



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica

Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica

**Diseño de un analizador de corrientes TENS de un
electroestimulador**

TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL

Para optar el Título Profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR

Marco Enrique PAUCCARA GALINDO

ASESOR

Teófilo Matías HUABLOCHO PÉREZ

Lima, Perú

2021



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

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

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Pauccara, M. (2021). *Diseño de un analizador de corrientes TENS de un electroestimulador*. [Trabajo de suficiencia profesional de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica, Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica]. Repositorio institucional Cybertesis UNMSM.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Marco Enrique Pauccara Galindo
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	70252246
URL de ORCID	No aplica
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Teófilo Matías Huablocho Pérez
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	25420840
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0003-3357-8055
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Ricardo Yauri Rodríguez
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	41900467
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Salomón Arístides Luque Gamero
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	07960620
Datos de investigación	
Línea de investigación	C.0.6.3. Instrumentación biomédica
Grupo de investigación	No aplica
Agencia de financiamiento	Sin financiamiento

Ubicación geográfica de la investigación	País: Perú Departamento: Lima Provincia: Lima Distrito: Villa María del Triunfo Latitud: -12.177366 Longitud: -76.940171
Año o rango de años en que se realizó la investigación	Febrero 2019 – Noviembre 2019
URL de disciplinas OCDE	Ingeniería eléctrica, Ingeniería Electrónica https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#2.02.01 Ingeniería médica https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#2.06.01



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRÓNICA Y ELÉCTRICA
PROGRAMA DE TITULACIÓN EXTRAORDINARIA
Teléfono 619-7000 Anexo 4226
Calle Germán Amezaga 375 – Lima 1 – Perú



ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL Nº 047/FIEE-EPIE/2021

Los suscritos Miembros del Jurado, nombrados por la Comisión Ejecutiva del Programa de Perfeccionamiento Profesional de la Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica, reunidos en la fecha, bajo La Presidencia Del **Mg. Yauri Rodriguez, Ricardo** integrado por **Ing. Huablocho Perez, Teofilo Matias** y **Ing. Luque Gamero, Salomon Arístides**.

Después de escuchar la Sustentación de Trabajo de Suficiencia Profesional del **Bach. PAUCCARA GALINDO, MARCO ENRIQUE** con código Nº **12190107** que para optar el Título Profesional de Ingeniero Electrónico sustentó su Trabajo de Suficiencia Profesional titulada **“DISEÑO DE UN ANALIZADOR DE CORRIENTES TENS DE UN ELECTROESTIMULADOR ”**

El jurado examinador procedió a formular las preguntas reglamentarias y, luego de una deliberación en privado, decidió **aprobar** otorgándole el calificativo de dieciocho (18)

Ciudad Universitaria, 12 de setiembre del 2021

Mg. Yauri Rodriguez, Ricardo
Presidente de Jurado

Ing. Huablocho Perez, Teofilo Matias
Miembro de Jurado

Ing. Luque Gamero, Salomon Arístides
Miembro de Jurado

RESUMEN

En el presente trabajo se mostrará el proceso del diseño de un circuito capaz de comprobar los parámetros básicos de un electroestimulador de corrientes TENS, como son, la intensidad de corriente y su frecuencia, ya que la mayoría de equipos destinados para el tratamiento de dolores tanto agudos o crónicos cuentan con al menos este tipo de corriente y estos equipos no solo son usados en el área de terapia física y rehabilitación, también se pueden encontrar en hogares debido a su bajo costo económico. Ante ello se requiere al menos un dispositivo con el cual se pueda diagnosticar alguna anomalía en este tipo de equipos, y darles solución a las fallas más recurrentes.

Para desarrollar este dispositivo se realizaron mediciones con un equipo calibrado, de esta manera se garantiza que los resultados obtenidos sean más precisos y que la magnitud evaluada se asemeje a la magnitud medida. Luego con el uso de microcontroladores y software de acceso libre, estos datos se podrán interpretar fácilmente, además de mostrar dicha información visualmente en forma análoga y digital. Por último, se busca impulsar el desarrollo de diseño de nuevas tecnologías y motivar a los estudiantes a seguir realizando más proyectos de investigación.

Palabras claves: TENS, terapia física y rehabilitación, intensidad de corriente, frecuencia, microcontrolador.

ABSTRACT

The present work shows the process of designing a circuit capable of verifying the basic parameters of a TENS current electrostimulator, such as the intensity of the current and its frequency, since most of the equipment used for the treatment of pain both Acute or chronic patients have these less this type of current and equipment is not only used in the area of physical therapy and rehabilitation, it can also be found in homes due to its low economic cost. Given this, at least one device is required with which to diagnose an anomaly in this type of equipment, and provide a solution to the most recurrent failures.

In order to develop this device, measurements were carried out with calibrated equipment, in this way it is guaranteed that the results obtained are more precise and that the verification quantity is similar to the measurement quantity. Then with the use of microcontrollers and free access software, this data can be easily interpreted, in addition to displaying said information visually in analog and digital form. Finally, it seeks to promote the design development of new technologies and motivate students to continue carrying out more research projects.

Keywords: TENS, physical therapy and rehabilitation, current intensity, frequency, microcontroller.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	ii
ABSTRACT	iii
TABLA DE CONTENIDO	iv
LISTA DE TABLAS	vi
LISTA DE FIGURAS	vii
CAPITULO I	1
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO II	2
INFORMACIÓN DEL LUGAR DONDE SE DESARROLLÓ LA ACTIVIDAD..	2
2.1. Institución donde se desarrolló la actividad	2
2.2 Periodo de duración de la actividad	2
2.3 Finalidad y objetivos de la entidad	2
2.4 Razón social	3
2.5 Correo electrónico del profesional a cargo	3
CAPITULO III	4
DESCRIPCION DE LA ACTIVIDAD.....	4
3.1. Descripción de la realidad del problema.....	4
3.2. Objetivos de la actividad.....	5
3.2.1. Objetivo general.....	5
3.2.2. Objetivos específicos	6
3.3. Problemática	6

3.3.1. Problema general	6
3.3.2. Problemas específicos.....	6
3.3.3. Justificación e importancia de la investigación	6
3.4. Metodología.....	7
3.4.1. Bases teóricas	7
3.4.2. Marco conceptual	9
3.5. Procedimiento	18
3.5.1. Indicador de intensidad de corriente	18
3.5.2. Contador de frecuencia.....	33
3.6. Resultado de la actividad	39
CAPITULO IV.....	44
CONCLUSIONES	44
4.1. Metodología aplicada	44
4.1.1. Tipo de investigación	44
4.1.2. Diseño de la investigación	44
4.1.3. Población y muestra	45
4.1.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	45
4.2. Discusión de resultados	46
4.3. Conclusiones.....	46
CAPITULO V.....	47
RECOMENDACIONES.....	47
CAPITULO VI.....	48
BIBLIOGRAFÍA.....	48
CAPITULO VII.....	50
ANEXOS.....	50

LISTA DE TABLAS

<i>Tabla 1: Clasificación de las corrientes según su frecuencia.....</i>	<i>10</i>
<i>Tabla 2: Escala de voltajes en LED en barra.....</i>	<i>27</i>
<i>Tabla 3: Descripción de pines LCD 2x16.....</i>	<i>35</i>

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1: Representación gráfica de parámetros.</i> Fuente: Electroterapia de baja frecuencia (Arce, 2004)	11
<i>Figura 2: Diagrama de bloques de un electroestimulador.</i> Fuente: Diseño de un estimulador muscular para terapias analgésicas de baja frecuencia (Juárez,2012).....	13
<i>Figura 3: Onda de flujo constante y misma polaridad.</i> Fuente: Grupo de investigación DALCAME	13
<i>Figura 4: Onda de flujo interrumpido y misma polaridad.</i> Fuente: Grupo de investigación DALCAME	14
<i>Figura 5: Onda alterna.</i> Fuente: Grupo de investigación DALCAME	14
<i>Figura 6: Onda alterna interrumpida.</i> Fuente: Grupo de investigación DALCAME.....	14
<i>Figura 7: Electroestimulador TENS Impulse 3000T.</i> Fuente: Elaboración propia.....	16
<i>Figura 8: Partes del Arduino UNO.</i> Fuente: https://www.ingmecafenix.com/electronica/arduino/	17
<i>Figura 9: Señal TENS a 130Hz.</i> Fuente: Elaboración propia	19
<i>Figura 10: Impulse 3000T a 130Hz.</i> Fuente. Elaboración propia.....	19
<i>Figura 11: Diagrama de bloques - Medidor de Intensidad.</i> Fuente: Elaboración propia	20
<i>Figura 12: Medición de voltaje a la salida del rectificador.</i> Fuente: Elaboración propia	21
<i>Figura 13: Conexión estimulador-multímetro.</i> Fuente: Elaboración propia	21
<i>Figura 14: Medición de voltaje máximo.</i> Fuente: Elaboración propia	22
<i>Figura 15: Etapa de filtrado.</i> Fuente: Internet	23

<i>Figura 16:</i> Conexión con carga de 10KΩ. Fuente: Elaboración propia	23
<i>Figura 17:</i> Medición de voltaje con carga. Fuente: Elaboración propia	24
<i>Figura 18:</i> Integrado LM3914. Fuente: https://www.ecured.cu/Integrado_LM3914	24
<i>Figura 19:</i> Descripción de pines del LM3914. Fuente: https://www.ecured.cu/Integrado_LM3914	25
<i>Figura 20:</i> Configuración del LM3914. Fuente: Datasheet LM3914	26
<i>Figura 21:</i> Simulación - voltaje referencia a 0v. Fuente: Elaboración propia	28
<i>Figura 22:</i> Simulación - voltaje referencia a 3.3v. Fuente: Elaboración propia	28
<i>Figura 23:</i> Simulación - voltaje referencia a 6.6v. Fuente: Elaboración propia	29
<i>Figura 24:</i> Led en barra. Fuente: www.prometec.net	30
<i>Figura 25:</i> Simulación circuito completo. Fuente: Elaboración propia	30
<i>Figura 26:</i> Diseño de tarjeta PCB. Fuente: Elaboración propia.....	31
<i>Figura 27:</i> Vista superior de tarjeta PCB. Fuente: Elaboración propia.....	31
<i>Figura 28:</i> Vista lateral de tarjeta PCB. Fuente: Elaboración propia	31
<i>Figura 29:</i> Placa PCB terminada. Fuente: Elaboración propia	32
<i>Figura 30:</i> Equipo en funcionamiento a baja intensidad. Fuente: Elaboración propia	32
<i>Figura 31:</i> Equipo en funcionamiento a máxima intensidad. Fuente: Elaboración propia	33
<i>Figura 32:</i> Diagrama de bloques - Contador de Frecuencia. Fuente: Elaboración propia	34
<i>Figura 33:</i> LCD 2x16. Fuente: www.aulavirtual.com	35
<i>Figura 34:</i> Circuito para señal de salida TENS. Fuente: Elaboración propia	37
<i>Figura 35:</i> Configuración Arduino con LCD 16x2. Fuente: Elaboración propia	37
<i>Figura 36:</i> Señal TENS a 60Hz. Fuente: Elaboración propia	40
<i>Figura 37:</i> Señal de 60Hz mostrada en osciloscopio. Fuente: Elaboración propia	40
<i>Figura 38:</i> Señal TENS a 100Hz. Fuente: Elaboración propia	41

<i>Figura 39: Señal de 100Hz mostrada en osciloscopio.</i> Fuente. Elaboración propia.....	41
<i>Figura 40: Señal TENS a 130Hz.</i> Fuente: Elaboración propia	42
<i>Figura 41: Señal de 130Hz mostrada en osciloscopio.</i> Fuente. Elaboración propia.....	42
<i>Figura 42: Señal TENS a 150Hz.</i> Fuente: Elaboración propia	43
<i>Figura 43: Señal de 150Hz mostrada en osciloscopio.</i> Fuente. Elaboración propia.....	43

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN

El uso de la corriente para el tratamiento de enfermedades es una de las herramientas más usadas por los fisioterapeutas, debido a ello el campo de aplicación de la electroterapia es muy amplio, y a lo largo del tiempo el manejo de diferentes corrientes ha experimentado grandes avances y con ello la necesidad de producir equipos sofisticados capaces de generar la corriente necesaria para el tratamiento del dolor.

Los equipos usados comúnmente en esta rama de la fisioterapia, son los electroestimuladores, estos dispositivos electrónicos son capaces de producir el tipo de corriente adecuada generando pulsos eléctricos para obtener una respuesta motora de los músculos.

Los parámetros principales que son controlados por el tecnólogo médico en general son la intensidad de corriente y la frecuencia, por lo tanto este trabajo se enfocará en el desarrollo de un dispositivo capaz de mostrar la intensidad de la corriente producida por el electroestimulador en forma de niveles a través de un led en barra, con el fin de que sea más fácil para el usuario comprender el funcionamiento del equipo, y también se adicionará un circuito capaz de medir la frecuencia de salida que generan los equipos TENS, de esta manera, no solo se comprobará que el electroestimulador usado este trabajando en óptimas condiciones, sino también se podrán detectar fallas en el momento y proceder con su reparación respectiva reduciendo así los tiempos de corrección.

