



# Universidad **Mariana**

Prototipo electrónico para el tratamiento del dolor articular y muscular mediante la integración de electroestimulación, termoterapia y crioterapia

## Autores

Christian Camilo Arévalo Cañizares

Santiago Nicolas Carrera Enríquez

Universidad Mariana  
Facultad de Ingeniería  
Ingeniería Mecatrónica  
San Juan de Pasto

2024

Prototipo electrónico para el tratamiento del dolor articular y muscular mediante la integración de electroestimulación, termoterapia y crioterapia

Autores

Christian Camilo Arévalo Cañizares

Santiago Nicolas Carrera Enríquez

Trabajo de grado requisito para obtener título de Ingeniero Mecatrónico

Asesor

Mg. Ing. Edison Viveros Villada

Universidad Mariana  
Facultad de Ingeniería  
Ingeniería Mecatrónica  
San Juan de Pasto

2024

Artículo 71: los conceptos, afirmaciones y opiniones emitidos en el Trabajo de Grado son responsabilidad única y exclusiva del (los) Educando (s)

Reglamento de Investigaciones y Publicaciones, 2007  
Universidad Mariana

## **Agradecimientos**

Se extiende un profundo agradecimiento a quienes, con su apoyo incondicional y comprensión, fueron el sostén a lo largo de este proceso. A los padres, por su confianza, paciencia y por brindar la fortaleza necesaria para seguir adelante en cada momento difícil. A los hermanos, por sus palabras de aliento y por recordar siempre la importancia de perseverar.

Asimismo, se reconoce la dedicación, esfuerzo y compromiso del compañero de grado. A pesar de los desafíos enfrentados, el trabajo conjunto permitió alcanzar los objetivos propuestos. Su colaboración y capacidad de trabajo en equipo fueron esenciales para el éxito de este proyecto.

A todos, se les agradece por ser parte de este camino y por contribuir a la realización de este logro.

## **Contenido**

|  |    |
|--|----|
| Introducción   | 10 |
| 1. Resumen del proyecto  | 11 |
| 1.1. Descripción del problema  | 12 |
| 1.1.1. Formulación de problema   | 12 |
| 1.2. Justificación   | 13 |
| 1.3. Objetivos   | 14 |
| 1.3.1. Objetivo general  | 14 |
| 1.3.2. Objetivos específicos   | 14 |
| 1.4. Fundamentos teóricos  | 14 |
| 1.4.1. Antecedentes  | 14 |
| 1.4.2. Marco teórico   | 18 |
| 1.5. Metodología   | 20 |
| 1.5.1. Tipo de investigación   | 20 |
| 1.5.2. Línea y sub línea del grupo de investigación  | 21 |
| 1.5.3. Hipótesis de la investigación   | 21 |
| 1.5.4. Descripción metodológica  | 21 |
| 1.5.5. Validez de la investigación   | 22 |
| 2. Presentación de resultados  | 24 |
| 2.1. Resultados de acuerdo a los objetivos   | 24 |
| 2.1.1. Revisión de fuentes de información para la aplicación de la termoterapia, crioterapia y electroterapia. | 24 |
| 2.1.2. Diseño del Sistema electrónico para cada una de las terapias según los criterios establecidos.          | 25 |
| 2.1.3. Ensamblaje de la etapa electrónica y estructural del prototipo.   | 40 |
| 2.1.4. Implementación del Sistema de control interactivo para la aplicación de agentes físicos                 | 41 |
| 2.1.5. Validación interna del prototipo frente a otros dispositivos  | 44 |
| 3. Conclusiones  | 53 |
| 4. Recomendaciones   | 54 |
| Referencias bibliográficas   | 55 |



## **Índice de tablas**

|   |    |
|---|----|
| Tabla 1. Rubrica de evaluacion  | 23 |
| Tabla 2. Parametros estandar electroterapia   | 24 |
| Tabla 3. Parametros estandar termoterapia y crioterapia                               | 24 |
| Tabla 4. Recopilacion comparativa de posibles herramientas de medicion de temperatura | 28 |
| Tabla 5. Caracteristicas de la manta electrica  | 30 |
| Tabla 6. Especificacion tecnicas TENS 3000  | 45 |
| Tabla 7. Especificaciones tecnicas DT-8868H   | 47 |
| Tabla 8. Comparativa de parametros ondas  | 49 |
| Tabla 9. Comparativa temperaturas   | 51 |

## **Índice de figuras**

|  |    |
|--|----|
| Figura 1. Metodo convencional crioterapia  | 26 |
| Figura 2. Metodo convencional de crioterapia incorporado al sistema de monitoreo | 26 |
| Figura 3. Crioterapia ilustrada  | 27 |
| Figura 4. Circuito de conexiones de monitoreo para crioterapia                   | 29 |
| Figura 5. Termoterapia ilustrada   | 31 |
| Figura 6. Circuito de conexiones para termoterapia                               | 32 |
| Figura 7. Manta electrica con sensor DS18B20                                     | 33 |
| Figura 8. Transformador de aislamiento   | 34 |
| Figura 9. Circuito de conexiones para electroterapia                             | 35 |
| Figura 10. Electroterapia ilustrada  | 36 |
| Figura 11. Simulacion de funcionamiento de software del prototipo electrónico    | 37 |
| Figura 12. Diseño de circuito final del prototipo                                | 38 |
| Figura 13. Programa Arduino  | 39 |
| Figura 14. Diseño estructural del prototipo                                      | 40 |
| Figura 15. Acople del prototipo  | 41 |
| Figura 16. Menú principal  | 41 |
| Figura 17. Flujo de usuario  | 42 |
| Figura 18. Electroestimulador TENS 3000  | 44 |
| Figura 19. Ejemplo de uso TENS 3000  | 45 |
| Figura 20. Pistola infrarroja DT-8868H   | 46 |
| Figura 21. Ejemplo de uso DT-8868H   | 47 |
| Figura 22. Onda medida dispositivo TENS 3000                                     | 48 |
| Figura 23. Onda medida del prototipo   | 48 |
| Figura 24. Grafica error porcentual de frecuencia                                | 50 |
| Figura 25. Grafica error porcentual de ancho de pulso                            | 50 |
| Figura 26. Grafica error porcentual de temperatura                               | 52 |

**Anexos**

|                                  |    |
|----------------------------------|----|
| Anexo A. Código                  | 57 |
| Anexo B. Planos de la estructura | 77 |
| Anexo C. PCB circuito final      | 80 |

## **Introducción**

Hoy en día, el tratamiento del dolor articular y muscular representa una necesidad creciente debido a la prevalencia de condiciones como la artrosis, las tendinopatías y otras afecciones relacionadas. A lo largo de los años, se han desarrollado diversas terapias físicas como la electroterapia, termoterapia y crioterapia, estas han demostrado ser efectivas en la reducción de estos dolores. Sin embargo, los dispositivos existentes suelen ofrecer solo una o dos de estas terapias de forma aislada, lo que limita la flexibilidad y la eficiencia de los profesionales de fisioterapia.

Este proyecto propone el desarrollo de un prototipo electrónico que integre estas tres terapias en un solo dispositivo, permitiendo una mayor precisión, control y facilidad de uso. A través de un sistema de monitoreo y regulación el prototipo busca mejorar el tratamiento del dolor y la experiencia tanto para los pacientes como para los profesionales, estableciendo un enfoque más eficiente y seguro en los métodos terapéuticos tradicionales de la fisioterapia moderna.

## **1. Resumen del proyecto**

En la actualidad se ha evidenciado una alta tasa de población con padecimientos relacionados al dolor articular y muscular por diversos motivos. Por ello, se han desarrollado a lo largo de la historia diferentes métodos de tratamientos que contribuyen mantener o mejorar la calidad de vida de las personas que sufren de este tipo de padecimientos, sin embargo, aunque existen dispositivos electrónicos desarrollados con el fin de suministrar alguna de las terapias implementadas para el tratamiento de estos dolores superficiales, la mayoría de los dispositivos cuentan con un solo tratamiento de manera individual por dispositivo o en casos particulares hasta un máximo de dos tratamientos. Por otro lado, los métodos convencionales de tratamiento fisioterapéutico, generalmente cuentan con complementos y accesorios necesarios para su adecuada aplicación, esto incide de manera directa al profesional fisioterapéutico por requerir un mayor número de implementos o herramientas para la preparación de un tratamiento a suministrar.

Como aporte a la solución de esta problemática, se planteó el desarrollo de un prototipo electrónico que cuente con un sistema capaz de brindar apoyo, precisión, flexibilidad y practicidad al profesional de fisioterapia al momento de suministrar tratamientos que implementen termoterapia, crioterapia y electroterapia de manera individual o conjunta.

El prototipo electrónico podrá aplicar termoterapia mediante la implementación y regulación de temperatura de una manta eléctrica comercial, la electroterapia mediante un canal de electrodos configurados por el control interno del prototipo articulados a una resistencia variable encargada de aumentar o disminuir la intensidad del tratamiento. La crioterapia se verá enfocada en el monitoreo de temperatura de la manta o superficie a utilizar para la aplicación de la terapia, en esta acción se adecuara un sistema de alarmas visuales y sonoras que indicarán el estado actual de la manta (falta refrigeración, lista o sobre refrigerada) .El prototipo contará con una interfaz visual donde el especialista podrá desplazarse entre una serie de menús predispuestos para la configuración de los parámetros específicos, la visualización del estado de cada terapia activa y la opción de activar o desactivar las mismas.

## **1.1. Descripción del problema**

Las enfermedades que afectan de manera directa el funcionamiento de las articulaciones, tendones y músculos en las personas se han detectado con mayor frecuencia a lo largo de la historia y el avance tecnológico. Gracias a esto, se ha logrado detectar e identificar patologías tales como la artrosis, las tendinopatías y el síndrome miofascial además de sus principales causantes descritas como lesiones previas, una avanzada edad o incluso motivos hereditarios. Esto conlleva a la manifestación sintomática de malestares fisiológicos comunes como el dolor, la rigidez e inflamación muscular o articular circunstancialmente. Para evitar dichos malestares se han desarrollado diversos métodos de tratamientos fisioterapéuticos comprendidos en terapias de manipulación de temperatura superficial como la termoterapia y crioterapia a la par de métodos que implementan la administración de pequeñas corrientes controladas y reguladas en tiempos y frecuencias específicas para la seguridad y mejoría del paciente frente a la patología presente (Cameron, 2019).

En la práctica fisioterapéutica frecuentemente son aplicadas terapias con resultados directamente afectados por la perspectiva sensorial de cada profesional, En consecuencia, se deben adecuar elementos adicionales que se encargan de asegurar el bienestar del paciente, esto influye en el tiempo, eficiencia y eficacia del tratamiento en general.

El proyecto busca articular la termoterapia, crioterapia y electroterapia en un solo prototipo electrónico que conceda una mayor flexibilidad y practicidad sin dejar de lado la precisión y exactitud al momento de aplicar la terapia. El sistema contará con alertas de riesgo que será un implemento favorable para los profesionales fisioterapéuticos, puesto que dará a conocer un posible estado inadecuado de la herramienta que podría provocar quemaduras, lesiones por frío y molestias excesivas entre otras.

### ***1.1.1. Formulación de problema***

¿Cómo desarrollar un Prototipo Electrónico, que integre los métodos de Electroestimulación, Termoterapia y Crioterapia para el Tratamiento Del Dolor Articular y Muscular?

## **1.2. Justificación**

Este prototipo contará con los parámetros establecidos dentro de cada terapia mediante un constante monitoreo que permitirá una mayor precisión y exactitud a la hora de ejecutar la terapia. Generalmente los fisioterapeutas al momento de suministrar la terapia no suelen corroborar de manera rigurosa el estado de los implementos a utilizar en la misma, si no de manera sensitiva, conllevando a la necesidad de utilizar medidas preventivas por la seguridad del paciente en cada aplicación de terapia.

Para algunos terapeutas el llevar a cabo los tratamientos mediante la aplicación de agentes físicos puede ser interpretado como un ejercicio extenso y superfluo, dado que los profesionales fisioterapéuticos deben utilizar múltiples dispositivos o herramientas para aplicar diferentes terapias lo que puede resultar incómodo y poco eficiente, debido a esto el prototipo permitirá consolidar varias terapias en un solo dispositivo, lo que se busca es disminuir el tiempo, los recursos y la preparación necesaria de las terapias a realizar además de un posible aumento en el número de pacientes tratados a lo largo de una jornada laboral de los especialistas. Adicionalmente, se plantea un diseño ergonómico que promueva la posibilidad de un transporte ligero para un uso domiciliario.

Según Cameron (2019) los agentes físicos pueden ser utilizados de manera simultánea, secuencial o con intervenciones complementarias presentando mejores efectos y resultados que una aplicación habitualmente individual. Con base en esto, el prototipo electrónico tendrá la capacidad de emplear electroterapia en conjunto de una terapia termo regulable por medio de un monitoreo de estado o aplicación directa según la terapia requerida brindando la posibilidad de actuar sobre distintos mecanismos de control de dolor.

### **1.3. Objetivos**

#### ***1.3.1. Objetivo general***

Desarrollar un prototipo electrónico para el tratamiento del dolor articular y muscular que implemente los métodos de calor-frío y de electroestimulación.

#### ***1.3.2. Objetivos específicos***

- Diseñar las etapas del prototipo electrónico, para brindar un adecuado tratamiento para el dolor articular y muscular.
- Implementar los sistemas de calefacción, refrigeración (termo regulables) y electroestimulación del prototipo electrónico.
- Validar experimentalmente el efecto y resultado del tratamiento realizado por el prototipo mediante la evaluación de un especialista y una comparativa con equipos médicos.

### **1.4. Fundamentos teóricos**

#### ***1.4.1. Antecedentes***

**1.4.1.1. Criterios de búsqueda y bases de datos.** Para el análisis del estado del arte sobre dispositivos electrónicos en relación con los diversos agentes físicos fisioterapéuticos implementados a lo largo de la historia se realizó una búsqueda bajo la directriz de diferentes bases de datos electrónicas, la cual fue implementada en el proyecto como fuente de datos bibliográficos, resúmenes y citas de artículos de revistas científicas.

Para el progreso de la búsqueda, se empleó un filtrado de información requerido mediante el uso de palabras claves como: “THERMOTHERAPY”, “TRANSCUTANEOUS”, “ELECTRICAL”, “NERVE” y “STIMULATION” y operadores booleanos que favorecieron la adquisición de información necesaria o relevante situada en artículos científicos relacionados para

el desarrollo del proyecto. Las bases de datos consultadas fueron: Google Scholar, Scopus, ScienceDirect, Web of Science y IEEE Xplore.

**1.4.1.2. Vigencia de la temática.** El tratamiento del dolor articular y muscular a través de tecnologías integradas, como la termoterapia, crioterapia y electroestimulación, es un tema de gran relevancia en la sociedad actual, especialmente en el ámbito de la fisioterapia y la rehabilitación. En los últimos años, diversos estudios y publicaciones han abordado esta problemática, proponiendo soluciones innovadoras para mejorar la calidad de vida de las personas afectadas por dolor crónico o lesiones. La vigencia de esta temática se refleja en el creciente interés por dispositivos y servicios que optimicen la recuperación y la salud física, así como en el continuo desarrollo de nuevas tecnologías que ofrecen tratamientos más eficaces y personalizados.

**1.4.1.3. Análisis de artículos.** Según el estudio "Prototipo de un dispositivo electrónico para el tratamiento analgésico y desinflamatorio de la artritis reumatoide en miembro superior" realizado por Diego Alejandro Camargo Rozo, se desarrolló un dispositivo electrónico destinado al tratamiento del dolor y la inflamación en pacientes con artritis reumatoide. El proyecto plantea el diseño de un prototipo que combina técnicas de termoterapia y electroestimulación de baja frecuencia, aplicadas específicamente en la mano, que es una de las áreas más afectadas por esta patología. Este estudio es relevante para el proyecto, ya que demuestra la viabilidad de utilizar terapias físicas no farmacológicas para el manejo del dolor crónico en pacientes con artritis reumatoide, además de resaltar la importancia de crear dispositivos accesibles para uso domiciliario y en centros de salud rurales.

