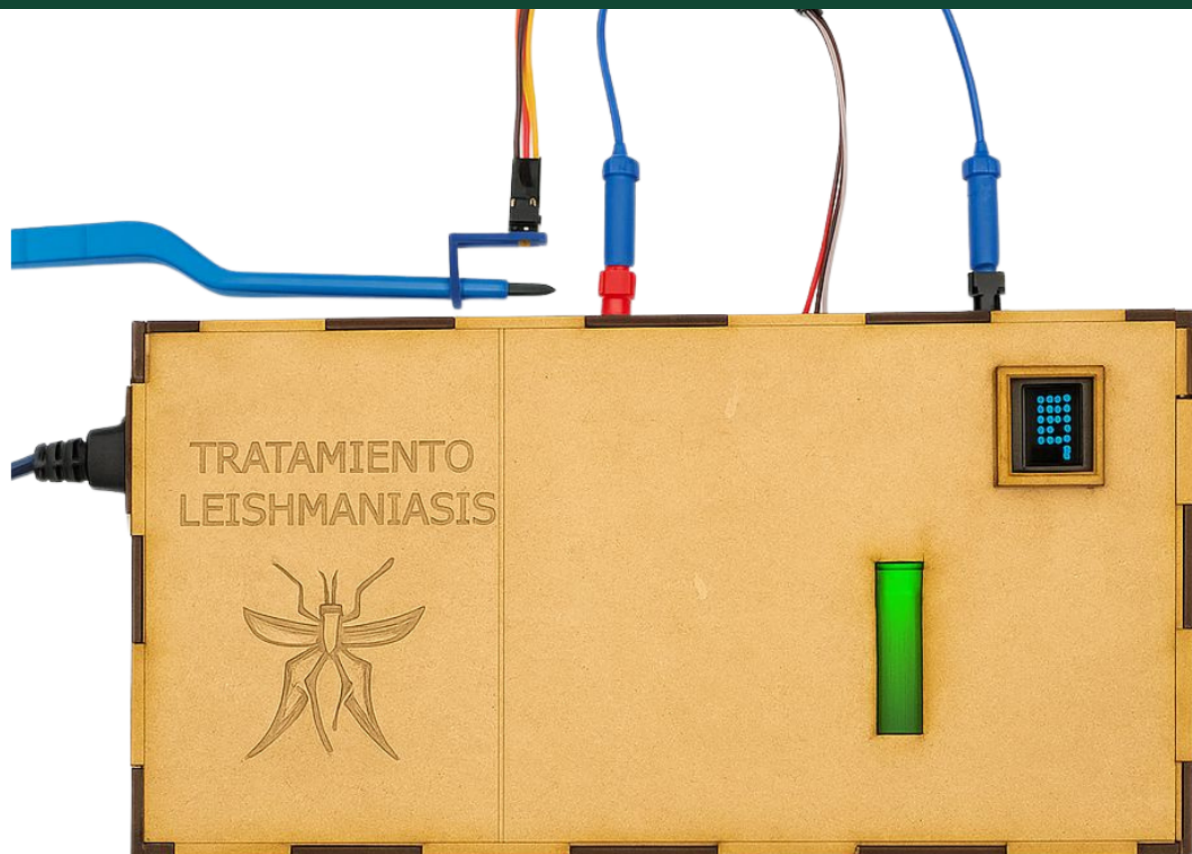


---

# Diseño de prototipo para tratar leishmaniasis cutánea con alta frecuencia

---

César André Cifuentes Guzmán





UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



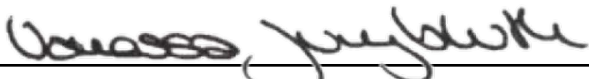
**Diseño de prototipo para tratar leishmaniasis cutánea con  
alta frecuencia**


Trabajo de graduación presentado por César André Cifuentes Guzmán  
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2025

Vo.Bo.:

(f)   
PhD. Vanessa Jungbluth

(f)   
M.Sc. Carlos Esquit Hernández

Fecha de aprobación: Guatemala, 20 de noviembre de 2025.

La elaboración de este trabajo surgió a partir de un proyecto del Centro de Estudios en Salud (CES) de la Universidad del Valle de Guatemala, institución que actualmente investiga esta enfermedad. Al conocer su iniciativa, me pareció importante el poder contribuir mediante el desarrollo de un equipo de bajo costo y fácil acceso para las personas que viven en las zonas endémicas de Guatemala, ya que considero que deben existir alternativas terapéuticas accesibles, porque todas las personas tienen derecho a recibir atención en salud. El tratamiento de esta enfermedad no solo busca reducir los efectos adversos sistémicos de los medicamentos convencionales, sino también mejorar la administración de la terapia, disminuir las posibles infecciones en las úlceras de los pacientes y, principalmente, favorecer su bienestar emocional, ayudándolos a recuperar la autoestima al eliminar las lesiones cutáneas.

La elaboración de este trabajo fue posible debido al apoyo de varias personas. En primer lugar, deseo expresar mi agradecimiento a mi supervisora, Ph.D. Vanessa Jungbluth, por todo el apoyo brindado durante este proceso. Su orientación fue fundamental para ayudarme a buscar las soluciones en todos los retos e incógnitas que se tuvieron que largo del trabajo, así como ayudarme a gestionar diferentes materiales y espacios de trabajo. Asimismo, a mi asesor de trabajo de graduación, Ing. Marvin Najarro, por su apoyo constante, paciencia y dedicación, así como por compartir su experiencia y orientación técnica para el desarrollo de este proyecto y motivarme a superar cada desafío durante el desarrollo de este trabajo de graduación.

También me gustaría agradecer al docente Ph.D Luis Alberto Rivera, por su apoyo en los horarios de atención y por aceptarme en estos horarios para trabajar, tanto entre semana como durante los sábados. Asimismo, a la Ing. Katharine Senn, por aceptarme en los horarios de atención de los miércoles y permitirme avanzar con mi trabajo de graduación y al departamento de Ingeniería Electrónica, Mecatrónica y Biomédica de la Universidad de Guatemala por su ayuda indispensable en la elaboración del trabajo.

Agradezco a Dios, por la oportunidad de estudiar y permitirme llegar hasta donde estoy el día de hoy. Agradezco a mis padres, Dr. César Cifuentes y María Eugenia Guzmán, por darme su apoyo incondicional, que me ha permitido avanzar en mis estudios y alcanzar mis metas. También le agradezco a mis hermanas (Dra. Mariu Cifuentes, Zagy López y Dra. Shandaly) por su apoyo. Asimismo, a mis amigos de la Universidad quienes fueron de apoyo.

<b>Prefacio</b>	<b>II</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>VII</b>
<b>Índice de cuadros</b>	<b>VIII</b>
<b>Resumen</b>	<b>IX</b>
<b>Abstract</b>	<b>X</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>2</b>
<b>3. Justificación</b>	<b>4</b>
<b>4. Objetivos</b>	<b>6</b>
4.1. Objetivo general . . . . .	6
4.2. Objetivos específicos . . . . .	6
<b>5. Alcance</b>	<b>7</b>
<b>6. Marco teórico</b>	<b>8</b>
6.1. Anatomía y fisiología de la piel . . . . .	8
6.2. Propiedades eléctricas de la piel . . . . .	9
6.3. Leishmaniasis cutánea . . . . .	11
6.4. Tratamientos actuales de leishmaniasis cutánea . . . . .	15
6.5. Fundamentos físicos de la generación de calor en tejidos biológicos por medio de alta frecuencia . . . . .	19
<b>7. Metodología</b>	<b>21</b>
7.1. Parámetros definidos del circuito . . . . .	21
7.2. Diseño del circuito y acoplamiento por fases . . . . .	23
7.3. Diseño y fabricación de PCB . . . . .	34

7.4. Code Composer . . . . .	34
7.5. Diseño y fabricación de sistema mecánico . . . . .	34
7.6. Elaboración del Gel de Agar . . . . .	36
<b>8. Resultados</b>	<b>37</b>
8.1. Definición de parámetros . . . . .	37
8.2. Transformación de voltaje . . . . .	37
8.3. Rectificación por medio del puente de diodos, filtrado y suavización de voltaje	38
8.4. Generación de PWM . . . . .	41
8.5. Funcionamiento de driver para amplificación de voltaje . . . . .	42
8.6. Funcionamiento de circuito con relé para balanceo de cargas . . . . .	43
8.7. Verificación de efecto térmico con relé . . . . .	44
8.8. Verificación de efecto de ciclo de trabajo en energía térmica aplicada . . . . .	45
8.9. Validación del sistema de control . . . . .	46
8.10. Calibración de sensor de temperatura . . . . .	46
8.11. Diseño Mecánico . . . . .	47
8.12. Efecto del ciclo de trabajo en el comportamiento térmico del sistema . . . . .	49
8.13. Sistema de control PI aplicado a terapia a gel de agarosa . . . . .	50
8.14. Efecto de la terapia en el gel . . . . .	51
<b>9. Discusión</b>	<b>53</b>
<b>10. Conclusiones</b>	<b>56</b>
<b>11. Recomendaciones</b>	<b>58</b>
<b>12. Referencias</b>	<b>59</b>
<b>13. Anexos</b>	<b>66</b>
13.1. Anexo 1: Código TIVA C ( <i>Code Composer</i> ) . . . . .	66

1.	Esquema que representa la estructura básica de la piel [21] . . . . .	8
2.	Modelos esquemáticos equivalentes para la impedancia de la piel de forma eléctrica. El modelo (a) representa el modelo RC ideal; modelo (b) RC modificado incorporando un elemento de fase constante ( $Z_{cpe}$ ) para representar el modelo no ideal de la piel [38] . . . . .	11
3.	Microfotografía tomada a un aumento de 1225x que muestra un frotis por impresión de tejido esplénico, evidenciando la presencia de múltiples amastigotes de Leishmania [43] . . . . .	12
4.	Hembra del mosquito <i>Phlebotomus</i> , vector de la leishmaniasis [46] . . . . .	13
5.	Distribución anatómica de lesiones de leishmaniasis cutánea según especie ( <i>L. mexicana</i> [ <i>Lm</i> ] y <i>L. braziliensis</i> [ <i>Lb</i> ]), tipo de estudio (Panel A: casos confirmados antes del tratamiento; Panel B: pacientes en ensayos con placebo; Panel C: casos de encuestas comunitarias) y origen de los datos en Guatemala [50] . . . . .	14
6.	Presentación clínica de diferentes tipos y etapas de lesiones por leishmaniasis cutánea [3] & [52] . . . . .	15
7.	Dispositivo <i>ThermoMed™</i> Modelo 1.8, utilizado para la aplicación de termoterapia por radiofrecuencia en el tratamiento de la leishmaniasis cutánea [64] . . . . .	18
8.	Generador de calor por radiofrecuencia Ellman utilizado para tratar leishmaniasis [65] . . . . .	19
9.	Polarización de las moléculas de agua bajo un campo eléctrico. (a) Molécula de agua y su dipolo. (b) Orientación aleatoria (Sin campo eléctrico). (c) Alineación parcial. (d) Alineación progresiva con el campo aplicado [68] . . . . .	20
10.	Diagrama de bloques que muestra la interacción de los diferentes sistemas que conforman el prototipo funcional de un dispositivo de tratamiento térmico para úlceras de leishmaniasis cutánea mediante alta frecuencia. Se muestran los principales módulos: alimentación, generación y modulación de pulsos, acoplamiento de electrodos, medición de temperatura, control y alarmas . . . . .	24
11.	Diagrama de flujo del programa de control, donde se muestran las etapas de inicio, precalentamiento, aplicación de pulsos y finalización de la terapia, así como las condiciones de decisión que determinan la secuencia de operación . . . . .	25

12.	Componentes del sistema de alimentación eléctrica. A la izquierda se muestra el <i>socket</i> de entrada de corriente AC tipo IEC con interruptor y fusible integrado (240 V, 3 A). A la derecha se observa el cable de alimentación tipo NEMA de tres clavijas con conector hembra de tres ranuras . . . . .	26
13.	Circuito esquemático de circuito de alimentación utilizado para poder regular el voltaje aplicado a las diferentes fases del circuito . . . . .	26
14.	Ilustración de señales PWM de 30 kHz en canales PD0 y PD1 con fases de activación simultánea ( <i>ON-DC</i> ). A) Pulso de alta frecuencia generado con la tiva C para la terapia. B) Pulso generado en el pin PF1 para la señal que realiza el pulso bifásico . . . . .	28
15.	Circuito esquemático de driver utilizado para poder elevar la tensión de voltajes de la TIVA C (3.3 V) a un voltaje de 12 V . . . . .	29
16.	Circuito esquemático de driver utilizado para poder elevar la tensión de voltajes de la TIVA C (3.3 V) a un voltaje de 12 V, aplicando la inversión de la polaridad. Los electrodos se conectan en la terminal C1 y C2 del relé . . . . .	30
17.	Pinza bipolar bayoneta de 18 cm con punta recta de 1 mm (GIMA, Milan, Italy) utilizada como electrodo para la aplicación del tratamiento térmico . . . . .	33
18.	Diseño final de la PCB en Altium Designer con ruteo en la capa inferior Y modelo 3D de la Placa . . . . .	34
19.	Planos de soporte para la colocación del sensor de temperatura en la punta de la pinza . . . . .	35
20.	Diseño en plano del case del dispositivo para el tratamiento de la leishmaniasis. El color rojo corresponde al corte láser, mientras que el color negro grabado láser . . . . .	36
21.	Preparación de agar al 2% en PBS vertido en placa de petri (altura de 3 mm) y solidificado a temperatura ambiente . . . . .	36
22.	Transformación de voltaje mediante transformador de alimentación. La señal amarilla corresponde al voltaje de 120 Vrms a 60 Hz transformado a un voltaje de 17.5 Vrms a 60 Hz . . . . .	38
23.	Rectificación por medio del puente de diodos, filtrado y suavización de Voltaje. La señal amarilla corresponde al voltaje de 120 Vrms a 60 Hz transformado a un voltaje de 17.5 Vrms a 60 Hz. La señal azul corresponde al voltaje DC suavizado con un valor promedio de 14.71 V . . . . .	39
24.	Señal de salida regulada a 12.87 V mediante un LM317. La señal amarilla corresponde al voltaje de salida estable del regulador del voltaje . . . . .	40
25.	Señal de salida regulada a 5 V mediante un L7805. La señal amarilla corresponde al voltaje de salida estable del regulador del voltaje . . . . .	41
26.	Pulso de alta frecuencia generado con el microcontrolador Tiva C. La señal azul es la generada con la Tiva C, mientras que la señal amarilla es la señal generada con el generador de funciones a una frecuencia de 1 MHz amplitud de 3.3 V y ciclo de trabajo de 50%. A) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 10%. B) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 25%. C) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 75%. D) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 90% . . . . .	42

27.	Comparación entre la señal de control y la señal amplificada del driver con MOSFET IRF540N. La señal azul es la generada con la Tiva C con una frecuencia de 30 kHz y un voltaje de 3.3 V de amplitud y la señal amarilla es la generada con el amplificador de voltaje de amplitud de 12 V . . . . .	43
28.	Comportamiento del circuito con relé activado mediante señal PWM de la Tiva C para balanceo de cargas. A) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 90 %. B) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 10 %. C) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 50 %, aplicando la polaridad en un sentido. D) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 50 %, aplicando la polaridad en otro sentido . . . . .	44
29.	Verificación del efecto térmico en el gel de agarosa mediante calentamiento eléctrico. A) Temperatura inicial en gel de agarosa. B) Temperatura elevada en gel de agarosa durante prueba . . . . .	45
30.	Gráfica de dispersión de temperatura vs tiempo. Se observa el efecto térmico de la corriente al realizar variaciones en el ciclo de trabajo de la señal aplicada durante 8 segundos . . . . .	45
31.	Gráfica de dispersión de temperatura vs tiempo. Se observa el efecto del sistema de control en el efecto térmico de la corriente al realizar variación del ciclo de trabajo . . . . .	46
32.	Comparación de lecturas entre los sensores de temperatura Fluke y MLX90614. La gráfica muestra la diferencia entre las mediciones obtenidas con ambos sensores. El sensor Fluke se utilizó como referencia, mientras que el sensor MLX90614 presentó un error promedio de 2.87 °C manteniendo una tendencia estable durante el tiempo de medición . . . . .	47
33.	Soporte impreso en 3D para la colocación del sensor de temperatura en la punta de la pinza. La pieza fue fabricada en PLA con una resolución de 0.04 mm. Se observan el orificio circular destinado al montaje del sensor y las ranuras laterales para el ajuste y sujeción en la estructura de la pinza . . . .	48
34.	Se muestra la versión final del dispositivo encapsulado. Ensamble completo de las partes mecánicas y los componentes electrónicos. El case contiene las conexiones para los electrodos y el sensor de temperatura, así como la ventana destinada al módulo de visualización y la ventana para la configuración de los parámetros de terapia . . . . .	49
35.	Temperatura vs. tiempo para diferentes ciclos de trabajo (primeros 60 segundos). Se observa que al aumentar el ciclo de trabajo del PWM, la temperatura del sistema incrementa progresivamente, alcanzando valores más altos para el 90 %, lo que evidencia una mayor disipación térmica asociada a la potencia aplicada . . . . .	50
36.	Gráfico de temperatura promedio (°C) vs Tiempo (s), donde se aplica el sistema de control PI. El promedio mostrado en cada punto corresponde a n=3 repeticiones del experimento. El gráfico incluye barras de error y una línea de referencia a 50 °C . . . . .	51
37.	Comparación visual de las muestras después de la aplicación de terapia. En la fase de precalentamiento se tuvo elevó la temperatura desde 22 °C hasta 50 °C. En la fase de calentamiento se tuvo una temperatura de aproximadamente 50 °C, durante 30 segundos. A) Se muestra el gel de agar antes de la terapia B) Se observa el comportamiento del gel de agar tras el proceso experimental	52

---

## Índice de cuadros

---

1.	Diferentes grosores de capas de la piel reportados por diversos autores [28], [24], [29] , [30] & [31] . . . . .	9
2.	Resumen de tratamientos físicos utilizados para la leishmaniasis cutánea, con sus mecanismos de acción, condiciones de aplicación, eficacia y efectos secundarios reportados . . . . .	17
3.	Dispositivos de radiofrecuencia y sus parámetros de operación reportados para el tratamiento de la leishmaniasis cutánea . . . . .	18
4.	Parámetros utilizados para determinar el calor necesario para calentar la piel, asumiendo que está compuesta en su mayoría de agua y el área de aplicación tiene un volumen de 5 mm × 5 mm × 4 mm. Se asume 52 °C como temperatura fina para representar el “peor caso” y tomar en cuenta diferentes escenarios . .	22
5.	Diferentes parámetros de potencia (W), voltaje (V) y corriente (A) para generar el calor deseado y calentar la piel de 25 °C a 50 °C . . . . .	23
6.	Diagrama de pines y correspondencia de conexiones de hardware. En donde se establecen las conexiones entre la TIVA C y los diferentes módulos. Listado largo de conexiones con <i>Conexión</i> , <i>Nombre Pin</i> y <i>J</i> (incluye J1, J2, J3 y J4) .	31
7.	Asignación de señales entre la pantalla LCD OLED 128x64 y la TIVA C . . .	32
8.	Asignación de pines para el sensor de temperatura GY906 MLX90614 y su conexión con la TIVA C . . . . .	32
9.	Asignación de pines para el control del buzzer pasivo de alarma . . . . .	33
10.	Relación entre los pines del microcontrolador y las funciones de entrada y salida, incluyendo botones de control, potenciómetros de ajuste e indicadores LED que reflejan el estado de la terapia . . . . .	33

La leishmaniasis cutánea (CL) es una enfermedad endémica en regiones tropicales y subtropicales, causada por un protozoo del género *Leishmania*, y se manifiesta como úlceras crónicas en la piel. En los últimos años se han reportado numerosos casos. Los tratamientos convencionales incluyen fármacos antimoniales, antibióticos aminoglucósidos y terapias térmicas; sin embargo, muchos de estos presentan efectos secundarios severos, disponibilidad limitada y largos tiempos de espera, lo que genera que algunos pacientes abandonen el tratamiento o recurran a prácticas peligrosas. Como alternativa, se ha investigado la terapia térmica con calor por alta frecuencia, que ofrece una solución eficaz, ya que estudios recientes han demostrado que esta terapia puede ser igual o más efectiva que los tratamientos convencionales, sin efectos sistémicos, con una aplicación localizada y resultados favorables tras una sola sesión. En Guatemala, la disponibilidad de dispositivos es escasa, por lo que existe falta de personal capacitado y ausencia de protocolos para su uso.