CAPITULO II INFORMACIÓN DEL LUGAR DONDE SE DESARROLLÓ LA ACTIVIDAD

2.1. Institución donde se desarrolló la actividad

Las actividades vistas en el presente trabajo se desarrollaron en la empresa Ibérica de Mantenimiento S.A

2.2 Periodo de duración de la actividad

El presente trabajo se llevó a cabo durante el periodo:

Febrero 2019 – Noviembre 2019

2.3 Finalidad y objetivos de la entidad

La empresa Ibérica de mantenimiento surge como solución a las necesidades de mantenimiento de los hospitales y centros de salud, a su vez ofrecen soluciones integrales para toda la gestión de la tecnología sanitaria, manteniendo todo tipo de equipos e instalaciones de uso médico, auditando inventarios y puestas en marcha de los equipos, realizando obras y reformas

en instalaciones y centros asistenciales suministrando materiales, accesorios y consumibles necesarios.

2.4 Razón social

IBERICA DE MANTENIMIENTO S.A. SUCURSAL DEL PERU

2.5 Correo electrónico del profesional a cargo

ybusnego@ibermansa.pe

CAPITULO III

DESCRIPCION DE LA ACTIVIDAD

3.1. Descripción de la realidad del problema

La terapia física ha generado un gran impacto social en el bienestar de la población, es muy importante y valiosa que trae consigo beneficios para aquellas personas que han sufrido una lesión o enfermedad y quieran recuperarse. Según la Organización Mundial de Salud, se estima que más de mil millones de personas viven con algún tipo de discapacidad; o sea, alrededor del 15% de la población mundial (según las estimaciones de la población mundial en 2010), esta cifra es superior a las estimaciones previas correspondientes a los años 1970, que eran de aproximadamente un 10%.

Las técnicas para conseguir una respuesta motora muscular se usan en fisioterapia desde mediados del siglo pasado, y tanto dentro de las terapias físicas como en el mundo del fitness son cada vez más usadas. En la actualidad gran parte de las salas de rehabilitación se encuentran equipados con dispositivos de alta tecnología para brindar servicios terapéuticos como electroterapia, láser, ultrasonido, diatermia, hidroterapia, entre otros.

La fisioterapia utiliza la electroestimulación para mejorar el tono muscular de los pacientes postrados o el rendimiento de los deportistas permitiendo una recuperación más rápida disminuyendo el sobreesfuerzo de los músculos en los entrenamientos, incluso las técnicas de electroterapia se pueden usar en reposo y de esa manera mantener la condición de la musculatura.

La presente investigación titulada “DISEÑO DE UN ANALIZADOR DE CORRIENTES TENS DE UN ELECTROESTIMULADOR”, se realiza debido a que en muchos hospitales, clínicas o ya sea cualquier lugar en donde se usen

equipos de electroestimulación, existe desconocimiento al momento de realizar las pruebas de funcionamiento a los equipos, y es que no cuentan con un comprobador, testeador, o indicador que evidencie el funcionamiento correcto del equipo, en algunos casos para comprobar se tiene que usar como prueba al mismo paciente poniendo en peligro y riesgo su salud. Por ejemplo, en los electroestimuladores, como saber si la intensidad de corriente o frecuencia que se programó es realmente lo que muestra el equipo, o en caso de los ultrasonidos un medidor de potencia; muchas veces el personal técnico hace uso de su cuerpo para comprobar el funcionamiento del equipo, lo cual se expone a riesgos. Además, muchas empresas no cuentan con estos equipos necesarios, si bien es cierto que para comprobar tal vez no es necesario tener equipos sofisticados que midan la corriente de salida o la potencia del ultrasonido o láser, solo basta con diseñar un dispositivo capaz de reemplazar al paciente para realizar pruebas, de esta manera alejarlo de todo peligro que puede ocurrir y también se podrán detectar fallas fácilmente. A su vez, hospitales o clínicas que requieran conseguir una acreditación, o empresas de mantenimiento que quieran alcanzar alguna certificación, este proyecto les beneficiaría bastante.

Lo que busca esta investigación es diseñar una herramienta o dispositivo capaz de mostrar los niveles de corrientes y los valores de frecuencia que generan los TENS, de tal forma que se pueda comprobar estos parámetros y verificar que se encuentren dentro del rango de las especificaciones del equipo, a su vez se podrán detectar fallas en el mismo o accesorios como cables, conectores y parches, sin la necesidad de seguir usando a un paciente como elemento de prueba.

3.2. Objetivos de la actividad

3.2.1. Objetivo general

Diseñar un analizador de corrientes TENS de los electroestimuladores.

3.2.2. Objetivos específicos

- Determinar los dispositivos necesarios para el diseño de un analizador de corrientes TENS de un electroestimulador.
- Fundamentar teóricamente las corrientes TENS para poder diseñar un analizador de corrientes de un electroestimulador.
- Conocer las características de un TENS.

3.3. Problemática

3.3.1. Problema general

¿Cuál es el diseño apropiado de un analizador de corrientes TENS de un electroestimulador?

3.3.2. Problemas específicos

- ¿Cuáles son los dispositivos necesarios para poder diseñar un analizador de corrientes TENS de un electroestimulador?
- ¿Cuáles son las teorías que fundamentan las corrientes TENS para el diseño de un analizador de corrientes de un electroestimulador?
- ¿Cuáles son las características de un equipo TENS?

3.3.3. Justificación e importancia de la investigación

3.3.3.1. Justificación Teórica. Desde el punto de vista teórico el diseño de este dispositivo ayudará mucho a personas que requieran su uso, además aportará conocimientos de carácter electrónico y biomédico que servirá para

futuros trabajos de investigación relacionados con el diseño de equipos de terapia.

3.3.3.2. Justificación Práctica. La presente investigación aportará al usuario un dispositivo de fácil manejo, con el cual se pretende comprobar que el equipo utilizado este en óptimas condiciones para su uso, a su vez, servirá en futuros trabajos relacionados con equipos de electroterapia, a fin de que se sigan diseñando dispositivos que logren solucionar problemas.

3.4. Metodología

3.4.1. Bases teóricas

Zapata (2010) en su tesis “Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz” tiene por objetivo general: Diseñar un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz, y como objetivos específicos: primero, diseñar una interfaz de usuario que permita definir los parámetros de estimulación eléctrica y permita monitorear tales parámetros, y segundo diseñar un generador de ondas cuadradas con frecuencias variables preestablecidas y cuyas duraciones de pulso sean variables en rangos preestablecidos; el estudio se desarrolló con un enfoque mixto, diseño experimental, la investigación arribó a las siguientes conclusiones: primero, el Diseño de un Estimulador Eléctrico Funcional para Rehabilitación de Miembros Distales Superiores ha demostrado mediante las pruebas realizadas basadas en valores de parámetros y diseños tomados de la literatura especializada en este tema. El tipo de estimulación logrado es bien tolerado por el cuerpo humano. Por lo tanto, esto conllevará a obtener una herramienta más para la rehabilitación física en nuestro país. Segundo, este dispositivo es muy práctico pues ocupa muy poco espacio, su consumo de energía es muy bajo. Como módulo puede ser conectado en cualquier

computadora a través de un cable DB-25 y que contenga el Instrumento Virtual diseñado en este trabajo de tesis, que le da la propiedad de ser portátil. Con el instrumento Virtual se puede controlar los valores en tiempo real, salvando las limitaciones que nos puedan dar la computadora personal y el sistema operativo; y por último, se ha demostrado también que a diferentes amplitudes de voltajes se obtienen distintos niveles de contracción muscular.

Apéstegui (2013) en la tesis cuyo título tiene por nombre “Desarrollo de un dispositivo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares”, tiene como objetivo el desarrollo de un equipo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares, la investigación se desarrolló con enfoque mixto, diseño experimental, en la investigación se logró implementar un dispositivo de electroestimulación muscular de 04 canales, con una interfaz de usuario amigable y sencilla de manejar; que posibilita la elección de distintas rutinas de entrenamiento preestablecidas; generadas teniendo en cuenta parámetros como: amplitud de la señal, tiempo de contracción, tiempo de reposo y número de repeticiones de un ciclo de estimulación.

Huanca (2016) en la investigación denominada “Diseño e implementación de un equipo de doble funcionalidad para fisioterapia (estimulador y ultrasonido)”, tiene como objetivo general: Diseñar un equipo de doble funcionalidad TENS (estimulación nerviosa eléctrica transcutánea) y un generador de ondas ultrasónicas (masajeador ultrasónico) para el uso en fisioterapia con el propósito de coadyuvar la rehabilitación de lesiones en los músculos, ocasionados por accidentes laborales, la investigación se desarrolló según parámetros del método descriptivo, donde se citaron las diferentes etapas, describiendo como cada una de ellas va interactuando en el proceso; la tesis llegó a las siguientes conclusiones: Se logró diseñar el equipo que consta de doble funcionalidad, el cual se encuentra dentro de los parámetros de equipos similares y se logró conocer las características de un equipo TENS.

3.4.2. Marco conceptual

3.4.2.1. Definiciones básicas

A. Fisioterapia.

Según García (2016, p.17), la fisioterapia lo descompone en:

Fisio, del griego physis (naturaleza) y terapia, del griego therapehia (tratamiento), que fue definida inicialmente a “tratamiento por la naturaleza”. Este concepto, con el paso de los siglos, ha ido evolucionando hasta reconocerse actualmente como “tratamiento por agentes físicos”. Dicha definición se consolidó más concretamente en el 1958 cuando la Organización Mundial de la Salud (OMS) describe la Fisioterapia como “el arte y la ciencia del tratamiento por medio del ejercicio terapéutico, calor, frío, luz, agua, masaje y/o electricidad”.

En el estatuto del Consejo General de Colegios de Fisioterapeutas (C.G.C.F.) (Título I, Capítulo I. Artículo 1) define a la fisioterapia como:

La ciencia y el arte del tratamiento físico; es decir, el conjunto de métodos, actuaciones y técnicas que, mediante la aplicación de medios físicos, curan y previenen las enfermedades, promueven la salud, recuperan, habilitan, rehabilitan y readaptan a las personas afectadas de disfunciones psicofísicas o a las que se desea mantener en un nivel adecuado de salud.

B. Electroterapia.

Es la rama de la medicina, una técnica que consiste en la aplicación correcta de electricidad procedente de un espectro electromagnético al cuerpo humano para generar respuestas biológicas con fines terapéuticos sin saturar o dañar los tejidos tratados en distintas enfermedades ayudando al aumento del umbral del dolor (Rodríguez, 2019).

3.4.2.2. Clasificación de las corrientes.

Según la Red de Salud de Cuba como parte de un proyecto del Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas, clasifica a las corrientes usadas en electroterapia de acuerdo a su frecuencia, tal como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1: Clasificación de las corrientes según su frecuencia

Frecuencia	Rango	Modalidad terapéutica
Baja	1Hz - 1kHz	Corriente de Trabert Corriente TENS Corrientes Diadinámicas
Media	1 kHz – 10kHz	Corrientes Interferenciales Corrientes Rusas o Kotz
Alta	10kHz – 2450MHz	Diatermia por Onda corta Diatermia por Microonda

Nota. Elaboración propia con fuente de Red de Salud de Cuba.

El tipo de corriente que se analizarán, serán las corrientes TENS, considerada también como corrientes de baja frecuencia.

3.4.2.3. T.E.N.S (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation)

Antes que nada, se sabe que el dolor del paciente se genera a raíz de un estímulo, el cual envía un impulso eléctrico que va desde los receptores nerviosos, ubicados en todas las partes del cuerpo humano, pasando por la médula espinal hasta llegar al cerebro donde se codifica la sensación de dolor. Entonces la Estimulación Eléctrica Nerviosa Transcutánea o estimulación eléctrica del nervio periférico es un tratamiento que tiene como finalidad interrumpir o neutralizar los nervios receptores del dolor antes de que lleguen al cerebro, para dicho tratamiento se utilizan equipos portátiles que liberan impulsos eléctricos, los cuales serán dirigidos a los nervios receptores por

medio de electrodos de contacto, usados directamente en la piel, interrumpiendo o neutralizando el paso del estímulo del dolor (García,2016).

A. Parámetros eléctricos.

Todo impulso eléctrico se puede representar como una onda bifásica simétrica y asimétrica, y los tres parámetros empleados en el TENS son: Frecuencia, Intensidad y Duración (Arce, 2004). Ver Figura 1.

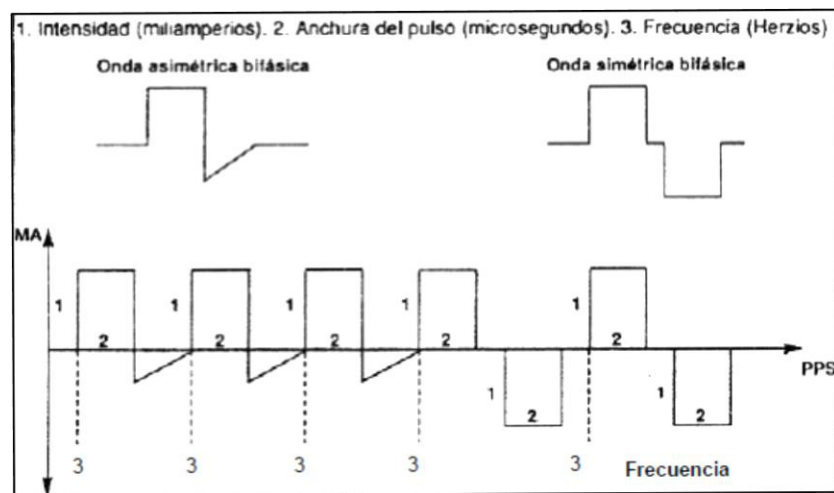


Figura 1: Representación gráfica de parámetros. Fuente: Electroterapia de baja frecuencia (Arce, 2004)

a. Frecuencia (N° de impulsos/ unidad de tiempo).