Según el estudio "Diseño y generación de un equipo electro-estimulador para aplicación de terapia TENS basado en la plataforma Arduino Uno" realizado por Miguel Ángel García Sánchez y colaboradores, se desarrolló un dispositivo electroestimulador utilizando la plataforma Arduino Uno para la aplicación de la terapia TENS (Estimulación Eléctrica Nerviosa Transcutánea) con fines analgésicos. El dispositivo está diseñado para reducir el dolor mediante pulsos eléctricos de baja frecuencia, generando señales bifásicas asimétricas de 122 Hz y controlando la intensidad de corriente hasta 12 mA y una tensión de hasta 100 V. Este estudio es relevante para el proyecto ya que muestra cómo la integración de tecnologías accesibles y de código abierto, como Arduino,

puede facilitar la creación de dispositivos médicos funcionales y asequibles para la rehabilitación y manejo del dolor. Además, resalta la importancia de los microcontroladores en la configuración y control de la terapia, alineándose con los objetivos de desarrollar dispositivos terapéuticos innovadores y eficaces.

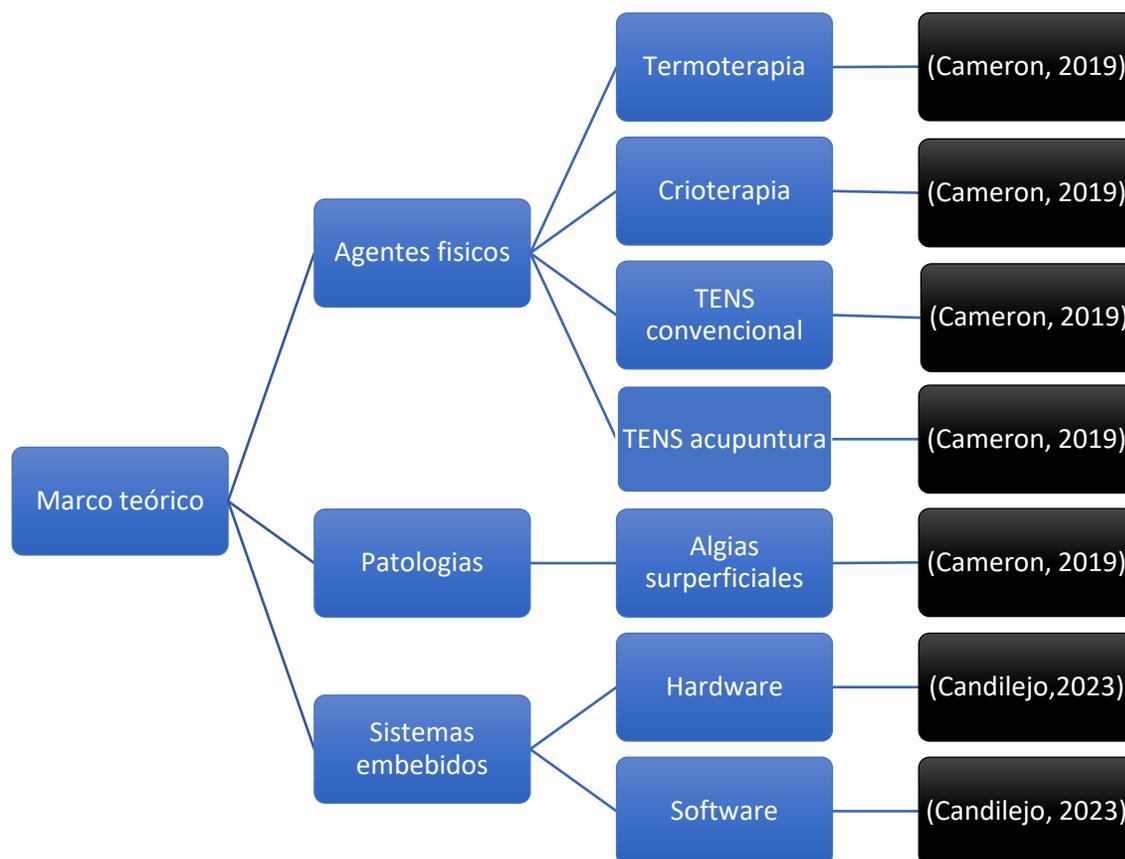
Según el estudio "Accesorios de Escritorio para el Tratamiento de la Tendinitis de Quervain" realizado por Emily Shareth Díaz Altamirano, se investigó y desarrolló una serie de accesorios de escritorio diseñados específicamente para aliviar los síntomas de la tendinitis de Quervain. Utilizando una metodología centrada en el usuario, como el Design Thinking, el proyecto buscó comprender las necesidades reales de los pacientes mediante la observación y la recopilación de datos sobre actividades diarias que pueden desencadenar o agravar esta condición. Los accesorios diseñados incluyen una papelerera, porta-lápices, porta-celular y un adaptable para toma-todo, todos enfocados en aliviar la tensión y la carga sobre los tendones afectados durante las tareas cotidianas de oficina. Este estudio es relevante para el proyecto ya que demuestra cómo los enfoques de diseño centrados en el usuario y la ergonomía pueden contribuir significativamente al manejo y tratamiento de la tendinitis de Quervain, mejorando la calidad de vida de los pacientes al minimizar el estrés en los tendones durante actividades repetitivas.

Según el estudio "Diseño e implementación de un sistema de electroestimulación con fines terapéuticos" realizado por Jorge Velilla Recio, se desarrolló un dispositivo de electroestimulación destinado a aplicaciones terapéuticas. El proyecto se centra en la creación de un sistema que utiliza un puente H como generador de ondas y un convertidor Buck para controlar los niveles de intensidad. El dispositivo se programó en una placa Arduino Nano y se acompaña de una aplicación móvil desarrollada con App Inventor, que permite al usuario seleccionar programas mediante comunicación Bluetooth. El prototipo incluye tres programas con distintas duraciones y frecuencias, y la posibilidad de ajustar la intensidad en tiempo real. Además, se diseñó una PCB para la implementación del sistema y se adaptaron electrodos comerciales para su conexión. Este estudio es relevante para el proyecto ya que destaca cómo la integración de tecnología accesible y control mediante dispositivos móviles puede facilitar la creación de sistemas de electroestimulación personalizados y accesibles para el tratamiento terapéutico, alineándose con los objetivos de innovación en el desarrollo de dispositivos médicos eficaces y asequibles.

Según el estudio "Sistema IoT de Electroestimulación para el Monitoreo y Rehabilitación Muscular de Extremidades Inferiores en Deportistas Amateur para la Clínica DEPORMED" realizado por Wilson Steeven Trávez Cruz, se desarrolló un sistema basado en el Internet de las Cosas (IoT) para la rehabilitación muscular en deportistas amateur. El proyecto utiliza un electromiógrafo con un microcontrolador ESP32 y un sensor EMG AD8232 para monitorear las señales eléctricas musculares, junto con un electroestimulador que controla los parámetros de la terapia, como el tiempo y la frecuencia de los pulsos eléctricos. El sistema envía la información recolectada a un servidor en la nube de Microsoft Azure, donde se almacena en una base de datos y se visualiza a través de una interfaz web. Este estudio es relevante para el proyecto, ya que muestra cómo las tecnologías IoT pueden integrarse en dispositivos médicos para mejorar la rehabilitación y el monitoreo muscular, proporcionando una solución accesible y eficaz para la recuperación de deportistas amateur.

La necesidad de dispositivos multifuncionales para el tratamiento del dolor articular y muscular es evidente, dado el impacto de estas condiciones en la calidad de vida de los pacientes. Los estudios revisados, como los que desarrollan prototipos de electroestimulación y termoterapia, muestran que integrar múltiples terapias en un solo dispositivo puede ofrecer tratamientos más efectivos y accesibles. Estos dispositivos no solo permiten un control preciso y personalizado de las terapias, sino que también facilitan su uso en diversos entornos, proporcionando una alternativa eficiente frente a los métodos tradicionales de manejo del dolor.

### 1.4.2. Marco teórico



**1.4.2.1. Agentes físicos.** En la mayoría de los casos, los tratamientos enfocados en las algias superficiales implementan el uso de terapias proporcionadas mediante el uso de agentes físicos tales como la termoterapia, crioterapia y electroterapia. Estas pueden o no estar complementadas por rutinas motoras fisioterapéuticas que promueven la mejoría de movilidad y fortaleza de los músculos afectados por la enfermedad (Cameron, 2019).

**1.4.2.1.1. Termoterapia.** La termoterapia utiliza calor controlado para incrementar la temperatura de los tejidos y así lograr efectos terapéuticos. En dispositivos electrónicos, como una manta térmica, el calor se regula entre 25 y 43°C, lo que permite una penetración superficial de hasta dos centímetros en los tejidos. Este aumento de temperatura genera vasodilatación incrementando así el flujo sanguíneo local, mejorando el metabolismo celular y reduciendo la rigidez muscular y articular. Los tratamientos suelen durar entre 15 y 30 minutos, con una

frecuencia de dos a tres veces al día dependiendo de la patología y el área tratada. Este agente es particularmente útil para aliviar espasmos musculares, reducir el dolor y mejorar la movilidad articular (Cameron, 2019).

**1.4.2.1.2. Crioterapia.** La crioterapia, o terapia con frío, se emplea en aplicaciones clínicas para reducir la inflamación, el dolor y el edema mediante la vasoconstricción local. Los métodos convencionales de crioterapia trabajan a temperaturas de 0-5°C, y tienen una profundidad de penetración de hasta 5 cm. La aplicación se realiza por periodos de 10 a 20 minutos, preferentemente en fases agudas de la lesión. Este enfriamiento local disminuye la actividad metabólica y retarda la velocidad de conducción nerviosa generando efectos de analgesia y control del edema. Dependiendo del estado del paciente puede aplicarse una o dos veces al día. La crioterapia es clave en la fase aguda de lesiones musculares y articulares dado que controla la inflamación sin efectos secundarios notables (Cameron, 2019).

**1.4.2.1.3. TENS convencional.** La Estimulación Nerviosa Eléctrica Transcutánea (TENS) convencional se utiliza para el control del dolor mediante la estimulación de fibras nerviosas, interfiriendo con las señales dolorosas que se transmiten al cerebro. Este método emplea una frecuencia de pulso entre 100 y 150 Hz y una duración de pulso de 50 a 80 us, ajustando la intensidad según la tolerancia del paciente hasta alcanzar una sensación de hormigueo. Es efectivo para tratar el dolor agudo o crónico sin generar contracción muscular. Los tratamientos suelen durar entre 20 y 60 minutos y pueden repetirse de dos a tres veces al día según la recomendación de un especialista (Cameron, 2019).

**1.4.2.1.4. TENS acupuntura.** El TENS en modalidad acupuntura se caracteriza por el uso de baja frecuencia de 2 a 10 Hz y una mayor duración del pulso entre 200 a 300 us produciendo contracciones musculares visibles. Este tipo de TENS tiene como objetivo estimular la liberación de endorfinas para el alivio del dolor prolongado. La intensidad debe ajustarse para provocar contracciones musculares sin causar incomodidad al paciente. El tiempo de tratamiento varía entre 20 y 40 minutos y suele aplicarse una o dos veces al día en pacientes con dolores crónicos o articulares. Esta técnica es particularmente eficaz para aumentar la circulación y reducir el dolor en áreas específicas (Cameron, 2019).

**1.4.2.2. Patologías.** Las algias superficiales implican la degradación de tejidos subcutáneos, especialmente del cartílago, cuya función es proteger las articulaciones y facilitar su movimiento. Al deteriorarse, los huesos se rozan, provocando dolor, inflamación y rigidez. Dentro de esta categoría, las mialgias se presentan como dolores musculares, a menudo causados por ejercicios intensos, lesiones o trastornos inflamatorios que pueden generar dolor, rigidez y debilidad muscular. Por otro lado, el dolor articular con o sin inflamación (artritis) puede afectar las extremidades o el esqueleto axial, como la columna vertebral. Además del dolor, puede haber hinchazón, calor, y en algunos casos, fiebre o erupciones cutáneas. (Cameron, 2019).

**1.4.2.2. Sistemas embebidos.** Estos constituyen una rama fundamental de la ingeniería electrónica y la informática, caracterizados por su diseño especializado y su integración en dispositivos más complejos. Estos sistemas se definen como conjuntos de hardware y software diseñados para llevar a cabo tareas específicas dentro de un sistema mayor, distinguiéndose así de los sistemas de propósito general como los ordenadores personales. Su naturaleza especializada les permite alcanzar una notable eficiencia en términos de recursos y rendimiento, operando con capacidades de procesamiento, memoria y energía limitadas, pero altamente mejorada (Candilejo, 2023).

En el núcleo de cada sistema embebido se encuentra un microcontrolador, que actúa como la unidad central de procesamiento. Este componente crucial gestiona las operaciones y la toma de decisiones del sistema, coordinando la interacción entre los diversos elementos que lo componen. Los sistemas embebidos interactúan con su entorno a través de una variedad de componentes, incluyendo sensores para la recopilación de datos, actuadores para la ejecución de acciones físicas, y dispositivos de almacenamiento para el manejo y conservación de información (Candilejo, 2023).

## **1.5. Metodología**

### ***1.5.1. Tipo de investigación***

Esta investigación es del tipo cuantitativo experimental puesto que posee los 3 elementos científicos que la caracterizan, hablese de control, manipulación y observación. Donde se manipulan las variables en condiciones controladas, con el fin de describir el comportamiento dado

por el dispositivo mecatrónico sometido a las pruebas, cambios y adaptaciones pertinentes a lo largo de su desarrollo.

### ***1.5.2. Línea y sub línea del grupo de investigación***

El presente proyecto se encuentra articulado a la línea de investigación de Diseño y Desarrollo Mecatrónico perteneciente al programa de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Mariana con enfoque en el área de la Bioingeniería dado que el dispositivo en cuestión cuenta con la finalidad de tratar y ayudar a las personas con síntomas en específico tales como dolor de músculos y articulaciones.

### ***1.5.3. Hipótesis de la investigación***

El prototipo electrónico permite acondicionar de manera eficaz los métodos terapéuticos conocidos como termoterapia, crioterapia y electroterapia para reducir el dolor articular y muscular.

### ***1.5.4. Descripción metodológica***

#### **1.5.4.1. Fase 1.**

- Revisión de las fuentes de información para la aplicación de la termoterapia, crioterapia y electroterapia con base en datos, artículos de revistas, libros, documentos de páginas, tesis de posgrados, investigaciones tecnológicas e innovación.
- Diseñar el sistema electrónico para la termoterapia, crioterapia y electroterapia según los criterios establecidos previamente identificados.
- Diseñar la estructura para el prototipo tomando en cuenta las medidas del circuito electrónico y la incorporación práctica de sus complementos.

#### **1.5.4.2. Fase 2.**

- Ensamblar la etapa electrónica del prototipo y fabricar el diseño estructural que incorpora la termoterapia, crioterapia y electroterapia.
- Implementar el sistema de control para la implementación de los agentes físicos establecidos.

#### **1.5.4.3. Fase 3.**

- Validar los parámetros arrojados y censados por el prototipo.

#### ***1.5.5. Validez de la investigación***

Al momento de culminar la fase de diseño e implementación de cualquier tipo de prototipado es importante contemplar el método que se llevara a cabo para justificar un correcto funcionamiento.

Para esto, se ha dispuesto una validación investigativa donde se tendrán en cuenta tanto los parámetros externos como internos. Para cada parámetro se maneja una rúbrica específica que será descrita en los siguientes ítems.