Se diseñó y desarrolló un prototipo de dispositivo térmico de energía de alta frecuencia para el tratamiento de la leishmaniasis cutánea. El sistema está compuesto de un circuito de potencia controlado por medio de un módulo PI, encargado de regular la temperatura. Para generar el pulso bifásico, se utilizaron MOSFETs y un relé para conmutar la señal. Se realizaron pruebas con gel de agarosa, simulando las propiedades térmicas de la piel. Los resultados mostraron que el dispositivo logró alcanzar y mantener temperaturas entre 50 y 55 °C, el cual es el rango terapéutico para la eliminación del parásito *Leishmania*.

**Palabras clave:** Leishmaniasis cutánea, terapia térmica, alta frecuencia, control PI, prototipo térmico, temperatura controlada, gel de agarosa, simulación térmica, tratamiento localizado.

Cutaneous leishmaniasis (CL) is an endemic disease in tropical and subtropical regions, caused by a protozoan of the *Leishmania* genus, and manifests as chronic skin ulcers. In recent years, numerous cases have been reported, indicating a high incidence of the disease. Conventional treatments include antimonial drugs, aminoglycoside antibiotics, and thermal therapies; however, many of these present severe side effects, limited availability, and long treatment durations, causing some patients to abandon therapy or resort to unsafe practices. As an alternative, high-frequency thermal therapy has been investigated as an effective solution, since recent studies have shown that it can be as effective as or even more effective than conventional treatments, without systemic effects, allowing localized application and achieving favorable results after a single session. In Guatemala, the availability of such devices is limited, resulting in a lack of trained personnel and standardized usage protocols.

A high-frequency thermal prototype was designed and developed for the treatment of cutaneous leishmaniasis. The system consists of a power circuit controlled by a PI module, responsible for actively regulating temperature. To generate the biphasic pulse, MOSFETs and a relay were implemented to switch the high-frequency signal applied to the electrode. Experimental tests were performed using agarose gel, simulating the thermal properties of human skin. The results showed that the device was able to reach and maintain temperatures between 50 and 55 °C, which corresponds to the therapeutic range for the elimination of the *Leishmania* parasite, validating the stability and effectiveness of the control system.

**Keywords:** Cutaneous leishmaniasis, thermal therapy, high frequency, PI control, thermal prototype, temperature control, agarose gel, thermal simulation, localized treatment.

La leishmaniasis cutánea (CL) es una enfermedad endémica en regiones tropicales y subtropicales, causada por protozoos del género *Leishmania*. Genera la aparición de úlceras crónicas en la piel y los tratamientos convencionales, como los fármacos antimoniales o antibióticos aminoglucósidos, dan lugar a efectos secundarios severos, disponibilidad limitada y tiempos prolongados de aplicación del tratamiento, haciendo que los pacientes no cumplan con el tratamiento o que la enfermedad se complique debido a los efectos sistemáticos adversos del medicamento. En Guatemala, la disponibilidad de dispositivos es escasa y se cuenta con poco personal capacitado para utilizar terapias térmicas.

Se diseñó y desarrolló un prototipo de dispositivo térmico basado en energía de alta frecuencia (30 kHz) para el tratamiento de leishmaniasis cutánea. El sistema cuenta con una fase de potencia y una parte de un sistema de control PI encargado de regular activamente la temperatura, así mismo tiene un mecanismo de generación de pulso bifásico implementado mediante MOSFETs y un relé, que permite conmutar la señal de alta frecuencia aplicada al electrodo. La onda bifásica se utilizó para balancear la carga neta sobre el tejido en el que se aplica la terapia, evitando acumulaciones de corriente. Se realizaron pruebas con gel de agarosa, simulando las propiedades térmicas de la piel humana, para validar la estabilidad del sistema de control y la efectividad del rango terapéutico entre 50 y 55 °C, el cual es adecuado para la eliminación del parásito *Leishmania*.

En el presente trabajo se presentan los fundamentos teóricos y antecedentes relacionados con la enfermedad, así como los tratamientos existentes y los principios físicos de la terapia del calentamiento por alta frecuencia. Posteriormente, se muestran los objetivos y se delimita el proyecto por medio del alcance. Luego se presenta la metodología utilizada en el diseño electrónico, mecánico y del sistema de control del dispositivo. Para finalizar se muestran los principales resultados obtenidos, conclusiones y recomendaciones para futuras mejoras para optimizar el funcionamiento del dispositivo, así como los próximos pasos a implementar para evaluar el funcionamiento del dispositivo en interacción con el paciente.

La leishmaniasis cutánea es una enfermedad distribuida a nivel mundial y es endémica de regiones tropicales y subtropicales, causada por un protozoo flagelado del género leishmaniasis, que actúa como parásito intracelular [1]. Esta enfermedad provoca úlceras, nódulos o lesiones crónicas. Actualmente se tienen varias opciones de tratamiento las cuales son por medio de fármacos antimoniales, antibiótico aminoglucósido [2] y tratamientos por medio de calor. Actualmente el fármaco antimonial más utilizado es el estibogluconato de sodio y antimonio de meglumina sin embargo, estos medicamentos pueden causar efectos secundarios adversos [3].

El tratamiento por calor o *heat treatment* en inglés es un procedimiento que utiliza temperaturas elevadas o bajas de manera controlada para tratar diferentes afecciones médicas [4]. Algunos de los métodos de tratamiento por calor actuales pueden ser por contacto o sin contacto. Entre los métodos sin contacto destacan los dispositivos de calor por ultrasonido, infrarrojo, microondas, alta frecuencia y radiofrecuencia [4]. El método de calor local o por contacto consiste aplicar calor mediante compresas o paquetes de calor aplicados directamente a la herida [5]. Generalmente se utilizan apósitos calientes, toallas tibias y húmedas o placas de un material compatible y conductivo que transmitan el calor superficial [6]. El tratamiento con calor infrarrojo se aplica mediante la exposición directa de la lesión generalmente se hace por medio de una sesión única. Luego de esta sesión se elimina la lesión en 5-6 semanas [7]. La terapia con ultrasonido se aplica por medio de diversas sesiones con un intervalo de días entre cada una, en cada terapia se genera calor y se trata la infección [8].

Recientemente se está utilizando el calor inducido por radiofrecuencia o alta frecuencia para el tratamiento de las heridas. Este aplica calor localizado y controlado a las lesiones durante 30 a 60 segundos [9]. Entre los dispositivos desarrollados con esta tecnología se encuentra “Clara” producido por *DermatoTherma* en Suiza [10] y *ThermoMed de Technologies, Inc* en Estados Unidos [11]. Los dispositivos de radiofrecuencia o alta frecuencia funcionan mediante la aplicación de energía sobre la piel, generando calor localizado por medio del efecto Joule, que produce calor debido a la resistencia del tejido al paso de corriente [4] o por medio del efecto dieléctrico que estimula los tejidos por polarización molecular. En Gua-

temala el tratamiento estándar sigue siendo la administración intramuscular de antimonio de meglumina intramuscular (MA), a una dosis de 20 mg/kg/peso corporal durante 20 días [12]. No obstante, existen esfuerzos recientes por evaluar la termoterapia como alternativa terapéutica a los tratamientos antimoniales, debido a su potencial para reducir efectos adversos y facilitar el acceso [13].

La leishmaniasis cutánea (CL) es una enfermedad endémica en Guatemala. Las áreas endémicas en Guatemala son Quiché, Izabal, Baja Verapaz, Huehuetenango, Petén y Alta Verapaz, sin embargo, durante los años del 2001 al 2021 el 90 % de los casos fue reportado solamente en las regiones de Alta Verapaz y Petén [12], [14]. Se estima que alrededor de 4,262,387 personas están en riesgo de contraer CL en Guatemala, lo cual representa casi un tercio de la población en Guatemala. Según el informe de la Organización Panamericana de la Salud, en 2022 se notificaron 1,134 casos de leishmaniasis cutánea en Guatemala, con una incidencia nacional de 34.29 casos por cada 100,000 habitantes, afectando principalmente a adultos entre 20 y 50 años [15]. Así mismo se estima que la tasa de incidencia es aún mayor; sin embargo, la falta de servicios de salud limita el diagnóstico, monitoreo y tratamiento [14]. Dado el aumento en la incidencia de CL y su concentración en regiones con acceso limitado a servicios de salud, es importante evaluar las alternativas terapéuticas disponibles.

En Guatemala el tratamiento convencional son fármacos antimoniales como el antimonio de meglumina o estibogluconato de sodio [12]. Sin embargo, este tipo de tratamientos están asociados a diferentes efectos secundarios, entre ellos dolor musculoesquelético, trastornos gastrointestinales, cefalea, fatiga, debilidad, fiebre, reacciones cutáneas, alteraciones cardiovasculares, alteraciones hepáticas y pancreáticas, hepatotoxicidad, nefrotoxicidad, cardiotoxicidad leucopenia y trombocitopenia [16]. Asimismo, se puede desarrollar resistencia a los antimoniales mediante mecanismos moleculares como la disminución en la captación del fármaco o alteraciones en el metabolismo celular por lo que el tratamiento se puede volver inútil [17]. El desabastecimiento de antimoniales en Guatemala genera tiempos de espera de 6 a 12 meses para iniciar el tratamiento, provocando que los pacientes abandonen el tratamiento o nunca reciban un tratamiento fomentando infecciones o lesiones crónicas. Ante la falta de acceso a tratamiento algunos pacientes recurren a métodos culturalmente aceptados “alternativos y peligrosos” como la aplicación de líquido de batería, fuego, chile o esmalte de uñas directamente en las úlceras [13].

Por ello, se plantea una alternativa a los tratamientos actuales la cual es un dispositivo térmico induciendo así una terapia de calor para el tratamiento de CL. Específicamente un

dispositivo de alta frecuencia que genere una temperatura de 50 °C durante 30 segundos, ya que este tipo de terapia no genera un efecto adverso como lo hace los fármacos [2]. Se ha comparado la eficacia de los antimoniales y la alta frecuencia tras 4 y 5 meses luego de aplicado el tratamiento, en donde se ha demostrado que la alta frecuencia puede ofrecer una eficacia igual o incluso superior a los tratamientos tradicionales con antimoniales, lo que refuerza la necesidad de desarrollar dispositivos accesibles que permitan aplicar esta terapia en comunidades donde el tratamiento convencional no está disponible o genera efectos adversos [18].

Entre las principales ventajas del dispositivo de alta frecuencia se encuentra que una sola sesión puede producir mejoras significativas lo que lo convierte en un tratamiento rápido y reduce el la tasa de abandono [4]. Asimismo, con esta forma de terapia se da una aplicación localizada evitando los efectos sistémicos [19]. Actualmente se tiene limitada cantidad de dispositivos de tratamiento por calor en los sistemas de salud de Guatemala, por lo que no se tiene personal capacitado y un protocolo estandarizado para el uso de este dispositivo en la región. El desconocimiento clínico sobre el uso de equipos de alta frecuencia representa una barrera importante para su adopción, lo que hace que el tratamiento con fármacos siga siendo la opción más comúnmente recomendada [14].

### 4.1. Objetivo general

Diseñar y desarrollar un prototipo de un dispositivo térmico para el tratamiento de leishmaniasis cutánea generada por medio de energía de alta frecuencia.

### 4.2. Objetivos específicos

- Desarrollar e implementar un circuito funcional capaz de suministrar energía de alta frecuencia de manera controlada por medio de un sistema de control.
- Integrar de manera eficiente los circuitos eléctricos y mecánicos diseñados mediante el uso de PCBs.
- Realizar pruebas de laboratorio con agarosa para simular la piel evaluando el desempeño del dispositivo.

El presente trabajo de graduación tiene como alcance el diseño, desarrollo y validación experimental de un prototipo de dispositivo de alta frecuencia para el tratamiento de leishmaniasis cutánea. El proyecto se enfoca en la integración de los sistemas electrónico, mecánico y de control térmico, capaces de generar y mantener una temperatura controlada de 50 °C durante un periodo de 30 s.

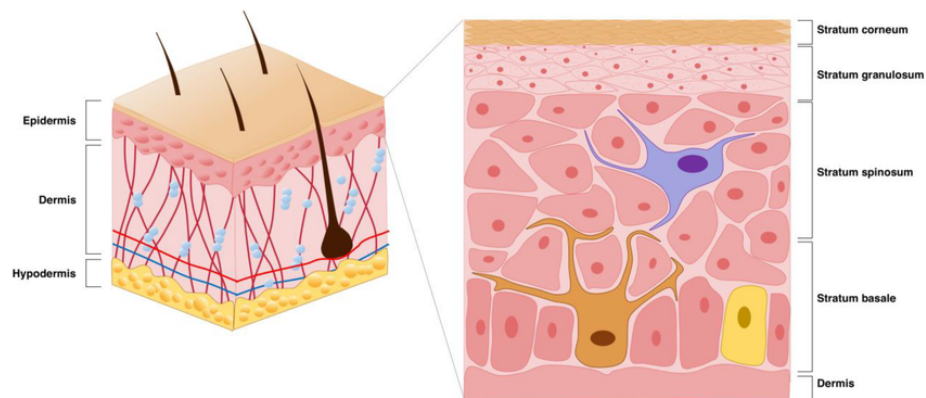
El desarrollo del dispositivo incluye las etapas de diseño teórico del circuito, fase de potencia y control térmico, implementar el circuito por medio de una PCB, y la construcción del sistema mecánico que aloja los componentes electrónicos para permitir una aplicación estable y constante de la terapia. Se incluye además la programación de un controlador proporcional-integral (PI) encargado de regular la temperatura y evitar sobrecalentamientos durante la terapia.

Las pruebas de validación se realizaron utilizando gel de agarosa como material de simulación de la piel humana, debido a que presenta propiedades similares, como conductividad térmica y eléctrica, capacidad calorífica y comportamiento de difusión de calor similar. Con el objetivo de verificar la capacidad del dispositivo para alcanzar y mantener la temperatura de manera controlada. Estas pruebas se enfocan únicamente en la evaluación térmica y electrónica del prototipo. El proyecto no incluye la fase clínica ni la certificación regulatoria como dispositivo médico. Las limitaciones principales del trabajo corresponden al tiempo de desarrollo, la disponibilidad de componentes electrónicos, debido a que se trabaja con frecuencias muy altas donde los componentes electrónicos tienden a fallar y las restricciones éticas asociadas a la experimentación biológica. Asimismo este trabajo no busca verificar la eficacia de la terapia térmica en las úlceras de leishmaniasis cutánea, solamente busca la elaboración de un dispositivo que puede administrar la terapia térmica.

A pesar de estas limitaciones, el alcance logrado permite demostrar la viabilidad técnica del uso de calor por alta frecuencia como una alternativa terapéutica accesible. Con base en este trabajo se pueden hacer modificaciones y ajustes para obtener un dispositivo comercial y funcional para aplicar la terapia sin generar un riesgo para el paciente.

## 6.1. Anatomía y fisiología de la piel

La piel es el organismo más extenso del cuerpo humano. Tiene como función principal formar una barrera protectora entre el organismo y el medio ambiente. Generando protección frente a diversos patógenos, amenazas físicas y químicas [20]. La piel cuenta con 3 capas principales: (1) la epidermis, (2) la dermis y (3) la hipodermis (Figura 1).[21]. El grosor de la epidermis y la dermis varía según el tipo de piel y zona del cuerpo ya que esta puede variar entre 1-4 mm de grosor (Cuadro 1) [22].



**Figura 1.** Esquema que representa la estructura básica de la piel [21]

La epidermis es la capa más externa de la piel y está formada principalmente de 40 a 50 capas de células epiteliales escamosas, las cuales son derivadas de queratinocitos [21]. Específicamente la epidermis tiene cuatro capas el estrato basal, el estrato espinoso, el estrato granuloso y el estrato córneo [21]. Los queratinocitos cumplen una doble función, las cuales forman la barrera física de la piel al diferenciarse y convertirse en cornecitos del estrato córneo, y participar activamente en la inmunidad cutánea. Este tipo de células expresan

receptores de reconocimiento de patrones (PRR) y, ante estímulos inflamatorios, producen citocinas que activan células inmunes residentes y favorecen el reclutamiento de nuevas células defensivas [23]. Los estratos basales, espinosa y granuloso presentan un grosor en capas muy delgadas por lo que no se suele medir en mm, sino que, en capas celulares, por lo que se asume que la mayor parte del grosor de la epidermis es el estrato córneo [24].

La dermis es la capa que se encuentra integrada de tejido conectivo fibrilar y amorfo que contiene a diversas redes nerviosas y vasculares. En esta capa de la piel se encuentra una gran cantidad de colágeno y de tejido elásticos, principalmente se encuentra colágeno tipo uno y tipo tres [25]. La dermis cuenta con dos capas, la dermis papilar y la dermis reticular. La dermis papilar se encuentra debajo de la epidermis y está formada por tejido conectivo laxo, con capilares y varias terminaciones nerviosas que realizan la comunicación y transferencia epidermis dermis [26].

La dermis reticular está compuesta de fibras gruesas de colágeno tipo 1 que dan soporte y resistencia a la piel por lo que es más gruesa que la papilar. La hipodermis o tejido subcutáneo es la capa más profunda de la piel y es la encargada de realizar la conexión entre la piel y estructuras como los músculos y los huesos. Cumple con funciones mecánicas y metabólicas con almacenamiento de energía o amortiguamiento antes impactos. Esta capa de la piel está compuesta principalmente de adipocitos, células especializadas en almacenar lípidos y en menor cantidad de vasos sanguíneos, vasos linfáticos y nervios. Así mismo contiene células inmunes como células T, Células B y macrófagos [27].

