 (PNP)

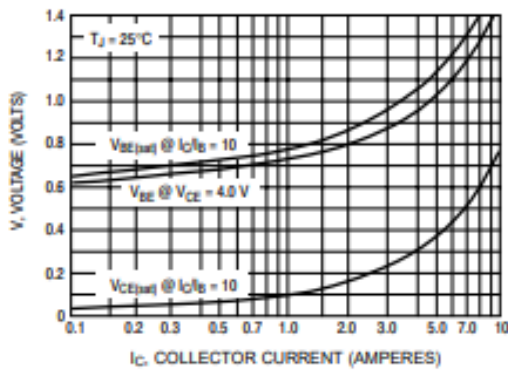


Figure 7. "On" Voltages, 2N3055 (NPN)

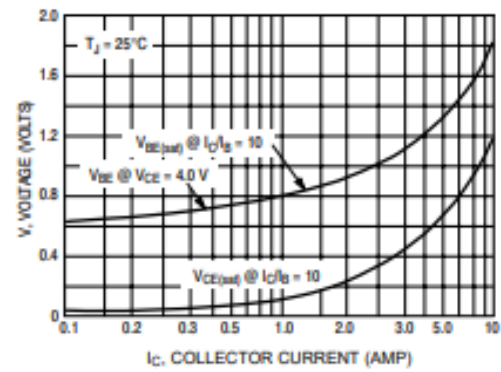


Figure 8. "On" Voltages, MJ2955 (PNP)

[7] Pruebas de ancho de pulso

CA NT.	TERAPIAS	PRB1	% ERR OR 1	PRB 2	% ERR OR 2	PRB 3	% ERR OR 3	PRB 4	% ERR OR 4	PRB 5	% ERR OR 5	PRB 6	% ERR OR 6	PRB 7	% ERR OR 7	PRB 8	% ERR OR 8	PRB 9	% ERR OR 9	PRB 10	% ERRO R 10
1	Atrofia superior 1era semana (calentamiento)	150.0 µs	0.000 %	150.0 50 µs	0.033 %	150.0 12 µs	0.008 %	150.0 10 µs	0.007 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.00 1 µs	0.001 %	150.0 µs	0.000 %
	Atrofia superior 1era semana (Trabajo)	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 10 µs	0.005 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %
	Atrofia superior 1era semana (Recuperación)	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.00 1 µs	0.001 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %
2	Atrofia superior 2da semana (Calentamiento)	150.0 µs	0.000 %	150.1 0 µs	0.067 %	150.0 10 µs	0.007 %	150.1 70 µs	0.113 %	150.02 0 µs	0.013 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.01 0 µs	0.007 %	150.01 2 µs	0.008 %	150.03 0 µs	0.020 %
	Atrofia superior 2da semana (Trabajo)	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 10 µs	0.005 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %	200.0 µs	0.000 %
	Atrofia superior 2da semana (Recuperación)	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.02 0 µs	0.013 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %
3	Atrofia inferior 1era semana (Calentamiento)	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.1 0 µs	0.040 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.03 0 µs	0.012 %	250.0 µs	0.000 %
	Atrofia inferior 1era semana (Trabajo)	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %	350.0 µs	0.000 %
	Atrofia inferior 1era semana (Recuperación)	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.01 0 µs	0.004 %	250.0 µs	0.000 %