**1.5.5.1. Validación interna.** Para la validación interna de nuestro prototipado electrónico, posterior a una investigación de factores principales para su funcionamiento, se han establecido unos valores estándar a los que estarán sujetas nuestras variables a regular, las cuales se verificarán mediante herramientas de medición electrónicas en el transcurso de una semana hábil. Los instrumentos de referencia a utilizar son:

- Osciloscopio
- Multímetro

**Tabla 1**

*Rúbrica de evaluación*

| Indicadores   | Cumple | NO Cumple |
|---|--------|-----------|
| El prototipo suministra una frecuencia de 2Hz a 10Hz.       | X      |           |
| El prototipo suministra un ancho de pulso de 200us a 300us. | X      |           |
| El prototipo suministra una frecuencia de 100Hz a 150Hz.    | X      |           |
| El prototipo suministra un ancho de pulso de 50us a 80us.   | X      |           |
| El prototipo suministra una corriente menor a 30mA.         | X      |           |
| El prototipo suministra una temperatura entre 25 a 43 °C    | X      |           |
| El prototipo mantiene los parámetros estables.              | X      |           |

**1.5.5.2. Validación externa.** Una vez aprobada la validación interna del prototipo electrónico, se procederá a corroborar su efectividad mediante la crítica de experto donde se buscará cumplir y satisfacer las expectativas del mismo. Teniendo en cuenta lo anterior, se contemplarán críticas y sugerencias que ayuden a mejorar la eficiencia del dispositivo.

## 2. Presentación de resultados

### 2.1. Resultados de acuerdo a los objetivos

#### 2.1.1. Revisión de fuentes de información para la aplicación de la termoterapia, crioterapia y electroterapia.

Como factor fundamental para el desarrollo del presente proyecto basado en la administración de electroterapia, termoterapia y crioterapia, se realizó de manera previa una búsqueda de fuentes literarias, documentación y artículos relacionados que nos permitieran establecer los parámetros esenciales y usos específicos a tener en cuenta para proporcionar de manera adecuada los diferentes tipos de terapia para cada tipo de dolor.

Como mayor exponente referencial bibliográfico se fijó el libro publicado por Cameron (2018) el cual está enfocado en la rehabilitación mediante la aplicación de agentes físicos para el tratamiento de diversos tipos de dolor.

**Tabla 2**

*Parámetros estándar electroterapia*

| <b>Electroterapia</b> |                   |                          |
|-----------------------|-------------------|--------------------------|
| <b>Tipo</b>           | <b>Frecuencia</b> | <b>Duración de pulso</b> |
| <b>Convencional</b>   | 100-150 Hz        | 50-80 us                 |
| <b>Acupuntura</b>     | 2-10 Hz           | 200-300 us               |

Nota: Datos tomados del libro agentes físicos Cameron 2019.

**Tabla 3**

*Parámetros estándar termoterapia y crioterapia*

| <b>Tipo de terapia</b> | <b>Temperaturas ideales</b> |
|------------------------|-----------------------------|
| <b>Termoterapia</b>    | 25-43 °C                    |
| <b>Crioterapia</b>     | 0-5 °C                      |

Nota: Datos tomados del libro agentes físicos Cameron 2019.

Se toma los valores técnicos a implementar en el prototipo electrónico consolidado en la Tabla 2 y Tabla 3. Estos parámetros son fundamentales para una adecuada aplicación de la termoterapia, crioterapia y electroterapia respectivamente enfocados en el tratamiento del dolor articular, muscular y patologías afines.

### ***2.1.2. Diseño del Sistema electrónico para cada una de las terapias según los criterios establecidos.***

En esta etapa se diseñan los sistemas y tarjetas electrónicas necesarias para el funcionamiento propuesto en el proyecto. De este modo, el prototipo se divide en tres etapas de estudio y desarrollo individual por terapia que aportan las bases indispensables para realizar el circuito final encargado de soportar y alimentar los componentes de software y hardware implementados en el prototipo.

**2.1.2.1. Diseño electrónico de crioterapia.** Como siguiente paso en la etapa de diseño de nuestro circuito, se dispuso como objetivo la terapia mediante la aplicación de frío. En esta terapia se conserva el método tradicional fisioterapéutico, este consiste en el enfriado de una manta de gel mediante un sistema de refrigeración convencional, este se encontrará ejemplificado en la Figura 1. En este método en particular se busca adecuar un sistema de monitoreo que nos permita saber un estado adecuado de temperatura en la manta fría a utilizar para la crioterapia, en la Figura 2 se encontrará una ilustración demostrativa del método tradicional incorporado al sistema de monitoreo mencionado.

**Figura 1**

*Método convencional de crioterapia*



Fuente: Generado por Microsoft Copilot IA.

**Figura 2**

*Método convencional de crioterapia incorporado al sistema de monitoreo*



Fuente: Generado por Microsoft Copilot IA.

### **Figura 3**

#### *Crioterapia ilustrada*



Fuente: Generado por Microsoft Copilot IA.

Para la aplicación efectiva de la crioterapia mediante la incorporación del sistema de monitoreo al método convencional se agrega un paso inicial a la preparación de la manta de gel donde antes de empezar con la refrigeración por medio de los sistema de refrigeración convencionales, se coloca el sensor sobre la manta de gel para tomar lecturas de su temperatura y posteriormente se configura el prototipo en la opción de crioterapia donde el empezara el correspondiente monitoreo acompañado de las alertas visuales Led donde le indica su estado adecuado. Luego se procederá con los pasos comunes donde se retira la manta de gel una vez el prototipo lo indique y se predispone el paciente para recibir la terapia en la zona afectada, como se puede observar en la Figura 3.

Para la selección de la herramienta de medición de temperatura se realizó una recopilación de datos de posibles sensores efectivos para su uso en el desarrollo del presente proyecto. En la Tabla 4 se puede observar el resultado de la recopilación de datos de los sensores y sus principales características.

**Tabla 4**

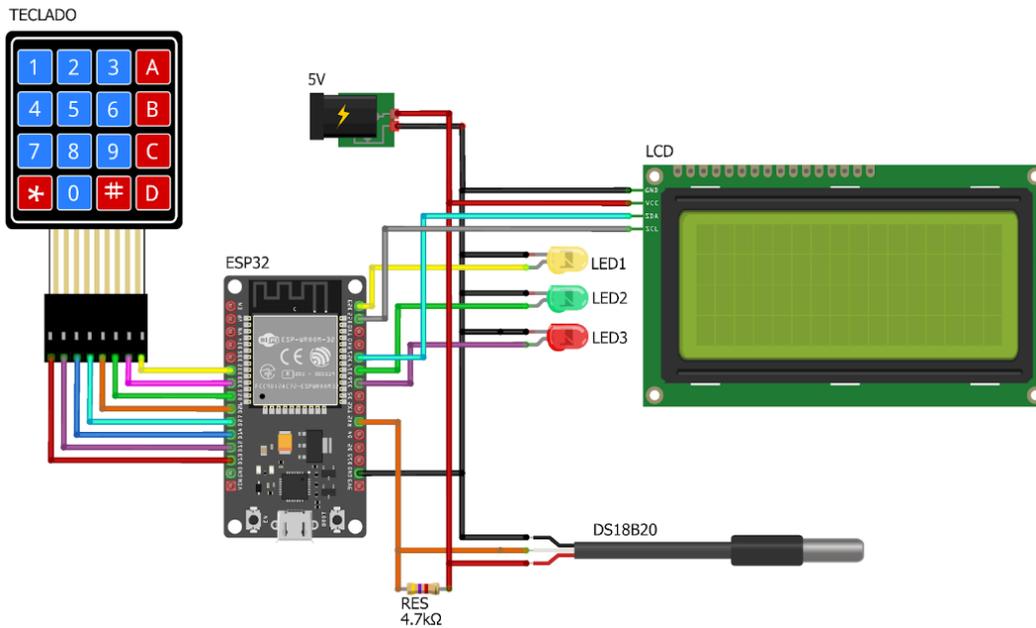
*Recopilación comparativa de posibles herramientas de medición de temperatura*

| Sensor         | Tipo             | Rango de Temperatura | Precisión             | Interfaz          | Características principales  |
|----------------|------------------|----------------------|-----------------------|-------------------|--|
| <b>DS18B20</b> | Digital (1-Wire) | -55°C a 125°C        | ±0.5°C (-10°C a 85°C) | 1-Wire            | Ideal para largas distancias y múltiples sensores en un solo bus. Ideal para el monitoreo de temperatura mediante contacto directo.  |
| <b>MCP9808</b> | Digital (I2C)    | -40°C a 125°C        | ±0.25°C (a 25°C)      | I2C               | Alta precisión, fácil de usar, adecuada para aplicaciones I2C. Ideal para el monitoreo de temperatura del entorno sin contacto directo.  |
| <b>LM35</b>    | Analógico        | -55°C a 150°C        | ±0.5°C (a 25°C)       | Voltaje de salida | Fácil de usar, económico, pero menos práctico para largas distancias. Ideal para el monitoreo de temperatura ambiente sin contacto o con contacto directo mediante una adaptación necesaria. |

Tomando en cuenta los datos anteriormente presentados se seleccionó el sensor DS18B20 como lector de temperatura, los motivos de selección de este sensor radican en una precisión entre  $\pm 0.5$  °C en un rango de -10 °C a 85°C, valores que contienen las temperaturas a manejar con el prototipo además de ser de fácil asequebilidad y de contar con una mayor facilidad de uso para largas distancias y posibles acoples de múltiples sensores en un solo bus de datos.

#### Figura 4

*Circuito de conexiones de monitoreo para crioterapia*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

Una vez establecido nuestro elemento de medición calorífica se añadió un conjunto de indicadores compuesto por 3 LEDs, dispuestos como alertas del sistema de monitoreo donde se evidenciará el estado actual de temperatura de la manta refrigerada. Estos estados fueron categorizados como falta refrigerar (led amarillo), refrigeración adecuada (led verde) y sobre refrigeración (led rojo). Adicionalmente, una LCD se encargará de mostrar el valor tomado por el

sensor codificado en el sistema de un solo chip ESP32 WROOM 32 y conectados como se puede ver en la Figura 4.

Para la parte de interpretación y lectura del sensor DS18B20 se utilizó la librería “DallasTemperature”. Esta se encarga de simplificar el uso del protocolo One Wire el cual es utilizado por los sensores DS18B20 para la comunicación de temperatura. Esta incorpora funciones algorítmicas para solicitar y leer las temperaturas desde el sensor con “sensors.requestTemperatures()” y “sensors.getTempCByIndex()” respectivamente. Adicionalmente, se contempló la resolución también programable del sensor DS18B20, este cuenta con una selección de configuraciones que radican en el número de bits que maneja el sensor siendo 9 bits la menor y 12 bits la mayor resolución, en el presente proyecto se estableció la mayor resolución a favor de mantener una alta precisión a cambio de una breve demora en los tiempos de lectura.

**2.1.2.2. Diseño electrónico de termoterapia.** Ya establecido el sistema de monitoreo para el tratamiento de crioterapia se prosiguió a realizar las adaptaciones necesarias para el control de la termoterapia. Este también se planteó con la implementación del sensor DS18B20 con la diferencia de estar articulado con un Módulo Relé de 3.3 voltios encargado de abrir o cerrar el paso de corriente que transcurre a lo largo de una manta eléctrica.

Para la selección del agente físico encargado de aplicar la termoterapia se predispuso una manta eléctrica disponible en el mercado comercial con las características expuestas en la Tabla 5.

**Tabla 5**

*Características de la manta eléctrica*

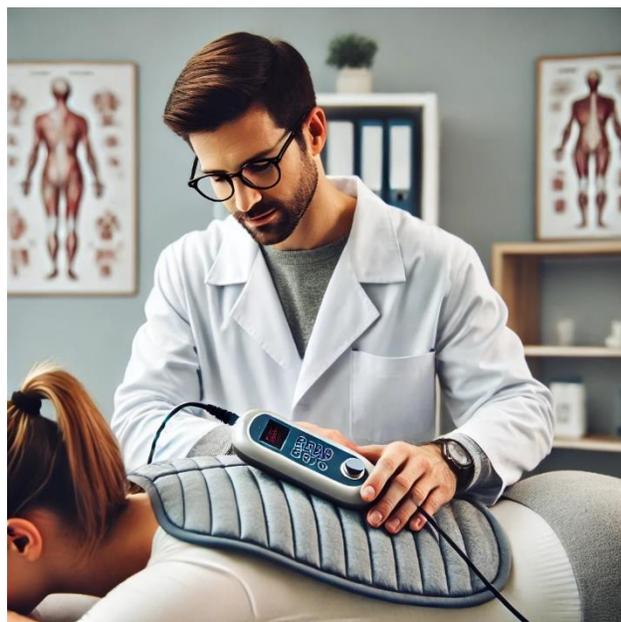
|                              |                                      |
|------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Marca</b>                 | Male shop Colombia                   |
| <b>Modelo</b>                | AXXM0031                             |
| <b>Tipo de almohadilla</b>   | Almohadilla de calefacción eléctrica |
| <b>Potencia</b>              | 75 W                                 |
| <b>Material</b>              | Poliéster                            |
| <b>Partes del cuerpo</b>     | Todo el cuerpo                       |
| <b>Forma</b>                 | Rectangular                          |
| <b>Temperatura regulable</b> | Si                                   |

|                             |                 |
|-----------------------------|-----------------|
| <b>Largo x Altura</b>       | 60 cm x 30 cm   |
| <b>Accesorios incluidos</b> | Cable y control |

Esta manta eléctrica destaca por su alta potencia de 75W, esto permite un calentamiento rápido, efectivo e ideal para terapias prolongadas. Es fabricada en poliéster lo que ofrece una combinación de durabilidad y suavidad al tacto, además de ser fácil de limpiar, garantizando comodidad y practicidad durante su uso. Cuenta con un tamaño de 60 cm x 30 cm lo que permite tratamientos en zonas pequeñas o grandes del cuerpo del paciente, brindando versatilidad a la hora de ejecutar la termoterapia, como se indica en la Figura 7.

### Figura 5

#### *Termoterapia ilustrada*

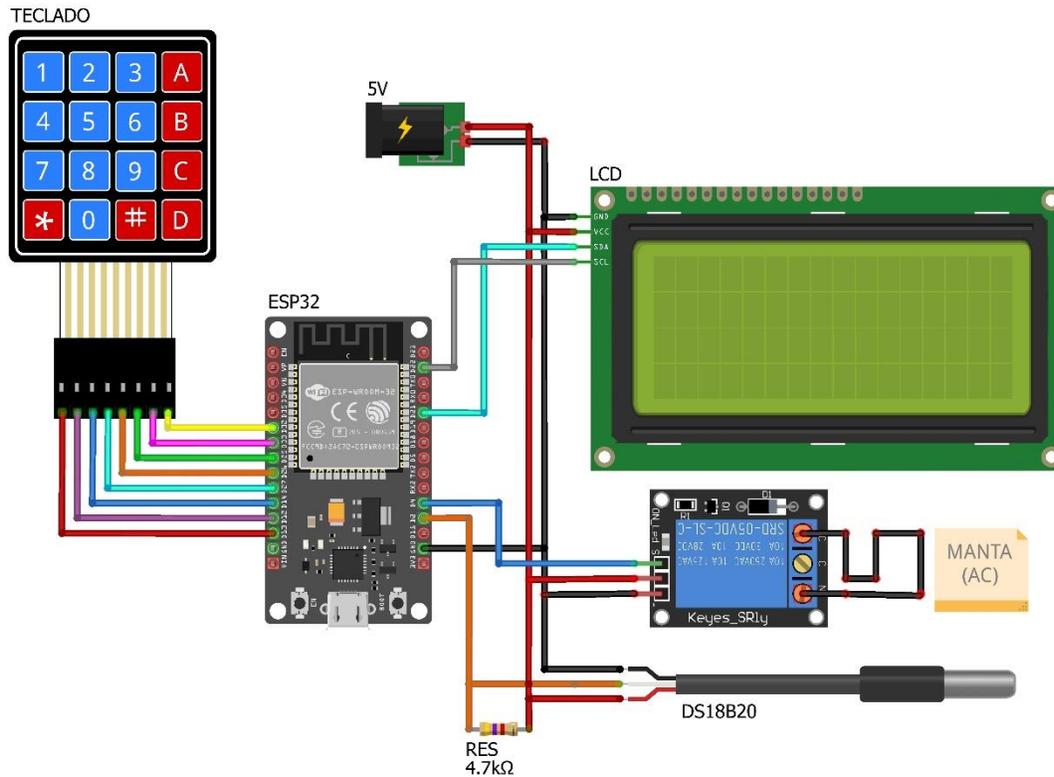


Fuente: Generado por Microsoft Copilot IA.