**Cuadro 1.** Diferentes grosores de capas de la piel reportados por diversos autores [28], [24], [29], [30] & [31]

<b>Tipo de Tejido</b>	<b>Grosor de Piel</b>
Piel gruesa (Palmas, plantas)	400–596 $\mu\text{m}$ [31]
Piel delgada (Otras partes del cuerpo)	31–120 $\mu\text{m}$ [31]
Epidermis	0.05–1.5 mm [28]
Estrato basal	1 capa celular [24]
Estrato espinoso	8–10 capas celulares [24]
Estrato granuloso	3–5 capas celulares [24]
Estrato córneo (piel gruesa)	100–400 $\mu\text{m}$ [31]
Estrato córneo (piel delgada)	10–30 $\mu\text{m}$ [31]
Dermis papilar	60–120 $\mu\text{m}$ [29]
Dermis reticular	1–4 mm [29]
Hipodermis	$\geq 2$ mm, variable según zona y estado nutricional [30]

## 6.2. Propiedades eléctricas de la piel

Es importante el conocer las propiedades, estructuras y funciones de las diferentes capas de la piel para poder comprender su comportamiento bajo la aplicación de un estímulo eléctrico ya sea de corriente eléctrica o alterna. Por lo tanto, existen diferentes modelos que permiten modelar la piel como un sistema eléctrico.

### 6.2.1. Conductividad y permeabilidad de la piel

La piel tiene un comportamiento eléctrico determinado por la conductividad iónica y por la permisividad dieléctrica. La conductividad eléctrica está asociada a el contenido del agua y electrolitos en la piel, por lo que la dermis y la hipodermis son altamente conductoras. Mientras que la epidermis, específicamente el estrato córneo tiene bajo contenido de agua y alto contenido lipídico. Este contenido lipídico reduce la conductividad y hace que el tejido se comporte como un dieléctrico ya que tiene la capacidad de almacenar carga eléctrica en respuesta a un campo aplicado, generando que la epidermis se comporte como un capacitor, mientras que la dermis y la epidermis como una resistencia [32].

### 6.2.2. Impedancia en la Piel

La humedad ambiental influye notablemente en la impedancia de la piel, ya que modifica su nivel de hidratación mediante la actividad de las glándulas sudoríparas. Un aumento en la humedad incrementa la hidratación cutánea y reduce la resistencia en la interfaz piel-electrodo [33]. Así mismo cuando se tiene una lesión u herida expuesta en la piel la impedancia tiende a bajar debido a que se aumenta la permeabilidad iónica y a la pérdida de la función del aislante del estrato córneo [34].

La temperatura es un factor que modifica la conductividad eléctrica en la piel, ya que, al aumentar la temperatura, aumenta la movilidad iónica generando así mayor conducción entre los iones. Así mismo la frecuencia de un campo eléctrico aplicado aumenta la penetración de la corriente ya que mientras es de baja frecuencia la señal domina la resistencia del estrato córneo, pero en altas frecuencias la corriente llega a las capas más internas de la piel [32].

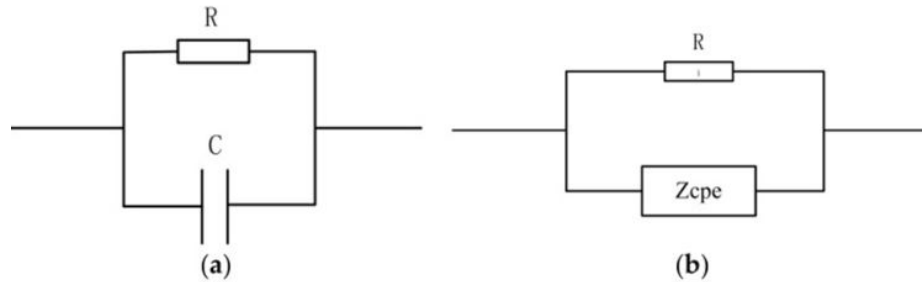
### 6.2.3. Modelos eléctricos para simular la piel

Actualmente existen 2 modelos principales para modelar la piel. El primer modelo es el modelo clásico RC y el otro es el modelo mejorado con elemento de la fase constante (Figura 2) El modelo RC asume las diferentes capas de la piel como una resistencia y un capacitor, en donde se asume que existe diferentes R (resistencias) que representan el estrato córneo y capas internas de la piel y una C (capacitancia) del estrato córneo y membranas celulares [35].

La dermis y capas internas de la piel poseen una alta cantidad de agua y electrolitos lo que genera una buena conductividad iónica, y esto permite modelarlo como una resistencia eléctrica. Mientras que el estrato córneo, con un bajo contenido de agua y más lípidos, actúa como aislantes, generando un comportamiento dieléctrico [36]. La resistencia describe la oposición al paso de la corriente iónica en las capas conductoras, como la dermis y la epidermis más profunda, mientras que la capacitancia representa el comportamiento dieléctrico debido a las membranas celulares y la estructura lipídica del estrato córneo [35].

El método RC de fase constante busca generar un modelo más real en donde se reemplaza el capacitor por un “CPE”, un elemento de fase constante ya que el capacitor no representa de manera precisa o “real” el acoplamiento de las diferentes capas de la piel. Las diferentes

capas de la piel muestran una dispersión dieléctrica por lo que su respuesta capacitiva no es perfecta debido a irregularidades estructurales o heterogeneidad del tejido [37].



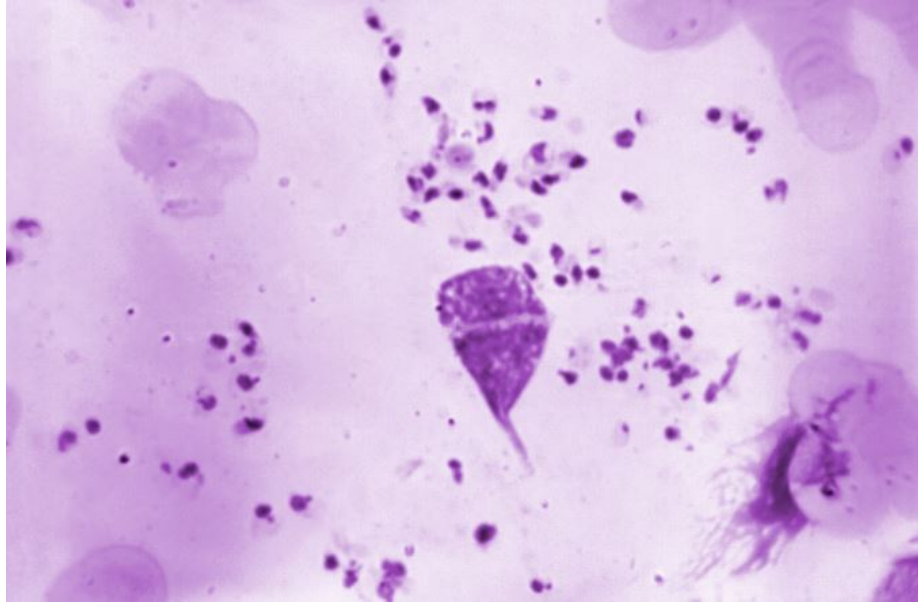
**Figura 2.** Modelos esquemáticos equivalentes para la impedancia de la piel de forma eléctrica. El modelo (a) representa el modelo RC ideal; modelo (b) RC modificado incorporando un elemento de fase constante ( $Z_{cpe}$ ) para representar el modelo no ideal de la piel [38]

### 6.3. Leishmaniasis cutánea

La leishmaniasis es una enfermedad crónica causada por un protozoo flagelado del género *Leishmania*. Es una enfermedad endémica en casi 100 países y se estima que alrededor de 350 millones de personas están en riesgo de padecer esta enfermedad. Existen 3 tipos de variante de esta enfermedad, leishmaniasis cutánea, mucocutánea y visceral [39]. La leishmaniasis cutánea es una enfermedad en la que se produce úlceras cutáneas que muchas veces están acompañadas de lesiones satélite y linfangitis modular. Por otro lado, existe la leishmaniasis mucocutánea que involucra la mucosa y tejidos subyacentes como el cartílago. Mientras que la leishmaniasis visceral afecta los órganos como el hígado, bazo y médula ósea [40].

#### 6.3.1. Agente causal

La leishmaniasis cutánea es una infección transmitida por el protozoo del género *leishmaniasis*. La leishmaniasis es un protozoo di mórfico ya que en el vector transita como promastigote flagelado (Figura 3), mientras que en el hospedador adopta una forma intracelular no flagelada llamada amastigote que sobrevive y se reproduce dentro de los macrófagos [41]. En Guatemala, se identificó que las principales especies causantes de la leishmaniasis cutánea fueron *leishmania mexicana* y *leishmania braziliensis* [42].



**Figura 3.** Microfotografía tomada a un aumento de 1225x que muestra un frotis por impresión de tejido esplénico, evidenciando la presencia de múltiples amastigotes de *Leishmania* [43]

### 6.3.2. Transmisión y vectores

El vector de esta enfermedad principalmente es por medio de la picadura de insectos hembra de flebótomos (Figura 4) de la especie *Phlebotomus* en Europa y *Lutzomyia* en América [44]. Los flebótomos tienen una estructura alargada y frágil en comparación con otro tipo de psicódidos como zancudos, tienen una longitud de 1.5 a 3.5 mm de longitud con un aspecto peludo, ojos grandes y patas largas. Las hembras del flebótomo requieren de alimentarse de sangre para producir huevos, es por esto que generan la picadura a las otras especies [45].



**Figura 4.** Hembra del mosquito *Phlebotomus*, vector de la leishmaniasis [46]

### **6.3.3. Epidemiología en Guatemala**

En Guatemala se estima que alrededor de 3 millones de personas están en riesgo de contraer [12]. La enfermedad ha aumentado su prevalencia ya que en el año 2012 esta era de 28,9 por cada 100 000 habitantes mientras que en el 2019 esta fue de 72,26 cada 100 000 habitantes [14]. En Guatemala el foco de leishmaniasis cutánea es Petén sin embargo se tiene una alta frecuencia de estos casos en Alta Verapaz [12].

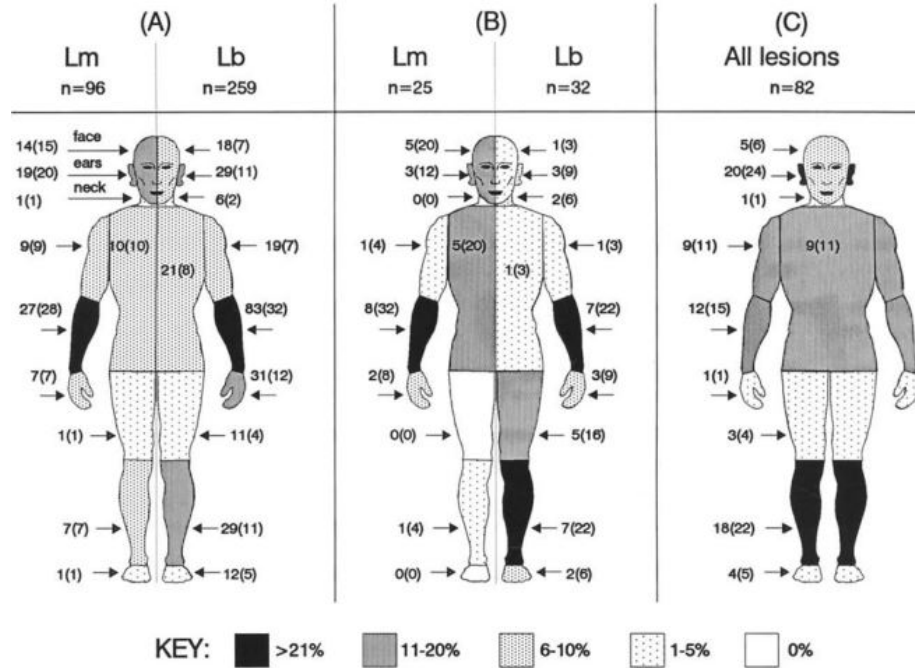
### **6.3.4. Mecanismo de infección y daño cutáneo causado por Leishmania**

Luego de la picadura del flebótomo infectado, depositando promastigotes en la piel del huésped. Los promastigotes son fagocitados por los macrófagos dérmicos, donde se transforman en amastigotes [47]. Siendo los amastigotes, la forma intracelular del parásito capaz de multiplicarse dentro del fagolisosoma. Conforme los amastigotes se replican, saturan la célula rompiéndola y liberando nuevos parásitos que infectan otras células cercanas [48]. Generando así inflamación local, caracterizada por la infiltración de linfocitos y macrófagos activados por el sistema inmune, contribuyen al daño del tejido provocando así necrosis celular y destrucción de las capas de la epidermis, dermis y generando las úlceras [49].

### **6.3.5. Manifestaciones clínicas y evolución de la lesión**

La mayoría de las lesiones por leishmaniasis se producen en áreas expuestas como lo pueden ser la cara, el cuello, los brazos, las piernas y las manos [4]. En un estudio realizado en 1990 en Guatemala se determinó que las áreas más afectadas por la leishmaniasis en Guatemala eran los brazos, piernas y cara mientras que las personas percibían que tenían más

lesiones de este tipo en las piernas, extremidades superiores y en el tren superior (Figura 5) [50].



**Figura 5.** Distribución anatómica de lesiones de leishmaniasis cutánea según especie (*L. mexicana* [Lm] y *L. braziliensis* [Lb]), tipo de estudio (Panel A: casos confirmados antes del tratamiento; Panel B: pacientes en ensayos con placebo; Panel C: casos de encuestas comunitarias) y origen de los datos en Guatemala [50]

Las lesiones tienden a surgir en el lugar donde el parásito fue inoculado. El proceso de las lesiones comienza como una mancha (mácula) que evoluciona a una elevación pequeña (pápula), la cual se ulcera y aumenta de tamaño hasta adoptar el aspecto clásico de un cráter, con forma redonda u ovalada, o bien progresa hacia una lesión de tipo nodular [44].

Las lesiones de leishmaniasis cutánea tienen un diámetro en promedio de  $3.0 \pm 1.7$  cm de [16]. Se considera que una lesión pequeña tiene un diámetro  $\leq 1$  cm, mientras que una lesión se considera grande y complicada si tiene un diámetro  $\geq 5$  cm [23]. Las lesiones generalmente afectan las capas de la epidermis y la dermis (Figura 6). En los casos más avanzados el proceso inflamatorio y la presencia de amastigotes (forma intracelular del parásito) hacen que la lesión se extienda hasta la dermis reticular profunda o alcanzando el tejido subcutáneo sin invasión de las mucosas [51].



**Figura 6.** Presentación clínica de diferentes tipos y etapas de lesiones por leishmaniasis cutánea [3] & [52]

## 6.4. Tratamientos actuales de leishmaniasis cutánea

La leishmaniasis cutánea cuenta actualmente con diversos tratamientos terapéuticos los cuales incluyen tratamientos farmacológicos y tratamientos basados en el medio del principio físico del calor, en los cuales se busca aumentar la temperatura de la región y así favorecer la eliminación del parásito.

### 6.4.1. Tratamientos farmacológicos

La OMS recomienda el uso de tratamientos antimoniales pentavalentes intralesionales o sistémicos para el tratamiento de leishmaniasis cutánea debido a la selectividad de estos [36]. El mecanismo de acción de los antimoniales pentavalentes se relaciona con su reducción intracelular a antimonio trivalente  $Sb^{3+}$ , el cual interfiere con enzimas esenciales para el metabolismo energético del parásito, induce estrés oxidativo y altera la síntesis de macromoléculas dentro de los macrófagos infectados [53]. Este fármaco si ha demostrado eficacia frente a múltiples especies de *Leishmania*, sin embargo, presentan limitaciones importantes, como la alta toxicidad sistémica.

Los antimoniales pentavalentes han sido la primera línea de tratamiento para la leishmaniasis cutánea. Entre los más utilizados se encuentran el estibogluconato de sodio (Pentostam) y el antimoniato de meglumina (Glucantime), administrados por vía intramuscular o intravenosa [54]. El tratamiento tiene una duración de aproximadamente 20-30 días y el rango de dosis recomendada actualmente para el uso de antimoniales pentavalentes es de 10-20 mg/kg/día [16].

El principal efecto adverso clínicamente reportado por el fármaco fue la provocación de dolor musculoesquelético, náusea, vómito, diarrea, dolor abdominal, dolor de cabeza, anorexia, astenia, fatiga, fiebre, exantema, eritema y urticaria así mismo se reportó con alta incidencia reacciones cutáneas severas [55]. Así mismo se ha demostrado que el tratamiento puede generar un aumento en las enzimas hepáticas y pancreatitis generando así alteraciones renales y hematológicas lo que genera una interrupción en el tratamiento [56].

### 6.4.2. Tratamientos físicos y termoterapia

Actualmente han surgido diferentes tratamientos como la crioterapia, infrarrojo, ultrasonido, y radiofrecuencia/alta frecuencia que se enfocan en el uso de calor para poder tratar las diferentes lesiones (Cuadro 2). Principalmente se utiliza la termoterapia debido a que los parásitos de leishmaniasis no sobreviven a altas temperaturas [4].

### 6.4.3. Crioterapia con nitrógeno líquido

El tratamiento consiste en aplicar nitrógeno líquido a las heridas en ciclos, generando temperaturas muy bajas al tejido lesionado en ciclos de congelación y descongelación *freeze-thaw-freeze*, por lo que este calor es aplicado desde afuera hacia adentro, siendo superficial [57]. Estos ciclos producen cristales de hielo intracelulares que destruyen tejidos mediante necrosis isquémica localizada, lo cual da resultado la eliminación directa de amastigotes y la inducción de una respuesta inmunitaria local debido a la liberación de antígenos celulares [58]

### 6.4.4. Infrarrojo

Se aplica tratamiento con radiación infrarroja para generar calor localizado por medio de lámparas o emisores infrarrojos que elevan la temperatura entre 42 °C y 55 °C durante aproximadamente 5 minutos. Este calor provoca destrucción directa de los parásitos por sensibilidad térmica y genera necrosis tisular localizada, liberando antígenos que estimulan una respuesta inmunitaria sistémica [7]. Así mismo, se ha reportado que el uso de laser infrarrojo, específicamente de 890 nm aumenta la producción de óxido nítrico, la cual es importante en la respuesta inmunitaria y en la cicatrización de los tejidos [59]. La radiación infrarroja genera calor superficial, ya que su penetración en piel es limitada (entre 1 y 5 mm, dependiendo de la longitud de onda). De esta manera, el tejido más profundo solo se ve afectado de manera secundaria por conducción térmica y no por un estímulo de radiación.

### 6.4.5. Ultrasonido

El ultrasonido genera calor de los tejidos por medio de transformar la energía mecánica en energía térmica, el cual es conocido como absorción acústica. Cuando una onda ultrasónica viaja a través del sonido las partículas del tejido vibran debido a la presión que ejerce la onda. Estas vibraciones generan fricción molecular generando aumento de temperatura [60]. Los parámetros de los cuales depende el calor generado son frecuencia, intensidad, tiempo de exposición y coeficiente de absorción acústica del tejido. Los tejidos con mayor contenido proteico o colágeno absorben más energía, lo cual es equivalente a más calor [61].