4	Atrofia inferior 2da semana (Calentamiento)	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %
	Atrofia inferior 2da semana (Trabajo)	350.0 10 µs	0.003 %	350.0 12 µs	0.003 %	350.0 10 µs	0.003 %	350.1 40 µs	0.040 %	350.04 0 µs	0.011 %	350.1 20 µs	0.034 %	350.01 2 µs	0.003 %	350.02 0 µs	0.006 %	350.04 0 µs	0.011 %	350.04 0 µs	0.011 %
	Atrofia inferior 2da semana (Recuperación)	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 30 µs	0.012 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %
5	TENS Convencional	80.0 µs	0.000 %	80.0 µs	0.000 %	80.0 µs	0.000 %	80.0 µs	0.000 %	80.0 µs	0.000 %	80.0 µs	0.000 %	80.0 µs	0.000 %	80.0 µs	0.000 %	80.002 µs	0.002 %	80.0 µs	0.000 %
6	TENS Crónico (TNS NML)	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 µs	0.000 %	150.0 10 µs	0.007 %	150.01 0 µs	0.007 %	150.0 10 µs	0.007 %	150.0 µs	0.000 %	150.01 0 µs	0.007 %	150.01 0 µs	0.007 %	150.0 µs	0.000 %
7	TENS Acupuntura	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 µs	0.000 %	250.0 20 µs	0.008 %	250.02 0 µs	0.008 %	250.0 20 µs	0.008 %	250.0 µs	0.000 %	250.02 0 µs	0.008 %	250.0 µs	0.000 %	250.01 0 µs	0.004 %
8	Descontracturante	3.0 ms	0.000 %	3.0 ms	0.000 %	3.0 ms	0.000 %	3.0 ms	0.000 %	3.010 ms	0.333 %	3.010 ms	0.333 %	3.0 ms	0.000 %	3.010 ms	0.333 %	3.010 ms	0.333 %	3.020 ms	0.667 %
9	Calentamiento	5.0 ms	0.000 %	5.0 ms	0.000 %	5.0 ms	0.000 %	5.0 ms	0.000 %	5.030 ms	0.600 %	5.0 ms	0.000 %	5.001 ms	0.020 %	5.0 ms	0.000 %	5.010 ms	0.200 %	5.0 ms	0.000 %
10	Burst	200.0 ms	0.000 %	200.0 ms	0.000 %	200.0 ms	0.000 %	200.0 ms	0.000 %	200.02 0 ms	0.010 %	200.0 ms	0.000 %	200.02 0 ms	0.010 %	200.01 0 ms	0.005 %	200.02 0 ms	0.010 %	200.01 0 ms	0.005 %
11	Reducción de dolor PG (TNS NML)	500.0 µs	0.000 %	500.0 µs	0.000 %	500.0 µs	0.000 %	500.0 µs	0.000 %	500.0 µs	0.000 %	500.0 µs	0.000 %	500.0 µs	0.000 %	500.01 0 µs	0.002 %	500.0 µs	0.000 %	500.0 µs	0.000 %
12	Capilarización	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %	4.0 ms	0.000 %