Para la aplicación efectiva de la termoterapia primero se debe ajustar el prototipo electrónico a la temperatura deseada, esta puede variar según la sensibilidad del paciente a tratar, una vez activada la terapia se dará una breve espera al prototipo hasta que alcance a llegar a la temperatura establecida para colocar la manta eléctrica en contacto con la zona a tratar, los tiempos de tratamiento dependerán exclusivamente de opinión profesional del fisioterapeuta, esta se puede evidenciar de manera visual en la Figura 5.

**Figura 6**

*Circuito de conexiones para termoterapia*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

Como boceto del sistema inicial evidenciado en la Figura 6, se incorporó un módulo relé que se activará y dejará fluir el voltaje a lo largo de la resistencia de 216 Ohms incorporada dentro de la manta eléctrica (Figura 7) si el valor censado se mantiene por debajo de la temperatura establecida por el usuario, de ser el caso contrario y la temperatura se encuentre por encima del valor deseado el ESP32 le enviará un pulso al módulo relé que él entenderá como un cambio de estado a apagado donde cortara el voltaje que ingresa por la manta impidiendo así que siga aumentando la temperatura de la misma.

**Figura 7**

*Manta eléctrica con sensor DS18B20*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

**2.1.2.3. Diseño electrónico de electroterapia.** Para el diseño electrónico de la electroterapia se incorporó un montaje base adaptado de Travéz 2023 donde un pulso temporizado según los parámetros de electroestimulación ya establecidos en la Tabla 2, es suministrado por un ESP32 donde activa y desactiva un transistor Darlington acoplado para enviar la señal con las frecuencias y anchos de pulso programados dentro del prototipo a un transformador de aislamiento encargado de elevar el voltaje que pasara a la etapa de salida de los electrodos previamente regulados por una resistencia variable.

### **Figura 8**

*Transformador de aislamiento*

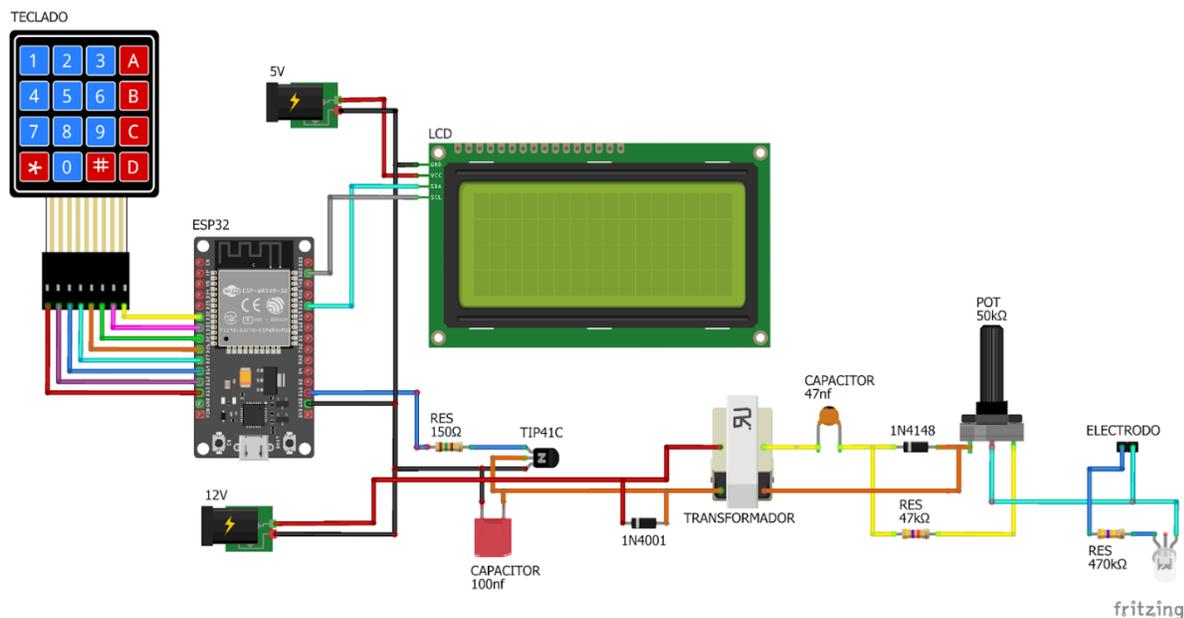


Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

La selección del transformador de aislamiento evidenciado en la Figura 8, este transformador es de núcleo acorazado de frecuencia intermedia usado en amplificación de señales de audio, basado en este principio se lo uso con el fin de realizar un aislamiento galvánico con el fin de impedir que los pacientes estén en contacto directo con la red de alimentación del circuito reduciendo el riesgo de descargas eléctricas peligrosas, para esto se implementó un transformador Panasonic con una resistividad de entrada de 0.5 ohms y una de salida de 74 ohms para una relación de 3:1 que comunica a una etapa de potencia empleada como salida para el canal de electrodos. Tomando en cuenta lo anterior se realizaron mediciones de voltajes y corrientes en la salida de los electrodos manteniendo una fuente de alimentación de 12VDC. Los resultados de las mediciones de voltajes arrojaron valores variables de 15 a 36 voltios en la configuración de tipo acupuntura y de 0 a 5 voltios en la configuración de tipo convencional. En el caso de las mediciones de corriente se encontraron valores inferiores a 0.8 mA cumpliendo con los valores estándar de corriente menores a 30 mA referidos en el libro de Agentes Fisicos de Cameron (2019).

**Figura 9**

*Circuito de conexiones para electroterapia*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

El diseño presentado para el prototipo electrónico en la Figura 9, consiste en un ESP32 que comienza enviando una señal de 3.3V con una forma de onda de onda cuadrada a la base del transistor Darlington, lo que activa el transistor y permite el paso de corriente desde el colector hacia el emisor, donde está conectado un suministro de 12V. Esta corriente atraviesa un transformador que cuenta con un diodo de protección que permite evitar corrientes de fuga, este eleva el voltaje de los 12V de entrada a un máximo de 36V en la salida. La señal elevada pasa por un circuito de rectificación y filtrado, compuesto por diodos y capacitores que, mediante reactancia capacitiva, estabilizan y limpian la señal de salida para asegurar una corriente constante y segura. Antes de llegar a los electrodos, el voltaje pasa a través de un potenciómetro de 50kΩ, que permite ajustar y regular el nivel de voltaje de salida, asegurando que la estimulación eléctrica sea apropiada para el usuario. El usuario puede ajustar los parámetros de estimulación mediante el teclado matricial, y los valores configurados se muestran en la pantalla LCD.

## **Figura 10**

### *Electroterapia ilustrada*



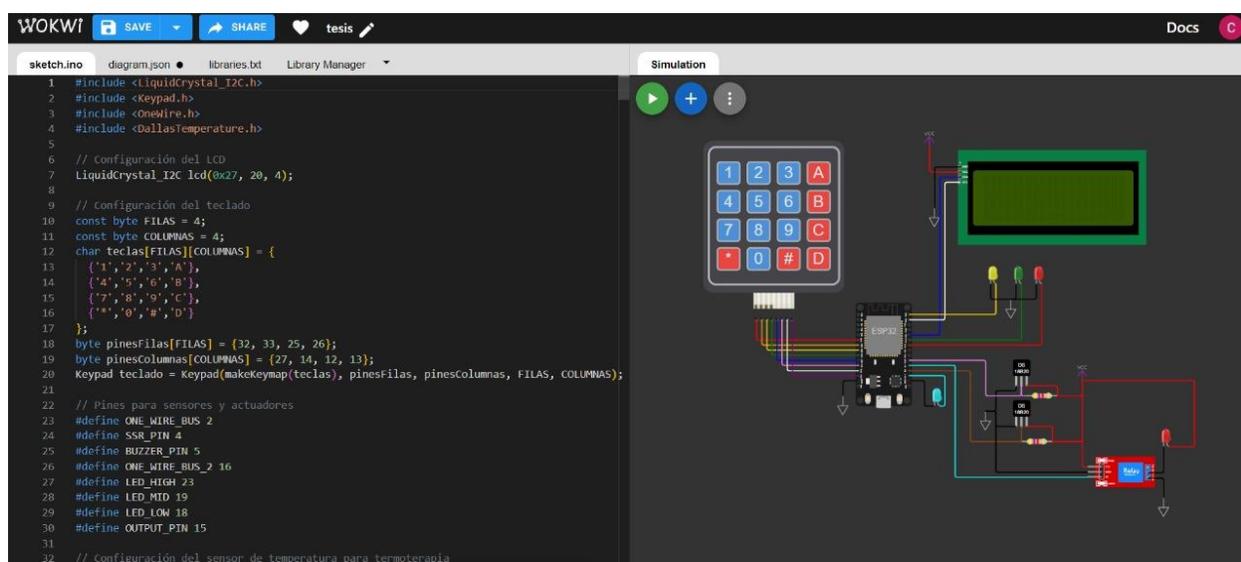
Fuente: Generado por Microsoft Copilot IA.

Para la aplicación efectiva de la electroterapia primero se deberá ubicar en la zona corporal a tratar los electrodos con una mínima distancia de 2 cm entre ellos, posteriormente se verificará el nivel de intensidad de la terapia que se encuentra regulada analógicamente mediante una perilla, esta deberá estar en la mínima escala disponible. Luego se procederá a configurar en el prototipo electrónico los parámetros de onda tales como frecuencia y ancho de pulso que dependerán del previo diagnóstico del paciente y del juicio del especialista, una vez configurado se activara el prototipo y se iniciara el proceso de regulación de intensidad según la sensibilidad del paciente donde se buscara una respuesta confortable y placentera que permita una sesión prolongada de hasta 30 minutos, esto se puede evidenciar de manera visual en la Figura 10.

**2.1.2.4. Síntesis de circuito de las terapias del prototipo.** Para el desarrollo del diseño de estas etapas se utilizaron las herramientas Eagle 9.6.2 education para establecer el diseño PCB del circuito electrónico final, que será posteriormente impreso en una maquina CNC, evidenciado en la Figura 12, la plataforma Wokwi para la simulación de su funcionamiento, evidenciado en la Figura 11, y la aplicación Arduino para la implementación algorítmica del código fuente para el microcontrolador ESP32 WROOM 32, evidenciado en la Figura 13.

**Figura 11**

*Simulación de funcionamiento de software del prototipo electrónico*

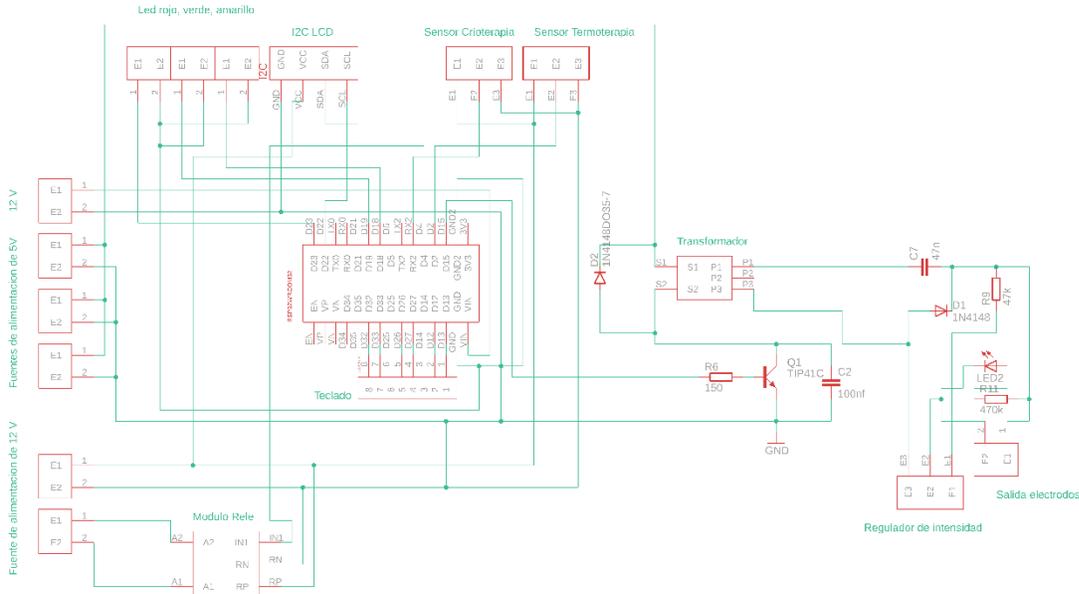


Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

La plataforma en línea Wokwi indicada en la Figura 11, fue utilizada para la simulación electrónica y de programación del microcontrolador ESP32 WROOM 32 sin necesidad del hardware físico. Esta plataforma resalta por la simulación de componentes electrónicos y microcontroladores que además permite desplegar una ventana para la programación e implementación del código al circuito simulado.

Figura 12

Diseño del circuito final del prototipo

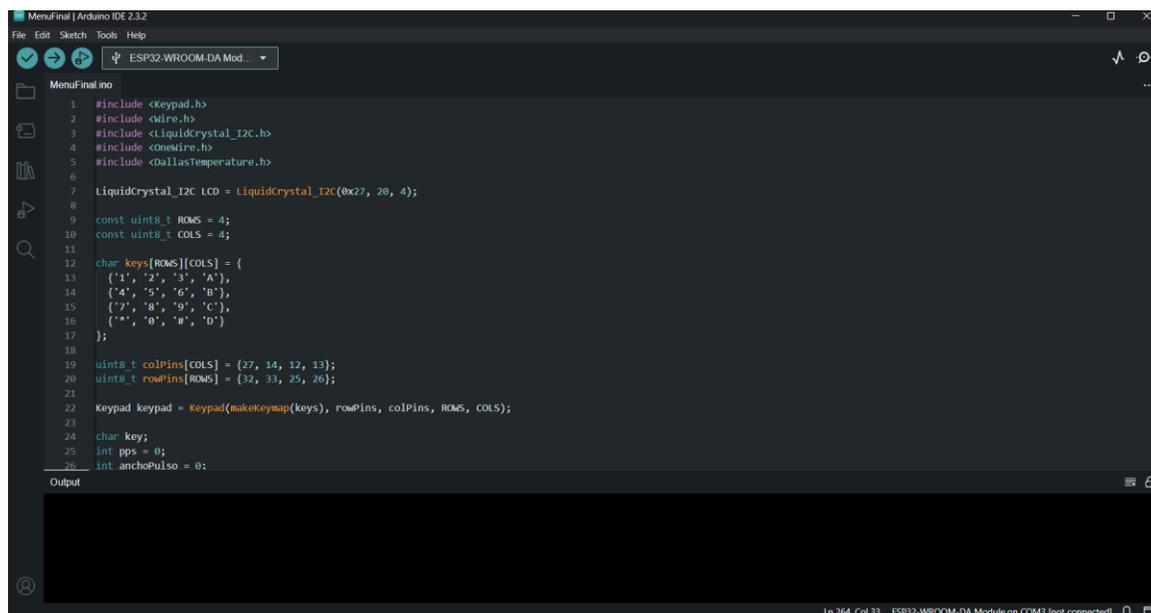


Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

La versión 9.6.2 de Autodesk Eagle licencia educativa, indicada en la Figura 12, se utilizó para el diseño y la simulación del circuito electrónico impreso (PCB). Eagle es una herramienta profesional que destaca por su capacidad para crear esquemáticos y diseños de PCB, ofreciendo una amplia biblioteca de componentes electrónicos que facilita la implementación de proyectos complejos. Esta plataforma permite a los usuarios visualizar y ajustar el enrutamiento de pistas, verificar errores de diseño y generar archivos de manufactura, todo en un entorno gráfico que no requiere de hardware físico hasta la etapa final de producción.