### 6.4.6. Radiofrecuencia/ alta frecuencia

Para el tratamiento de alta frecuencia se han registrado ciertos equipos que generan energía de alta frecuencia para generar calor (Cuadro 3). Dentro de estos equipos se encuentra RDM, ThermoMed (Figura 7) y Ellman RF Generator (Figura 8) Estos dispositivos se basan en dos métodos principales para generar energía, por medio del efecto Joule y por medio del efecto dieléctrico.

**Cuadro 2.** Resumen de tratamientos físicos utilizados para la leishmaniasis cutánea, con sus mecanismos de acción, condiciones de aplicación, eficacia y efectos secundarios reportados

Tratamiento	Principio o mecanismo	Condiciones de aplicación	Eficacia reportada	Efectos secundarios	Referencias principales
<b>Crioterapia con nitrógeno líquido</b>	Congelación y descongelación en ciclos <i>freeze-thaw-freeze</i> que produce necrosis tisular y muerte del parásito.	Nitrógeno líquido aplicado 2-3 ciclos de 15-20 s por sesión, semanalmente por 3-6 semanas.	67.3% de curación, comparable con antimoniales.	Eritema, edema, dolor, hipo e hiperpigmentación reversible.	[57], [58] & [62].
<b>Infrarrojo (IR)</b>	Radiación infrarroja produce calor superficial (42-55 °C), destruye parásitos y estimula respuesta inmunitaria local.	Aplicación directa durante 5 min por sesión, semanalmente.	Curación completa en 3-6 semanas en la mayoría de los casos.	Eritema, calor local y edema transitorio.	[7], [63] & [59].
<b>Ultrasonido</b>	Vibraciones mecánicas generan calentamiento local (~42 °C) y estimulan reparación tisular.	2-3 sesiones por semana (10-15 en total), intensidad 1.5-3 W/cm <sup>2</sup> .	78.5% de curación completa (22/28 lesiones).	No se reportaron efectos adversos significativos.	[4]
<b>Radiofrecuencia / Alta frecuencia</b>	Calentamiento tisular por efecto Joule, dieléctrico o arco eléctrico; destrucción térmica del parásito.	Temperaturas ≈ 50 °C durante 30 s por lesión.	69-95% de curación, comparable o superior a los antimoniales.	Sin efectos sistémicos; ocasional eritema o dolor leve.	[4] & [64].

**Cuadro 3.** Dispositivos de radiofrecuencia y sus parámetros de operación reportados para el tratamiento de la leishmaniasis cutánea

Dispositivo	Frecuencia (MHz)	Potencia (W)	Temperatura / tiempo de aplicación	Modo de operación	Eficacia clínica reportada	Referencia
RDM (generador portátil)	6.78	10 (máx.)	50 °C / 30 s	Bipolar (4 mm entre electrodos)	Curación del 69–90 %	[4]
ThermoMed™ 1.8	6.78 ± 0.015	7 ± 1	50 °C / 30 s	Dieléctrico, control de temperatura en tiempo real	69–95 % de curación	[4] & [64]
Ellman RF Generator	1.7–4.0	Variable	~50 °C controlado	Bipolar / monopolar	80.7 % de curación vs. 55.3 % con antimoniales	[9]



**Figura 7.** Dispositivo *ThermoMed™* Modelo 1.8, utilizado para la aplicación de termoterapia por radiofrecuencia en el tratamiento de la leishmaniasis cutánea [64]



**Figura 8.** Generador de calor por radiofrecuencia Ellman utilizado para tratar leishmaniasis [65]

## 6.5. Fundamentos físicos de la generación de calor en tejidos biológicos por medio de alta frecuencia

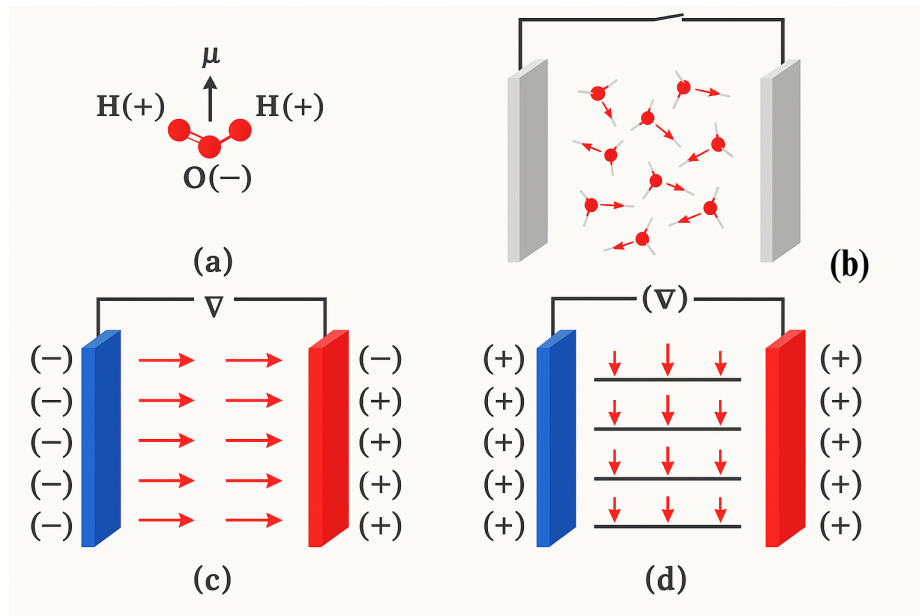
La aplicación de campos electromagnéticos de alta frecuencia en el tejido permite generar calor localizado por medio de diversos principios físicos. Se genera el calor dependiendo de la forma de interacción del campo electromagnético con las propiedades eléctricas y dieléctricas del tejido. De los principios más relevantes se encuentra el efecto Joule, en el cual el calentamiento se da debido al paso de corriente en un elemento resistivo, y el efecto dieléctrico, en el cual se da la interacción del campo eléctrico con los dipolos moleculares.

### 6.5.1. Efecto Joule

El efecto Joule o calentamiento resistivo consiste en la transformación de energía eléctrica en calor al paso de corriente por un conductor, resultado de la resistencia eléctrica del material [66]. El efecto Joule se da en la piel cuando una corriente eléctrica atraviesa los tejidos cutáneos, los cuales ofrecen resistencia al paso de esa corriente.

### 6.5.2. Efecto dieléctrico

Las moléculas de agua cuentan con un dipolo debido a la distribución desigual de la carga eléctrica entre sus átomos. Siendo el átomo de oxígeno más electronegativo que los átomos de hidrógeno, lo que significa que atrae los electrones de los enlaces con mayor fuerza y generando así un momento dipolar [67]. Al aplicar un campo electromagnético AC de alta frecuencia en la piel, todas las moléculas de agua comienzan a repolarizarse debido al dipolo de las moléculas de agua. Ya que buscan alinearse respectivamente la parte positiva con la parte más negativa y así inversamente (Figura 9). Al darse esta repolarización de manera rápida se genera fricción entre las moléculas de agua, ya que el movimiento de las moléculas se hace con un desfase generado así un aumento de temperatura, debido a la energía mecánica que se disipa entre las moléculas [68]



**Figura 9.** Polarización de las moléculas de agua bajo un campo eléctrico. (a) Molécula de agua y su dipolo. (b) Orientación aleatoria (Sin campo eléctrico). (c) Alineación parcial. (d) Alineación progresiva con el campo aplicado [68]

## 7.1. Parámetros definidos del circuito

Para el desarrollo del sistema se establecieron los parámetros eléctricos y térmicos que sirvieron de base para los cálculos posteriores. Se definieron variables como voltaje, frecuencia, tiempo de aplicación y distancia entre electrodos. Se determinó un tiempo de aplicación de la terapia y una temperatura objetivo. También se consideraron las condiciones iniciales de la piel y de las lesiones, de manera que se pudieran calcular los escenarios de transferencia de calor más representativos.

Luego, se fijaron las dimensiones del bloque de gel de agarosa empleado como tejido simulado, lo cual permitió delimitar el volumen y masa de la sustancia sobre la que se realizarían los cálculos de energía térmica (Cuadro 4). Con base en estas dimensiones y en el calor específico de la piel (asumido similar al del agua), se aplicó la ecuación de transferencia de calor (Ecuación 1).

$$Q = m \cdot c \cdot \Delta T \tag{1}$$

**Ecuación 1** Ecuación usada para determinar la energía térmica para el calor deseado para elevar la temperatura de la piel de  $25^{\circ}C$  a  $50^{\circ}C$ , en donde:  $Q$  representa la cantidad de calor transferido (J),  $m$  es la masa de la sustancia (kg),  $c$  el calor específico (J/kg $\cdot^{\circ}C$ ) y  $\Delta T$  corresponde al cambio de temperatura, calculado como  $(T_f - T_i)$ .

**Cuadro 4.** Parámetros utilizados para determinar el calor necesario para calentar la piel, asumiendo que está compuesta en su mayoría de agua y el área de aplicación tiene un volumen de  $5\text{ mm} \times 5\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ . Se asume  $52^\circ\text{C}$  como temperatura fina para representar el “peor caso” y tomar en cuenta diferentes escenarios

<b>Variable</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidad</b>
$Q$	11.2682934	J
$m$	90.97	mg
$c$	4186	J/(kg·°C)
$\Delta T$	27	°C
$T_i$	25	°C
$T_f$	52	°C

Finalmente, a partir del calor requerido, se calcularon los parámetros eléctricos necesarios del circuito (potencia, voltaje y corriente) empleando la Ley de Ohm y la Ley de Watt, para relacionar la impedancia de la piel con la energía a suministrar durante el tiempo de aplicación definido (Cuadro 5).

**Cuadro 5.** Diferentes parámetros de potencia (W), voltaje (V) y corriente (A) para generar el calor deseado y calentar la piel de 25 °C a 50 °C

<b>Cálculo de Potencia (30 s)</b>			<b>Cálculo de parámetros</b>		
<b>Potencia</b>	0.37560978	W	<b>Corriente</b>	0.019380655	A
<b>Tiempo</b>	30	s	<b>Voltaje</b>	19.38605749	V
<b>Joules</b>	11.2682934	J			
<b>Cálculo de Potencia (45 s)</b>			<b>Cálculo de parámetros</b>		
<b>Potencia</b>	0.25040652	W	<b>Corriente</b>	0.013047492	A
<b>Tiempo</b>	45	s	<b>Voltaje</b>	19.19501028	V
<b>Joules</b>	11.2682934	J			
<b>Cálculo de Potencia (60 s)</b>			<b>Cálculo de parámetros</b>		
<b>Potencia</b>	0.18780489	W	<b>Corriente</b>	0.009787757	A
<b>Tiempo</b>	60	s	<b>Voltaje</b>	19.18284542	V
<b>Joules</b>	11.2682934	J			
<b>Cálculo de Potencia (75 s)</b>			<b>Cálculo de parámetros</b>		
<b>Potencia</b>	0.15024391	W	<b>Corriente</b>	0.007819037	A
<b>Tiempo</b>	75	s	<b>Voltaje</b>	19.21523947	V
<b>Joules</b>	11.2682934	J			
<b>Cálculo de Potencia (90 s)</b>			<b>Cálculo de parámetros</b>		
<b>Potencia</b>	0.12531326	W	<b>Corriente</b>	0.006523964	A
<b>Tiempo</b>	90	s	<b>Voltaje</b>	19.20393247	V
<b>Joules</b>	11.2682934	J			
<b>Cálculo de Potencia (120 s)</b>			<b>Cálculo de parámetros</b>		
<b>Potencia</b>	0.09390245	W	<b>Corriente</b>	0.00489075	A
<b>Tiempo</b>	120	s	<b>Voltaje</b>	19.20	V
<b>Joules</b>	11.2682934	J			

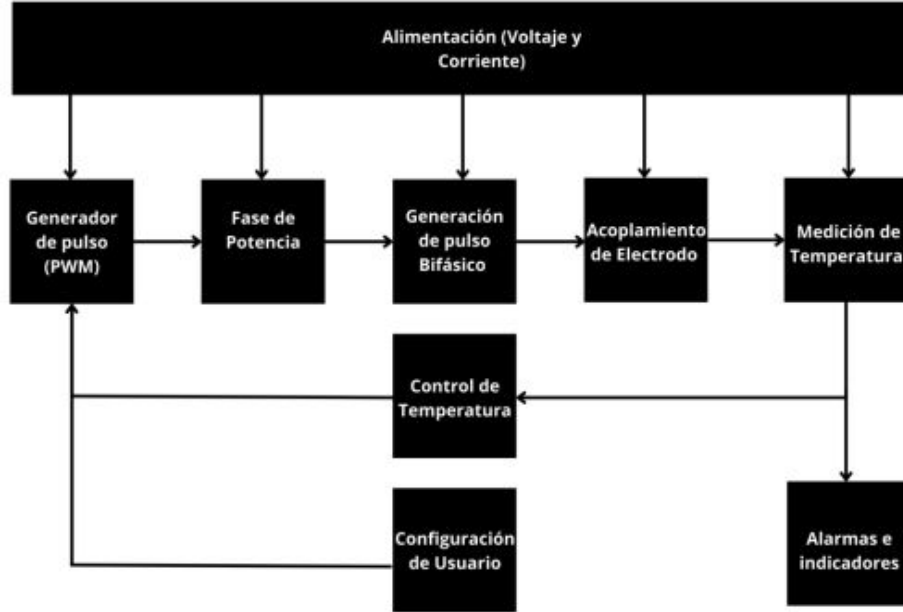
## 7.2. Diseño del circuito y acoplamiento por fases

### 7.2.1. Diagrama de bloques del sistema

El primer paso consistió en la definición de los diferentes sistemas que se tenían que realizar para obtener un sistema amigable con el personal médico y funcional. El sistema se basó en varias fases: una fase de alimentación que permite entregar un voltaje regulado y adecuado a los diferentes subsistemas del dispositivo; fase de generación de pulso (alta frecuencia), fase de potencia (elevación de tensión de voltaje), generación de pulso bifásico (Para mantener una carga neta igual a 0) y acoplamiento de electrodo (Figura 10). También se incluyó un sistema de control, basado en retroalimentación continua por medio de un sensor de temperatura infrarrojo MLX90614 (Melexis, Lovaina, Bélgica) en el módulo

I2C GY906 (HiLetgo, Shenzhen, China), junto con un sistema de control clásico tipo PI (proporcional e integrador), para regular la temperatura.

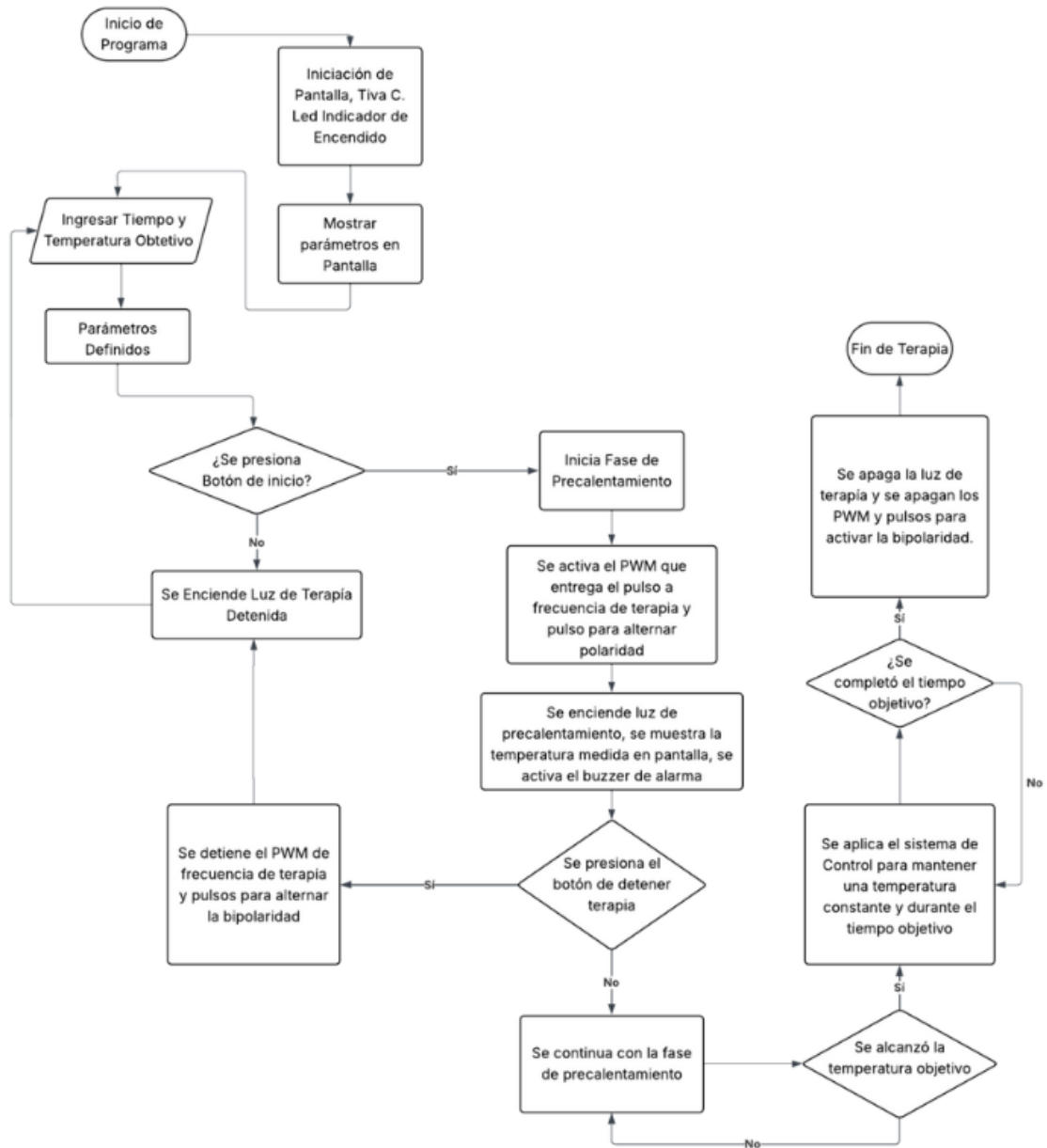
En la interfaz de configuración de usuario, el operador tiene la posibilidad de decidir el inicio de la terapia, mientras que el subsistema de alarmas e indicadores notifica cuando la terapia está activa, cuando se ha alcanzado la temperatura objetivo y permite contabilizar el tiempo de aplicación de esta.



**Figura 10.** Diagrama de bloques que muestra la interacción de los diferentes sistemas que conforman el prototipo funcional de un dispositivo de tratamiento térmico para úlceras de leishmaniasis cutánea mediante alta frecuencia. Se muestran los principales módulos: alimentación, generación y modulación de pulsos, acoplamiento de electrodos, medición de temperatura, control y alarmas

### 7.2.2. Diagrama de flujo de circuito

El sistema se estructuró en distintas fases de operación que incluyeron la configuración inicial, el ingreso de parámetros, la etapa de precalentamiento, la aplicación de pulsos de terapia y la finalización del proceso (Figura 11).