13	Post-entrenamiento	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %	8.0 ms	0.000 %
14	Aumento de la resistencia muscular local (inicial)	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %
15	Aumento de la resistencia muscular local (intermedio)	300.0 μ s	0.027 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.013 %	300.0 μ s	0.000 %	300.06 μ s	0.020 %	300.02 μ s	0.008 %	300.0 μ s	0.000 %
16	Aumento de la resistencia muscular local (Avanzado)	299.3 μ s	0.217 %	299.5 μ s	0.147 %	299.3 μ s	0.220 %	299.4 μ s	0.170 %	299.34 μ s	0.220 %	299.4 μ s	0.183 %	299.40 μ s	0.200 %	299.42 μ s	0.193 %	299.35 μ s	0.217 %	299.40 μ s	0.200 %
17	Aumento FM endoprótesis rodilla (inicial)	249.6 μ s	0.128 %	249.9 μ s	0.036 %	249.7 μ s	0.108 %	249.7 μ s	0.092 %	249.71 μ s	0.116 %	249.6 μ s	0.156 %	249.65 μ s	0.140 %	249.55 μ s	0.180 %	249.70 μ s	0.120 %	249.69 μ s	0.124 %
18	Aumento FM endoprótesis rodilla (intermedia)	250.0 μ s	0.000 %	250.0 μ s	0.000 %	250.0 μ s	0.000 %	250.0 μ s	0.000 %	250.0 μ s	0.000 %	250.0 μ s	0.000 %	250.0 μ s	0.000 %	250.01 μ s	0.005 %	250.0 μ s	0.000 %	250.0 μ s	0.000 %
19	Aumento FM endoprótesis rodilla (avanzada)	250.6 μ s	0.260 %	250.6 μ s	0.268 %	250.6 μ s	0.272 %	250.8 μ s	0.328 %	250.63 μ s	0.252 %	250.4 μ s	0.160 %	250.66 μ s	0.264 %	250.68 μ s	0.272 %	250.63 μ s	0.252 %	250.60 μ s	0.240 %
20	AVC hombro subluxado (inicial)/Accidente Cerebro Vascular	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.007 %	300.0 μ s	0.000 %	300.01 μ s	0.003 %	300.0 μ s	0.007 %	300.01 μ s	0.003 %	300.03 μ s	0.010 %	300.01 μ s	0.003 %	300.0 μ s	0.000 %
21	AVC hombro subluxado (intermedia)	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.003 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %	300.01 μ s	0.003 %	300.0 μ s	0.000 %	300.0 μ s	0.000 %
22	AVC hombro subluxado (Avanzada)	299.3 μ s	0.217 %	299.3 μ s	0.213 %	299.5 μ s	0.147 %	298.9 μ s	0.353 %	299.31 μ s	0.230 %	299.3 μ s	0.213 %	299.36 μ s	0.213 %	299.32 μ s	0.227 %	299.35 μ s	0.217 %	299.30 μ s	0.233 %