**Figura 13**

*Programa Arduino*



```
MenuFinal.ino
1 #include <Keypad.h>
2 #include <Wire.h>
3 #include <LiquidCrystal_I2C.h>
4 #include <OneWire.h>
5 #include <DallasTemperature.h>
6
7 LiquidCrystal_I2C LCD = LiquidCrystal_I2C(0x27, 20, 4);
8
9 const uint8_t ROWS = 4;
10 const uint8_t COLS = 4;
11
12 char keys[ROWS][COLS] = {
13   {'1', '2', '3', 'A'},
14   {'4', '5', '6', 'B'},
15   {'7', '8', '9', 'C'},
16   {'*', '0', '#', 'D'}
17 };
18
19 uint8_t colPins[COLS] = {27, 14, 12, 13};
20 uint8_t rowPins[ROWS] = {32, 33, 25, 26};
21
22 Keypad keypad = Keypad(makeKeymap(keys), rowPins, colPins, ROWS, COLS);
23
24 char key;
25 int pps = 0;
26 int anchoPulso = 0;
```

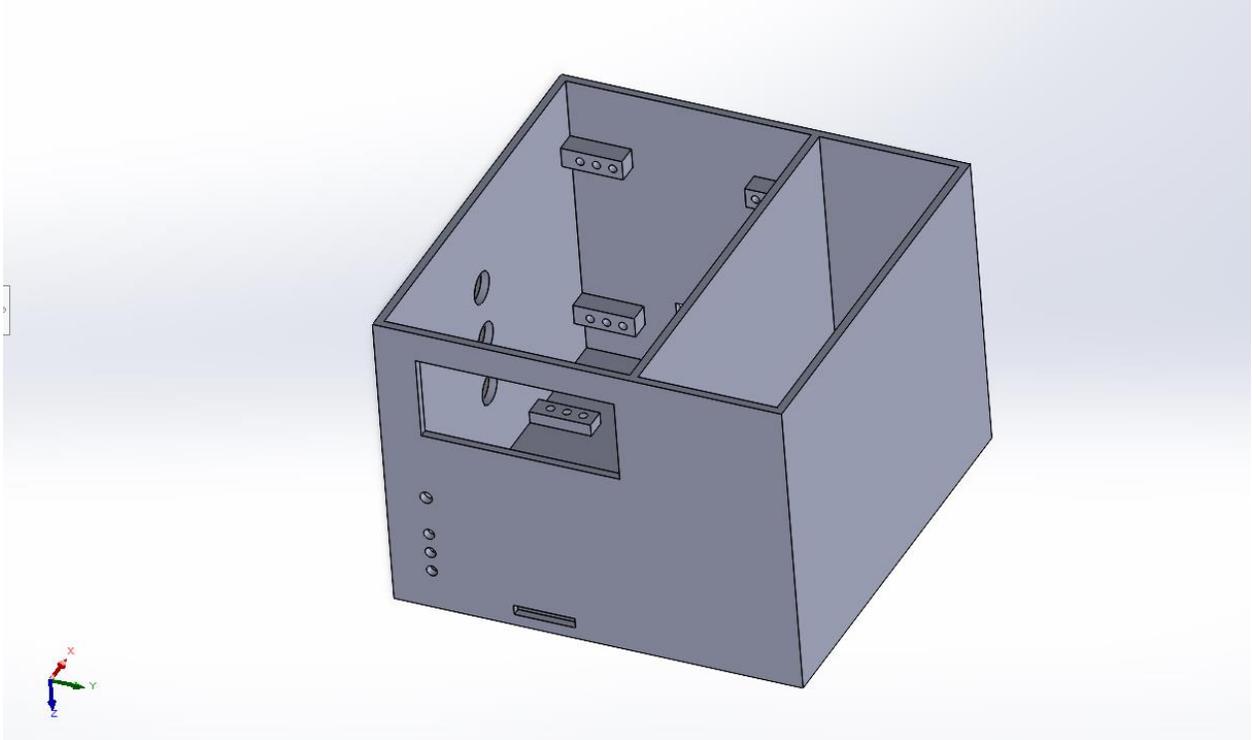
Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

El software Arduino IDE, indicado en la Figura 13, fue utilizado para la programación y carga de código en el microcontrolador ESP32 WROOM 32. Esta plataforma destaca por su interfaz que permite a los usuarios escribir, compilar y depurar códigos fácilmente. Además, Arduino IDE ofrece una extensa biblioteca de funciones y ejemplos predefinidos que facilitan la implementación de programas en los circuitos conectados, permitiendo así la integración y prueba de diversas aplicaciones electrónicas en un entorno de desarrollo simplificado.

**2.1.2.5. Diseño estructural del prototipo electrónico.** Una vez establecidos los circuitos necesarios para el correcto funcionamiento de nuestro prototipo eléctrico, se procedió a realizar un diseño estructural encargado de soportar y proteger las tarjetas y componentes electrónicos que integran al mismo.

## Figura 14

### *Diseño estructural del prototipo*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

Para esta actividad se utilizó el software de diseño mecánico llamado Solidworks con licencia educativa, donde se tomó en cuenta las salidas para los componentes periféricos, el tamaño del circuito y la presentación de la interfaz visual para el usuario. El resultado estructural de estas condiciones se puede observar en la Figura 14.

### ***2.1.3. Ensamblaje de la etapa electrónica y estructural del prototipo.***

En esta etapa se realiza el ensamblaje general del prototipo electrónico posterior a los diseños presentados en el apartado anterior.

## **Figura 15**

### *Acople del prototipo*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

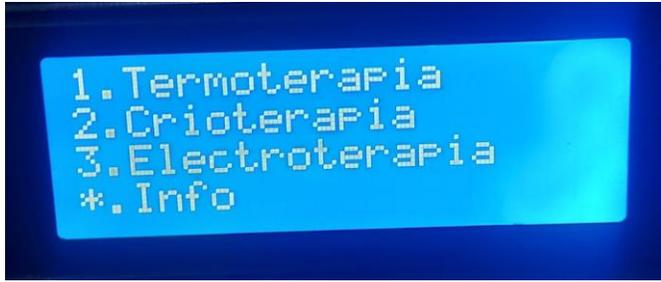
Como se puede apreciar en la Figura 15, el resultado del diseño estructural fue una caja compuesta con puertos específicos para la conexión para la conexión de los implementos requeridos en cada terapia.

### ***2.1.4. Implementación del Sistema de control interactivo para la aplicación de agentes físicos***

Una vez planteado el funcionamiento lógico del prototipo electrónico, se predispone la implementación algorítmica dentro del ESP32 WROOM 32 para la visualización de menús desplegables y la verificación de un correcto funcionamiento de las terapias a fines a la investigación.

## **Figura 16**

### *Menú principal*

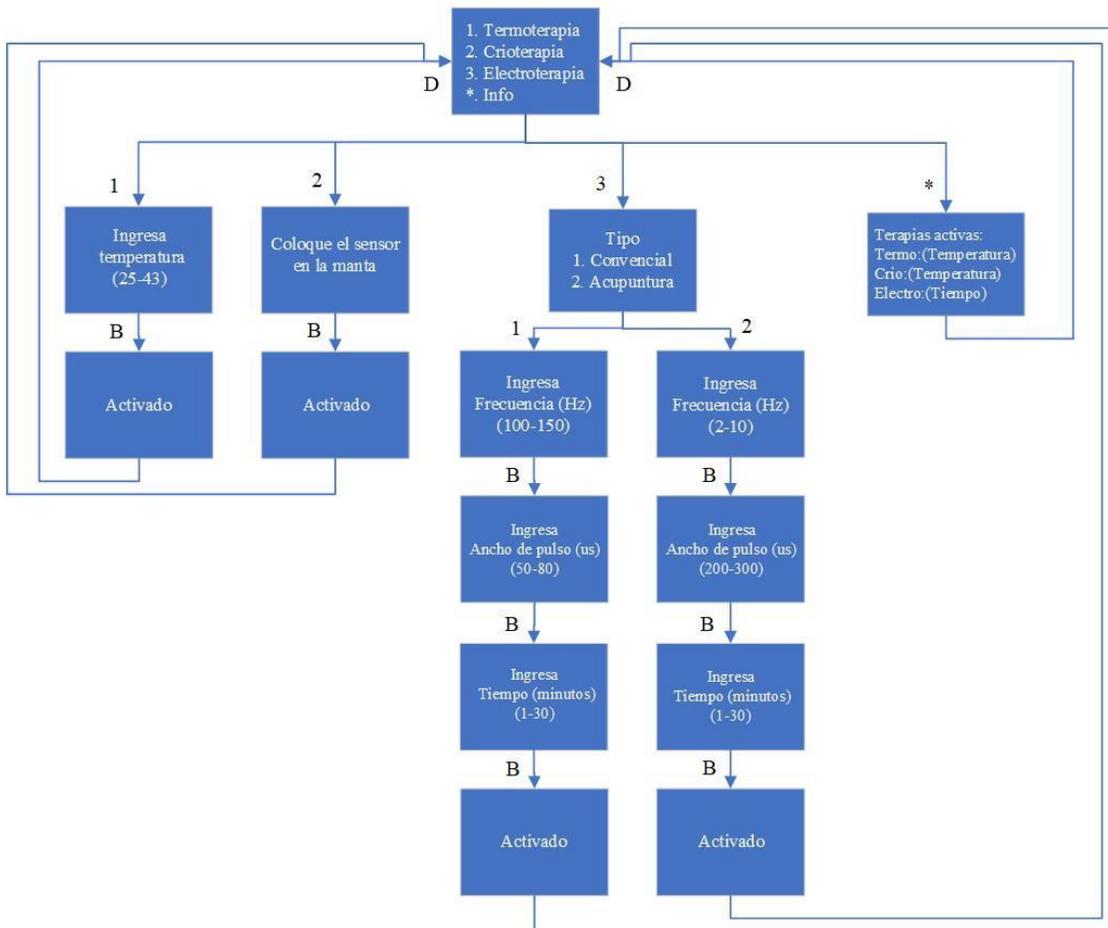


Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

En la Figura 16, se observa el menú principal con el que contará nuestro prototipo, En este se da la opción de utilizar uno o más tratamientos según las necesidades del profesional de fisioterapia.

**Figura 17**

*Flujo de usuario*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

El proceso descrito en la Figura 17, comienza con la selección de la modalidad de terapia que el usuario desea aplicar. Cada modalidad tiene sus propios parámetros específicos que deben ser ingresados para configurar y activar la terapia, exceptuando la crioterapia, en esta solo se le indicara al dispositivo mediante la tecla B que el sensor ha sido colocado en la manta de gel y que puede proceder a realizar el monitoreo correspondiente.

En el caso de la termoterapia, el usuario debe ingresar la temperatura deseada dentro de un rango que va de 25 a 43 grados Celsius. Es necesario verificar que el sensor se encuentre en contacto con la manta eléctrica del dispositivo para que la terapia pueda iniciarse correctamente. Una vez configurada la temperatura, la función de termoterapia se activa automáticamente, permitiendo al usuario recibir el tratamiento con la configuración establecida.

Para la crioterapia, el usuario debe colocar un sensor en la manta de gel antes de activar la función. Esto asegura que la terapia se realice de manera segura y efectiva, utilizando el sistema de alertas visuales para la verificación de los parámetros de temperatura adecuados para este tipo de tratamiento.

La electroterapia requiere un proceso de configuración más detallado. El usuario debe ingresar la frecuencia en Hertz (Hz), que varía según el tipo de terapia seleccionada: para la terapia convencional, la frecuencia debe estar entre 100 y 150 Hz, mientras que, para la terapia de acupuntura, la frecuencia varía entre 2 y 10 Hz. Además, se debe ingresar el ancho de pulso en microsegundos (us), que puede ser de 50 a 80 us o de 200 a 300 us, dependiendo de la especificación de la terapia. También es necesario establecer un tiempo de tratamiento que puede variar entre 1 y 30 minutos. Después de ingresar todos estos parámetros, la función de electroterapia se activa.

Por último, el dispositivo muestra un resumen de las terapias activas con los parámetros correspondientes: la temperatura para las modalidades de termoterapia y crioterapia, y el tiempo para la electroterapia. El funcionamiento también incluye una opción para revisar el estado actual de cada terapia activa, esta se encuentra marcada con un asterisco en la interfaz del dispositivo.

### 2.1.5. Validación interna del prototipo frente a otros dispositivos

Para desarrollar la validación del prototipo se realizaron mediciones de ondas y temperaturas que el prototipo electrónico comparte con algunos dispositivos profesionales que se implementan en los laboratorios de Alvernia en la Universidad Mariana.

Los resultados de estas pruebas se verán organizados en las Tablas 8 y 9 para luego realizar un análisis comparativo del prototipo electrónico frente a una herramienta de medición de temperatura (DT-8868H) y un dispositivo electroestimulador (TENS 3000) ubicados en Alvernia. En las Figuras 18 y 20 se pueden observar los equipos anteriormente mencionados con sus respectivas especificaciones técnicas indicadas en las Tablas 6 y 7.

#### Figura 18

*Eletroestimulador TENS 3000*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

El TENS 3000 es un dispositivo portátil utilizado para aliviar el dolor mediante estimulación eléctrica transcutánea. Para usarlo, primero se limpia y se seca la zona donde se colocarán los electrodos, como el brazo o la espalda. Se conecta los cables de los electrodos al dispositivo y se colocan los dos electrodos sobre la piel, cerca del área del dolor asegurándose de que estén a una distancia adecuada entre ellos. Posteriormente, se enciende el dispositivo girando la perilla de

encendido y comienza con la intensidad más baja, luego se ajusta gradualmente hasta sentir una ligera sensación de cosquilleo o vibración asegurándose de que sea cómoda y sin dolor. Las sesiones suelen durar entre 15 y 30 minutos y pueden repetirse varias veces al día según las recomendaciones de un profesional de la salud. Al finalizar, se apaga el dispositivo y se retira cuidadosamente los electrodos. En la Figura 19 se puede observar un ejemplo de uso.

**Figura 19**

*Ejemplo de uso TENS 3000*



Fuente: Generado por Microsoft Copilot IA.

**Tabla 6**

*Especificaciones técnicas TENS 3000*

| No | Mecanismos          | Descripción técnica                |
|----|---------------------|------------------------------------|
| 1  | Canal               | Doble, aislado entre canales.      |
| 2  | Corriente           | 0-30mA.                            |
| 3  | Frecuencia de pulso | Regulable, 2 a 150 Hz.             |
| 4  | Ancho de pulso      | Regulable, 30 a 260us.             |
| 5  | Forma de onda       | Pulso cuadrado bifásico asimétrico |
| 6  | Temporizador        | 15, 30 minutos o continuo.         |
| 7  | Voltaje             | 0-40V                              |

Nota: Datos tomados del datasheet.

**Figura 20**

*Pistola infrarroja DT-8868H*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

Para utilizar correctamente el termómetro infrarrojo DT-8868H, se debe encender el dispositivo presionando el botón de encendido o el gatillo y seleccionar la unidad de medida entre Celsius o Fahrenheit. Es necesario ajustar la emisividad del dispositivo, que por defecto está en 0.95, valor adecuado para la mayoría de las superficies no reflectantes; para superficies reflectantes, como metales pulidos, la emisividad debe ajustarse entre 0.1 y 0.3, siguiendo la tabla de valores del manual. La pistola debe posicionarse a una distancia de aproximadamente 30 a 50 cm del objeto a medir, respetando la relación de distancia a punto de 12:1 especificada por el dispositivo, y asegurarse de que esté perpendicular a la superficie para evitar errores de medición. Se deben evitar interferencias de fuentes externas de calor o corrientes de aire. Para realizar la medición, se debe presionar y mantener el gatillo durante 1 a 2 segundos hasta que la lectura aparezca en la pantalla digital, soltando el gatillo una vez que la medición sea estable. Es recomendable repetir la medición al menos dos veces para confirmar la precisión de los resultados. En la Figura 21 se puede observar un ejemplo de uso.