La frecuencia se mide en Hertzios (Hz) o pulsos por segundo (pps). En este trabajo se utilizará el TENS Impulse 3000T y su rango de frecuencias es de 1 a 150Hz

Varios trabajos publicados señalan que las frecuencias entre 50 y 100Hz son las más eficaces para el tratamiento del dolor, Erikson y Sjölund en 1981 demostraron en investigaciones experimentales que una frecuencia de 80 Hz es la más eficiente para combatir el dolor.

b. Intensidad.

Se mide en miliamperios (mA) y el rango de trabajo del Impulse 3000T se encuentra entre 0 - 80mA. La intensidad debe ser lo suficiente para que el paciente note una sensación de hormigueo agradable (Arce, 2004).

c. Ancho del pulso.

Viene a ser la duración el flujo de corriente en cada pulso. Se mide en microsegundos (μs) y a medida que se incrementa aumenta la sensación de hormigueo (Arce, 2004). El rango de trabajo del Impulse 3000T es de 50 a 250 μs .

3.4.2.4. Equipos de electroestimulación

En la actualidad, se pueden encontrar una gran variedad de equipos de electroestimulación, equipos que combinan distintas clases de corrientes como microcorriente, interferencial, alto voltaje, etc. También existe equipo de terapia combinada que combinan las corrientes interferenciales con el ultrasonido terapéutico e incluso equipos que tienen la modalidad EMS (electroestimulación muscular). Los equipos de electroestimulación se pueden clasificar en analógicos y digitales, si bien es cierto que los equipos digitales son más compactos, ligeros y ahorran más espacio, hablando terapéuticamente, la señal de salida utilizada para estimular los músculos del paciente son las mismas (CENETEC, 2005).

Hoy en día se pueden encontrar equipos que trabajan solo con batería o también junto con alimentación eléctrica, y la salida de canales normalmente son dos, pero hay modelos que tienen hasta 8 salidas.

A. Diagrama de bloques.

Un electroestimulador se compone básicamente por cuatro elementos, como se muestra en la Figura 2:



Figura 2: Diagrama de bloques de un electroestimulador. Fuente: Diseño de un estimulador muscular para terapias analgésicas de baja frecuencia (Juárez,2012)

a. Generador de ondas.

Es el componente encargado de generar la señal que se desea utilizar para el tratamiento, existen distintos tipos de señal usados en la electroterapia.

Entre las formas de onda más utilizadas están las siguientes:

- Flujo constante y misma polaridad: También conocida como corriente continua o galvánica, que consiste en aumentar la intensidad de corriente lentamente y mantener dicha intensidad sin alteraciones.



Figura 3: Onda de flujo constante y misma polaridad. Fuente: Grupo de investigación DALCAME

- Flujo interrumpido y misma polaridad: También llamadas interrumpidas galvánicas, ya que se realizan interrupciones en la intensidad aplicando corriente galvánica.



Figura 4: Onda de flujo interrumpido y misma polaridad. Fuente: Grupo de investigación DALCAME

- Flujo constante y polaridad invertida: Aplicación de una corriente eléctrica sin interrupciones, pero con alternaciones en su polaridad, también conocidas como corrientes alternas.

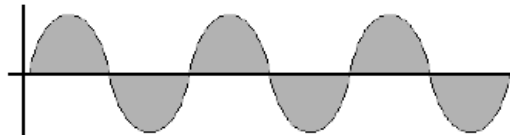


Figura 5: Onda alterna. Fuente: Grupo de investigación DALCAME

- Flujo interrumpido y polaridad invertida: Al igual que el caso anterior, hay alternancias en su polaridad, pero esta vez se hará interrupciones en la aplicación de la corriente.

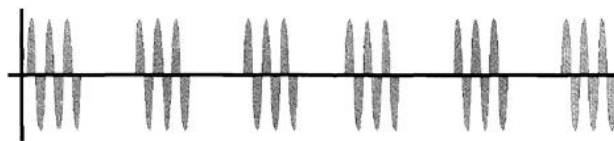


Figura 6: Onda alterna interrumpida. Fuente: Grupo de investigación DALCAME

b. Amplificador de señal.

Circuito electrónico capaz de incrementar la intensidad de corriente, la tensión o la potencia de la señal que se le aplica a su entrada, el amplificador

de voltaje debe ser lo suficiente para provocar la sensación de cosquilleo al musculo, mandando un voltaje de 0 a 7 voltios (Juárez, 2012).

c. Regulador.

Regula la cantidad de corriente o voltaje que llega directamente a los electrodos para evitar daños al paciente debido a una corriente elevada y de igual manera intensificar o disminuir de acuerdo a la percepción del paciente (Juárez, 2012).

d. Electroodos.

Los electrodos son membranas conductoras, a través de ellos se transmite la corriente eléctrica en la zona elegida, en su mayoría son de goma negra de silicona, impregnada de carbono y es necesario el uso de un gel electroconductor, el cual es aplicado en la superficie de la almohadilla para luego fijarlo sobre la piel con una cinta, también existen electrodos auto adheribles que no necesitan de algún gel o cinta, a diferencia del resto estas no son reutilizables indefinidamente (Maya, s.f.).

3.4.2.5. Electroestimulador Impulse 3000T

En este trabajo, se usará como equipo de prueba el electroestimulador Impulse 3000T, debido a que es accesible y es uno de los más comunes, además de ser usados en varios hospitales y clínicas. A partir de ello se realizarán las mediciones necesarias para obtener el diseño apropiado de los circuitos.

El Impulse 3000T es una unidad de electroterapia portátil, muy útil para el tratamiento del dolor, contracturas musculares, espasmos y además contribuye a la relajación muscular, el equipo se muestra en la Figura 7.

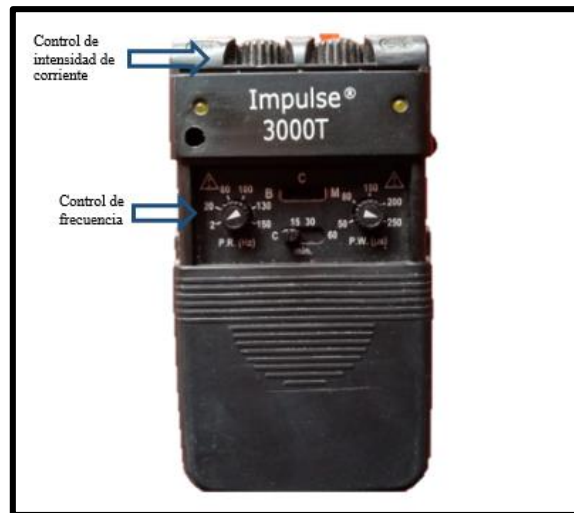


Figura 7: Electroestimulador TENS Impulse 3000T. Fuente: Elaboración propia

Para la realización de este proyecto se debe tener en cuenta dos observaciones con respecto al funcionamiento del equipo:

Primero, la intensidad de corriente es ajustable de forma análoga, depende de un potenciómetro para cada canal y por lo tanto uno no puede saber exactamente la cantidad de corriente que es aplicado al paciente, esto a causa de que el efecto que produce la corriente en la piel, dependerá mucho de las condiciones del paciente, no todos poseen la misma resistencia, ya que algunos poseen más sensibilidad que otros, en otras palabras la cantidad de corriente que se suministre dependerá de cuanto una persona es capaz de soportar.

Segundo, la frecuencia también es controlada de forma análoga, pero a diferencia del control de intensidad de corriente, este equipo si muestra los valores de frecuencia en específico que pueden ser usados, por lo tanto, en el desarrollo del circuito para medir este parámetro, si será mostrado en forma digital y será corroborado con un equipo calibrado, de esta forma se demostrará si la salida de frecuencia del electroestimulador está dentro de los porcentajes de tolerancia de $\pm 10\%$. Para la realización de este circuito se usará la herramienta Arduino, la cual se describe a continuación.

3.4.2.6. Arduino

Arduino viene a ser una plataforma de código abierto, fácil de utilizar, basada en software y hardware de acceso libre que permite a los desarrolladores crear diferentes proyectos interactivos, además sirve para interactuar con otros dispositivos o programas. El hardware de Arduino dispone de una variedad de placas electrónicas con un microcontrolador Atmel y puertos de entrada y salida, con respecto al software, Arduino ofrece la plataforma IDE (Entorno de Desarrollo Integrado), el cual consiste en que cualquiera puede desarrollar aplicaciones para las placas Arduino, y de esta manera otras personas le puedan dar diferentes utilidades (www.arduino.cc).

En este proyecto se usará el Arduino UNO, el cual se describe a continuación:

A. Arduino Uno.

Arduino Uno es una de las placas más comerciales, y entre sus versiones la más común es el ARDUINO UNO REV 3 (Figura 8); utiliza un microcontrolador ATmega328, la placa puede ser alimentada con una tensión de 7 a 12 v con un máximo de 250mA, sus pines trabajan con un voltaje de 5v, de las cuales 14 pines entrada/salida son digitales y 6 de ellos se pueden usar como salidas PWM, y además posee otras 6 entradas analógicas (www.arduino.cc).

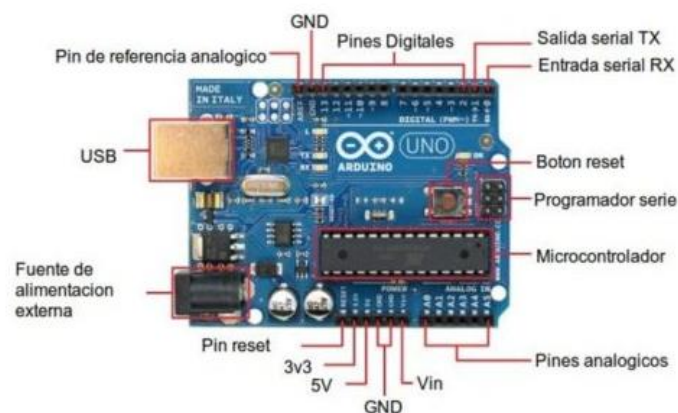


Figura 8: Partes del Arduino UNO. Fuente: <https://www.ingmecafenix.com/electronica/arduino/>

3.5. Procedimiento

El diseño del analizador de corrientes de un electroestimulador TENS, está dividido en dos partes, en primer lugar, se diseñará *el medidor de intensidad de corriente* y la otra parte constará de un *contador de frecuencia* que será mostrada en un display y será corroborada con un Osciloscopio calibrado.

3.5.1. Indicador de intensidad de corriente

Para el desarrollo de este circuito, se debe tener en cuenta que el electroestimulador Impulse 3000T manda la señal de corriente por medio de un potenciómetro, lo que es difícil saber exactamente cuanta corriente se aplica, por tal motivo, el objetivo es desarrollar un indicador en forma de niveles que a medida que aumente la cantidad de corriente se pueda observar claramente en un display, de esta manera será más fácil para el tecnólogo médico o usuario en general apreciar mucho mejor la intensidad de corriente que se le está aplicando a su paciente.

Primero, se analiza la señal de salida del equipo de muestra (Impulse 3000T), en modo continuo; para las pruebas se usará el Osciloscopio FLUKE 190-202 (certificado de calibración se muestra en el Anexo 2).

Se realiza una medida como ejemplo a una frecuencia de 130Hz, la señal obtenida se muestra en la Figura 9, así como su configuración en el equipo, mostrado en la Figura 10.

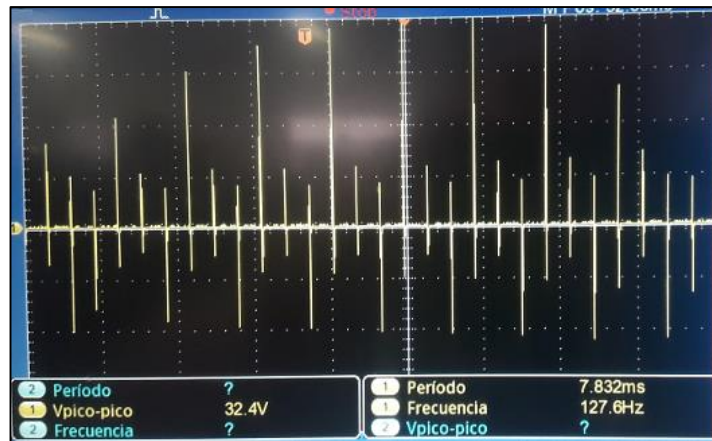


Figura 9: Señal TENS a 130Hz. Fuente: Elaboración propia



Figura 10: Impulse 3000T a 130Hz. Fuente. Elaboración propia

La corriente obtenida es de flujo interrumpido con polaridad invertida, para poder diseñar el comprobador de señales TENS, se realiza un diagrama de bloques según lo mostrado en la Figura 11.

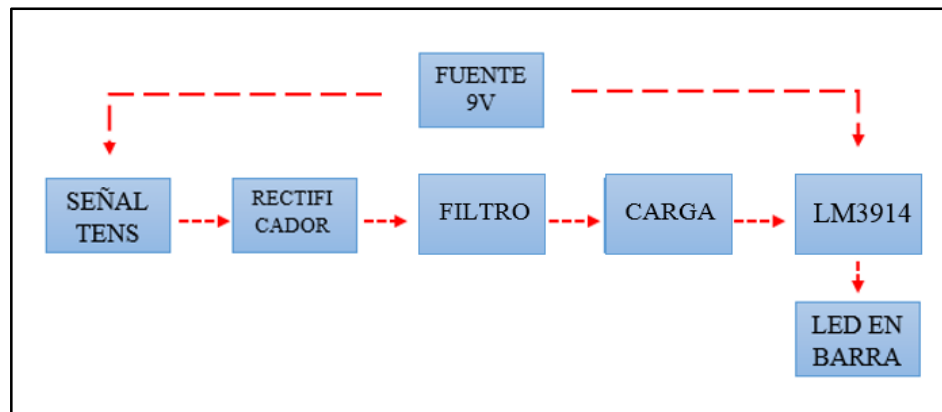


Figura 11: Diagrama de bloques - Medidor de Intensidad. Fuente: Elaboración propia

Ahora se procede a analizar cada componente del diagrama de bloques.