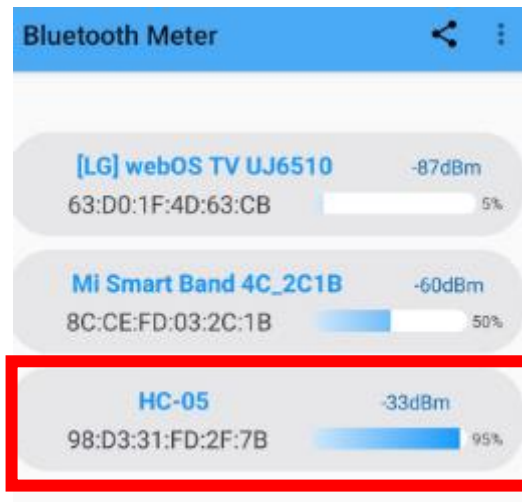
[8] Pruebas de frecuencia

Cant.	TERAPIAS	Frec. (Hz) teórica	PRB1	%ERR OR 1	PRB2	%ERR OR 2	PRB3	%ERR OR 3	PRB4	%ER ROR 4	PRB 5	%ER ROR 5	PRB6	%ERR OR 6	PRB7	%ER ROR 7	PRB8	%ER ROR 8	PRB9	%ER ROR 9	PRB 10	%ERROR 10
1	Atrofia superior 1era semana (calentamiento)	8.0 Hz	8.001 Hz	0.012%	8.002 Hz	0.025%	8.001 Hz	0.012%	8.001 Hz	0.012 %	8.003 Hz	0.038 %	8.002 Hz	0.025%	8.012 Hz	0.150 %	8.002 Hz	0.025 %	8.005 Hz	0.063 %	8.002 Hz	0.025%
	Atrofia superior 1era semana (Trabajo)	35.0 Hz	35.008 Hz	0.023%	35.007 Hz	0.020%	35.008 Hz	0.023%	35.009 Hz	0.026 %	35.00 4 Hz	0.011 %	35.00 7 Hz	0.020%	35.00 6 Hz	0.017 %	35.00 9 Hz	0.026 %	35.007 Hz	0.020 %	35.01 3 Hz	0.037%
	Atrofia superior 1era semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.002 Hz	0.067%	3.001 Hz	0.033%	3.008 Hz	0.267%	3.005 Hz	0.167 %	3.011 Hz	0.367 %	3.005 Hz	0.167%	3.001 Hz	0.033 %	3.004 Hz	0.133 %	3.001 Hz	0.033 %	3.0 Hz	0.000%
2	Atrofia superior 2da semana (Calentamiento)	8.0 Hz	8.0 Hz	0.000%	8.010 Hz	0.125%	8.0 Hz	0.000%	8.020 Hz	0.250 %	8.0 Hz	0.000 %	8.010 Hz	0.125%	8.010 Hz	0.125 %	8.030 Hz	0.375 %	8.010 Hz	0.125 %	8.010 Hz	0.125%
	Atrofia superior 2da semana (Trabajo)	45.0 Hz	44.945 Hz	- 0.122%	44.948 Hz	-0.116%	44.945 Hz	- 0.122%	44.946 Hz	0.120 %	44.94 3 Hz	0.127 %	44.94 8 Hz	- 0.116%	44.94 2 Hz	0.129 %	44.94 3 Hz	0.127 %	44.948 Hz	0.116 %	44.94 1 Hz	-0.131%
	Atrofia superior 2da semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.0 Hz	0.000%	3.002 Hz	0.067%	3.0 Hz	0.000%	3.010 Hz	0.333 %	3.012 Hz	0.400 %	3.002 Hz	0.067%	3.0 Hz	0.000 %	3.0 Hz	0.000 %	3.002 Hz	0.067 %	3.020 Hz	0.667%
3	Atrofia inferior 1era semana (Calentamiento)	8.0 Hz	8.0 Hz	0.000%	8.120 Hz	1.500%	8.0 Hz	0.000%	8.0 Hz	0.000 %	8.003 Hz	0.038 %	8.010 Hz	0.125%	8.015 Hz	0.188 %	8.005 Hz	0.063 %	8.009 Hz	0.113 %	8.0 Hz	0.000%
	Atrofia inferior 1era semana (Trabajo)	35.0 Hz	35.120 Hz	0.343%	35.010 Hz	0.029%	35.120 Hz	0.343%	35.115 Hz	0.329 %	35.11 0 Hz	0.314 %	35.10 Hz	0.286%	35.10 Hz	0.286 %	35.11 0 Hz	0.314 %	35.112 Hz	0.320 %	35.11 9 Hz	0.340%