**Figura 21**

*Ejemplo de uso DT-8868H*



Fuente: Generado por Microsoft Copilot IA.

**Tabla 7**

*Especificaciones técnicas DT-8868H*

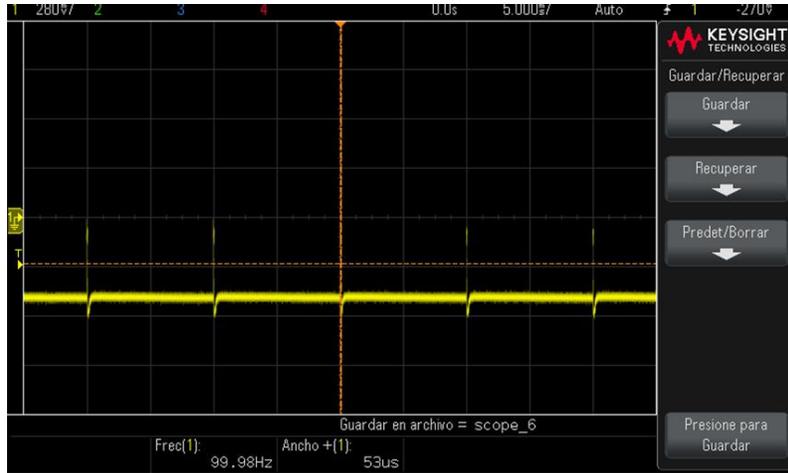
| No | Especificaciones     | Descripción técnica                              |
|----|----------------------|--|
| 1  | Rango de temperatura | -50 a 1850 °C                                    |
| 2  | Tiempo de respuesta  | < 150ms  |
| 3  | Resolución           | 0.1 °C sobre 1000 °C, 1 °C por debajo de 1000 °C |
| 4  | Precisión            | ±1 %   |

Nota: Datos tomados del datasheet.

Para la medición de onda, frecuencias y ancho de pulso aplicado por el prototipo y el electroestimulador TENS 3000 se utilizó un osciloscopio Keysight technologies, posteriormente se establecieron las configuraciones a probar tomando como referencia los indicadores visuales del equipo electroestimulador.

**Figura 22**

*Onda medida dispositivo TENS 3000*

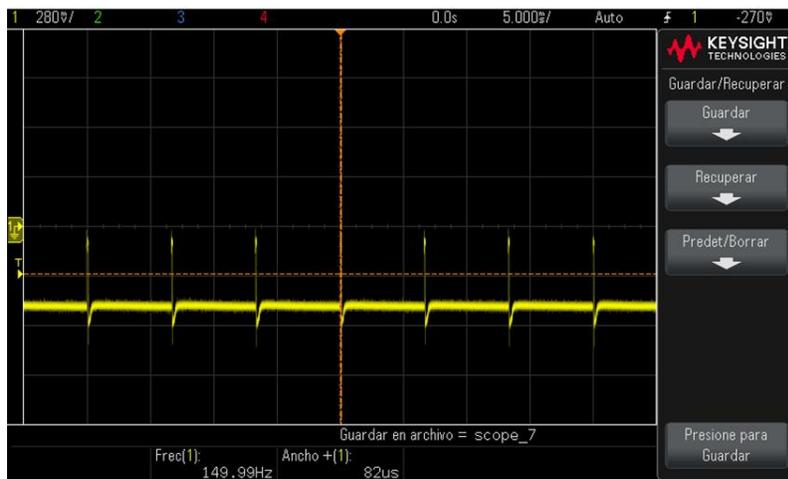


Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

En la Figura 22, se indica el resultado de la lectura realizada por el osciloscopio Keysight DSOX1204G proporcionado por el laboratorio de electrónica en la sede Alvernia de la Universidad Mariana, en la salida del canal de electrodos en el equipo electroestimulador comercial TENS 3000. Este configurado en una frecuencia de 100 Hz y un ancho de pulso de 50 us.

**Figura 23**

*Onda medida del prototipo*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

En la Figura 23, se muestra el resultado de la lectura realizada por el osciloscopio Keysight DSOX1204G proporcionado por el laboratorio de electrónica en la sede Alvernia de la Universidad Mariana, en la salida del canal de electrodos del prototipo electrónico. Este configurado en una frecuencia de 150 Hz y un ancho de pulso de 80 us.

En las Figuras 22 y 23 se evidencia la comparativa de la forma de onda arrojada por el electroestimulador TENS 3000 y la arrojada por el circuito electroestimulador del prototipo electrónico respectivamente. Ambas señales demostraron una forma similar entre sí siguiendo el comportamiento indicado en los referentes bibliográficos para la implementación de agentes físicos electroestimuladores, estas señales corresponden a una forma de onda bifásica asimétrica.

Para la temperatura se realizaron pruebas comparativas, estas se llevaron a cabo utilizando el sensor DS18B20 y la pistola infrarroja DT-8868H, registrando la temperatura en intervalos de tiempo de 1 a 5 minutos desde el encendido de una manta eléctrica. Para la medición se colocó la pistola infrarroja DT-8868H a una distancia aproximada de 30 cm de la superficie de la manta eléctrica ya incorporada con el sensor DS18B20, una vez posicionada la herramienta se procedió a realizar dos disparos o mediciones de la pistola infrarroja en cada minuto de lectura para la verificación de la misma, siguiendo las recomendaciones del manual de uso de la herramienta.

Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 8, donde se muestra la temperatura medida por ambos dispositivos, así como el error porcentual entre las lecturas.

**Tabla 8**

*Comparativa de parámetros ondas*

| <b>Tabla comparativa</b>       |           |                  |           |                  |                  |                  |           |                  |                  |
|--------------------------------|-----------|------------------|-----------|------------------|------------------|------------------|-----------|------------------|------------------|
| <b>Parámetros establecidos</b> |           | <b>TENS 3000</b> |           |                  |                  | <b>Prototipo</b> |           |                  |                  |
| <b>Hz</b>                      | <b>us</b> | <b>Hz</b>        | <b>us</b> | <b>Error (%)</b> | <b>Error (%)</b> | <b>Hz</b>        | <b>us</b> | <b>Error (%)</b> | <b>Error (%)</b> |
|                                |           |                  |           | <b>Hz</b>        | <b>us</b>        |                  |           | <b>Hz</b>        | <b>us</b>        |
| 2,0                            | 60,0      | 2,1              | 60,0      | 5,0              | 0,0              | 2,3              | 65,0      | 15,0             | 8,3              |
| 10,0                           | 110,0     | 11,0             | 109,9     | 10,0             | 4,4              | 10,0             | 109,5     | 0,0              | 4,7              |
| 60,0                           | 180,0     | 60,8             | 179,3     | 1,3              | 0,3              | 62,5             | 180,9     | 4,1              | 0,5              |

|              |       |       |       |       |     |     |       |       |     |     |
|--------------|-------|-------|-------|-------|-----|-----|-------|-------|-----|-----|
|              | 115,0 | 230,0 | 115,0 | 230,1 | 4,5 | 0,0 | 117,0 | 230,0 | 6,3 | 0,0 |
|              | 150,0 | 250,0 | 149,0 | 250,0 | 0,6 | 0,0 | 151,2 | 245,8 | 0,8 | 1,6 |
| <b>Total</b> |       |       |       |       | 4,2 | 0,9 |       |       | 5,2 | 3,0 |

**Figura 24**

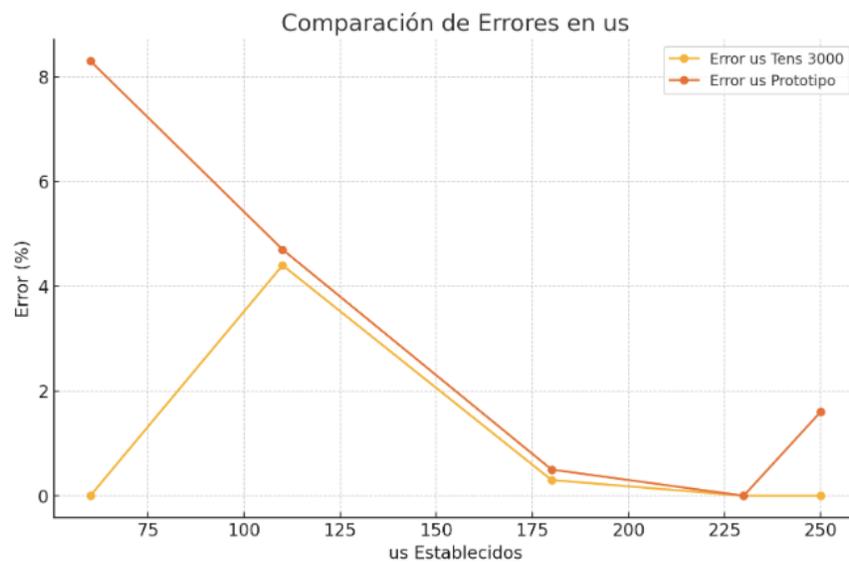
*Grafica error porcentual de frecuencia*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

**Figura 25**

*Grafica error porcentual de ancho de pulso*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

El análisis de los datos obtenidos presentados en la Tabla 8 y las Figuras 24 y 25, mostró que en el equipo electroestimulador TENS 3000 evidenció errores de frecuencia que fluctúan entre un mínimo de 1.3% y un máximo de 10%, con un promedio de error de 4.2%. Además, el error promedio de duración del pulso es de menor magnitud con un promedio de error de 0.9% lo que indica una mayor precisión en la duración del pulso con respecto a la frecuencia en el equipo.

El prototipo muestra errores de frecuencia que oscilan entre 0% y 15%, con un promedio de error de 5.2%, con respecto al ancho de pulso, el error promedio es ligeramente mayor con una magnitud del 3%, conservando un margen de error bajo de 2.1% con respecto al equipo comparado, lo que indica una precisión semejante, aunque con margen de mejora.

Tomando en cuenta lo anterior, el prototipo muestra una mayor variabilidad en sus mediciones, particularmente en frecuencias bajas, su comportamiento mejora en frecuencias medias y altas acercándose a la precisión del modelo comercial.

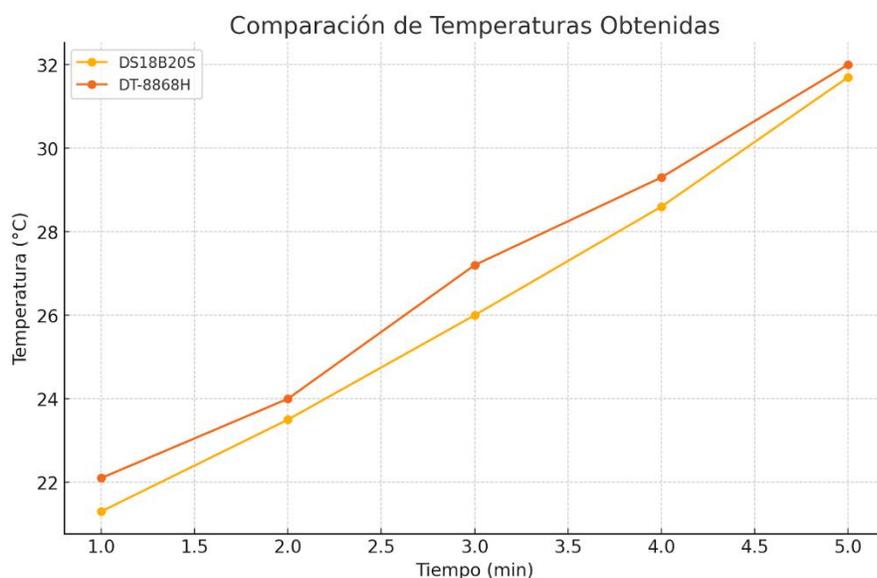
**Tabla 9**

*Comparativas temperaturas*

| <b>Tabla comparativa</b> |                                  |                 |                  |
|--------------------------|----------------------------------|-----------------|------------------|
| <b>Tiempo<br/>(min)</b>  | <b>Temperatura obtenida (°C)</b> |                 |                  |
|                          | <b>DS18B20S</b>                  | <b>DT-8868H</b> | <b>Error (%)</b> |
| <b>1,0</b>               | 21,3                             | 22,1            | 3,6              |
| <b>2,0</b>               | 23,5                             | 24,0            | 2,0              |
| <b>3,0</b>               | 26,0                             | 27,2            | 4,4              |
| <b>4,0</b>               | 28,6                             | 29,3            | 2,3              |
| <b>5,0</b>               | 31,7                             | 32              | 0,9              |
|                          | <b>Total</b>                     |                 | <b>2,7</b>       |

**Figura 26**

*Grafica error porcentual de temperatura*



Fuente: Arevalo, C., & Enriquez, S. (2024).

En la Tabla 9 y Figura 26 se evidencia que, durante el primer minuto de la prueba, el sensor DS18B20S registró una temperatura de 21,3°C y la pistola DT-8868H registra 22,1°C, lo que representa un error del 3,6%. A medida que avanza el tiempo, la temperatura aumenta progresivamente. En el segundo minuto, el sensor reportó 23,5°C y la pistola 24°C, con un error reducido al 2,0%. La mayor discrepancia se encuentra en las mediciones realizadas en el tercer minuto, donde el sensor DS18B20S registró 26°C frente a los 27,2°C medidos por la pistola infrarroja, resultando en un error del 4,4%.

Posteriormente, en el cuarto minuto, las lecturas fueron de 28,6°C para el sensor y 29,3°C para la pistola, lo que se tradujo en un error del 2,3%. Finalmente, en el quinto minuto, las temperaturas registradas fueron de 31,7°C y 32°C, con un error mínimo del 0,9%.

El error porcentual promedio a lo largo de las mediciones fue del 2,7%, con una variabilidad que refleja diferencias en la rapidez de respuesta entre los dispositivos al medir cambios de temperatura.

### **3. Conclusiones**

- Con el prototipo propuesto se alcanzó un diseño que involucra las tres terapias (termoterapia, crioterapia y electroterapia), integrando un sistema de control que permite la configuración de los parámetros específicos necesarios para la termoterapia y electroterapia, complementado por un sistema de monitoreo que alerta el estado de la manta de gel para la crioterapia. Además, se diseñó la tarjeta electrónica necesaria para la implementación del prototipo y se presentó una estructura física que soporta el dispositivo y sus componentes.
- La fabricación y ensamble del prototipo propuesto implementa múltiples accesorios que permiten la aplicación o verificación de las distintas terapias en un solo equipo, minimizando la necesidad de utilizar otros dispositivos o recursos adicionales. Al combinar termoterapia, crioterapia y electroterapia en una sola unidad, se simplifica la experiencia del usuario, el espacio y los costos operativos.
- Aunque el prototipo muestra un desempeño prometedor, es necesario realizar mejoras en la calibración de frecuencias bajas y en la estabilidad de la señal. Con estos ajustes, el prototipo podría alcanzar niveles de precisión comparables a los del Tens 3000, resaltando un posible potencial para su uso efectivo en tratamientos fisioterapéuticos.
- El sensor DS18B20S muestra un buen nivel de precisión en comparación con la pistola DT8868H, con un error promedio del 2,7%. Esto sugiere que el sensor DS18B20S es suficientemente preciso para ser utilizado en aplicaciones que no requieren un nivel de precisión extremadamente alto, por ejemplo, la termoterapia y crioterapia.

#### **4. Recomendaciones**

- Este es un prototipo electrónico que permite ser ajustado y modificado acorde a las necesidades de los especialistas, sin embargo, es necesario llevar a cabo una mayor cantidad de pruebas experimentales para validar el funcionamiento del prototipo en diferentes condiciones y con distintos tipos de pacientes. Esto permitirá obtener más datos para mejorar la precisión del dispositivo.
- Para un mejor desempeño en el prototipo se sugiere optimizar la interfaz visual y los menús desplegables para hacerla más intuitiva y fácil de usar. Además, un diseño más ergonómico del dispositivo podría facilitar su manejo y transporte para un posible uso domiciliario.
- Se recomienda añadir más canales de electrodos con configuraciones separadas para ampliar las opciones de tratamiento y permitir la aplicación de electroterapia en múltiples áreas del cuerpo o un mayor número de pacientes de manera simultánea.