**Figura 11.** Diagrama de flujo del programa de control, donde se muestran las etapas de inicio, pre calentamiento, aplicación de pulsos y finalización de la terapia, así como las condiciones de decisión que determinan la secuencia de operación

### 7.2.3. Diseño de circuito de alimentación

La etapa de alimentación del sistema se diseñó para garantizar una fuente estable y regulada, capaz de suministrar los voltajes requeridos tanto por el circuito de amplificación y potencia como por el microcontrolador (Figura 13). Primero se empleó un transformador reductor de 120 V CA a 24 V CA, 2 A. A la salida del transformador se utilizó un puen-

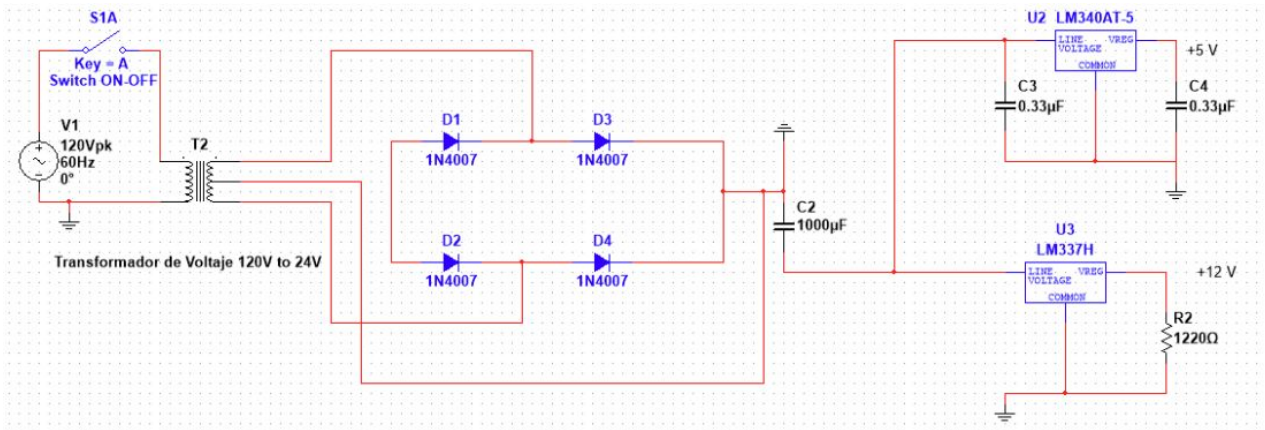
te de diodos con diodos 1N4007 (Texas Instruments, Dallas, TX, USA), cuya función fue rectificar la señal de corriente alterna (CA) en corriente directa (CD), permitiendo así el acondicionamiento necesario para la regulación de voltaje.

Para la alimentación del circuito se empleó un *socket* de cable ACK AC de 3 pines, con interruptor y fusible integrados, diseñado para 240 V y 10 A. El cable de alimentación utilizado corresponde a un enchufe tipo NEMA de tres clavijas, conectado a un conector hembra de tres ranuras (Figura 12).



**Figura 12.** Componentes del sistema de alimentación eléctrica. A la izquierda se muestra el *socket* de entrada de corriente AC tipo IEC con interruptor y fusible integrado (240 V, 3 A). A la derecha se observa el cable de alimentación tipo NEMA de tres clavijas con conector hembra de tres ranuras

Para la regulación principal del sistema se utilizó un regulador de voltaje LM317 (Texas Instruments, Dallas, TX, USA), que permitió ajustar una tensión de salida en el rango de 1.2 V a 37 V, con una capacidad de corriente máxima de 1.5 A y un voltaje de entrada de hasta 40 V. Esta etapa se utilizó para la alimentación general del circuito y la parte de la potencia, por lo que se configuró para entregar 12 V. Para finalizar se colocó un regulador de voltaje LM340 (Texas Instruments, Dallas, TX, USA) configurado para entregar 5 V DC estables, destinados a la alimentación del microcontrolador.



**Figura 13.** Circuito esquemático de circuito de alimentación utilizado para poder regular el voltaje aplicado a las diferentes fases del circuito

#### 7.2.4. Diseño de oscilador

Una vez determinada la frecuencia en la que se debería generar la estimulación eléctrica se generaron 2 pulsos de esta frecuencia para poder utilizar esto como un *trigger* para los circuitos de potencia y administración del pulso bifásico. Los pulsos cuadrados con ciclo de trabajo modificable se generaron por medio del microcontrolador TM4C123GH6PM de la familia Tiva™ C Series (Dallas, TX, USA), utilizando el módulo PWM1, generador 0 y las salidas M1PWM0/M1PWM1 mapeadas en los pines PD0/ PD1 respectivamente.

Para poder generar el pulso de 30 kHz en la Tiva C, se configuró el microcontrolador para trabajar a 80 MHz, utilizando el cristal interno o el reloj principal de 16 MHz y la PLL (*Phase-Locked Loop*) para multiplicar la frecuencia del reloj principal a 80 MHz.

Luego se definió que para una frecuencia de 30 KHz se debe de tener un periodo de 2666 cuentas ecuación (Ecuación 2). Esto debido a que 1 cuenta equivale a 12.5 ns (Ecuación 3) Por lo tanto debido a que una frecuencia de 30 KHz tiene un periodo de 33.3  $\mu$ s, aproximadamente 2666 cuentas equivalen a 33.3  $\mu$ s. Para modificar el ciclo de trabajo del PWM de 30 KHz se hizo por medio de la proporcionalidad del número de cuentas, un ciclo de trabajo de 50 % equivale a 1333 cuentas, un ciclo de trabajo de 30 % equivale a 800 cuentas y así sucesivamente.

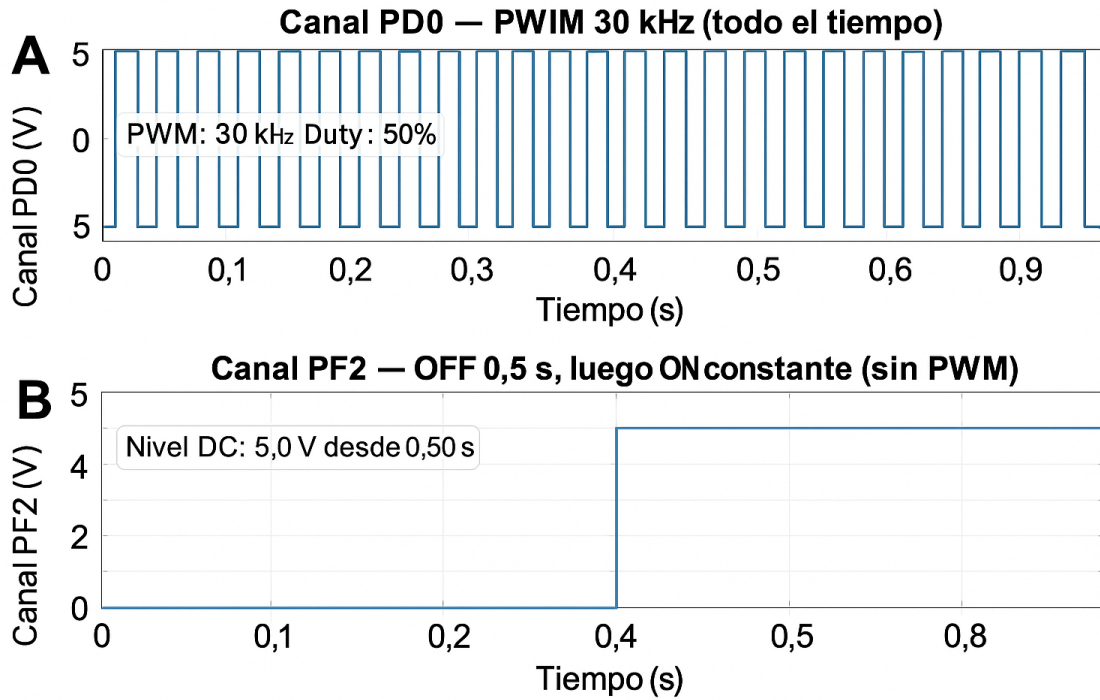
$$\text{Periodo} = \frac{f_{\text{pwm\_clk}}}{f_{\text{pwm}}} = \frac{80 \text{ MHz}}{30 \text{ kHz}} = 2666 \text{ cuentas} \quad (2)$$

**Ecuación 2** Ecuación utilizada para poder definir el periodo de la señal deseada por el número de “cuentas”, donde  $f_{\text{pwm\_clk}}$  es la frecuencia del generador de la Tiva C y  $f_{\text{pwm}}$  es la frecuencia deseada.

$$T = \frac{1}{f_{\text{pwm\_clk}}} = \frac{1}{80 \text{ MHz}} = 12.5 \text{ ns} = 1 \text{ cuenta} \quad (3)$$

**Ecuación 3** Ecuación utilizada para definir el periodo o número de cuentas del reloj del generador de la Tiva C.

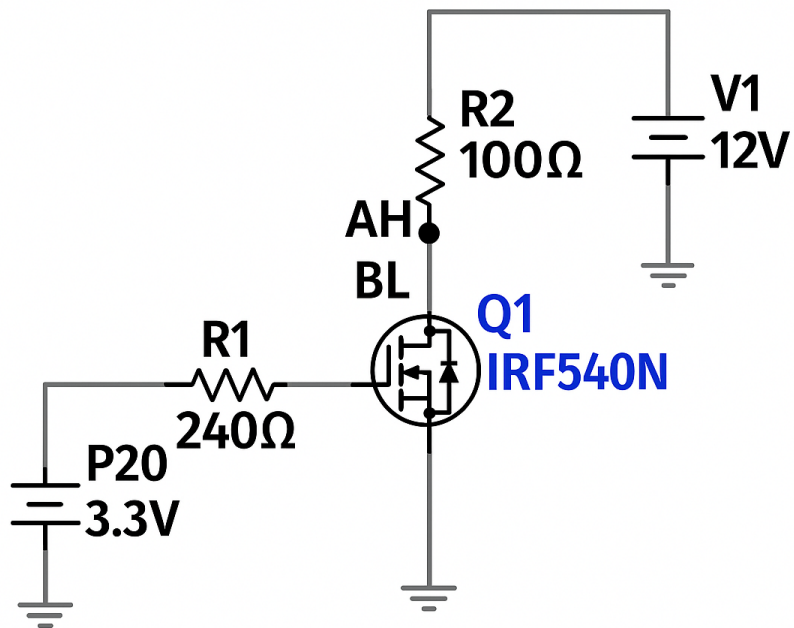
Se implementó un ciclo de operación continuo en el que se generan dos pulsos alternados, cada uno actuando como *trigger* para el relé de dos polos y dos tiros encargado de aplicar la señal bifásica a la carga (Figura 14). Es importante mencionar que esto se activó de esta manera debido a que los drivers de potencia invierten la señal por lo que cuando está en *ON* en el driver se tiene un *OFF* y lo mismo recíprocamente. En la primera fase del ciclo, se activó el PWM en PD0, mientras que PF2 se mantuvo en un nivel alto constante durante 0.5 segundos. Posteriormente, se colocó en bajo el PF2 para que regresara a su posición original y así aplicar el pulso bifásico.



**Figura 14.** Ilustración de señales PWM de 30 kHz en canales PD0 y PD1 con fases de activación simultánea (*ON-DC*). A) Pulso de alta frecuencia generado con la tiva C para la terapia. B) Pulso generado en el pin PF1 para la señal que realiza el pulso bifásico

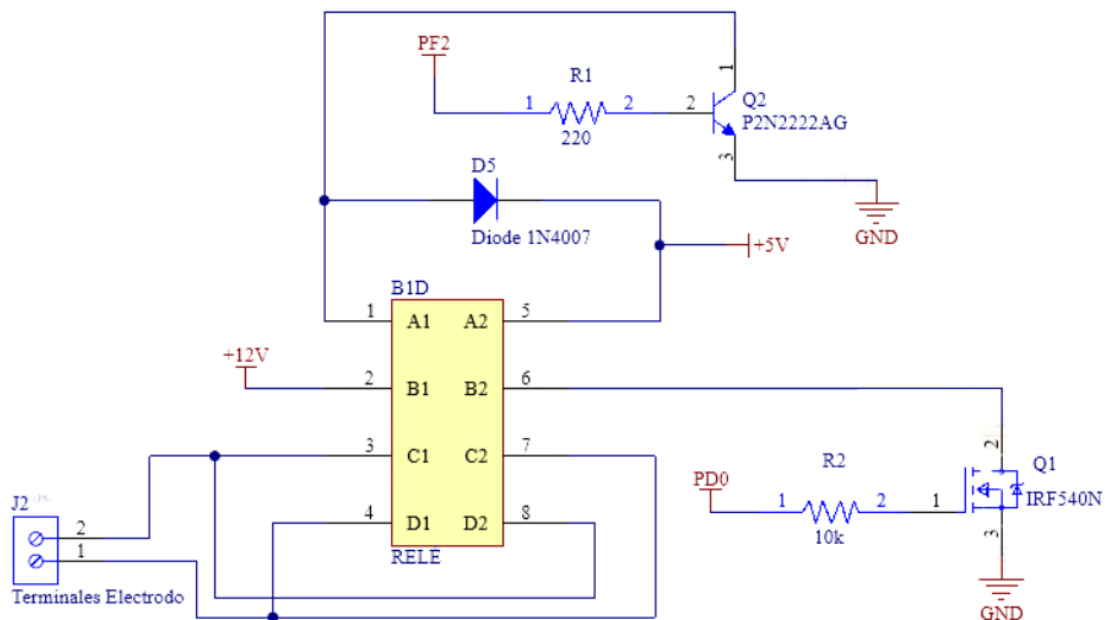
### 7.2.5. Diseño de circuito de potencia y administración de pulso bifásico

Se diseñó y construyó un driver con MOSFET IRF540N (Shenzhen Doingter Semiconductor Co., Ltd., China) para poder elevar la salida de los pines del PD0 y dar la potencia requerida al sistema (Figura 15).



**Figura 15.** Circuito esquemático de driver utilizado para poder elevar la tensión de voltajes de la TIVA C (3.3 V) a un voltaje de 12 V

El pulso bifásico se generó mediante un relé de dos polos y dos tiros. Cuando la bobina del relé no estaba energizada, los contactos permanecían en su posición de reposo; al aplicarse tensión a la bobina, los contactos cambiaban de posición. De esta manera, se aprovechó el principio de conmutación del relé para invertir la polaridad aplicada a la carga, logrando así la administración de un pulso bifásico (Figura 16).



**Figura 16.** Circuito esquemático de driver utilizado para poder elevar la tensión de voltajes de la TIVA C (3.3 V) a un voltaje de 12 V, aplicando la inversión de la polaridad. Los electrodos se conectan en la terminal C1 y C2 del relé

### 7.2.6. Conexión de pines a Tiva C

El diagrama de pines estableció la conexión entre los pines de la tarjeta controladora Tiva C y los distintos módulos del sistema. En él se definieron las líneas de alimentación de la pantalla y de los sensores, junto con sus conexiones a tierra. También se incluyeron las entradas digitales para iniciar y detener la terapia, además del control del relé final que permitió invertir la señal aplicada a la carga. Del mismo modo, se incluyeron las entradas analógicas de los potenciómetros de tiempo y temperatura, usados para ajustar los parámetros de funcionamiento. El diagrama mostró además las salidas hacia los LED indicadores (encendido, precalentamiento, inicio y finalización de la terapia) y la señal de control del buzzer, que brindó retroalimentación acústica durante la terapia (tabla 6).

**Cuadro 6.** Diagrama de pines y correspondencia de conexiones de hardware. En donde se establecen las conexiones entre la TIVA C y los diferentes módulos. Listado largo de conexiones con *Conexión*, *Nombre Pin* y *J* (incluye J1, J2, J3 y J4)

<b>Conexión</b>	<b>Nombre Pin</b>	<b>J</b>
<b>— Conector J1 —</b>		
Alimentación Sensor & Alimentación Pantalla	3.3V	J1-1
	PB_5	J1-2
Botón Inicio de Terapia	PB_0	J1-3
Botón Detener Terapia	PB_1	J1-4
	PE_4	J1-5
	PE_5	J1-6
SCL LCD OLED	PA_5	J1-7
SDA LCD OLED	PA_6	J1-8
	PA_7	J1-9
		J1-10
<b>— Conector J3 —</b>		
+5V	VBUS	J3-21
GND Pantalla	GND	J3-22
PW1 Terapia	PD_0	J3-23
	PD_1	J3-24
Potenciómetro Tiempo	PD_2	J3-25
Potenciómetro Temperatura	PD_3	J3-26
	PE_2	J3-27
	PE_3	J3-28
	PF_1	J3-29
	PF_0	J3-30
<b>— Conector J4 —</b>		
PW2 Control de Relé	PF_2	J4-40
	PF_3	J4-39
SDA Sensor GY906 MLX90614	PB_3	J4-38
Led Encendido	PC_4	J4-37
Led Pre calentamiento	PC_5	J4-36
Led Inicio de Terapia	PC_6	J4-35
Led Terapia Apagada	PC_7	J4-34
	PD_6	J4-33
	PD_7	J4-32
	PF_4	J4-31
<b>— Conector J2 —</b>		
GND Sensor / GND Buzzer	GND	J2-20
SCL GY906 MLX90614	PB_2	J2-19
	PE_0	J2-18
(Función NMI) BLOQUEADO	PF_0	J2-17
	RESET	J2-16
	PB_7	J2-15
	PB_6	J2-14
	PA_4	J2-13
	PA_3	J2-12
Señal Buzzer	PA_2	J2-11

### 7.2.7. Diagrama de conexión de pantalla LCD OLED LED 128X64

La pantalla LCD OLED de 128x64 píxeles se conectó a la tarjeta Tiva C utilizando el protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C. Parra esto se establecieron las líneas de alimentación a 5 V y GND, mientras que los pines PA6 (SCL) y PA7 (SDA) se utilizaron para la transmisión de datos (tabla 7).

**Cuadro 7.** Asignación de señales entre la pantalla LCD OLED 128x64 y la TIVA C

Pantalla LCD OLED LED 128x64			Número de pin TIVA C
Señal (módulo)	Señal (TIVA C)	Puerto MCU	Nº pin
GND	GND		22
VCC	5V		1
SCL	SCL	PA_6	9
SDA	SDA	PA_7	10

### 7.2.8. Conexión del sensor de temperatura GY-906 MLX90614 mediante comunicación I<sup>2</sup>C

El sensor de temperatura GY-906 MLX90614 se conectó a la tarjeta Tiva C a través de la interfaz I<sup>2</sup>C, permitiendo una lectura digital precisa de la temperatura. La alimentación se realizó a través de las líneas de 5 V y GND, mientras que la comunicación se estableció mediante los pines PE4 (SCL) y PE5 (SDA) (tabla 8).