	Atrofia inferior 1era semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.020 Hz	0.667%	2.831 Hz	-5.633%	3.020 Hz	0.667%	3.015 Hz	0.500 %	3.008 Hz	0.267 %	3.009 Hz	0.300%	3.011 Hz	0.373 %	3.019 Hz	0.633 %	3.015 Hz	0.500 %	3.017 Hz	0.567%
4	Atrofia inferior 2da semana (Calentamiento)	8.0 Hz	8.002 Hz	0.025%	7.931 Hz	-0.862%	8.002 Hz	0.025%	8.005 Hz	0.063 %	8.0 Hz	0.000 %	8.0 Hz	0.000%	8.009 Hz	0.113 %	8.001 Hz	0.012 %	8.0 Hz	0.000 %	8.0 Hz	0.000%
	Atrofia inferior 2da semana (Trabajo)	45.0 Hz	44.350 Hz	- 1.444%	44.310 Hz	-1.533%	44.350 Hz	- 1.444%	44.340 Hz	1.467 %	44.34 5 Hz	1.456 %	44.34 7 Hz	- 1.451%	44.33 8 Hz	1.471 %	44.35 1 Hz	1.442 %	44.339 Hz	1.469 %	44.34 2 Hz	-1.462%
	Atrofia inferior 2da semana (Recuperación)	3.0 Hz	3.001 Hz	0.033%	2.831 Hz	-5.633%	3.001 Hz	0.033%	3.002 Hz	0.067 %	3.001 Hz	0.033 %	3.008 Hz	0.267%	3.004 Hz	0.133 %	3.005 Hz	0.167 %	3.004 Hz	0.133 %	3.009 Hz	0.300%
5	TENS Convencional	100.0 Hz	100.0 Hz	0.000%	100.020 Hz	0.020%	100.0 Hz	0.000%	100.0 Hz	0.000 %	100.0 02 Hz	0.002 %	100.0 05 Hz	0.005%	100.0 08 Hz	0.008 %	100.0 09 Hz	0.009 %	100.00 1 Hz	0.001 %	100.0 05 Hz	0.005%
6	TENS Crónico (TNS NML)	40.0 Hz	40.0 Hz	0.000%	40.320 Hz	0.800%	40.0 Hz	0.000%	40.015 Hz	0.038 %	40.00 9 Hz	0.023 %	40.00 1 Hz	0.002%	40.01 5 Hz	0.038 %	40.01 2 Hz	0.030 %	40.0 Hz	0.000 %	40.01 0 Hz	0.025%
7	TENS Acupuntura	20.0 Hz	20.0 Hz	0.000%	20.0 Hz	0.000%	20.0 Hz	0.000%	20.0 Hz	0.000 %	20.01 0 Hz	0.050 %	20.00 8 Hz	0.040%	20.0 Hz	0.000 %	20.0 Hz	0.000 %	20.002 Hz	0.010 %	20.0 Hz	0.000%
8	Descontracturante	3.0 Hz	3.004 Hz	0.133%	3.010 Hz	0.333%	3.004 Hz	0.133%	3.005 Hz	0.167 %	3.008 Hz	0.267 %	3.005 Hz	0.167%	3.006 Hz	0.200 %	3.010 Hz	0.333 %	3.008 Hz	0.267 %	3.006 Hz	0.200%
9	Calentamiento	20.0 Hz	20.010 Hz	0.050%	20.020 Hz	0.100%	20.010 Hz	0.050%	20.015 Hz	0.075 %	20.01 2 Hz	0.060 %	20.01 8 Hz	0.090%	20.01 4 Hz	0.070 %	20.01 5 Hz	0.075 %	20.017 Hz	0.085 %	20.01 8 Hz	0.090%
10	Burst	2.0 Hz	2.002 Hz	0.100%	2.0 Hz	0.000%	2.002 Hz	0.100%	2.003 Hz	0.150 %	2.008 Hz	0.400 %	2.006 Hz	0.300%	2.006 Hz	0.300 %	2.003 Hz	0.150 %	2.010 Hz	0.500 %	2.011 Hz	0.550%