## Referencias bibliográficas

- Altamirano, E. S. (2023). *Accesorios de Escritorio para el Tratamiento de la Tendinitis de Quervain*. Ambato, Ecuador: Pontificia Universidad Católica del Ecuador. Obtenido de <https://repositorio.puce.edu.ec/items/8fe5d74f-0d53-4101-a905-81142f5e7501>
- Candilejo, M. E. (2023). *Sistema Electrónico para Monitorización y Rehabilitación de Pacientes con Artrosis de Rodillas del Centro de Fisioterapia Toasa*. Ambato, Ecuador: Universidad Técnica de Ambato, Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, Carrera de Telecomunicaciones. Obtenido de <https://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/39429>
- Cruz, W. S. (2023). *Sistema IoT de Electroestimulación para el Monitoreo y Rehabilitación Muscular de Extremidades Inferiores en Deportistas Amateur para la Clínica DEPORMED*. Ambato, Ecuador: Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial. Carrera de Telecomunicaciones. Obtenido de <https://repositorio.uta.edu.ec/handle/123456789/39193>
- Michelle H. Cameron, M. P. (2019). *Agentes físicos en rehabilitación. Práctica basada en la evidencia*. Barcelona, España: Elsevier España, S.L.U. Obtenido de <https://www.elsevier.com/es-es/connect/agentes-fisicos-en-rehabilitacion-uso-seguro-y-eficaz-basado-en-la-evidencia>
- Miguel Ángel García Sánchez, L. S. (2023). *Diseño y generación de un equipo electro-estimulador para aplicación de terapia TENS basado en la plataforma Arduino Uno*. Brasil: Brazilian Journal of Development. Obtenido de <https://ojs.brazilianjournals.com.br/ojs/index.php/BRJD/article/view/61716>
- Recio, J. V. (2021). *Diseño e implementación de un sistema de electroestimulación con fines terapéuticos*. Barcelona: Universidad Politécnica de Madrid. Obtenido de <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/345629>

Rozo, D. A. (2014). *Prototipo de un dispositivo electrónico para el tratamiento analgésico y desinflamatorio de la artritis reumatoide en miembro superior*. La paz, Bolivia: Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología. Obtenido de <https://repositorio.umsa.bo/handle/123456789/9296>

## **Anexos**

### **Anexo A. Código**

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Keypad.h>
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

//LCD
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4);

//TECLADO
const byte FILAS = 4;
const byte COLUMNAS = 4;
char teclas[FILAS][COLUMNAS] = {
  {'1','2','3','A'},
  {'4','5','6','B'},
  {'7','8','9','C'},
  {'*','0','#','D'}
};
byte pinesFilas[FILAS] = {32, 33, 25, 26};
byte pinesColumnas[COLUMNAS] = {27, 14, 12, 13};
Keypad teclado = Keypad(makeKeymap(teclas), pinesFilas, pinesColumnas, FILAS,
COLUMNAS);

//SENSORES Y ACTUADORES
#define ONE_WIRE_BUS 2
#define SSR_PIN 4
#define BUZZER_PIN 5
#define ONE_WIRE_BUS_2 16
```

```
#define LED_HIGH 23
#define LED_MID 19
#define LED_LOW 18
#define OUTPUT_PIN 15

//SENSOR DE TEMPERATURA PARA LA TERMOTERAPIA
OneWire oneWire(ONE_WIRE_BUS);
DallasTemperature sensors(&oneWire);

//SENSOR DE TEMPERATURA PARA LA CRIOTERAPIA
OneWire oneWire2(ONE_WIRE_BUS_2);
DallasTemperature sensor2(&oneWire2);

bool sensorActivo = false;
int estadoAnterior = -1;
bool termoterapiaActiva = false;
bool crioterapiaActiva = false;
bool electroterapiaActiva = false;
bool termoterapiaEnProceso = false;
bool crioterapiaEnProceso = false;
bool electroterapiaEnProceso = false;
enum EstadoMenu {
    MENU_PRINCIPAL,
    MENU_INFORMACION,
    MENU_TERMOTERAPIA,
    MENU_CRIOTERAPIA,
    MENU_ELECTROTHERAPIA
};

EstadoMenu estadoActual = MENU_PRINCIPAL;
```

```
//VARIABLES ESPECIFICAS
String valorSetPoint = "";
int setPoint = 0;
int tipoTerapia = 0;
int frecuencia = 0;
int anchoPulso = 0;
int tiempoAplicacion = 0;
unsigned long tiempoElectroInicio = 0;
unsigned long tiempoElectroFin = 0;

void setup() {
  lcd.init();
  lcd.backlight();
  pinMode(SSR_PIN, OUTPUT);
  pinMode(BUZZER_PIN, OUTPUT);
  pinMode(LED_HIGH, OUTPUT);
  pinMode(LED_MID, OUTPUT);
  pinMode(LED_LOW, OUTPUT);
  pinMode(OUTPUT_PIN, OUTPUT);
  digitalWrite(SSR_PIN, HIGH);
  digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW);
  digitalWrite(LED_HIGH, LOW);
  digitalWrite(LED_MID, LOW);
  digitalWrite(LED_LOW, LOW);

  sensors.begin();
  sensor2.begin();

  mostrarBienvenida();
  delay(2000);
  mostrarMenuPrincipal();
```

```
}  
  
void loop() {  
  char tecla = teclado.getKey();  
  
  if (tecla) {  
    switch (estadoActual) {  
      case MENU_PRINCIPAL:  
        manejarMenuPrincipal(tecla);  
        break;  
      case MENU_INFORMACION:  
        manejarMenuInformacion(tecla);  
        break;  
      case MENU_TERMOTERAPIA:  
        gestionarMenuTermoterapia();  
        break;  
      case MENU_CRIOTERAPIA:  
        gestionarMenuCrioterapia();  
        break;  
      case MENU_ELECTROTHERAPIA:  
        gestionarMenuElectroterapia();  
        break;  
    }  
  }  
  
  if (termoterapiaEnProceso) {  
    actualizarTermoterapia();  
  }  
  if (crioterapiaEnProceso) {  
    actualizarCrioterapia();  
  }  
}
```

```
if (electroterapiaEnProceso) {
    actualizarElectroterapia();
}
}

// Funciones del menú principal
void mostrarBienvenida() {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(6, 1);
    lcd.print("TECH TEC");
}

void mostrarMenuPrincipal() {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("1.Termoterapia");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("2.Crioterapia");
    lcd.setCursor(0, 2);
    lcd.print("3.Electroterapia");
    lcd.setCursor(0, 3);
    lcd.print("*.Info ");
    estadoActual = MENU_PRINCIPAL;
}

void manejarMenuPrincipal(char tecla) {
    switch (tecla) {
        case '1':
            estadoActual = MENU_TERMOTERAPIA;
            gestionarMenuTermoterapia();
            break;
```

```
case '2':
    estadoActual = MENU_CRIOTERAPIA;
    gestionarMenuCrioterapia();
    break;
case '3':
    estadoActual = MENU_ELECTROTHERAPIA;
    gestionarMenuElectroterapia();
    break;
case '*':
    estadoActual = MENU_INFORMACION;
    mostrarMenuInformacion();
    break;
}

// Funciones de Termoterapia
void gestionarMenuTermoterapia() {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(2, 0);
    lcd.print("Temperatura (");
    lcd.write(byte(0));
    lcd.print("C)");
    lcd.setCursor(6, 1);
    lcd.print("(25-43):");
    valorSetPoint = "";
    while (true) {
        char key = teclado.getKey();
        if (key >= '0' && key <= '9' && valorSetPoint.length() < 2) {
            valorSetPoint += key;
            lcd.setCursor(9, 2);
            lcd.print("  ");
            lcd.setCursor(9, 2);
```

```
lcd.print(valorSetPoint);
} else if (key == 'B') {
  if (valorSetPoint != "") {
    setPoint = valorSetPoint.toInt();
    if (setPoint >= 25 && setPoint <= 43) {
      termoterapiaActiva = true;
      termoterapiaEnProceso = true;
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(0, 0);
      lcd.print("Termoterapia activa");
      delay(1000);
      mostrarMenuPrincipal();
      break;
    } else {
      lcd.setCursor(3, 3);
      lcd.print("Valor invalido");
      delay(1000);
      lcd.setCursor(3, 3);
      lcd.print(" ");
      lcd.setCursor(9, 2);
      lcd.print(" ");
      valorSetPoint = "";
    }
  }
} else if (key == 'D') {
  mostrarMenuPrincipal();
  return;
}
}
```

```
void actualizarTermoterapia() {
  sensors.requestTemperatures();
  int temperatureC = round(sensors.getTempCByIndex(0));

  if (temperatureC != DEVICE_DISCONNECTED_C) {
    if (temperatureC > setPoint) {
      digitalWrite(SSR_PIN, HIGH);
    } else if (temperatureC >= (setPoint - 1)) {
      digitalWrite(SSR_PIN, HIGH);
    } else {
      digitalWrite(SSR_PIN, LOW);
    }
  }
}
```

```
void detenerTermoterapia() {
  termoterapiaActiva = false;
  termoterapiaEnProceso = false;
  digitalWrite(SSR_PIN, HIGH);
}
```

// Funciones de Crioterapia

```
void gestionarMenuCrioterapia() {
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(2, 0);
  lcd.print("Coloque el sensor");
  lcd.setCursor(4, 1);
  lcd.print("en la manta");
  sensorActivo = false;
  estadoAnterior = -1;
```

```
while (true) {  
  char key = teclado.getKey();  
  
  if (key == 'B') {  
    sensorActivo = true;  
    estadoAnterior = -1;  
    crioterapiaActiva = true;  
    crioterapiaEnProceso = true;  
    lcd.clear();  
    lcd.setCursor(0, 0);  
    lcd.print("Crioterapia activa");  
    delay(1000);  
    mostrarMenuPrincipal();  
    break;  
  } else if (key == 'A') {  
    detenerCrioterapia();  
    mostrarMenuPrincipal();  
    return;  
  } else if (key == 'D') {  
    mostrarMenuPrincipal();  
    return;  
  }  
}  
}
```

```
void actualizarCrioterapia() {  
  sensor2.requestTemperatures();  
  float temperatureF = sensor2.getTempCByIndex(0);  
  
  int estadoActual;  
  if (temperatureF > 5) {
```

```
estadoActual = 0;
digitalWrite(LED_HIGH, HIGH);
digitalWrite(LED_MID, LOW);
digitalWrite(LED_LOW, LOW);
} else if (temperatureF <= 5 && temperatureF >= 0) {
    estadoActual = 1;
    digitalWrite(LED_HIGH, LOW);
    digitalWrite(LED_MID, HIGH);
    digitalWrite(LED_LOW, LOW);
} else {
    estadoActual = 2;
    digitalWrite(LED_HIGH, LOW);
    digitalWrite(LED_MID, LOW);
    digitalWrite(LED_LOW, HIGH);
}

if (estadoAnterior != estadoActual && (estadoActual == 0 || estadoActual == 2)) {
    sonarBuzzerCrioterapia(2);
}
estadoAnterior = estadoActual;
delay(1000);
}

void sonarBuzzerCrioterapia(int veces) {
    for (int i = 0; i < veces; i++) {
        digitalWrite(BUZZER_PIN, HIGH);
        delay(200);
        digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW);
        delay(200);
    }
}
```

```
void detenerCrioterapia() {  
    crioterapiaActiva = false;  
    crioterapiaEnProceso = false;  
    digitalWrite(LED_HIGH, LOW);  
    digitalWrite(LED_MID, LOW);  
    digitalWrite(LED_LOW, LOW);  
    digitalWrite(BUZZER_PIN, LOW);  
}
```

// Funciones de Electroterapia

```
void gestionarMenuElectroterapia() {  
    lcd.clear();  
    lcd.setCursor(0, 0);  
    lcd.print("Seleccione terapia:");  
    lcd.setCursor(0, 1);  
    lcd.print("1. Convencional");  
    lcd.setCursor(0, 2);  
    lcd.print("2. Acupuntura");  
  
    while (true) {  
        char key = teclado.getKey();  
        if (key == '1' || key == '2') {  
            tipoTerapia = key - '0';  
            lcd.clear();  
            lcd.setCursor(3, 0);  
            lcd.print("Frecuencia (Hz)");  
            lcd.setCursor(7, 1);  
            if (tipoTerapia == 1) {  
                lcd.print("(100-150)");  
            } else {
```

```
        lcd.print("(2-10)");
    }
    break;
} else if (key == 'D') {
    mostrarMenuPrincipal();
    return;
}
}

ingresarParametrosElectroterapia();
}

void ingresarParametrosElectroterapia() {
    char key;
    String entrada = "";
    while (true) {
        key = teclado.getKey();
        if (key >= '0' && key <= '9') {
            entrada += key;
            lcd.setCursor(8, 2);
            lcd.print(entrada);
        } else if (key == 'B') {
            int valor = entrada.toInt();
            if ((tipoTerapia == 1 && valor >= 100 && valor <= 150) ||
                (tipoTerapia == 2 && valor >= 2 && valor <= 10)) {
                frecuencia = valor;
                lcd.clear();
                lcd.setCursor(1, 0);
                lcd.print("Ancho de pulso (us)");
                lcd.setCursor(7, 1);
                if (tipoTerapia == 1) {
```

```
        lcd.print("(50-80)");
    } else {
        lcd.print("(200-300)");
    }
    entrada = "";
    break;
} else {
    mostrarErrorElectroterapia();
    entrada = "";
}
} else if (key == 'D') {
    mostrarMenuPrincipal();
    return;
}
}

ingresarAnchoPulso();
}

void ingresarAnchoPulso() {
    char key;
    String entrada = "";
    while (true) {
        key = teclado.getKey();
        if (key >= '0' && key <= '9') {
            entrada += key;
            lcd.setCursor(8, 2);
            lcd.print(entrada);
        } else if (key == 'B') {
            int valor = entrada.toInt();
            if ((tipoTerapia == 1 && valor >= 50 && valor <= 80) ||
```

```
(tipoTerapia == 2 && valor >= 200 && valor <= 300) {
  anchoPulso = valor;
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(2, 0);
  lcd.print("Tiempo (minutos)");
  lcd.setCursor(7, 1);
  lcd.print("1-30");
  entrada = "";
  break;
} else {
  mostrarErrorElectroterapia();
  entrada = "";
}
} else if (key == 'D') {
  mostrarMenuPrincipal();
  return;
}
}

ingresarTiempoElectroterapia();
}
```

```
void ingresarTiempoElectroterapia() {
  char key;
  String entrada = "";
  while (true) {
    key = teclado.getKey();
    if (key >= '0' && key <= '9') {
      entrada += key;
      lcd.setCursor(8, 2);
      lcd.print(entrada);
    }
  }
}
```

```
} else if (key == 'B') {
  int valor = entrada.toInt();
  if (valor >= 1 && valor <= 30) {
    tiempoAplicacion = valor;
    tiempoElectroInicio = millis();
    tiempoElectroFin = tiempoElectroInicio + (tiempoAplicacion * 60000UL);
    electroterapiaActiva = true;
    electroterapiaEnProceso = true;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Electro activa");
    delay(1000);
    mostrarMenuPrincipal();
    break;
  } else {
    mostrarErrorElectroterapia();
    entrada = "";
  }
} else if (key == 'D') {
  mostrarMenuPrincipal();
  return;
}
}
```

```
void mostrarErrorElectroterapia() {
  lcd.setCursor(3, 3);
  lcd.print("Valor invalido");
  delay(1000);
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print("      ");
}
```