A. Señal TENS.

La señal TENS viene a ser en general una señal alterna que va desde 1 Hz a 150 Hz, según las especificaciones técnicas de cada equipo.

B. Rectificador.

Un circuito rectificador tiene la capacidad de transformar una señal de corriente alterna en una señal de corriente continua, existen dos tipos de rectificación.

- Rectificación de media onda
- Rectificación de onda completa

Esta última configuración será la usada para el diseño del circuito de medición de intensidad de corriente, asimismo la fuente alterna será la señal que manda el electroestimulador.

Para el diseño del circuito, primero se conecta el equipo TENS hacia el puente de diodos y se realizan las mediciones de voltaje a la salida del rectificador de menor a mayor intensidad, a fin de obtener el voltaje máximo y mínimo que genera el equipo TENS. Las conexiones del circuito se muestran tanto en las Figuras 12 y 13.

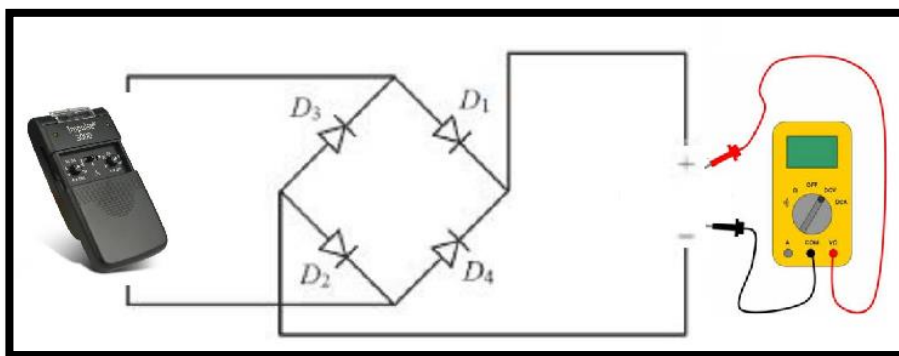


Figura 12: Medición de voltaje a la salida del rectificador. Fuente: Elaboración propia



Figura 13: Conexión estimulador-multímetro. Fuente: Elaboración propia

Los valores de tensión desde la mínima intensidad hasta la máxima varían desde 0v a 6.9v alterna, como se aprecia en la Figura 14.

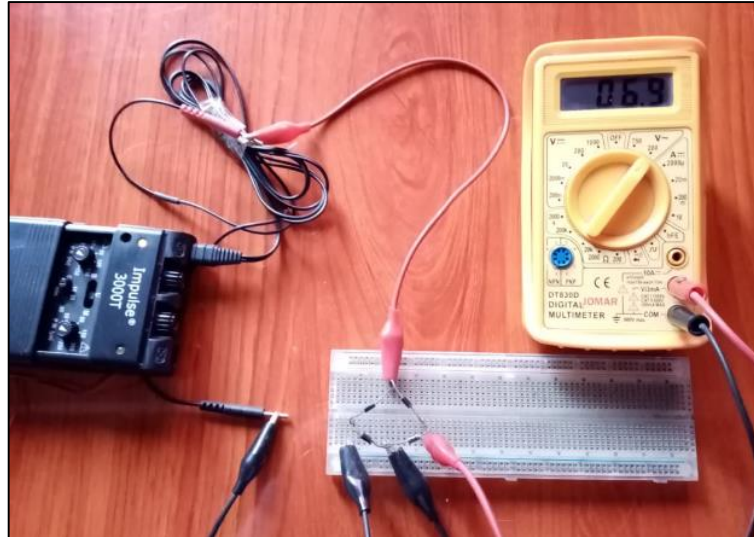


Figura 14: Medición de voltaje máximo. Fuente: Elaboración propia

C. Etapa de filtrado.

Una vez que la señal esta rectificada, se obtiene una forma de onda que no es precisamente continua, por lo tanto, como esta clase de tensión no es la adecuada para trabajar con la mayoría de circuitos electrónicos, y más bien lo que se necesita es una tensión constante, similar a la que produce una batería (corriente continua o directa); se recurre a un filtro, con el cual se obtendrá la tensión rectificada en la carga más adecuada.

El tipo más común de filtro es el filtro de condensador, conformado por uno o más capacitores o condensadores (ver Figura 15), la función de estos es “aplanar” la onda de corriente alterna (C.A.) que entregó el rectificador (la tensión en la carga que se obtiene de un rectificador es en forma de pulsos). Así que, para eliminar la ondulación, y dejar la tensión lo más continua posible, se filtrará la señal utilizando uno o más condensadores en paralelo.

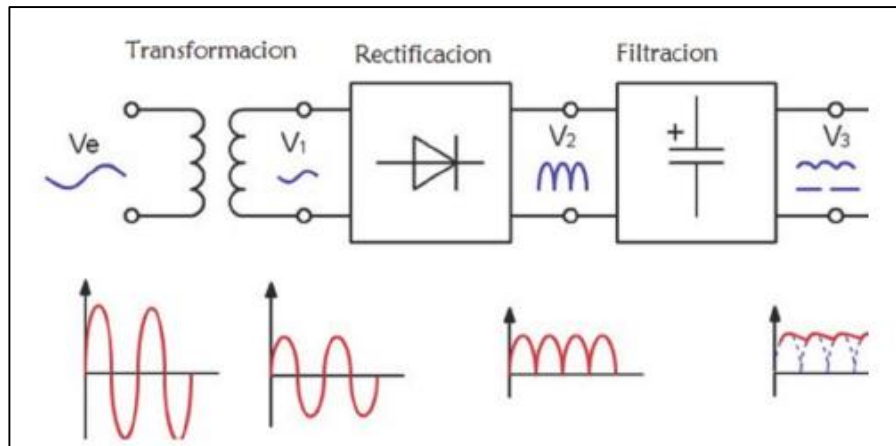


Figura 15: **Etapa de filtrado.** Fuente: Internet

D. Carga.

Una vez filtrada la señal, se debe agregar una carga, en este caso una resistencia para generar voltajes de tal manera que puedan ser aceptados por el integrado LM3914 y pueda ser mostrado en la barra de leds.

Con una resistencia de $10K\Omega$, los valores mínimos y máximos que se obtienen son de 0 a 6.60v DC. Estos valores se observan en las Figuras 16 y 17 respectivamente.

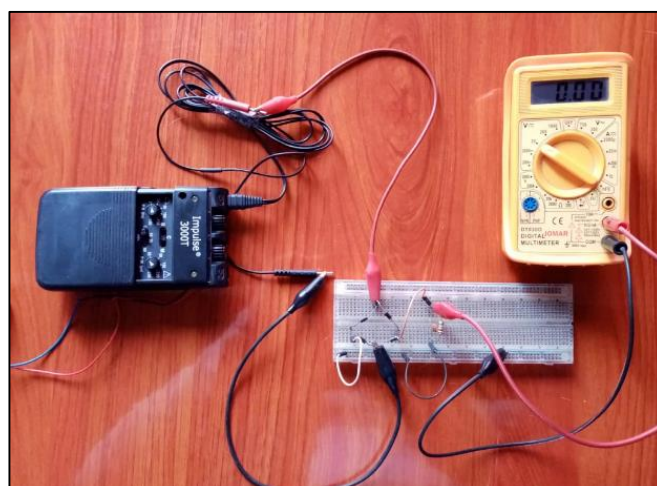


Figura 16: **Conexión con carga de $10K\Omega$.** Fuente: Elaboración propia

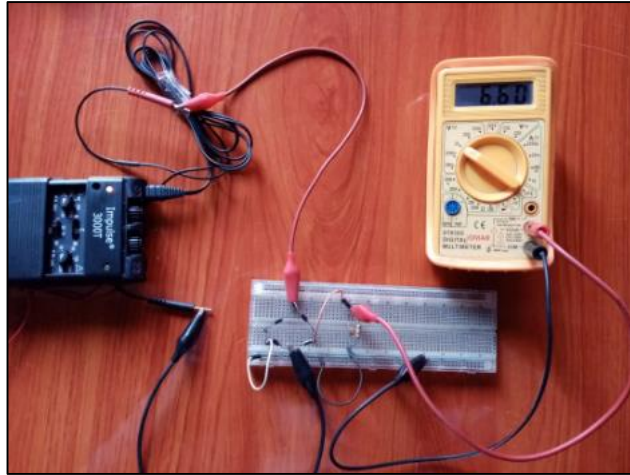


Figura 17: Medición de voltaje con carga. Fuente: Elaboración propia

E. LM3914.

Este integrado es muy usado en la elaboración de vúmetros (indicador de audio para mostrar el nivel de la señal), y cae muy bien en el diseño de este circuito, puesto que se quiere conseguir la visualización de la intensidad de señal en un display; a medida que se incremente el nivel de intensidad en el electroestimulador, se verá reflejado los niveles de corriente en el circuito diseñado, y por lo tanto ayudará mucho a los usuarios a darse cuenta de la cantidad de corriente que están aplicando a su paciente.

El LM3914 mostrado en la Figura 18, trabaja con una tensión desde 3V hasta 25V y permite regular la corriente de salida desde 2mA a 30mA, por lo que es muy eficiente a la hora de colocar algún display, ya que no se necesita resistencias para controlar la corriente. Dispone de 18 pines, dispuestos en dos filas de 9, como es habitual en chips de este tamaño.



Figura 18: Integrado LM3914. Fuente: https://www.ecured.cu/Integrado_LM3914

En la Figura 19 se muestra la disposición de pines del chip, así como su respectiva descripción.

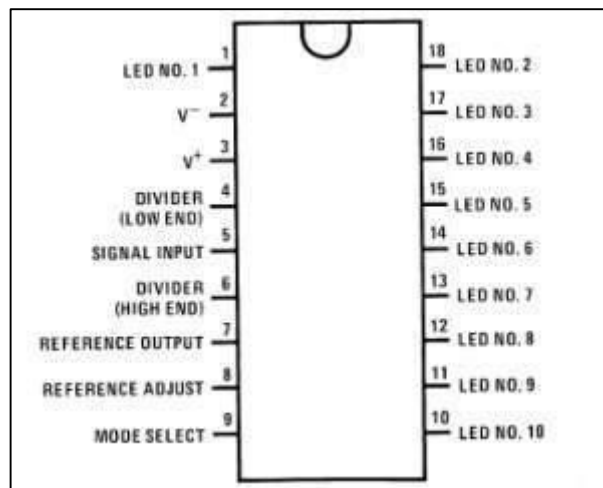


Figura 19: Descripción de pines del LM3914. Fuente: https://www.ecured.cu/Integrado_LM3914

A continuación, se describe la función de cada pin, cabe resaltar que estos datos se sacaron de la hoja técnica del integrado.

- El pin 1 es el que controla el primer LED de la escala. Los demás LEDs deberán conectarse a los pines 18 al 10 (LEDs 2 al 10 respectivamente).
- El pin número 2 deberá conectarse al negativo de la fuente de alimentación, y el pin 3 al positivo.
- Los pines 4 y 6 son los extremos (bajo y alto respectivamente) del divisor.
- El pin número 5 es la entrada de la tensión a medir, la que será tratada internamente para decidir que LEDs se encienden y cuales deben permanecer apagados.
- La corriente que circula por el pin 7 es la que determina el brillo de los LEDs. Un brillo adecuado se obtiene conectando una resistencia de unos 1200 ohms entre este pin y 0V.

- El pin 8 es el encargado de tomar la referencia de la escala. Mediante una resistencia conectada entre este pin y 0V se puede correr la escala.
- El pin número 9 es el encargado de seleccionar el modo de funcionamiento. Cuando este pin es conectado directamente a 0V, el display formado por los LEDs funcionará en modo punto, mientras que si se conecta a +V funcionará en modo barra.

El diseño del comprobador de intensidad de corriente se basa en una aplicación típica del LM3914, el diagrama se muestra en la siguiente Figura 20.

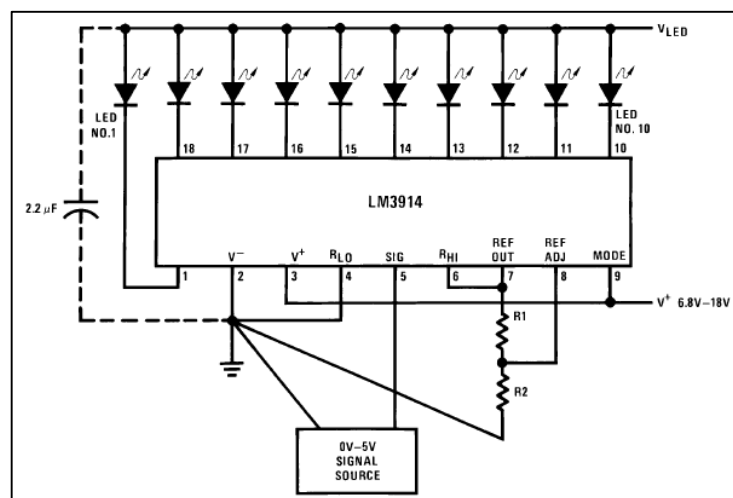


Figura 20: **Configuración del LM3914.** Fuente: Datasheet LM3914

Se trabaja en el modo barra, conectando el PIN 9 a la fuente de alimentación.