**Cuadro 8.** Asignación de pines para el sensor de temperatura GY906 MLX90614 y su conexión con la TIVA C

Sensor de Temperatura GY906 MLX90614			Número de pin TIVA C
Señal (módulo)	Señal (TIVA C)	Puerto MCU	Nº pin
GND	GND		22
VCC	5V		1
SCL	SCL	PE_4	5
SDA	SDA	PE_5	6

El buzzer pasivo de alarma se conectó a GND y a 3.3 V, y su control se realizó mediante el pin PA\_2 del microcontrolador. Se conectó el buzzer a la señal de control (PWM), lo que permitió ajustar tanto la frecuencia como la duración del tono de la alarma (tabla 9).

**Cuadro 9.** Asignación de pines para el control del buzzer pasivo de alarma

Buzzer Alarma	Número de Pin
GND	GND
VCC	3.3V
Control Buzzer	PA_2

### 7.2.9. Asignación de pines para controles de usuario e indicadores visuales

Los LED se conectaron con resistencias de  $330 \Omega$  en serie para limitar la corriente y proteger el microcontrolador. Los potenciómetros de tiempo y temperatura se utilizaron como divisores de voltaje para permitir una lectura analógica estable. Los botones de inicio y detención de la terapia se configuraron con resistencias de *pull-up*, lo que evitó estados indeterminados (tabla 10).

**Cuadro 10.** Relación entre los pines del microcontrolador y las funciones de entrada y salida, incluyendo botones de control, potenciómetros de ajuste e indicadores LED que reflejan el estado de la terapia

Función	Pines	Función	Pines
Botón Iniciar Terapia	PB_0	Led Encendido	PC_4
Botón Detener Terapia	PB_1	Led Precalentamiento	PC_5
Potenciómetro Tiempo	PD_2	Led Inicio de Terapia	PC_6
Potenciómetro Temperatura	PD_3	Led Terapia Apagada	PC_7

### 7.2.10. Conexión del electrodo bipolar al dispositivo

Se utilizó una Pinza bipolar bayoneta de 18 cm con punta recta de 1 mm (GIMA, Milan, Italy) (Figura 17), para la aplicación del tratamiento térmico localizado. Para la conexión al dispositivo, se instalaron *jacks* tipo banana en el chasis.

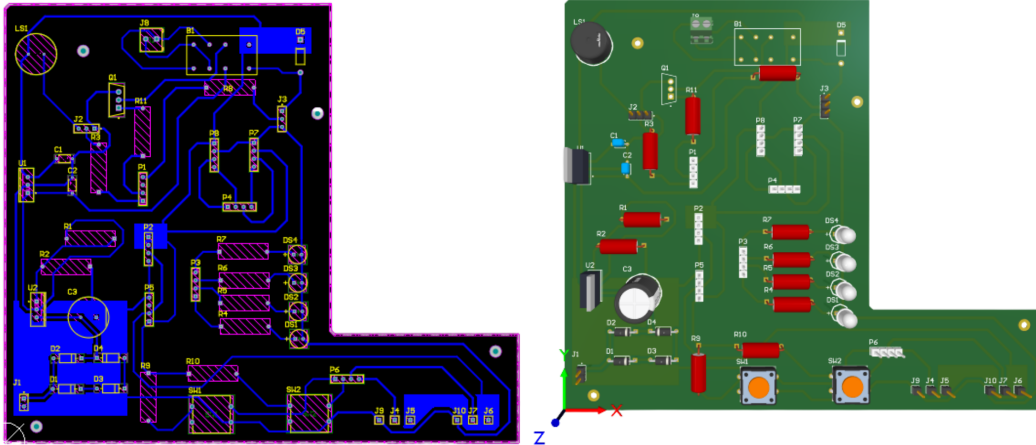


**Figura 17.** Pinza bipolar bayoneta de 18 cm con punta recta de 1 mm (GIMA, Milan, Italy) utilizada como electrodo para la aplicación del tratamiento térmico

### 7.3. Diseño y fabricación de PCB

La PCB se diseñó en *Altium Designer* (*Altium Limited, Australia*). Se utilizaron componentes *Through Hole (THT)* y todo el ruteo se realizó en la *Bottom Layer* (Figura 18).

El ancho de las pistas se definió de 30 y 40 mils. Debido al uso de polígonos de cobre, se definió un clearance de 0.8 mm. Se generaron los archivos Gerber de la *Top Layer*, *Bottom Layer* y *Keep Out Layer* para la fabricación.



**Figura 18.** Diseño final de la PCB en Altium Designer con ruteo en la capa inferior Y modelo 3D de la Placa

### 7.4. Code Composer

Se configuró un PWM a 30 kHz en PD0 con un ciclo de trabajo entre 10% y 85%, se generó pulsos de referencia en PF2 (2 Hz) y PA2 (10 Hz) para activar el relé y un buzzer pasivo respectivamente, así mismo se leyó dos potenciómetros en PD2/PD3 por medio del ADC para fijar el tiempo y la temperatura objetivo, y se mostró el estado en una pantalla OLED SSD1306 por I2C1. La temperatura de la terapia se midió con un sensor infrarrojo MLX90614 por I2C0 y se filtró antes de alimentar el controlador PI.

La lógica de estados se estructuró en cinco etapas: Inicio (Selección de parámetros para terapia), Pre calentamiento (cierre del lazo PI hasta alcanzar la temperatura objetivo), Calentamiento (mantenimiento de la temperatura con base en el sistema PI), Terapia Detenida y Terapia Finalizada. Con base en temporizador a 1 Hz se registró el tiempo de terapia y actualizó la pantalla en tiempo real (Anexos 13.1).

### 7.5. Diseño y fabricación de sistema mecánico

Se presenta el diseño y la fabricación del sistema mecánico del dispositivo, en donde se incluyen los soportes para el electrodo y los planos de las piezas del case. En esta sección se

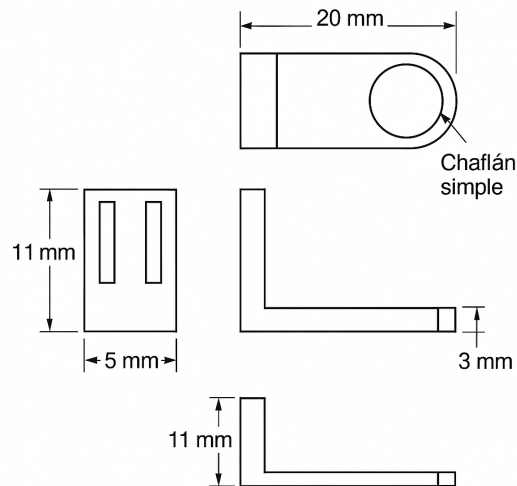
incluyen las consideraciones estructurales y geométricas tomadas en cuenta para asegurar un correcto acoplamiento de los componentes y el correcto funcionamiento del dispositivo.

### 7.5.1. Diseño de soportes para electrodo

El diseño del adaptador se realizó en el software Fusion 360 (Autodesk, Inc., California, USA), el fin del adaptador fue definir una separación precisa de 5 mm entre las puntas del electrodo (Figura 19). Esta distancia con el fin de mantener una distancia constante durante las mediciones y mantener una terapia aplicada constante.

El adaptador incluyó un espacio para adaptar el sensor de temperatura, ubicado a una altura de 5 mm respecto a las puntas del electrodo. El soporte fue una estructura en forma de “L”, un orificio circular para la adaptación del sensor y dos ranuras laterales que facilitan el acoplamiento en la pinza.

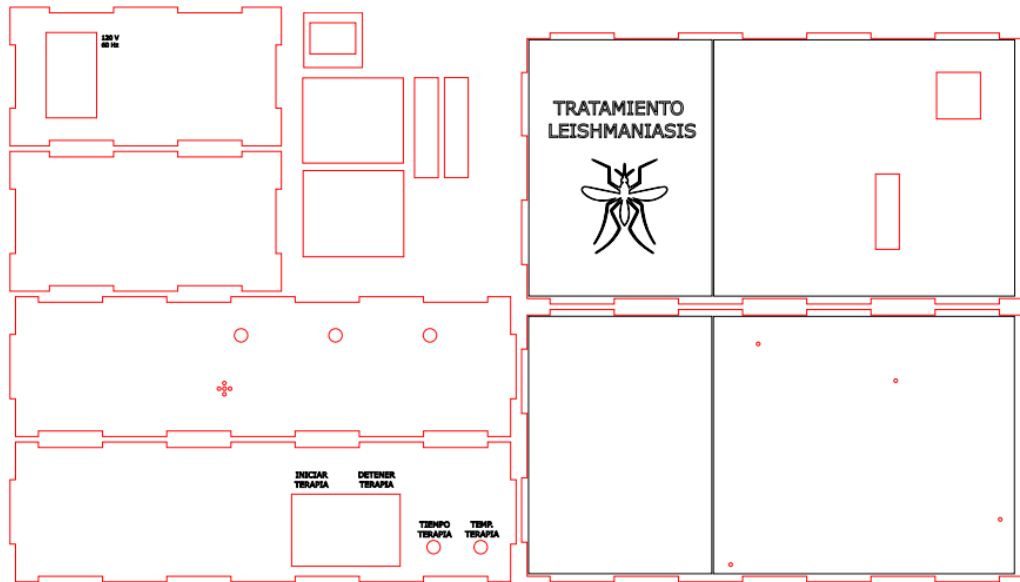
El modelo fue exportado en formato STL y fabricado en una impresora Ultimaker. Se usó filamento PLA con un espesor de de 0.04 mm y un patrón de *infill gyroid*.



**Figura 19.** Planos de soporte para la colocación del sensor de temperatura en la punta de la pinza

### 7.5.2. Planos de case de dispositivo

Los planos del case se elaboraron en el software Inkscape (Figura 20). En estos se definieron las dimensiones, orificios de montaje y ranuras necesarias para el ensamble del sistema. Las piezas fueron cortadas en MDF de 3.0 mm utilizando una cortadora láser *Universal Laser Systems*, lo que aseguró alta precisión en los bordes y un ajuste adecuado entre las secciones del case.



**Figura 20.** Diseño en plano del case del dispositivo para el tratamiento de la leishmaniasis. El color rojo corresponde al corte láser, mientras que el color negro grabado láser

## 7.6. Elaboración del Gel de Agar

Se utilizó una concentración de agar al 2% para la elaboración del material para simular la piel. Se pesó 1 g de agar y se disolvió en 50 mL de PBS. La mezcla se calentó y mezcló. Luego se vertió en cajas de petri, verificando que la solución fuera de aproximadamente 3 mm (Figura 21). Finalmente, se dejó solidificar a temperatura ambiente.



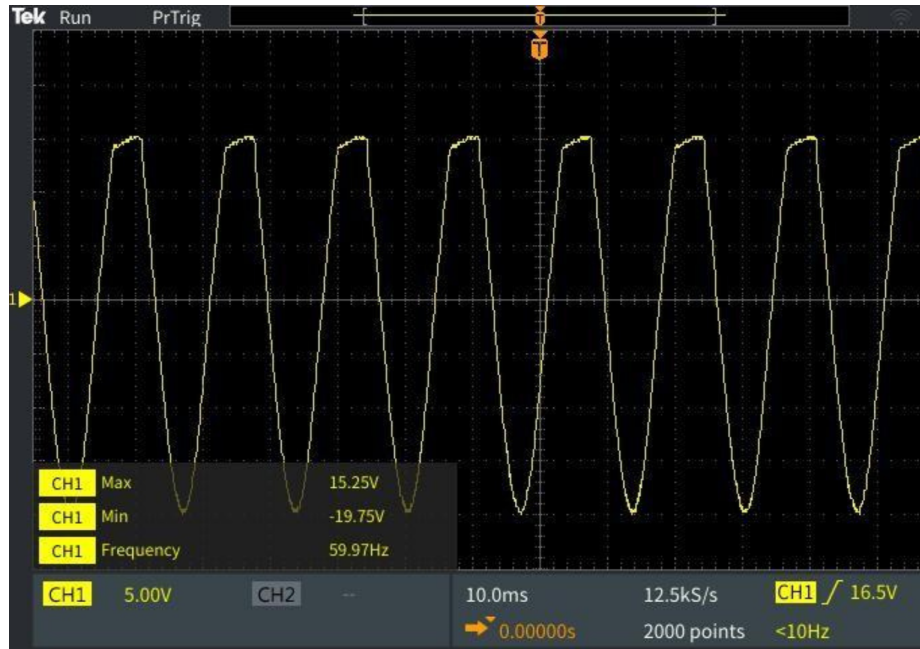
**Figura 21.** Preparación de agar al 2% en PBS vertido en placa de petri (altura de 3 mm) y solidificado a temperatura ambiente

### **8.1. Definición de parámetros**

El objetivo del presente trabajo fue diseñar y desarrollar un prototipo de un dispositivo térmico para el tratamiento de leishmaniasis cutánea generada por medio de energía de alta frecuencia. Para la construcción del dispositivo fue necesario determinar los principales parámetros de funcionamiento: voltaje (12.25 V), corriente (0.0122 A), una resistencia de 1000  $\Omega$  y una frecuencia de 30 kHz.

### **8.2. Transformación de voltaje**

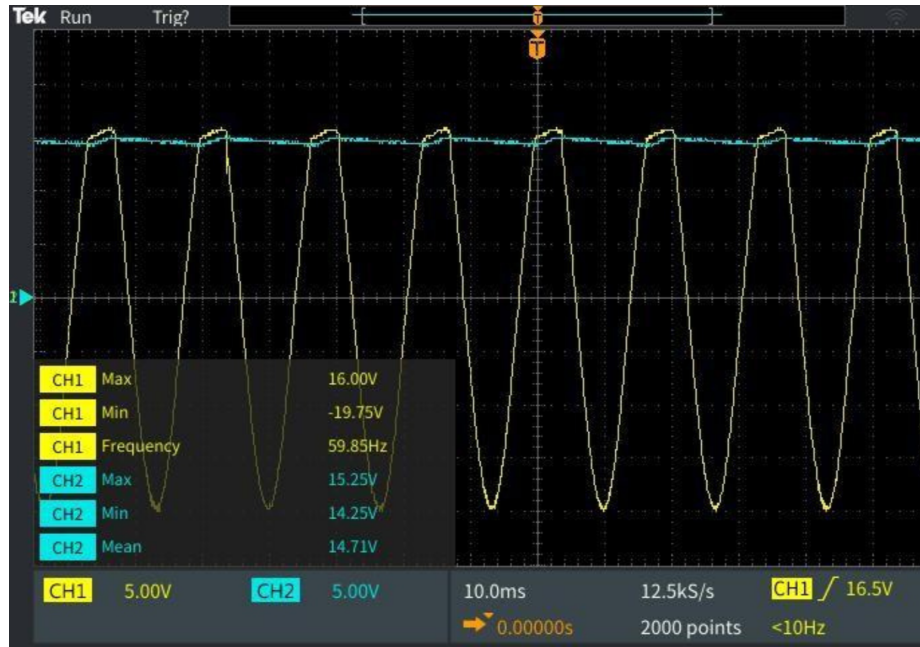
Se utilizó un transformador de voltaje para alimentar el circuito de potencia, el de amplificación y el circuito digital. Se logró transformar el voltaje de corriente eléctrica nominal en Guatemala (120 Vrms, 60 Hz) a un voltaje de 17.5 Vrms a una frecuencia de 60 Hz tal como se observa en la Figura 22



**Figura 22.** Transformación de voltaje mediante transformador de alimentación. La señal amarilla corresponde al voltaje de 120 Vrms a 60 Hz transformado a un voltaje de 17.5 Vrms a 60 Hz

### 8.3. Rectificación por medio del puente de diodos, filtrado y suavización de voltaje

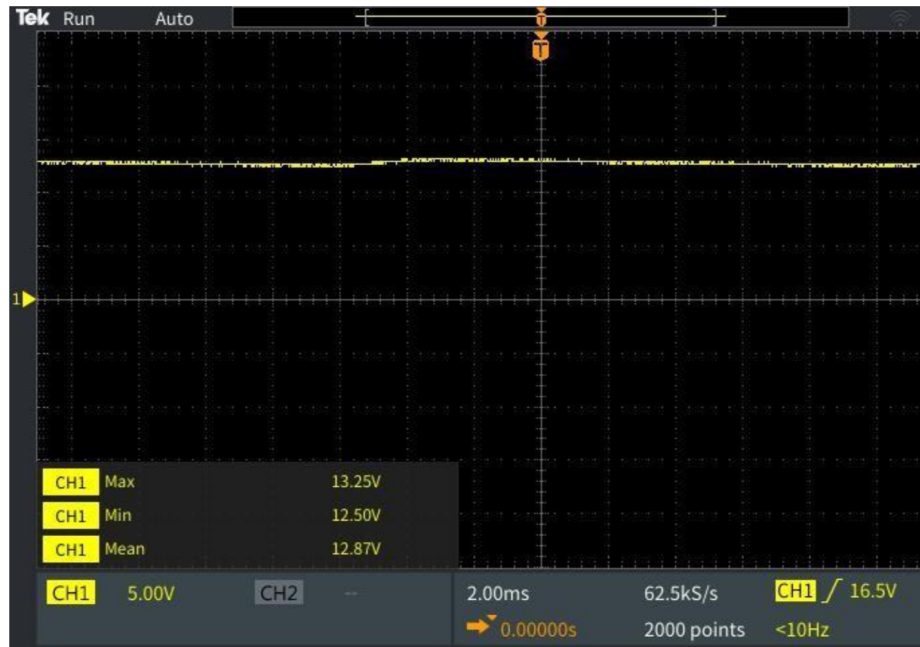
Se construyó un puente de diodos para convertir la señal de corriente alterna a una señal de corriente directa, pero con forma pulsante. De esta forma se tomó la onda completa y se rectificó la parte negativa, haciéndola así positiva permitiendo así aprovechar ambos semiciclos de la señal alterna. Así mismo se incluyó un capacitor electrolítico utilizado para poder suavizar esos pulsos y tener una señal “constante” de 14.71 V, la cual se puede observar en la Figura 23.