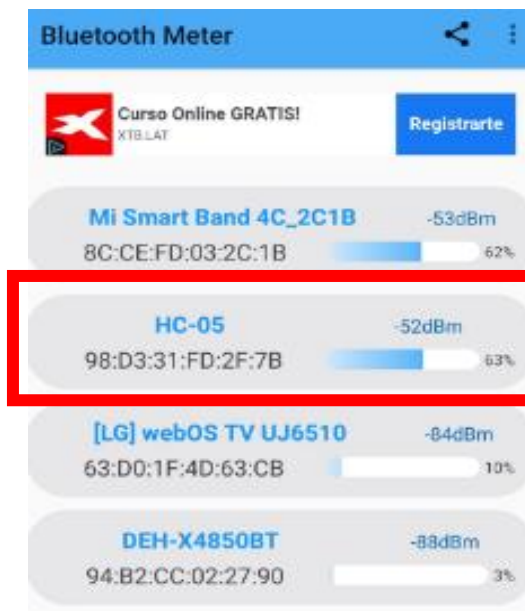
11	Reducción de dolor PG (TNS NML)	10.0 Hz	10.0 Hz	0.000%	10.0 Hz	0.000%	10.0 Hz	0.000%	10.0 Hz	0.000%	10.012 Hz	0.120%	10.009 Hz	0.090%	10.0 Hz	0.000%	10.001 Hz	0.010%	10.0 Hz	0.000%	10.0 Hz	0.000%
12	Capilarización	4.0 Hz	3.980 Hz	-0.500%	3.981 Hz	-0.475%	3.980 Hz	-0.500%	3.975 Hz	-0.625%	3.980 Hz	-0.500%	3.972 Hz	-0.700%	3.975 Hz	-0.625%	3.980 Hz	-0.500%	3.975 Hz	-0.625%	3.972 Hz	-0.700%
13	Post-Entrenamiento	1.50 Hz	1.561 Hz	4.067%	1.540 Hz	2.667%	1.561 Hz	4.067%	1.562 Hz	4.133%	1.562 Hz	4.133%	1.543 Hz	2.867%	1.560 Hz	1.540%	1.550 Hz	3.333%	1.534 Hz	2.267%	1.550 Hz	3.333%
14	Aumento de la resistencia muscular local (inicial)	20.0 Hz	20.0 Hz	0.000%	20.0 Hz	0.000%	20.0 Hz	0.000%	20.0 Hz	0.000%	20.0 Hz	0.000%	20.010 Hz	0.050%	20.0 Hz	0.000%	20.012 Hz	0.060%	20.013 Hz	0.065%	20.010 Hz	0.050%
15	Aumento de la resistencia muscular local (intermedio)	20.0 Hz	20.052 Hz	0.260%	20.021 Hz	0.105%	20.050 Hz	0.250%	20.049 Hz	0.245%	20.047 Hz	0.235%	20.051 Hz	0.255%	20.021 Hz	0.105%	20.0 Hz	0.000%	20.050 Hz	0.250%	20.030 Hz	0.150%
16	Aumento de la resistencia muscular local (Avanzado)	20.0 Hz	20.027 Hz	0.135%	20.010 Hz	0.050%	20.020 Hz	0.100%	20.020 Hz	0.100%	20.012 Hz	0.060%	20.028 Hz	0.140%	20.024 Hz	0.120%	20.026 Hz	0.130%	20.020 Hz	0.100%	20.028 Hz	0.140%
17	Aumento FM endoprótesis rodilla (inicial)	40.0 Hz	40.052 Hz	0.130%	40.012 Hz	0.030%	40.055 Hz	0.137%	40.530 Hz	1.325%	40.045 Hz	0.113%	40.050 Hz	0.125%	40.044 Hz	0.110%	40.050 Hz	0.125%	40.052 Hz	0.130%	40.056 Hz	0.140%
18	Aumento FM endoprótesis rodilla (intermedia)	40.0 Hz	40.050 Hz	0.125%	40.020 Hz	0.050%	40.050 Hz	0.125%	40.050 Hz	0.125%	40.050 Hz	0.125%	40.020 Hz	0.050%	40.020 Hz	0.050%	40.020 Hz	0.050%	40.020 Hz	0.050%	40.020 Hz	0.050%
19	Aumento FM endoprótesis rodilla (avanzada)	40.0 Hz	40.019 Hz	0.047%	40.012 Hz	0.030%	40.019 Hz	0.047%	40.019 Hz	0.047%	40.019 Hz	0.047%	40.012 Hz	0.030%	40.012 Hz	0.030%	40.012 Hz	0.030%	40.012 Hz	0.030%	40.012 Hz	0.030%
20	AVC hombro subluxado (inicial)/Accidente Cerebro Vascular	40.0 Hz	39.950 Hz	-0.125%	39.751 Hz	-0.623%	39.950 Hz	-0.125%	39.960 Hz	-0.100%	39.966 Hz	-0.085%	39.952 Hz	-0.120%	39.953 Hz	-0.117%	39.980 Hz	-0.050%	39.940 Hz	-0.150%	39.957 Hz	-0.107%
21	AVC hombro subluxado (intermedia)	40.0 Hz	39.984 Hz	-0.040%	39.875 Hz	-0.313%	39.985 Hz	-0.038%	39.990 Hz	-0.025%	39.987 Hz	-0.032%	39.993 Hz	-0.017%	39.982 Hz	-0.045%	39.980 Hz	-0.050%	39.790 Hz	-0.525%	39.983 Hz	-0.043%
22	AVC hombro subluxado (Avanzada)	40.0 Hz	40.038 Hz	0.095%	40.021 Hz	0.053%	40.040 Hz	0.100%	40.037 Hz	0.092%	40.0 Hz	0.000%	40.020 Hz	0.050%	40.030 Hz	0.075%	40.035 Hz	0.087%	40.039 Hz	0.098%	40.040 Hz	0.100%
23	LIBRE																					