```
lcd.setCursor(0, 3);  
lcd.print("          ");  
}  
  
void mostrarPantallaTerapiaElectro() {  
  lcd.clear();  
  lcd.setCursor(0, 0);  
  lcd.print(tipoTerapia == 1 ? "Convencional" : "Acupuntura");  
  lcd.setCursor(0, 1);  
  lcd.print("Frecuencia:");  
  lcd.print(frecuencia);  
  lcd.print("Hz");  
  
  lcd.setCursor(0, 2);  
  lcd.print("Ancho de pulso:");  
  lcd.print(anchoPulso);  
  lcd.print("us");  
}  
  
void actualizarElectroterapia() {  
  if (millis() > tiempoElectroFin) {  
    detenerElectroterapia();  
    return;  
  }  
  
  int periodo = 1000000 / frecuencia;  
  digitalWrite(OUTPUT_PIN, HIGH);  
  delayMicroseconds(anchoPulso);  
  digitalWrite(OUTPUT_PIN, LOW);  
  delayMicroseconds(periodo - anchoPulso);
```

```
if (estadoActual == MENU_INFORMACION) {
    unsigned long tiempoRestante = (tiempoElectroFin - millis()) / 1000;
    int minutos = tiempoRestante / 60;
    int segundos = tiempoRestante % 60;

    lcd.setCursor(0, 3);
    lcd.print("Tiempo: ");
    lcd.print(minutos);
    lcd.print("m ");
    lcd.print(segundos);
    lcd.print("s ");
}
}

void detenerElectroterapia() {
    electroterapiaActiva = false;
    electroterapiaEnProceso = false;
    digitalWrite(OUTPUT_PIN, LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Terapia finalizada");
    delay(2000);
    mostrarMenuPrincipal();
}

// Funciones del menú de información
void mostrarMenuInformacion() {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Terapias activas:");
```

```
while (estadoActual == MENU_INFORMACION) {
  if (termoterapiaEnProceso) {
    actualizarTermoterapia();
  }
  if (crioterapiaEnProceso) {
    actualizarCrioterapia();
  }
  if (electroterapiaEnProceso) {
    actualizarElectroterapia();
  }
  if (termoterapiaActiva) {
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Termo: ");
    lcd.print(sensors.getTempCByIndex(0));
    lcd.print((char)223);
    lcd.print("C ");
  } else {
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("          ");
  }

  if (crioterapiaActiva) {
    lcd.setCursor(0, 2);
    lcd.print("Crio: ");
    lcd.print(sensor2.getTempCByIndex(0));
    lcd.print((char)223);
    lcd.print("C ");
  } else {
    lcd.setCursor(0, 2);
    lcd.print("          ");
  }
}
```

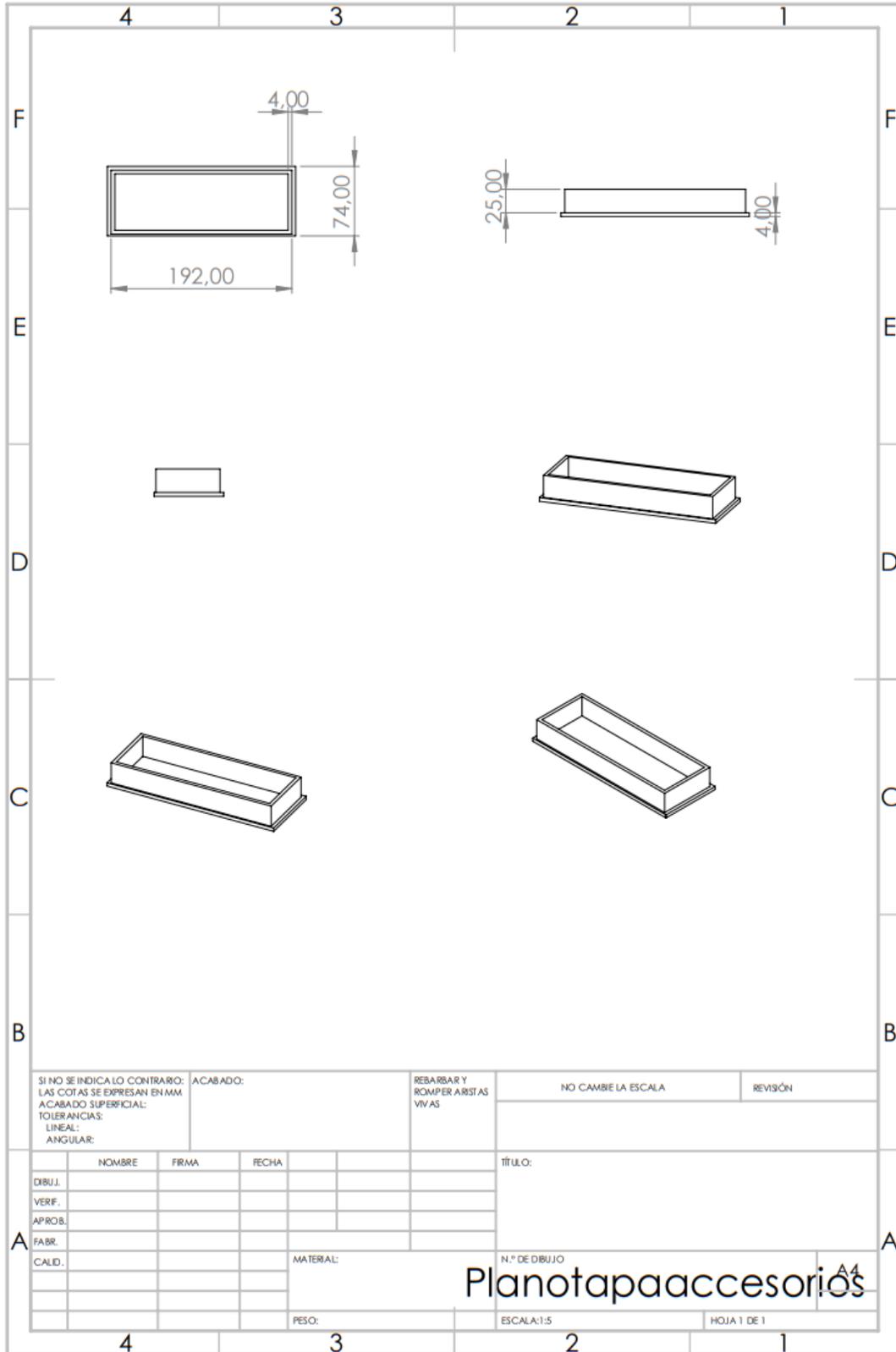
```
}

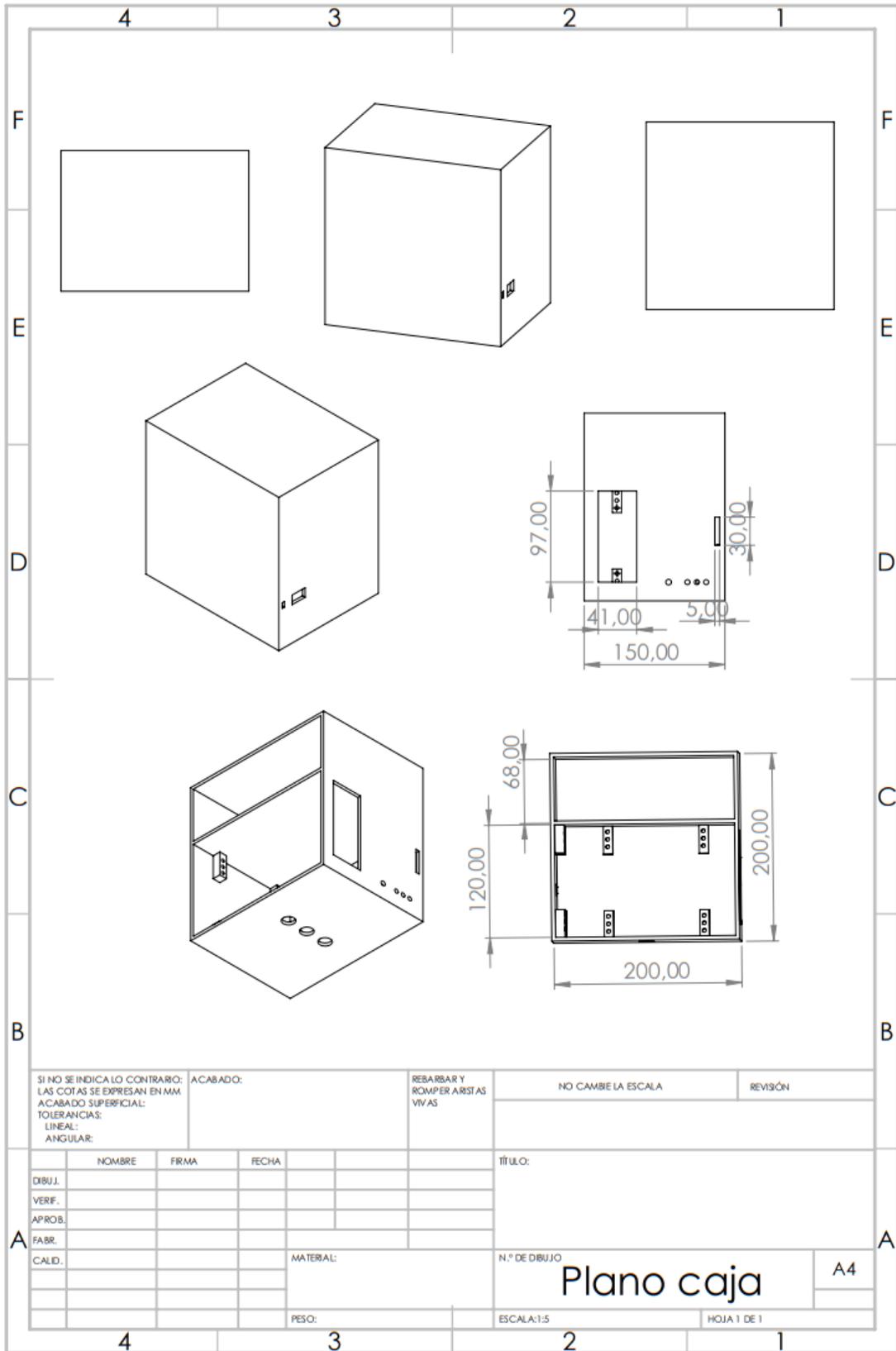
if (electroterapiaActiva) {
    lcd.setCursor(0, 3);
    lcd.print("Electro: ");
    unsigned long tiempoRestante = (tiempoElectroFin - millis()) / 1000;
    int minutos = tiempoRestante / 60;
    int segundos = tiempoRestante % 60;
    lcd.print(minutos);
    lcd.print("m ");
    lcd.print(segundos);
    lcd.print("s ");
} else {
    lcd.setCursor(0, 3);
    lcd.print("      ");
}
char tecla = teclado.getKey();
if (tecla) {
    manejarMenuInformacion(tecla);
}
delay(1000);
}

void manejarMenuInformacion(char tecla) {
    switch (tecla) {
        case '1':
            if (termoterapiaActiva) {
                detenerTermoterapia();
                mostrarMenuInformacion();
            }
            break;
        case '2':
```

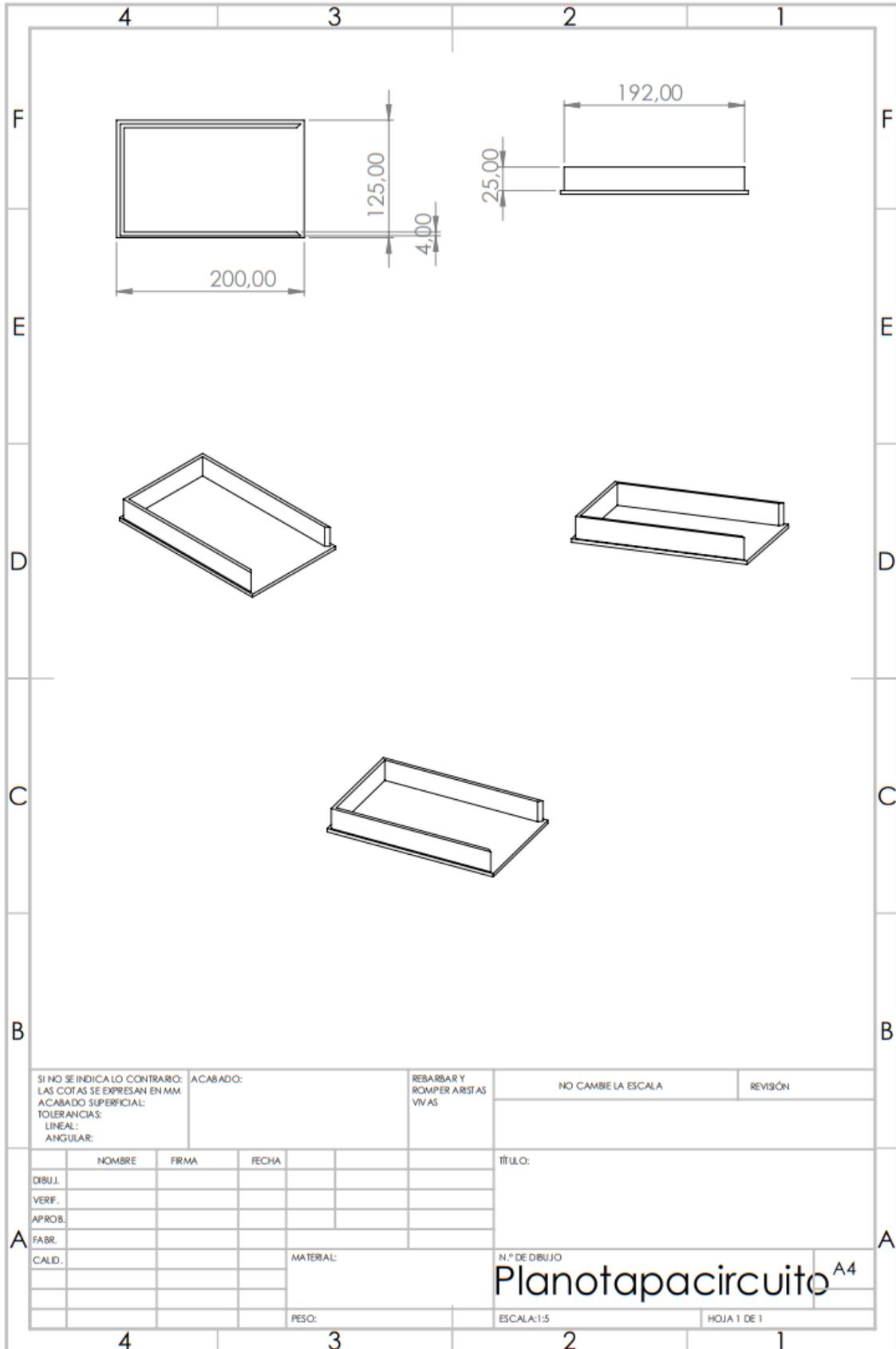
```
if (crioterapiaActiva) {
    detenerCrioterapia();
    mostrarMenuInformacion();
}
break;
case '3':
    if (electroterapiaActiva) {
        detenerElectroterapia();
        mostrarMenuInformacion();
    }
    break;
case 'D':
    mostrarMenuPrincipal();
    break;
}
}
```

**Anexo B. Planos de la estructura**





|  |  |          |  |                                    |          |
|--|--|----------|--|------------------------------------|----------|
| SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:<br>LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM.<br>ACABADO SUPERFICIAL:<br>TOLERANCIAS:<br>LINEAL:<br>ANGULAR: |  | ACABADO: | REBARBAR Y<br>ROMPER ARISTAS<br>VVV AS | NO CAMBIE LA ESCALA                | REVISIÓN |
| NOMBRE   |  | FIRMA    | FECHA                                  | TÍTULO:                            |          |
| DIBUJ.   |  |          |  | N.º DE DIBUJO<br><b>Plano caja</b> |          |
| VERF.  |  |          |  |                                    |          |
| APROB.   |  |          |  |                                    |          |
| FABR.  |  |          |  |                                    |          |
| MATERIAL:  |  |          | ESCALA:1:5                             |                                    | A4       |
| PESO:  |  |          | HOJA 1 DE 1                            |                                    |          |



**Anexo C. PCB circuito final**