**Figura 23.** Rectificación por medio del puente de diodos, filtrado y suavización de Voltaje. La señal amarilla corresponde al voltaje de 120 Vrms a 60 Hz transformado a un voltaje de 17.5 Vrms a 60 Hz. La señal azul corresponde al voltaje DC suavizado con un valor promedio de 14.71 V

### 8.3.1. Regulación de voltaje 13 V

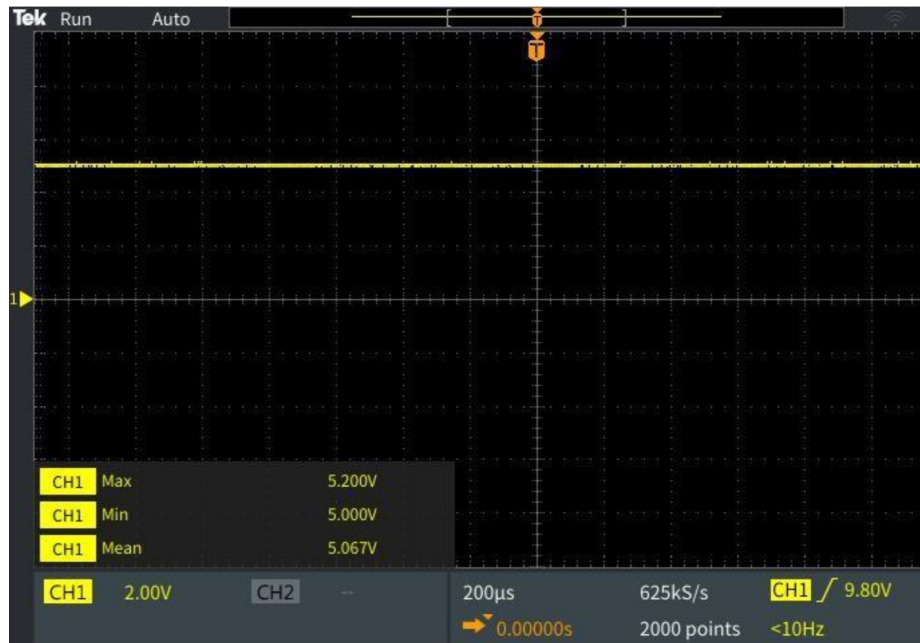
Se obtuvo una salida regulada de 12.87 V utilizando un regulador de voltaje LM317 tal como se observa en la Figura 24. La señal observada en el osciloscopio se mostró estable y continua sin variaciones significativas ni oscilaciones grandes. Mostrando así una correcta regulación del voltaje, este voltaje de alimentación fue utilizado para el circuito de potencia.



**Figura 24.** Señal de salida regulada a 12.87 V mediante un LM317. La señal amarilla corresponde al voltaje de salida estable del regulador del voltaje

### 8.3.2. Regulación de voltaje 5 V

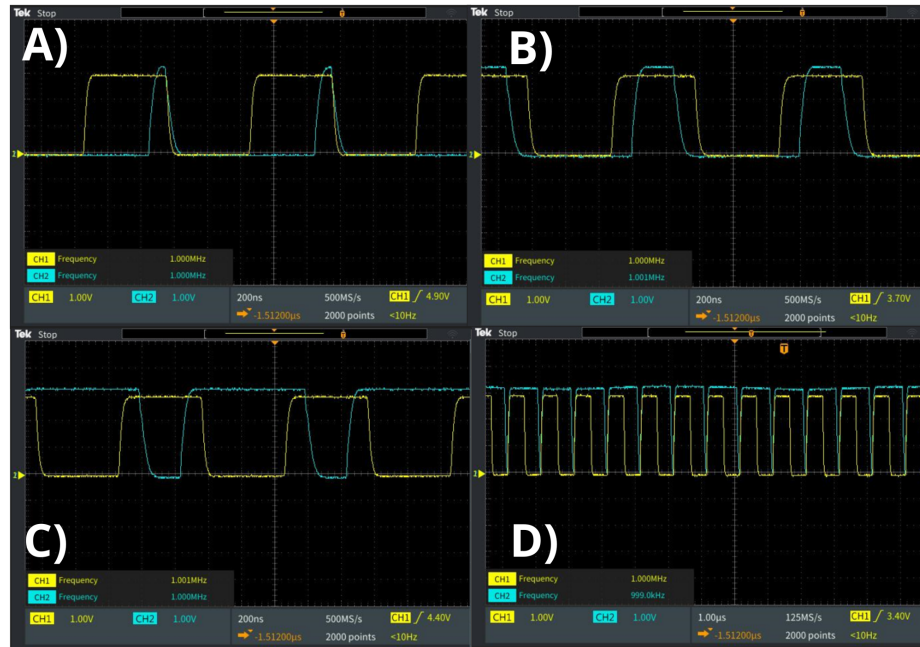
Se obtuvo una salida regulada en promedio de 5.07 V utilizando un regulador lineal L8805 tal como se observa en la Figura 25. La señal ingresada fue de 12.87 V, como resultado la señal observada en el osciloscopio se mostró estable. Mostrando así una correcta regulación del voltaje.



**Figura 25.** Señal de salida regulada a 5 V mediante un L7805. La señal amarilla corresponde al voltaje de salida estable del regulador del voltaje

## 8.4. Generación de PWM

Se generaron pulsos cuadrados a diferentes frecuencias con el microcontrolador Tiva™ C Series. Se determinó que la TIVA C podía generar pulsos cuadrados de hasta 1MHz. Se muestran los resultados del pulso cuadrado a frecuencia de 1 MHz variando el ciclo de trabajo de la señal a 10 %, 25 %, 75 % y 90 % en la figura 5. La señal obtenida y medida en el osciloscopio mostró una frecuencia de 1 MHz con una amplitud de 3.3 V. En comparación para referencia de la señal se midió un pulso de 3.3 V a una frecuencia de 1 MHz y un ciclo de trabajo de 50 % generada con el generador de funciones, tal como se muestra en la Figura 26.



**Figura 26.** Pulso de alta frecuencia generado con el microcontrolador Tiva C. La señal azul es la generada con la Tiva C, mientras que la señal amarilla es la señal generada con el generador de funciones a una frecuencia de 1 MHz amplitud de 3.3 V y ciclo de trabajo de 50%. A) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 10%. B) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 25%. C) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 75%. D) Frecuencia de 1 MHz y ciclo de trabajo de 90%

## 8.5. Funcionamiento de driver para amplificación de voltaje

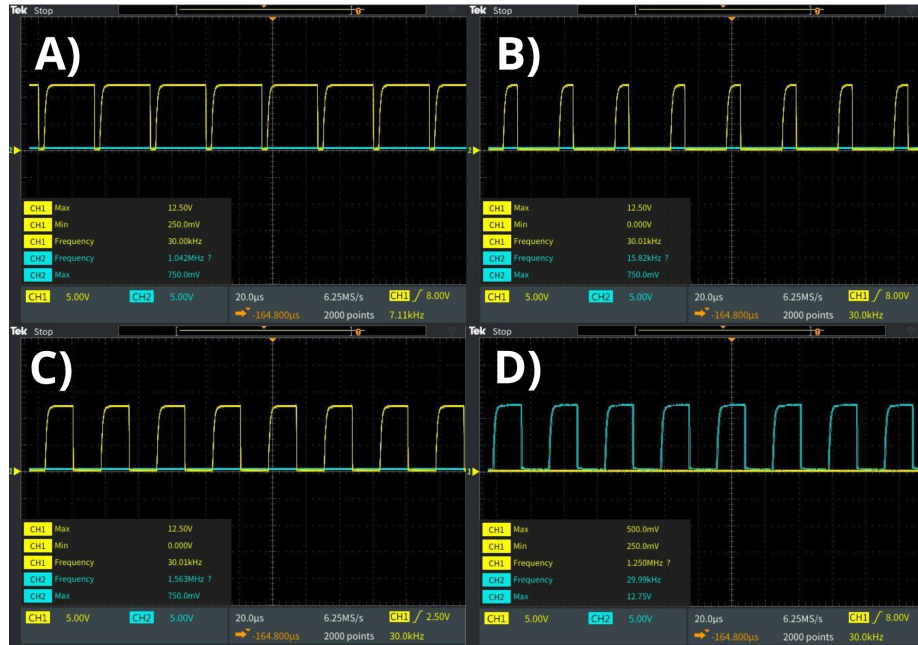
Se verificó el funcionamiento del driver con un MOSFET IRF540N a una frecuencia de 30 kHz, obteniéndose un voltaje máximo de 12V, como se muestra en la Figura 27.



**Figura 27.** Comparación entre la señal de control y la señal amplificada del driver con MOSFET IRF540N. La señal azul es la generada con la Tiva C con una frecuencia de 30 kHz y un voltaje de 3.3 V de amplitud y la señal amarilla es la generada con el amplificador de voltaje de amplitud de 12 V

## 8.6. Funcionamiento de circuito con relé para balanceo de cargas

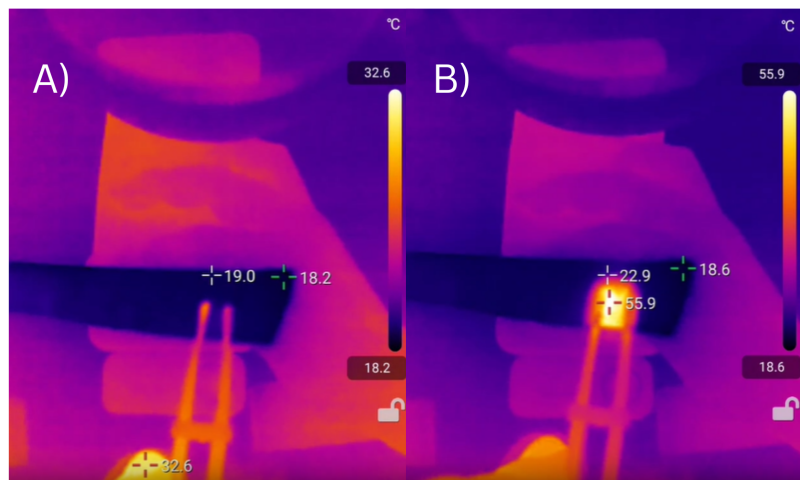
Se comprobó el funcionamiento realizado con un relé activado con el PWM de la Tiva C, y se aplicó el voltaje con una frecuencia de 30 kHz con un voltaje máximo de 12 V y un voltaje mínimo 0 V, tal como se muestra en la Figura 28.



**Figura 28.** Comportamiento del circuito con relé activado mediante señal PWM de la Tiva C para balanceo de cargas. A) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 90 %. B) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 10 %. C) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 50 %, aplicando la polaridad en un sentido. D) Frecuencia de 30 kHz y ciclo de trabajo de 50 %, aplicando la polaridad en otro sentido

## 8.7. Verificación de efecto térmico con relé

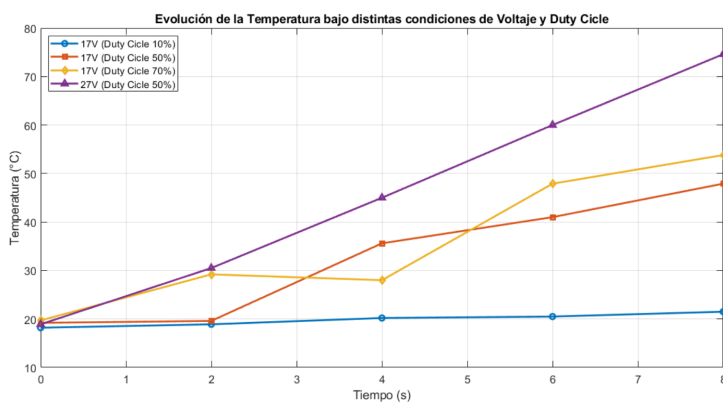
Se aplicó el voltaje por medio de la fase de potencia para verificar el funcionamiento del circuito y se observó que la corriente eléctrica calentó la agarosa, el cual es el material que simula la piel, elevando la temperatura de 19 °C a 55.9 °C, lo cual se comprueba en la Figura 29.



**Figura 29.** Verificación del efecto térmico en el gel de agarosa mediante calentamiento eléctrico. A) Temperatura inicial en gel de agarosa. B) Temperatura elevada en gel de agarosa durante prueba

### 8.8. Verificación de efecto de ciclo de trabajo en energía térmica aplicada

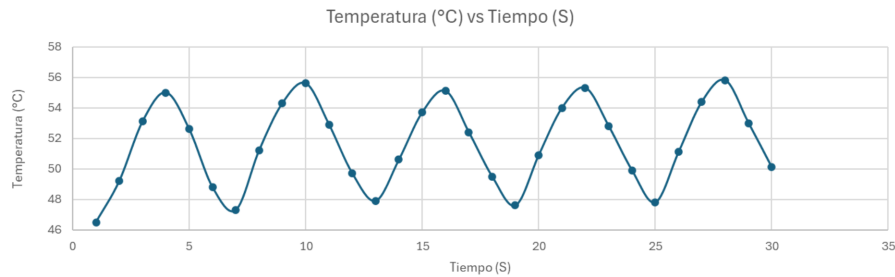
Se comprobó que la variación del ciclo de trabajo fue funcional. Durante un lapso de 8 segundos, con valores de 10 %, 50 % y 70 %, se observó que a mayor ciclo de trabajo el calor aplicado al tejido fue mayor, mientras que con valores bajos se mantuvo constante o con mínimas variaciones, lo cual se ilustra gráficamente en la Figura 30.



**Figura 30.** Gráfica de dispersión de temperatura vs tiempo. Se observa el efecto térmico de la corriente al realizar variaciones en el ciclo de trabajo de la señal aplicada durante 8 segundos

## 8.9. Validación del sistema de control

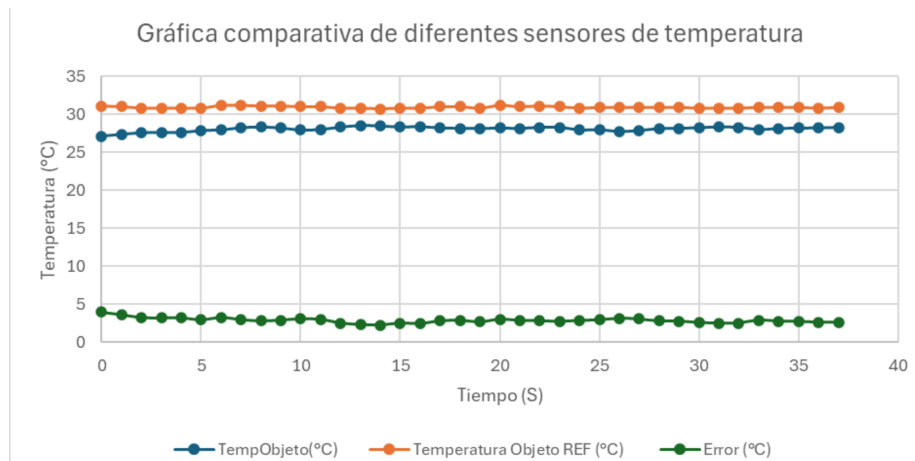
Se realizó la calibración y validación del sistema de control de temperatura usando un controlador proporcional-integral (PI) tal como se observa en la Figura 31. Se buscó evaluar la respuesta térmica del sistema ante variaciones del ciclo de trabajo aplicadas a la corriente de calentamiento.



**Figura 31.** Gráfica de dispersión de temperatura vs tiempo. Se observa el efecto del sistema de control en el efecto térmico de la corriente al realizar variación del ciclo de trabajo

## 8.10. Calibración de sensor de temperatura

Se verificó la diferencia entre el sensor de temperatura infrarrojo Fluke y el sensor de temperatura MLX90614 tomando como referencia el sensor de temperatura fluke. Se determinó que el sensor de temperatura MLX90614 presentó un error promedio de  $\approx 2.87 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0.35 \text{ }^\circ\text{C}$ , lo cual se puede observar en la Figura 32.



**Figura 32.** Comparación de lecturas entre los sensores de temperatura Fluke y MLX90614. La gráfica muestra la diferencia entre las mediciones obtenidas con ambos sensores. El sensor Fluke se utilizó como referencia, mientras que el sensor MLX90614 presentó un error promedio de 2.87 °C manteniendo una tendencia estable durante el tiempo de medición

## 8.11. Diseño Mecánico

Se presentan los componentes mecánicos fabricados mediante impresión 3D y corte láser, así como los componentes electrónicos ensamblados, incluyendo los soportes para el electrodo y las piezas que conforman el case.

### 8.11.1. Soporte para sensor de temperatura

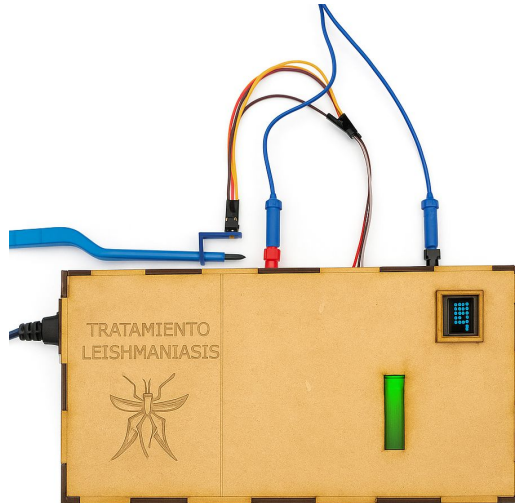
Se muestra el soporte diseñado para la colocación del sensor de temperatura en la punta de la pinza. La pieza fue fabricada en PLA mediante impresión 3D con una resolución de 0.04 mm y un patrón de *infill gyroid* obteniendo un acabado uniforme tal como se muestra en Figura 33. El soporte cuenta con una estructura en forma de "L", un orificio circular para el montaje del sensor y dos ranuras laterales que facilitan su ajuste y acoplamiento en la pinza.



**Figura 33.** Soporte impreso en 3D para la colocación del sensor de temperatura en la punta de la pinza. La pieza fue fabricada en PLA con una resolución de 0.04 mm. Se observan el orificio circular destinado al montaje del sensor y las ranuras laterales para el ajuste y sujeción en la estructura de la pinza

### 8.11.2. Encapsulado del dispositivo

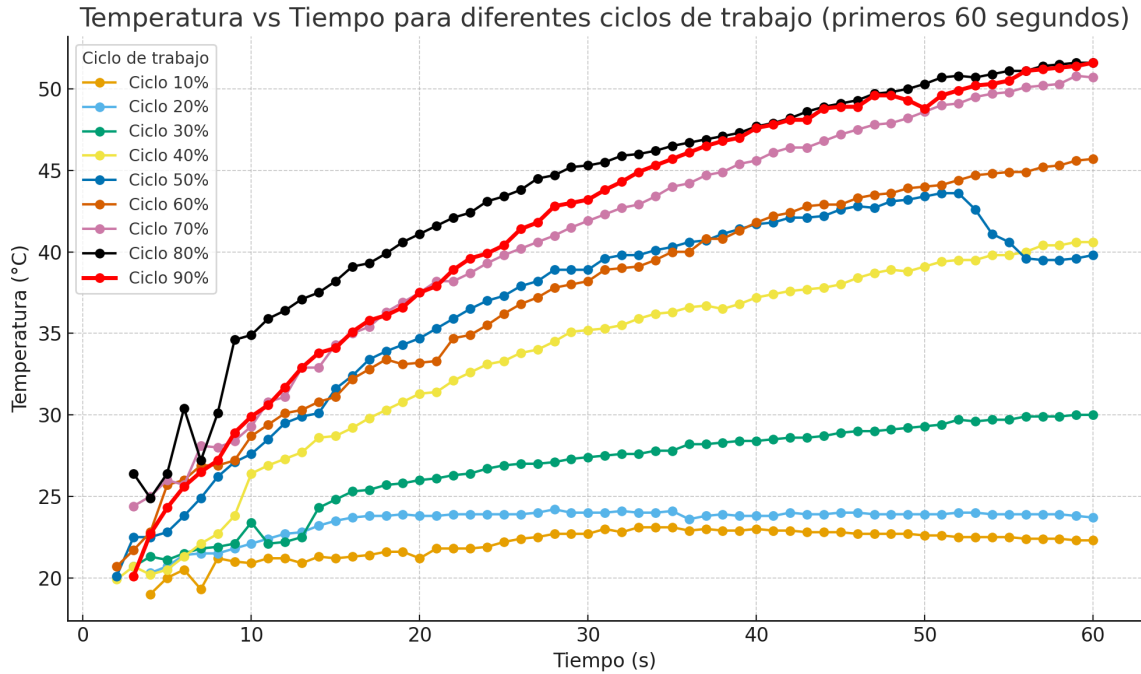
En la Figura 34 se presenta la versión final del dispositivo encapsulado. El case fabricado en MDF contiene todos los componentes mecánicos y electrónicos, brindando protección y una distribución ordenada. Así mismo, se observan las conexiones externas para los electrodos y el sensor de temperatura, así como la ventana para el módulo de visualización.