[9] Mediciones obtenidas del APK "Bluetooth Signal Strength Meter and Analyzer".

Distancia a 0 metros.



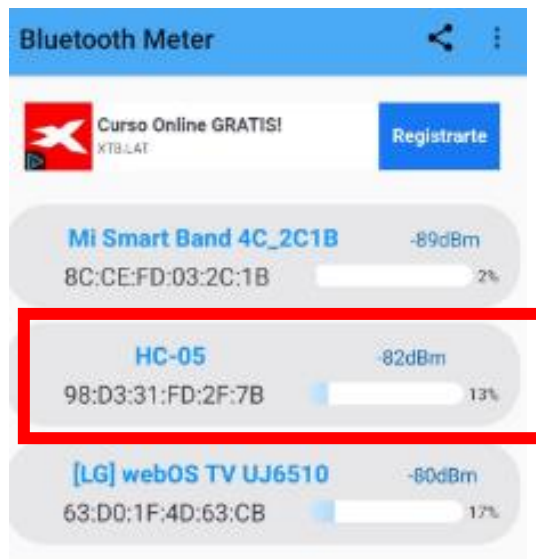
Distancia a 5 metros.



Distancia a 7 metros.



Distancia a 10 metros.



[10] Ficha de evaluación de expertos – Medico de traumatología.

Ficha de Validación por expertos

ESCALA DE CALIFICACIÓN

I. Datos Generales

NOMBRES Y APELLIDOS JULIO A. SEGURA PEREZ
 GRADO ACADÉMICO MÉDICO - TRAUMATOLOGÍA
 INSTITUCIÓN DONDE LABORA INSTITUTO N. SALUD DEL NIÑO

Tengo el agrado de dirigirme a Ud., para saludarlo(a) cordialmente y a la vez manifestarle que, conociendo de su trayectoria académica y profesional, molestamos su atención al elegirlo como JUEZ EXPERTO para validar el **DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES MUSCULARES** instrumento que pretendemos utilizar en la Tesis para optar el grado de Licenciatura en Ingeniería Electrónica., por la Universidad Particular San Martín de Porres .

TÍTULO DE LA TESIS

DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES MUSCULARES

AUTORES DE LA TESIS: DIEGO PEÑA VILLAFANA Y JEANCARLO JIMENEZ SOSA

II- ASPECTOS DE VALIDACIÓN

	¿SEGÚN SU EXPERIENCIA Y CONOCIMIENTOS...	SI	NO	OBSERVACIONES
1.	...La infraestructura del equipo es el adecuado?	X		
2.	...el equipo es fácil de usar en comparación de sus similares?	X		
3.	...cree usted que este equipo ayuda al desarrollo de la tecnología médica peruana?	X		
4.	...El equipo tiene los parámetros técnicos correctos para realizar terapias en pacientes? (Voltaje, ancho de pulso, frecuencia e intensidad)	X		
5.	...el equipo cubre todas las necesidades para poder realizar una terapia física exitosa?	X		

RECOMENDACIONES:

DEBE VERSE PROYECTO PARA USO MASIVO

Firma y sello 
 Nombre: Julio A Segura Perez
 DNI: 0880 1659
 SEGURA PEREZ
 Traumatología
 RNE: 10834

[11] Ficha de evaluación de expertos – Licenciado en tecnología médica.

Ficha de Validación por expertos

ESCALA DE CALIFICACIÓN

I. Datos Generales

NOMBRES Y APELLIDOS Jhon David Torres Ruedas
 GRADO ACADÉMICO Licenciado en Tecnología Médica
 INSTITUCIÓN DONDE LABORA Clínica de Rehabilitación Chacorrilla

Tengo el agrado de dirigirme a Ud., para saludarlo(a) cordialmente y a la vez manifestarle que, conociendo de su trayectoria académica y profesional, molestamos su atención al elegirlo como JUEZ EXPERTO para validar el **DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES MUSCULARES** instrumento que pretendemos utilizar en la Tesis para optar el grado de Licenciatura en Ingeniería Electrónica, por la Universidad Particular San Martín de Porres.