Para hallar los valores de las resistencias R1 y R2, se toma como referencia las ecuaciones que se hallan en la hoja técnica del integrado.

$$Ref\ out\ V = 1.25 \left(1 + \frac{R2}{R1} \right) \dots \dots (1)$$

$$I_{LED} \cong \frac{12.5}{R1} \dots \dots (2)$$

Considerando una corriente de referencia de 10mA, y reemplazando en la ecuación (2), se halla R1.

$$R1 = 1.25K\Omega$$

En este caso, la señal de referencia viene a ser como máximo 6.6v, esto quiere decir que el LM3914 leerá en su entrada (PIN 5) un voltaje entre 0 y 6.6v.

Reemplazando R1 en la ecuación (1), se tiene:

$$6.6 = 1.25 \left(1 + \frac{R2}{1.25} \right)$$

$$R2 = 5.35K\Omega$$

También es necesario saber, cada cuanto voltaje se incrementará la escala; para saberlo, solo basta dividir el número de salidas (10 en total) con el voltaje máximo que puede llegar a la entrada. En este caso, será el resultado de dividir $6.6 / 10 = 0.66v$. Cada led de la escala se encenderá entonces, cuando la entrada se incremente en 0.66v, como se puede apreciar en la Tabla 6.

Tabla 2: Escala de voltajes en LED en barra

Voltajes	
LED 1	0.66v
LED 2	1.32v
LED 3	1.98v
LED 4	2.64v
LED 5	3.30v
LED 6	3.96v
LED 7	4.62v
LED 8	5.28v
LED 9	5.94v
LED 10	6.60v

Nota. Elaboración propia

En la Figura 21 se muestra la simulación del circuito, sin voltaje de entrada, mostrando solo las conexiones.

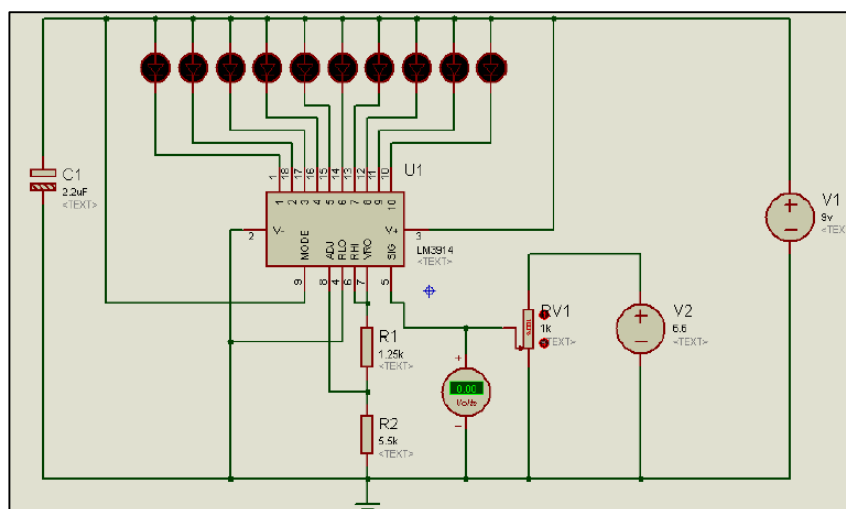


Figura 21: Simulación - voltaje referencia a 0v. Fuente: Elaboración propia

En la Figura 22, se pone a prueba el circuito simulando una entrada de 3.3v y tal como indica la Tabla 5.1, debería encender hasta el quinto led.

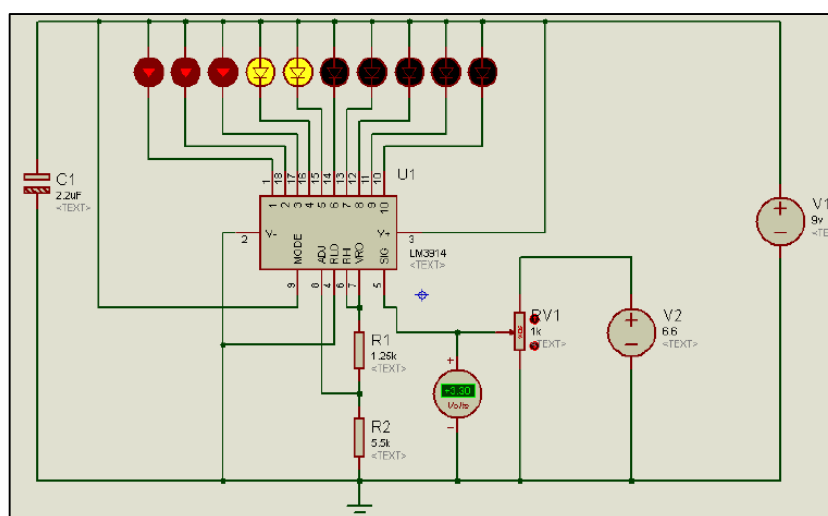


Figura 22: Simulación - voltaje referencia a 3.3v. Fuente: Elaboración propia

Por último, en la Figura 23, se prueba con un voltaje de entrada de 6.6v y se observa que todos los leds permanecen encendidos.

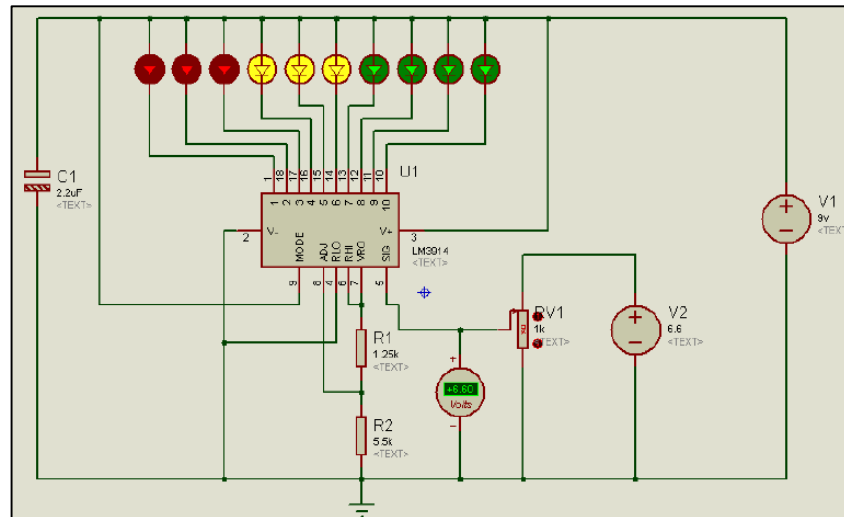


Figura 23: Simulación - voltaje referencia a 6.6v. Fuente: Elaboración propia

Al realizar las simulaciones se pudieron comprobar que para determinado voltaje de entrada se encienden los respectivos leds tal como se indicó en la Tabla 5.1.

F. Fuente de alimentación.

El voltaje de alimentación con el que puede trabajar el LM3914 puede ser de 3v a 15v, pero técnicamente llega hasta los 25v, para este proyecto se usará un batería de 9v.

G. LEDs.

Para poder apreciar la señal transformada, se hace uso de un led en barra (Figura 24), de esta forma el usuario o servicio podrá entender de manera más

sencilla el funcionamiento del equipo, además notará claramente cuando se varía la intensidad de corriente y también ayudará a detectar fallas más comunes, como variación de frecuencia, intensidad o desconexión en alguno de los cables que van conectados a los electrodos.

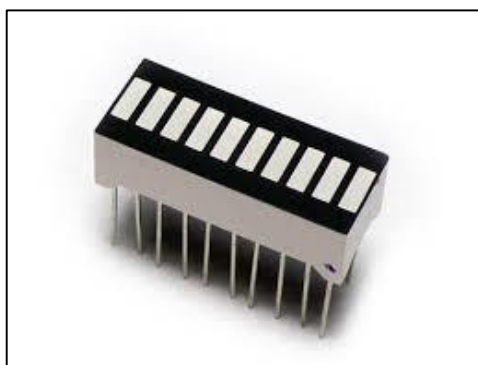


Figura 24: Led en barra. Fuente: www.prometec.net

H. Diseño e implementación.

A continuación, se procede a diseñar el circuito en el software Proteus como se muestra en la Figura 25.

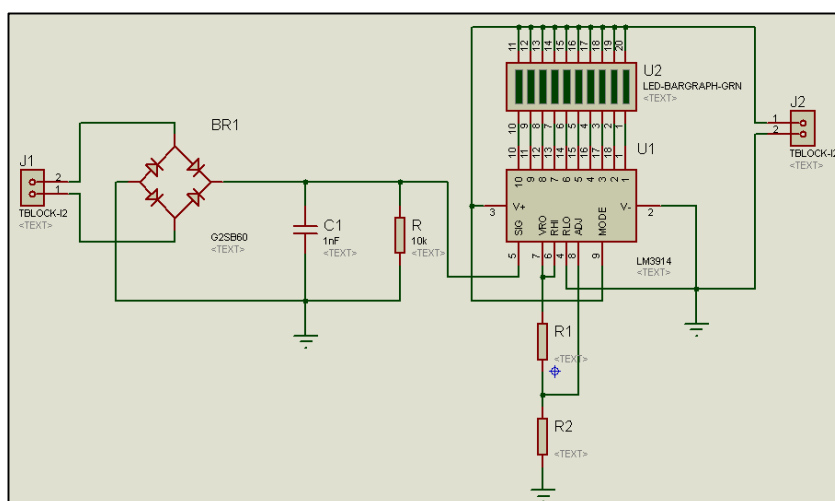


Figura 25: Simulación circuito completo. Fuente: Elaboración propia

Luego, se genera una simulación de la placa PCB, que estará listo para ser fabricado, estas se muestran en las Figuras 26, 27 y 28.

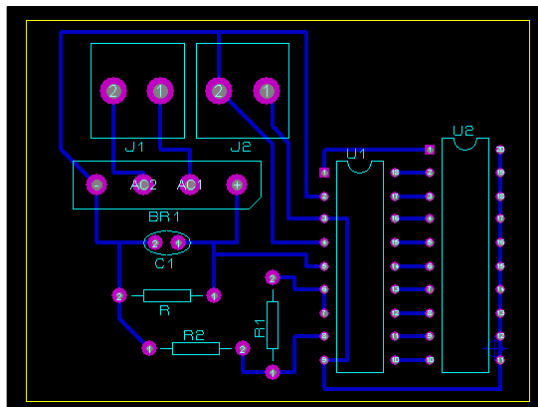


Figura 26: Diseño de tarjeta PCB. Fuente: Elaboración propia

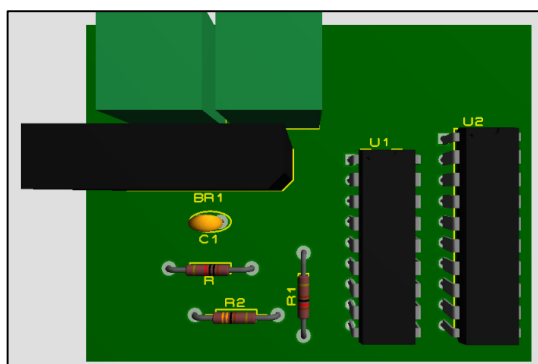


Figura 27: Vista superior de tarjeta PCB. Fuente: Elaboración propia

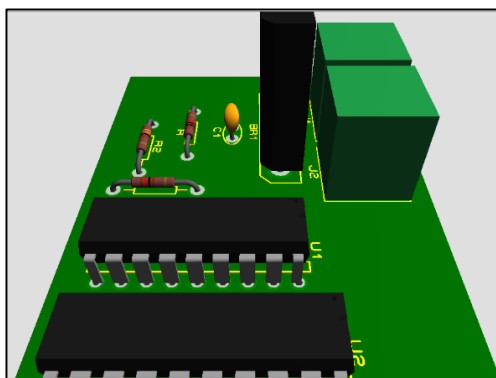


Figura 28: Vista lateral de tarjeta PCB. Fuente: Elaboración propia

Luego de diseñar la tarjeta PCB, se procede a fabricar la placa y ensamblar todos los componentes necesarios para su funcionamiento y al fin ponerlo a prueba.

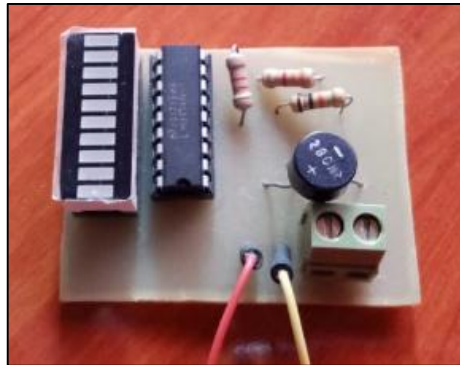


Figura 29: Placa PCB terminada. Fuente: Elaboración propia

Una vez terminada la placa PCB, a continuación, se pone a prueba el medidor de intensidad de corriente. En la Figura 30, se configura el electroestimulador a baja intensidad y se puede contrastar con el circuito terminado, ya que la intensidad programada se refleja en la barra de leds.