TÍTULO DE LA TESIS

DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES MUSCULARES

AUTORES DE LA TESIS: DIEGO PEÑA VILLAFANA Y JEANCARLO JIMENEZ SOSA

II- ASPECTOS DE VALIDACIÓN

	¿SEGÚN SU EXPERIENCIA Y CONOCIMIENTOS...	SI	NO	OBSERVACIONES
1.	...La infraestructura del equipo es el adecuado?	X		
2.	...el equipo es fácil de usar en comparación de sus similares?	X		
3.	...cree usted que este equipo ayuda al desarrollo de la tecnología médica peruana?	X		
4.	...El equipo tiene los parámetros técnicos correctos para realizar terapias en pacientes? (Voltaje, ancho de pulso, frecuencia e intensidad)	X		
5.	...el equipo cubre todas las necesidades para poder realizar una terapia física exitosa?	X		

RECOMENDACIONES:

Rehabilitar la lista de programas de tratamiento, priorizando la realidad del país. Buscar en el instituto nacional de rehabilitación.

Lic. Jhon David Torres Ruedas
 Tecnólogo Médico
 Terapia Física y Rehabilitación
 C.T.M.P. 12116

Firma y sello

Nombre: Jhon David Torres Ruedas
 DNI: 74171432

[12] Ficha de evaluación de expertos – Terapeuta técnico.

Ficha de Validación por expertos
ESCALA DE CALIFICACIÓN

I. Datos Generales

NOMBRES Y APELLIDOS RAÚL FRANCISCO VILLAFANA SENDOZAIN

GRADO ACADÉMICO TERAPEUTA TÉCNICO

INSTITUCIÓN DONDE LABORA QUIPO RELAX

Tengo el agrado de dirigirme a Ud., para saludarlo(a) cordialmente y a la vez manifestarle que, conociendo de su trayectoria académica y profesional, molestamos su atención al elegirlo como JUEZ EXPERTO para validar el **DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES MUSCULARES** instrumento que pretendemos utilizar en la Tesis para optar el grado de Licenciatura en Ingeniería Electrónica, por la Universidad Particular San Martín de Porres.

TÍTULO DE LA TESIS

DISEÑO DE UN PROTOTIPO LOW COST DE ELECTROESTIMULADOR TENS-EMS ORIENTADO A MEJORAR EL PROCESO DE REHABILITACIÓN DE PERSONAS QUE PADECEN DE ENFERMEDADES MUSCULARES

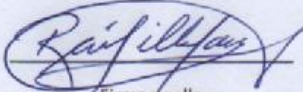
AUTORES DE LA TESIS: DIEGO PEÑA VILLAFANA Y JEANCARLO JIMENEZ SOSA

II- ASPECTOS DE VALIDACIÓN

	¿SEGÚN SU EXPERIENCIA Y CONOCIMIENTOS...	SI	NO	OBSERVACIONES
1.	...La infraestructura del equipo es el adecuado?	✓		
2.	...el equipo es fácil de usar en comparación de sus similares?	✓		
3.	...cree usted que este equipo ayuda al desarrollo de la tecnología médica peruana?	✓		
4.	...El equipo tiene los parámetros técnicos correctos para realizar terapias en pacientes? (Voltaje, ancho de pulso, frecuencia e intensidad)	✓		
5.	...el equipo cubre todas las necesidades para poder realizar una terapia física exitosa?	✓		

RECOMENDACIONES:

EL EQUIPO Y LA IDEA ES MAGNIFICA TAL VEZ PODRÍA HABER OPCIÓN DE PORTABILIDAD Y UNA PANTALLA TEMPORIZADOR


 Firma y sello
 Nombre: RAÚL FRANCISCO VILLAFANA SENDOZAIN
 DNI: 25504448