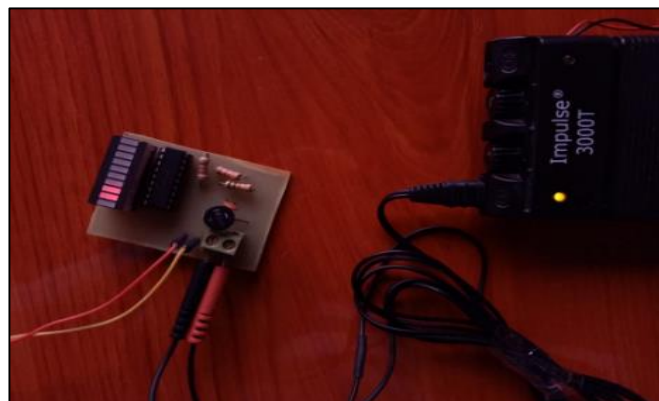


Figura 30: Equipo en funcionamiento a baja intensidad. Fuente: Elaboración propia

A medida que incrementa la intensidad, los leds también se van encendiendo uno a uno, así hasta alcanzar la máxima intensidad, donde la barra de led se enciende por completo, esta prueba se muestra en la Figura 31.



Figura 31: Equipo en funcionamiento a máxima intensidad. Fuente: Elaboración propia

Al final, se logró conseguir que la variación de intensidad de corriente sea visible para el usuario, de esta manera es más práctica hacer las pruebas para mostrar el funcionamiento correcto del equipo o también detectar fallas en el mismo, y lo más importante, NO HAY NECESIDAD DE USAR UN PACIENTE para hacer todas estas comprobaciones.

3.5.2. Contador de frecuencia

A diferencia del control de intensidad de corriente, la cual es realizado por medio de un potenciómetro que a medida que se incrementa, también aumenta el nivel de corriente, en el electroestimulador Impulse 3000T, se puede seleccionar la frecuencia de trabajo, posee frecuencias establecidas a 2, 20, 60, 100, 130 y 150 Hz, la cual servirá bastante para poder comprobar valores específicos.

En esta última parte, se mostrará la frecuencia de salida de la señal TENS en forma digital en un display LCD usando la plataforma Arduino; luego, para

corroborar los valores dados por el electroestimulador y asegurar que se encuentre en el rango de tolerancia del 10%, se comparará con el osciloscopio FLUKE 190-202. Se realizarán varias mediciones, de esa forma se cumplirá con la norma técnica ISO/IEC 17025, la cual indica que: *“todos los equipos utilizados para los ensayos o calibraciones que tengan un efecto significativo en la exactitud o en la validez del resultado del ensayo, de la calibración o el muestreo, deben ser calibrados antes de ser puestos en servicio.”*

En la Figura 32, se muestra el diagrama de bloques para este circuito, cabe resaltar que los componentes principales como es el Electroestimulador y el Arduino trabajan con su fuente de alimentación independientemente.

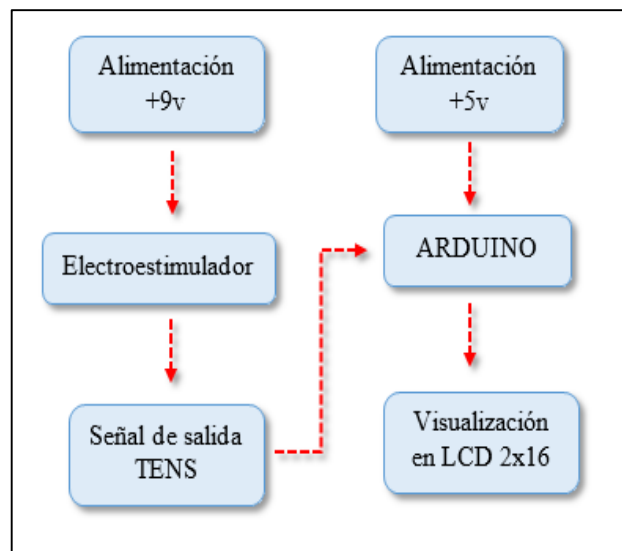


Figura 32: Diagrama de bloques - Contador de Frecuencia. Fuente: Elaboración propia

A. Display LCD 2X16.

a. Características generales.

El LCD (Liquid Crystal Display) o pantalla de cristal líquido, es un dispositivo muy usado cuando se desea mostrar información en forma de gráficos, caracteres o símbolos.

En este caso se va a emplear un LCD de 16x2, esto quiere decir que dispone de 2 filas de 16 caracteres cada una. Los píxeles de cada símbolo o carácter, varían en función de cada modelo.

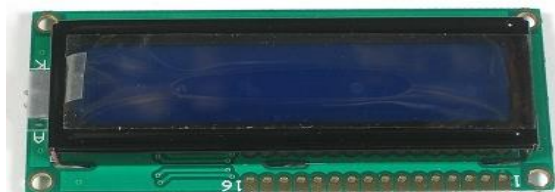


Figura 33: LCD 2x16. Fuente: www.prometec.net

b. Descripción de pines.

En la Tabla 7 se muestran los datos de cada pin, así como su función respectiva.

Tabla 3: Descripción de pines LCD 2x16

PIN	SÍMBOLO	NOMBRE Y FUNCIÓN
1	VSS	GND (tierra 0v)
2	VDD	Voltaje alimentación +5v
3	VE	Control de contraste
4	RS	Selección DATO/CONTROL
5	RW	Lectura o escritura en LCD
6	E	Enable/Habilitación
7	D0	D0 Bit menos significativo
8	D1	D1
9	D2	D2
10	D3	D3
11	D4	D4
12	D5	D5
13	D6	D6
14	D7	D7 bit más significativo
15	LED+	Ánodo de LED backlight
16	LED-	Cátodo de LED backlight

Nota. Elaboración propia basada en información de hoja técnica del LCD

Pines de alimentación:

Vss: Gnd

Vdd: +5 voltios

Ve: Corresponde al pin de contraste, se regulará con un potenciómetro de 10K Ω conectado a Vdd.

Pines de control:

RS: Se selecciona el registro interno del display sobre el que se va a leer/escribir. El LCD dispone de dos registros internos: Registro de control y registro de datos. Ambos registros son de lectura y escritura. RS=0 selecciona el registro de control. RS=1 el registro de datos.

RW: Nos permite escribir o leer un dato desde la pantalla. Cuando RW es "1" se realizan lecturas y "0" para escrituras

E: Corresponde al pin Enable o de habilitación. Cuando E es "0" el LCD no recibe datos, mientras en "1" el display está activo.

Pines de Bus de datos:

Corresponde a los pines que van desde D0 a D7. Se puede lograr la comunicación con el display usando solo los 4 bits más significativos (D4 a D7) o usando todos los pines.

B. Configuración Arduino-LCD.

En primer lugar, se prepara la señal TENS que ingresará al Arduino, para esto se debe tener en cuenta que la señal usada para trabajar no debe exceder el voltaje permitido por el Arduino, de lo contrario se podría dañar la placa principal. Es por ello que la señal de entrada será la señal obtenida a través de la resistencia R de 10K Ω , mostrado en la Figura 34.

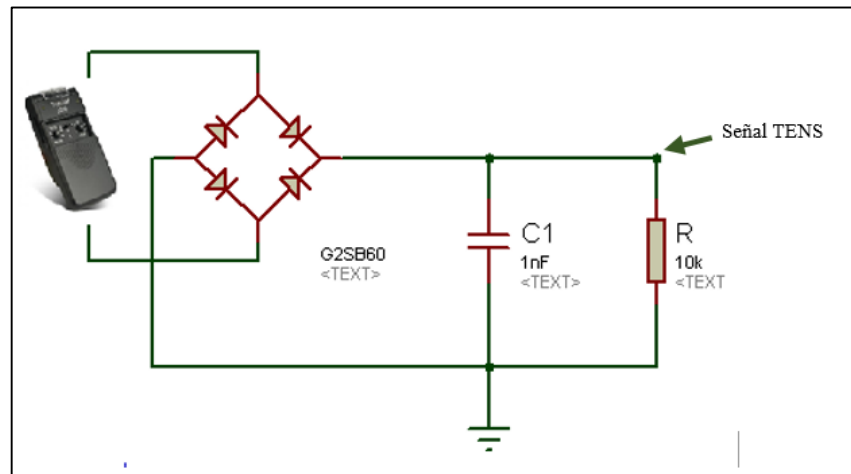


Figura 34: **Circuito para señal de salida TENS.** Fuente: Elaboración propia

Las conexiones entre el Arduino y el display se muestran en la Figura 35.

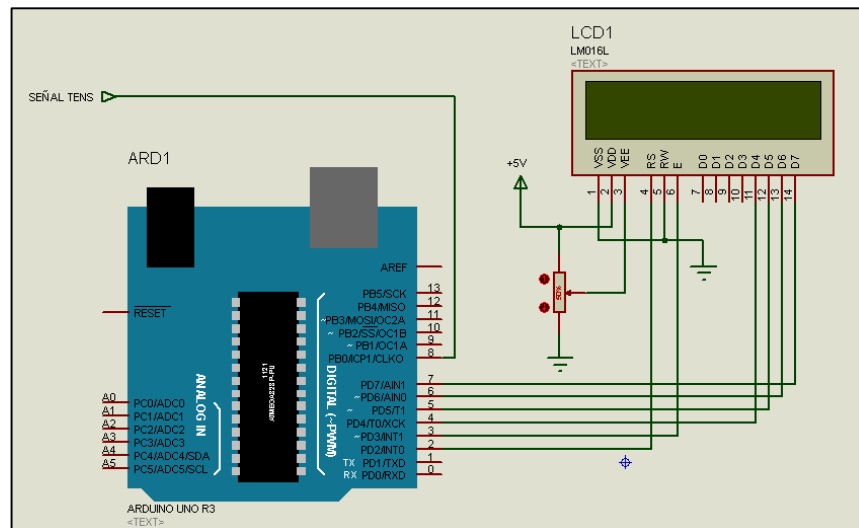


Figura 35: **Configuración Arduino con LCD 16x2.** Fuente: Elaboración propia

A continuación, se describe las conexiones de cada PIN del display:

- El PIN 1 y 2 se conectan respectivamente a tierra y +5v.

- Para regular el contraste, se hace uso de un potenciómetro de 10kΩ conectado al PIN 3 (Ve).
- El PIN 4 (RS) y PIN 6 (E), estarán conectados a los pines 2 y 3 del Arduino respectivamente.
- El PIN 5 (RW) conectado a tierra ya que se usará en modo escritura.
- Y por último solo se usarán 4 pines del bus de datos, debido a que la transferencia de la información se realiza de la siguiente manera: primero los 4 bits más significativos y luego los 4 menos significativos, por lo tanto, se conecta los 4 últimos bits significativos (D4 a D7) hacia los puertos 4, 5, 6 y 7 del Arduino respectivamente.

Ahora se pasará a describir las principales librerías y funciones utilizadas para el desarrollo del código:

a. Librería “LiquidCrystal”.

Esta librería contiene todo lo necesario para la interacción del display con el Arduino, para usarlo se debe crear un objeto con la función LiquidCrystal, en este caso será con el nombre “lcd”, esta función crea una variable con los pines indicados y a su vez admite diferentes argumentos, entre ellos:

LiquidCrystal (Rs, E, D4, D5, D6, D7);

LiquidCrystal (Rs, rw, E, D4, D5, D6, D7);

LiquidCrystal (Rs, E, D0, D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7);

LiquidCrystal (Rs, rw, E, D0, D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7);

Se usará el primer argumento, debido a que solo se usan 4 pines del bus de datos y el pin RW está siempre a tierra.

Una vez insertado la librería, lo que sigue es crear las funciones, a continuación, se describen las funciones usadas en este proyecto.

lcd.begin (columnas,filas): Inicializa el LCD, es necesario especificar el número de columnas y filas del LCD.

lcd.print (variable): Escribe un texto o mensaje en pantalla.

lcd.setCursor (columna, fila): Envía al cursor a la posición indicada por columna y fila.

PinMode (): Configura el pin especificado como una entrada o salida, en este caso la señal de entrada será la señal TENS ya condicionada para que sea aceptada por el Arduino e ingresará por el PIN 8.

PulseIn (): Esta función ayudará a leer un pulso alto o bajo según lo especificado, la sintaxis para esta función es de la siguiente manera PulseIn (pin, value), siendo “pin”, el número de pin del cual se leerá el pulso y “value” viene a ser el valor del pulso a leer HIGH o LOW. Cuando esta función es usada para leer un nivel alto, esta espera a que la señal dé un pulso alto, luego iniciará el tiempo y cuando la señal pase a un nivel bajo parará el cronometro, devolviendo la longitud del pulso en microsegundos.

El código de programación se encuentra en el Anexo 1.

3.6. Resultado de la actividad

Luego de haber realizado las configuraciones y programación, se lleva a cabo las pruebas con diferentes valores de frecuencia y se comparan los datos medidos del circuito diseñado con un osciloscopio.

a. Medición a una frecuencia de 60Hz.

A continuación, se configura el electroestimulador a una frecuencia de 60Hz, en la Figura 36 se muestra la medición de la frecuencia con el circuito elaborado y a su vez se contrasta con el valor obtenido por el Osciloscopio (ver Figura 37).

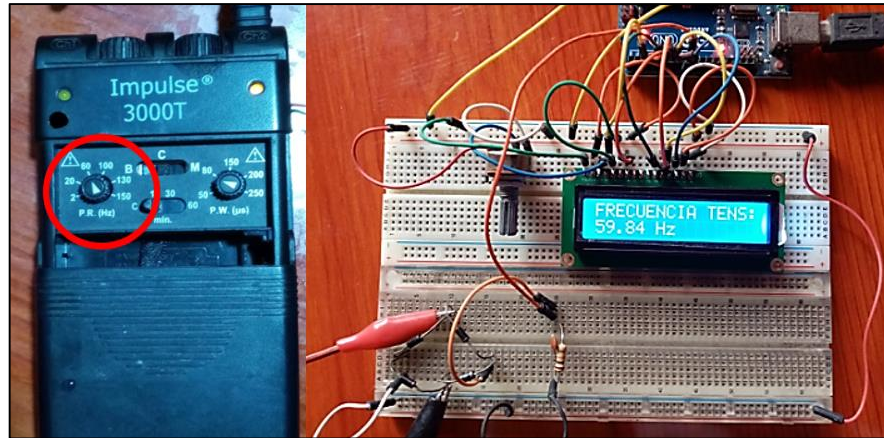


Figura 36: **Señal TENS a 60Hz.** Fuente: Elaboración propia

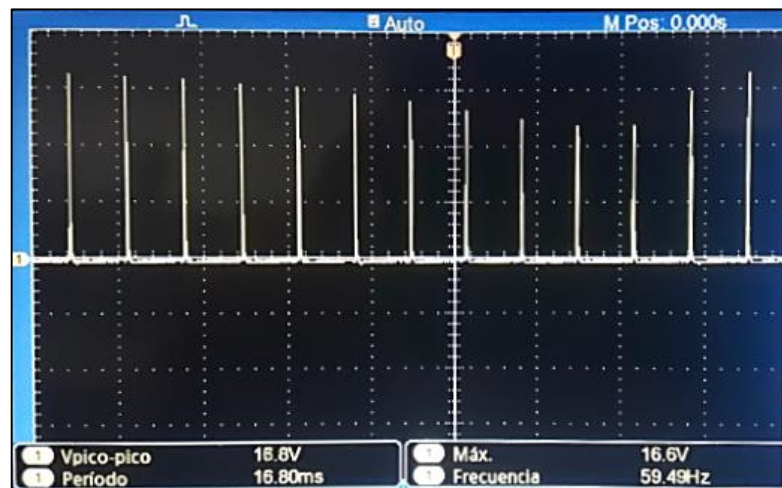


Figura 37: **Señal de 60Hz mostrada en osciloscopio.** Fuente: Elaboración propia

El valor de frecuencia que se obtiene con el Osciloscopio es de 59.49 Hz, y si se compara con el valor obtenido por el circuito diseñado (59.84 Hz), se corrobora que estos valores están dentro del rango de tolerancia del 10% (54 Hz - 66 Hz) como indica las especificaciones técnicas del equipo.

b. Medición a una frecuencia de 100Hz.

Para la siguiente prueba se configura el equipo TENS a una frecuencia de 100 Hz, el circuito se muestra en la Figura 38.

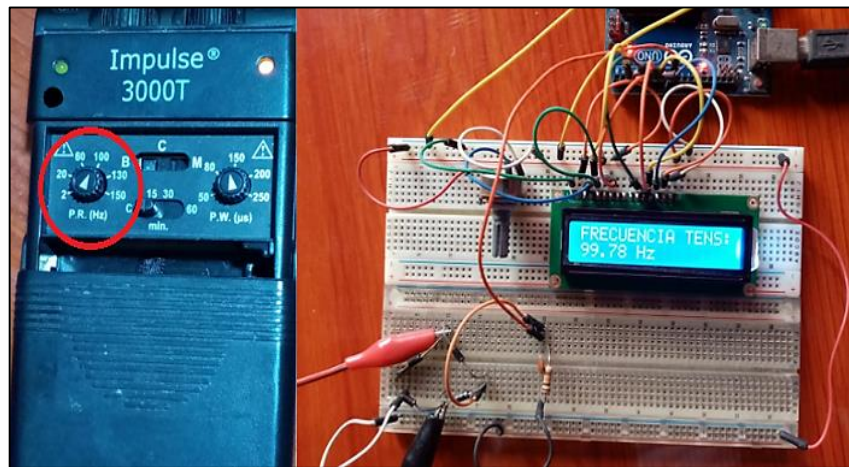


Figura 38: Señal TENS a 100Hz. Fuente: Elaboración propia

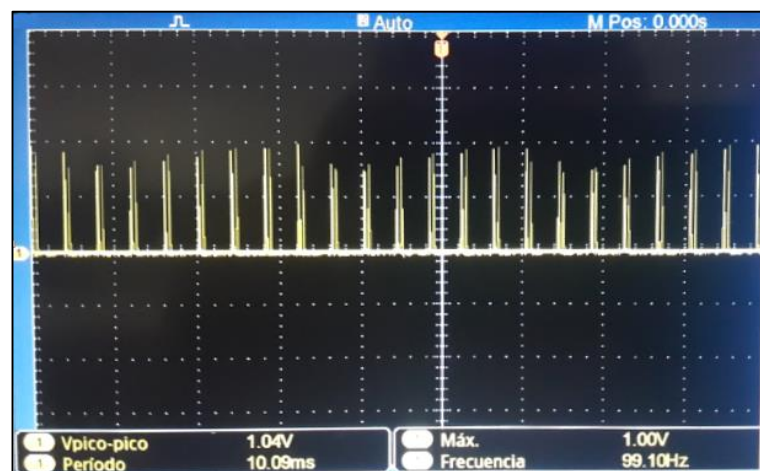


Figura 39: Señal de 100Hz mostrada en osciloscopio. Fuente. Elaboración propia

En la Figura 39, se puede ver con el Osciloscopio que la frecuencia dada por el equipo es de 99.10 Hz, y el circuito diseñado mide un valor de 99.78 Hz, se nota que ambos valores se encuentran dentro del rango de tolerancia entre 90 Hz a 110 Hz.

c. Medición a una frecuencia de 130Hz.

El siguiente punto de muestra será a una frecuencia de 130Hz, las conexiones del circuito se muestran en la Figura 40.

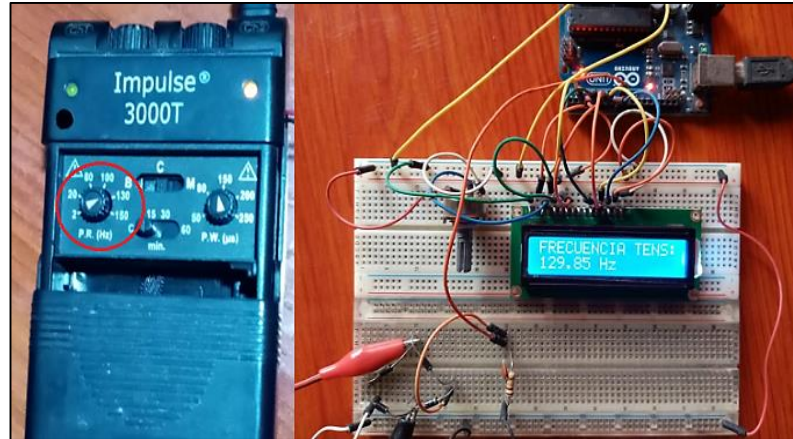


Figura 40: Señal TENS a 130Hz. Fuente: Elaboración propia

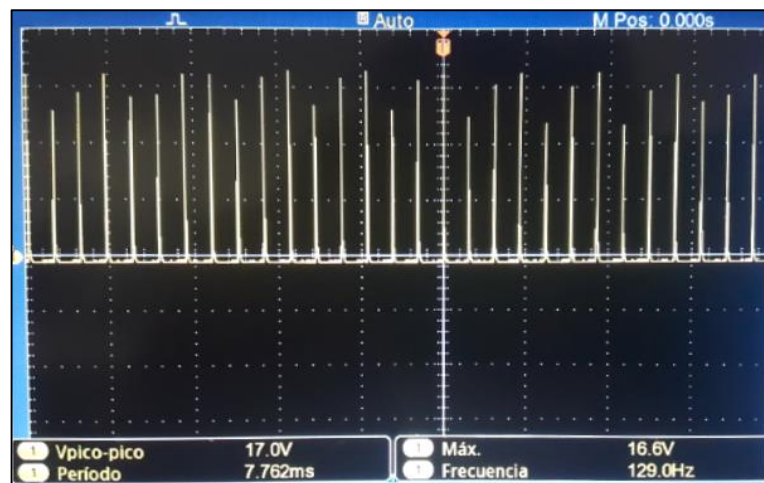


Figura 41: Señal de 130Hz mostrada en osciloscopio. Fuente. Elaboración propia

La frecuencia medida con el osciloscopio es de 129 Hz, como se muestra en la Figura 41, mientras que el circuito diseñado da una frecuencia de 129.85 Hz, comparando valores, es posible decir que ambos se encuentran dentro del margen de tolerancia que vendría a ser entre 117 Hz a 143 Hz.

d. Medición a una frecuencia de 150Hz.

Por último, se comparan los valores a una frecuencia de 150Hz, se configura el equipo como se muestra en la Figura 42.

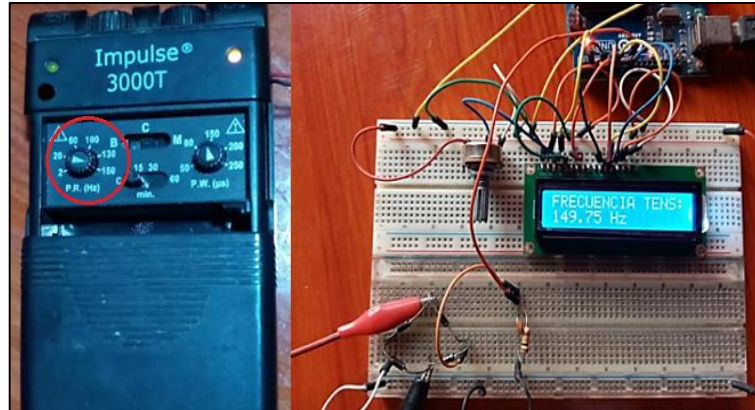


Figura 42: Señal TENS a 150Hz. Fuente: Elaboración propia

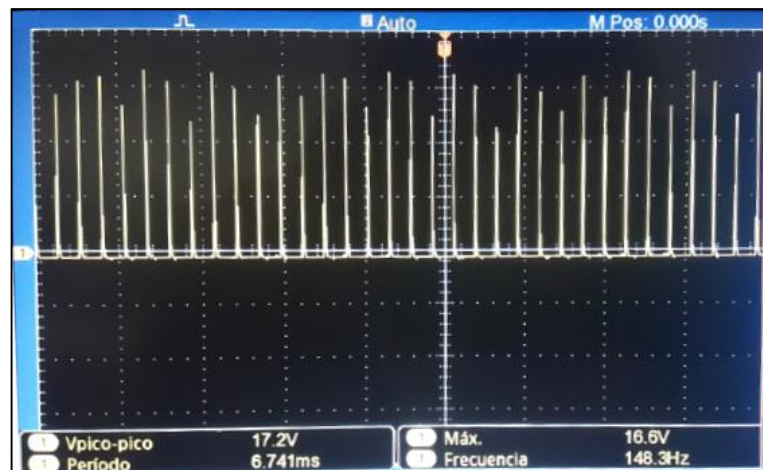


Figura 43: Señal de 150Hz mostrada en osciloscopio. Fuente. Elaboración propia

Según las especificaciones técnicas, los valores deben encontrarse dentro del margen de tolerancia del 10%, para una frecuencia de 150 Hz quiere decir, debe estar entre 135 Hz y 165 Hz, comparando los valores del osciloscopio (Figura 43), que viene a ser de 148.3Hz y del circuito diseñado que mide 149.75 Hz, se puede confirmar que ambos valores se encuentran dentro del rango y muy cercanos al valor real.

CAPITULO IV CONCLUSIONES

4.1. Metodología aplicada

4.1.1. Tipo de investigación

Proyectivo holístico

Córdoba y Monsalve (p.3) indica que la investigación proyectiva consiste:

En encontrar la solución a los problemas prácticos, se ocupa de cómo deberían ser las cosas para alcanzar los fines y funcionar adecuadamente. Consiste en la elaboración de una propuesta o de un modelo, para solucionar problemas o necesidades de tipo práctico, ya sea de un grupo social, institución, un área en particular del conocimiento, partiendo de un diagnóstico preciso de las necesidades del momento, los procesos explicativos o generadores involucrados y las tendencias futuras.

4.1.2. Diseño de la investigación

Experimental

Arias (2012) define la investigación experimental como: “proceso que consiste en someter a un objeto o grupo de individuos, a determinadas condiciones, estímulos o tratamiento, para observar los efectos o reacciones que se producen”.

4.1.3. Población y muestra

Población

Arias (2006, p.81) define a la población como: “un conjunto finito o infinito de elementos con características comunes para los cuales serán extensivas las conclusiones de la investigación. Ésta queda delimitada por el problema y por los objetivos del estudio”.

La población para este estudio está conformada por los equipos de electroterapia usados en el área de terapia física y rehabilitación.

Muestra

Según Arias (2006, p.83) define a la muestra como: “un subconjunto representativo y finito que se extrae de la población accesible”.

La muestra de este trabajo de investigación se centrará en los equipos de electroterapia que trabajan con corrientes TENS.

4.1.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Como parte del marco metodológico de la investigación, se establecen los distintos métodos, técnicas que facilitarán la obtención de la información requerida. Para la recolección de datos en la presente investigación se usó la técnica de la observación.

Sabino (1992, p.110) conceptualiza a la observación como: “el uso sistemático de nuestros sentidos orientados a la captación de la realidad que queremos estudiar”.

Esta observación fue desarrollada a través de actos de presencia en los consultorios de rehabilitación y recorriendo las áreas de atención a los pacientes donde se hacía uso de electroestimuladores.

Un instrumento de recolección de datos, según Sabino (1992, p.108) es en principio: “cualquier recurso de que se vale el investigador para acercarse a los fenómenos y extraer de ellos información”.

Para la elaboración de este trabajo se recurre a documentación de manuales de servicio, especificaciones técnicas del equipo y también uso de software de simulación y programación.

4.2. Discusión de resultados

Gracias a la información recolectada, al análisis de las corrientes TENS y al funcionamiento de un electroestimulador, se demuestra que es posible diseñar dispositivos que comprueben el funcionamiento correcto de equipos que trabajan con corrientes TENS; además cabe resaltar, en el diseño se usaron equipos de medición calibrados a fin de que el dispositivo tenga una trazabilidad y sobre todo cumplir con la norma técnica ISO/IEC 17025.

4.3. Conclusiones

- Se logró diseñar el analizador de corrientes TENS de un electroestimulador, la cual consistió en dos circuitos, uno para mostrar el nivel de intensidad de corriente y el otro para verificar la frecuencia de salida del TENS.
- Se logró comparar los datos obtenidos por el circuito contador de frecuencia junto con la de un equipo calibrado y se verificó que ambos valores estén dentro del rango de tolerancia permitido.
- Después del análisis e investigación, se logró conocer las características de un equipo TENS.
- El uso de una alimentación de batería de 9v para el medidor de intensidad de corriente, hace más sencillo su uso y es más económico, además facilita su traslado y puede ser usado incluso por el mismo usuario para corroborar o detectar algunos fallos con su equipo.

CAPITULO V

RECOMENDACIONES

- Antes de ponerlo a prueba con equipos de electroestimulación más complejos, ya que entregan diferentes tipos de corrientes e incluso trabajan con ultrasonido (terapia combinada), se recomienda medir los valores máximos de voltaje que entregan en cada tipo de corriente, y de esa forma hacer algunas modificaciones al circuito, de lo contrario se podría dañar al microcontrolador o algunos componentes electrónicos.
- Se podría mejorar el diseño haciéndolo más sofisticado usando otros tipos de controladores, de esta forma se lograría obtener mejores resultados e incluso gráficas en tiempo real.
- Usar siempre equipos calibrados para diseñar cualquier circuito, con el objetivo de asegurar la medición correcta de los datos obtenidos, al fin y al cabo, estos equipos son destinados para uso en pacientes y un error en estos puede provocar lesiones graves.

CAPITULO VI

BIBLIOGRAFÍA

Arce, C. (2004). *Electroterapia de baja frecuencia: TENS – Corrientes de Träbert – Corrientes de Bernard.*

Apéstegui, A. (2013). *Desarrollo de un dispositivo de electroestimulación muscular para el entrenamiento y fortalecimiento de fibras musculares.*

Arduino - Home. (s. f.). Obtenido de <https://www.arduino.cc/>

Biomedical, Manual técnico del Impulse 3000T.

C.G.C.F. (2002). *Principios básicos del ejercicio de la fisioterapia.*

CENETEC, Salud. (2005). *Guía Tecnología N°22*

Córdoba, M., & Monsalve, C. (s.f.). *Tipos de investigación: predictiva, proyectiva, interactiva, confirmatoria y evaluativa.*

DALCAME Grupo de Investigación Biomédica. (s.f.). *Características técnicas de las formas de ondas, amplitudes, corrientes, frecuencias y tiempos de aplicación utilizadas en la electroterapia*

Display LCD. Obtenido de <http://www.electronica60norte.com/mwfls/pdf/displayLCD.pdf>

García R. (2016). *Caracterización del espacio y equipamiento con referencia a las funciones y objetivos del proceso de rehabilitación funcional de un paciente.*

Huanca, D. (2016). *Diseño e implementación de un equipo con doble funcionalidad para fisioterapia (estimulador y ultrasonido)*

LM3914. Obtenido de

<https://www.alldatasheet.es/view.jsp?Searchword=LM3914>

CAPITULO III Metodología de la investigación. (s.f.). Obtenido de
<http://virtual.urbe.edu/tesispub/0092660/cap03.pdf>

Maya, J. (s.f.). *Manual de Electroterapia TENS*.

Norma Técnica Peruana NTP-ISO/IEC 17025 2006.

Juárez, E., & Oliva, O. (2012). *Diseño de un estimulador muscular para terapias analgésicas de baja frecuencia*

Organización Mundial de Salud. (2011). *Informe mensual sobre la discapacidad*

Red de Salud de Cuba, Infomed Electroterapia generalidades,
<http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/temas.php?idv=823>

Rodríguez J. (2019). *Apuntes de electroterapia*.

Sabino, C. (1992). *El proceso de investigación*

U. (s. f.). tipos y diseño de la investigación. Obtenido de

http://planificaciondeproyectosemirarismendi.blogspot.com/2013/04/tipos-y-diseno-de-la-investigacion_21.html

Zapata, M. (2010). *Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz*

CAPITULO VII

ANEXOS

ANEXO 1. CÓDIGO DE CONTADOR DE FRECUENCIA EN ARDUINO

```
#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(2, 3, 4, 5, 6, 7);
const int PinPulso = 8;           // ya que la señal TENS ingresara por el pin 8
int pulsoAlto;
int pulsoBajo;
float pulsoTotal;
float frecuencia;
void setup()                      //programamos la presentacion en el display
{
    pinMode(PinPulso, INPUT);     //se configura al PIN 8 como una entrada
    lcd.begin(16, 2);
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("FIEE UNMSM");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" TITULACION ");
    delay(3000);                  //generamos un retraso de 3seg para mostrar
                                   //la frecuencia.
}
void loop()
{
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Frecuencia TENS: ");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("          ");
    pulsoAlto = pulseIn(PinPulso,HIGH); //lee un valor alto de la señal TENS.
    pulsoBajo = pulseIn(PinPulso,LOW);  //lee un valor bajo de la señal TENS.
    pulsoTotal = pulsoAlto + pulsoBajo;  //sumamos los dos tiempos para poder calcular el
                                           //periodo de la señal.

    frecuencia=1000000/pulsoTotal;        //lo dividimos sobre un millón ya que el tiempo
                                           //que nos entrega la función pulseIn() es en uS.

    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(frecuencia);                // Se muestra la frecuencia de la señal TENS
    lcd.print(" Hz");
    delay(500);
}
```

ANEXO 2. CERTIFICADO DE CALIBRACION – OSCILOSCOPIO

ERTIFICA

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN
CALIBRATION CERTIFICATE
CE-LM-0919-280519

REF. CDT : CD-LM-889-100519V1
 Fecha de emisión : 2019-05-28
 Issue date

1.- SOLICITANTE : IBERICA DE MANTENIMIENTO S.A. SUCURSAL DEL PERÚ
 Applicant
 Dirección : Jr.Ciudad Real Nro. 290, Santiago de Surco, Lima, Perú
 Address

2.- INSTRUMENTO DE MEDICIÓN : Osciloscopio
 Measuring instrument
 Marca : FLUKE Serie : 25442602 Procede de : NO INDICA
 Brand : Oscilloscope Serial
 Modelo : 190-202 Rango : 30 MQ/ 300 VAC/VDC / 1000 Hz
 Model Range

3.- FECHA Y LUGAR DE CALIBRACIÓN : Calibrado el día 2019-05-28 en el Laboratorio de CERTIFICA S.A.C. Lima-Perú
 Date and place of calibration Calibrated day 2019-05-28 in the Laboratory CERTIFICA S.A.C. Lima-Perú

4.- MÉTODO DE CALIBRACIÓN :
 Calibration method
 La calibración se efectuó por comparación directa utilizando patrones con trazabilidad nacional e internacional.
 The calibration was carried out by direct comparison using patterns with national and international traceability.

5.- INSTRUMENTOS / EQUIPOS DE MEDICIÓN Y TRAZABILIDAD
 Instruments / Measuring equipment and traceability

INSTRUMENTO / EQUIPO Instrument / Equipment	MARCA Brand	MODELO Model	SERIE Serial number	CERTIFICADO Certificate	TRAZABILIDAD Traceability
CALIBRADOR MULTIFUNCIÓN	TIME ELECTRONICS	5025C	581A057	426580	UK05
BAROTERMÓGRÁFOMETRO	KETECH	SD70E	A.085494	LFP-071-2018 UH-161-2018	DM-NACAL

6.- CONDICIONES DE CALIBRACIÓN
 Calibration conditions

INICIAL Initial	FINAL Final	Temperatura Ambiente Environment temperature	Humedad Relativa Relative humidity	Presión Atmosférica Atmospheric pressure
		21.6 °C	64.3 %	999.9 mbar
		21.3 °C	65.5 %	999.1 mbar

7.- OBSERVACIONES
 Results
 Los resultados se muestran desde la página 02 del presente documento.
 The results are shown from page 02 of this document.
 Se coloca una etiqueta indicando fecha de calibrado y número de certificado.
 Place a label indicating calibrated date and certificate number.
 La incertidumbre de la medición ha sido determinada usando un factor de cobertura k=2 para un nivel de confianza del 95%.
 The uncertainty of measurement it has been determined using a coverage factor k = 2 for a confidence level of 95%.

Rodrigo Merino Cárdenas
 Jefe de Laboratorio
 Certificaciones y Calibraciones SAC

Juliana Gualda
 Gerente General
 Certificaciones y Calibraciones SAC



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN
CALIBRATION CERTIFICATE
CE-LM-0919-280519

Fecha de emisión : 2019-05-28
 Issue date

8.- RESULTADOS
Results

8.1 Medición de Tensión Alterna (VAC)
Measurement of voltage - AC (volts)

RANGO	VALOR PATRON	UNIDAD	VALOR MEDIDO	CORRECCIÓN	INCERTIDUMBRE
Range	Value Patron	Unit	Measured Value	Correction	Uncertainty
200 mV ⊗ 60 Hz	30.0	mV	30.2	-0.2	0.1
	150.0	mV	150.3	-0.3	0.1
	270.0	mV	270.3	-0.3	0.1
3 V ⊗ 60 Hz	0.30	V	0.32	-0.02	0.01
	1.50	V	1.48	0.02	0.01
	2.70	V	2.67	0.03	0.01
30 V ⊗ 60 Hz	3.0	V	3.1	-0.1	0.1
	15.0	V	15.1	-0.1	0.1
	27.0	V	27.3	-0.3	0.1
300 V ⊗ 60 Hz	30	V	29	1	1
	150	V	149	1	1
	270	V	273	-3	1

8.2 Medición de Tensión Continua (VDC)
Measuring Voltage-Current Continuous (volts)

RANGO	VALOR PATRON	UNIDAD	VALOR MEDIDO	CORRECCIÓN	INCERTIDUMBRE
Range	Value Patron	Unit	Measured Value	Correction	Uncertainty
200 mV	30.0	mV	30.1	-0.1	0.1
	150.0	mV	150.1	-0.1	0.1
	270.0	mV	270.2	-0.2	0.1
3 V	0.30	V	0.28	0.02	0.01
	1.50	V	1.48	0.02	0.01
	2.70	V	2.68	0.02	0.01
30 V	3.0	V	2.9	0.1	0.1
	15.0	V	15.2	-0.2	0.1
	27.0	V	26.9	0.1	0.1
300 V	30	V	30	0	1
	150	V	151	-1	1
	270	V	271	-1	1

8.3 Medición de frecuencia (Hz)
Frequency measurement (Hz)

RANGO	VALOR PATRON	UNIDAD	VALOR MEDIDO	CORRECCIÓN	INCERTIDUMBRE
Range	Value Patron	Unit	Measured Value	Correction	Uncertainty
100 Hz	10.0	Hz	10.4	-0.4	0.1
	50.0	Hz	50.6	-0.6	0.1
	90.0	Hz	90.5	-0.5	0.1
1 000 Hz	100	Hz	100	0	1
	500	Hz	500	0	1
	900	Hz	900	0	1



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN
CALIBRATION CERTIFICATE
CE-LM-0919-280519

Fecha de emisión : 2019-05-28
 Issue date

8.4 Función Resistencia (Ω)
Function Resistance (Ω)

RANGO Range	VALOR PATRÓN Value Patron	UNIDAD Unit	VALOR MEDIDO Measured Value	CORRECCIÓN Correction	INCERTIDUMBRE Uncertainty
500 Ω	50.0	Ω	50.2	-0.2	0.1
	250.0	Ω	250.4	-0.4	0.1
	450.0	Ω	450.4	-0.4	0.1
5 k Ω	0.500	k Ω	0.505	-0.005	0.001
	2.500	k Ω	2.503	-0.003	0.001
	4.500	k Ω	4.503	-0.003	0.001
50 k Ω	5.00	k Ω	4.98	0.02	0.01
	25.00	k Ω	24.97	0.03	0.01
	45.00	k Ω	44.96	0.04	0.01
500 k Ω	50.0	k Ω	49.8	0.2	0.1
	250.0	k Ω	250.3	-0.3	0.1
	450.0	k Ω	450.4	-0.4	0.1
5 M Ω	0.500	M Ω	0.502	-0.002	0.001
	2.500	M Ω	2.503	-0.003	0.001
	4.500	M Ω	4.504	-0.004	0.001
50 M Ω	3.00	M Ω	3.04	-0.04	0.01
	15.00	M Ω	15.03	-0.03	0.01
	27.00	M Ω	27.05	-0.05	0.01

Nota.

Note.

* Según indicado en el manual del equipo

* As indicated in the equipment manual

Pág. 3 de 3

(FIN DEL DOCUMENTO)

(Document end)