**Figura 34.** Se muestra la versión final del dispositivo encapsulado. Ensamble completo de las partes mecánicas y los componentes electrónicos. El case contiene las conexiones para los electrodos y el sensor de temperatura, así como la ventana destinada al módulo de visualización y la ventana para la configuración de los parámetros de terapia

## 8.12. Efecto del ciclo de trabajo en el comportamiento térmico del sistema

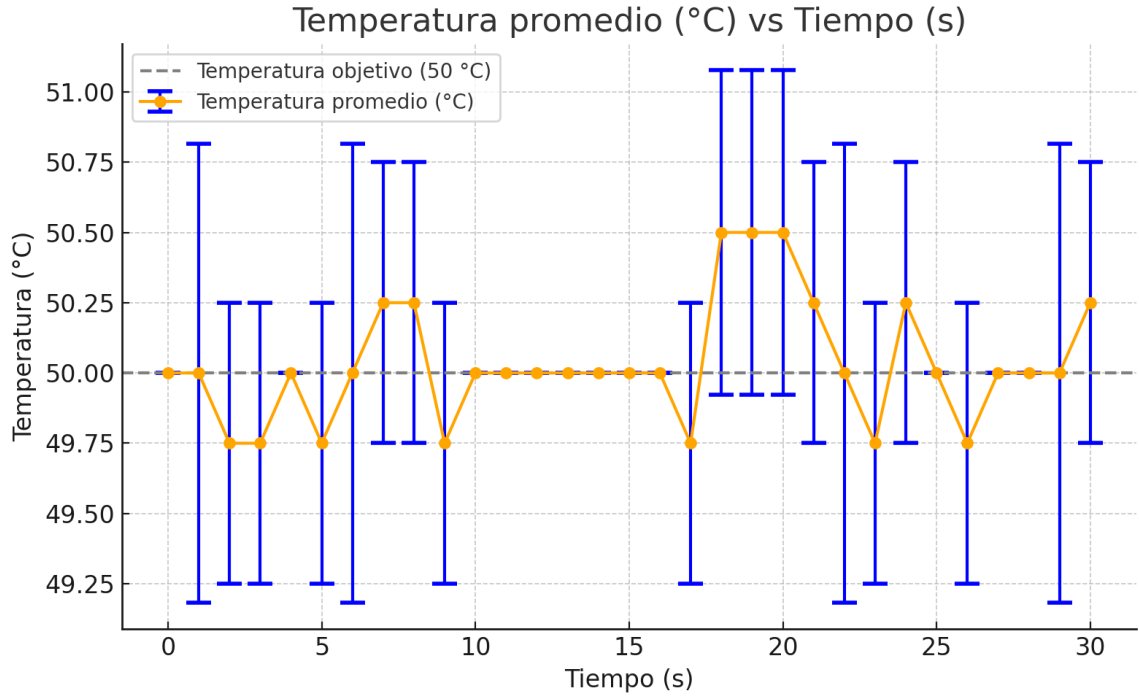
Se analizó el efecto del ciclo de trabajo del modulador PWM sobre el comportamiento térmico del sistema. Para determinar cómo la variación del porcentaje de activación influye en la temperatura alcanzada por el sistema. La Figura 35 presenta las curvas de temperatura en función del tiempo para distintos ciclos de trabajo. Además, se observa que conforme aumenta el ciclo de trabajo, la tasa de calentamiento incrementa, debido a la corriente promedio aplicada, lo cual se observa en pendientes más pronunciadas y temperaturas finales más elevadas para los ciclos de trabajo superiores.



**Figura 35.** Temperatura vs. tiempo para diferentes ciclos de trabajo (primeros 60 segundos). Se observa que al aumentar el ciclo de trabajo del PWM, la temperatura del sistema incrementa progresivamente, alcanzando valores más altos para el 90 %, lo que evidencia una mayor disipación térmica asociada a la potencia aplicada

### 8.13. Sistema de control PI aplicado a terapia a gel de agarosa

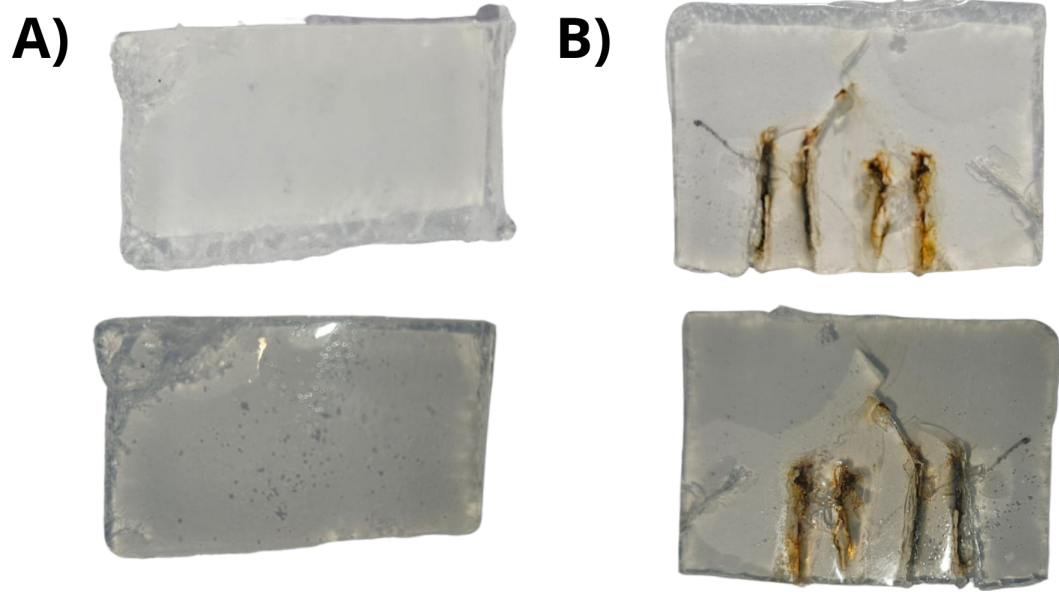
Para evaluar el desempeño del sistema de control PI utilizando  $K_p$  (0.12) y  $K_i$  (0.06) durante la aplicación de la terapia térmica, se registró la evolución de la temperatura en el gel de agarosa. Durante este periodo de tiempo, el ciclo de trabajo se encontró en su mayoría entre 30% y 35%. La Figura 36 muestra la respuesta promedio del sistema con sus respectivas barras de error. Se observa que el sistema mantiene la temperatura cercana al valor objetivo de 50 °C durante 30 segundos y el sistema cuenta con ciertas oscilaciones alrededor del *setpoint*.



**Figura 36.** Gráfico de temperatura promedio (°C) vs Tiempo (s), donde se aplica el sistema de control PI. El promedio mostrado en cada punto corresponde a  $n=3$  repeticiones del experimento. El gráfico incluye barras de error y una línea de referencia a 50 °C

### 8.14. Efecto de la terapia en el gel

A continuación, se comparan las condiciones del gel antes y después de aplicar el sistema de control PI. Esta comparación permite visualizar los efectos térmicos generados por la corriente sobre el material (Figura 37). En A) se observa el gel de agarosa previo a la aplicación de la terapia, donde el material presentaba una distribución uniforme y una coloración uniforme. Por otro lado en B) se puede observar que en la ubicación en la que se colocaban los electrodos se generó una reacción de oxidación, lo que generó la aparición de tonalidades verdes en ciertas áreas, así como colores naranjas o amarillentos. Durante la aplicación de la corriente, en la fase de precalentamiento como en la fase de calentamiento en el área de contacto entre el electrodo y el gel se formaron burbujas y cambio de color tal como se describió anteriormente.



**Figura 37.** Comparación visual de las muestras después de la aplicación de terapia. En la fase de precalentamiento se tuvo elevó la temperatura desde 22 °C hasta 50 °C. En la fase de calentamiento se tuvo una temperatura de aproximadamente 50 °C, durante 30 segundos. A) Se muestra el gel de agar antes de la terapia B) Se observa el comportamiento del gel de agar tras el proceso experimental

En el presente trabajo de graduación se buscó desarrollar un prototipo de terapia térmica para poder tratar úlceras de leishmaniasis cutánea. Para esto se diseñó un circuito eléctrico con varias fases, generación de un pulso de alta frecuencia, darle una amplificación de potencia a estos pulsos, aplicar la corriente eléctrica de manera efectiva y así elevar la temperatura térmica cutánea y circuito de control de temperatura.

Se seleccionó la Tiva C como microcontrolador del proyecto sobre Arduino u otros microcontroladores debido a su alta capacidad en el manejo de señales de alta frecuencia y en la precisión del PWM. La Tiva C cuenta con un microcontrolador ARM Cortex-M4 con una frecuencia de reloj de 80 MHz y capaz de generar un PWM con una resolución de 16 bits [69], lo que permite una modulación de ciclo de trabajo más precisa y estable en altas frecuencias (Figura 26). En comparación con otros microcontroladores Arduino basados en AVR los cuales ofrecen una resolución de 8 bits para el PWM, lo que limita la precisión del control. Por lo tanto se determinó que la TIVA C era el microcontrolador adecuado para modular el ciclo de trabajo del efecto termico ya que esta fue la variable con la que se basó el control PI.

Se definió la utilización del MOSFET IRF540N como elemento de conmutación principal en la etapa de potencia, debido a sus características de conmutación rápida y a su baja resistencia en conducción ( $R_{DS(on)}$ ). Debido a que el IRF540N presenta una elevada velocidad de conmutación, evita la aparición de slow-rate a frecuencias de operación altas, 30 kHz (Figura 27). el IRF540N permite una transferencia eficiente de energía y una disipación térmica reducida, asegurando una respuesta estable.

Se demostró que el sistema desarrollado fue capaz de generar los pulsos eléctricos de una frecuencia de 30 kHz, con un voltaje promedio de 12.5 V de manera bifásica, logrando transferir la energía térmica para elevar la temperatura del agar (tejido simulado) de 19 °C hasta 55.9 °C en menos de 1 minuto, Figura 29. Por lo que se confirma que los parámetros

establecidos de transferencia de calor (Ecuación 1) fueron adecuados para estimar la energía necesaria y realizar aproximaciones efectivas [70]. La temperatura alcanzada se encuentra justo en el rango terapéutico reportado para la eliminación del parásito leishmaniasis dentro de 50 °C y 55 °C dentro de la lesión cutánea [4].

Se observó que el sensor de temperatura MLX90614 presentaba una discrepancia de 2.87 °C y una desviación estándar de 0.35 °C en las mediciones con respecto al sensor de referencia de temperatura infrarrojo *Fluke* TC01A por lo que se añadió un offset de 2.87 °C en la programación del dispositivo. Esta variación puede darse debido a la reflectancia del entorno, geometría del objeto e incluso el color, ya que al ser un sensor infrarrojo esto puede afectar la exactitud [71]. Sin embargo, no fue recomendado utilizar un sensor termopar de contacto ya que esto puede generar una redirección de la corriente generando lesiones o incluso generando un daño al dispositivo, como recomendación para futuros trabajos se incluye diseñar una punta que incluya la medicación de temperatura por contacto térmico aislado.

Se analizó el efecto del ciclo de trabajo del dispositivo PWM sobre el comportamiento térmico del tejido sin la intervención del control de temperatura. Se mostró que, al incrementar el ciclo de trabajo, la temperatura del gel aumenta progresivamente debido al incremento de la corriente eficaz (RMS) y la temperatura comportándose a un modelo exponencial. Este aumento de corriente produce una mayor disipación de potencia en el elemento resistivo (gel), lo que demuestra las elevaciones de temperatura observadas en los ciclos de trabajo más altos (80 % y 90 %) (Figura 35). Además, debido a que el sistema aplica una señal bifásica, se mantiene un balance neto de carga igual a cero, evitando la acumulación de corriente directa en el tejido. Este comportamiento muestra la relación directa entre la potencia promedio entregada y la respuesta térmica del sistema.

En la Figura 31 se observa que la temperatura generada por el sistema presentó oscilaciones debido a los valores actuales de  $K_p$  (0.5) y  $K_i$  (0.75) del sistema de control Proporcional-Integral (PI). Estas constantes generan un efecto de amortiguamiento (damping) en la normalización de la temperatura. Por lo que para obtener una respuesta con una mayor linealización para poder minimizar las oscilaciones. Con ajuste de *Ziegler-Nichols* se podría mejorar la estabilidad térmica y obtener la respuesta controlada al Aumentar experimentalmente el valor de  $K_p$  [72].

Al Ajustar los valores de  $K_p$  y  $K_i$  según el Ajuste de *Ziegler-Nichols* a respectivamente 0.12 y 0.06. Se logró mantener un control de la temperatura más efectivo sin tantas oscilaciones, tal como se puede observar en la Figura 36.

Durante las pruebas experimentales se observó un desgaste progresivo en las puntas metálicas del electrodo, así mismo acompañado de burbujas en el gel de agarosa en la zona de contacto (Figura 37). Este desgaste y generación de burbujas puede generarse debido a reacciones electroquímicas ocurridas en la interacción metal (electrodo)-gel (simulación del material), por la presencia de agua y electrolitos en el medio [73]. Por lo que la aplicación continua de pulsos eléctricos de alta frecuencia podría haber inducido procesos de electrólisis, liberando gases como hidrógeno y oxígeno. Así mismo variaciones de pH y cambios de temperatura pudieron acelerar la corrosión y degradación del electrodo metálico (Figura 37). El material de la pinza bipolar utilizada es acero inoxidable, el cual no es adecuado para ciclos térmicos debido a su inestabilidad. Por ello, se recomienda emplear materiales

metálicos con una capa electrónica más estable e inerte en la punta, como el oro, el platino o el cobalto.

Las últimas pruebas se vieron afectadas debido a que los electrodos se oxidaron y se lijaron para poder eliminar la corrosión, lo cual generó que se perdiera el recubrimiento y se tuvo deformación en la punta afectando la forma de distribuirse la corriente e incluso generando daño mecánico en el tejido.

El objetivo principal del proyecto fue diseñar y desarrollar un prototipo de dispositivo térmico basado en energía de alta frecuencia para el tratamiento de la leishmaniasis cutánea, capaz de generar y mantener una temperatura mediante un sistema de control digital. Por medio del diseño de un circuito funcional capaz de entregar alta frecuencia, se logró demostrar la viabilidad de implementar un sistema de calentamiento controlado que utiliza pulsos bifásicos de alta frecuencia para producir calor localizado.

El desarrollo del circuito analógico y digital con el MOSFET IRF540N, Relé y Tiva C, demostró poder aplicar una corriente eléctrica capaz de generar calor térmico de la piel por medio del efecto Joule y generar temperaturas dentro del rango terapéutico (50–55 °C) y puede ser modulada por medio del ciclo de trabajo de la onda. La integración del control proporcional-integral (PI) permitió regular la temperatura con una respuesta dinámica estable, logrando elevar la temperatura desde 20 °C hasta 55 °C usando valores de  $K_p$  (0.12) y  $K_i$  (0.06) según el ajuste de la metodología de *Ziegler-Nichols*. Asimismo, la calibración del sensor MLX90614 con respecto a el sensor Fluke TC01A, ajustando el offset de 2.87 °C garantizó mediciones confiables y precisas, mejorando la capacidad de control térmico del sistema.

Se logró, por medio de una placa PCB, la unificación del sistema para generar un sistema integrado y amigable con el paciente y usuario. Así mismo se realizaron diferentes adaptaciones por medio de diversas piezas fabricadas en 3D para definir un espacio constante en el área en donde se aplicó la terapia y un adaptador para colocar el sensor de temperatura en una posición estratégica a 5 mm del tejido, la cual permite un mapeo adecuado del área donde se aplica la terapia. Así mismo se agregaron indicadores visuales y auditivos útiles para verificar el funcionamiento del dispositivo. Así mismo se diseñó un sistema mecánico funcional para el usuario en donde puede modificar ciertos parámetros de la terapia y se logró que el sistema es funcional con corriente eléctrica nominal de 120V y 60 Hz, de Guatemala.

Se determinó que el uso del gel de agarosa cumplió su función para simular las condiciones térmicas de la piel humana, logrando una distribución homogénea del calor, permitiendo evaluar la distribución del calor y validar la respuesta térmica del sistema. Los resultados

confirmaron que el calentamiento sigue un comportamiento exponencial típico de los sistemas térmicos. Sin embargo, durante las pruebas se observó la formación de burbujas y de corrosión en los electrodos en las zonas de contacto con el gel.

El prototipo desarrollado cumplió con los objetivos planteados, con ciertos ajustes en el sistema de potencia y ajustes en los electrodos en el trabajo futuro es posible implementar una solución accesible y efectiva para la aplicación de terapias térmicas basadas en alta frecuencia. El proyecto contribuyó al avance del conocimiento en el diseño de un dispositivos biomédicos de bajo costo, con potencial impacto en el tratamiento de la leishmaniasis cutánea en regiones con recursos limitados.

- Se recomienda desarrollar una interfaz digital que registre la evolución térmica, tiempo de exposición y parámetros eléctricos en una base de datos. Para llevar un registro adecuado de los procedimientos realizados y un control médico adecuado.
- Se recomienda iniciar con estudios *in vitro*, para evaluar las respuestas celulares epiteliales frente al calentamiento localizado y verificar la eficiencia biológica de la terapia de calentamiento localizado en la eliminación del parásito. Luego se recomienda el uso de un *organ on a chip*, para obtener condiciones del entorno fisiológico y analizar la eficacia y posibles efectos de la terapia en condiciones más reales al tejido. Al comprobar la seguridad en los modelos *in vitro*, se recomienda realizar evaluaciones en voluntarios sanos, bajo el acompañamiento de un médico para verificar el correcto funcionamiento del dispositivo. Finalmente, se deben de realizar ensayos clínicos en pacientes, igualmente bajo acompañamiento de un médico para validar la eficacia del tratamiento térmico localizado para la eliminación del parásito.
- Para trabajos futuros se recomienda comparar la eficacia del calentamiento por alta frecuencia del dispositivo diseñado con otros métodos de calentamiento comerciales como lo es el dispositivo *ThermomedTM* evaluando la eficiencia energética, uniformidad térmica y percepción del dolor en el paciente
- Se recomienda la elaboración de puntas mejoradas para la terapia térmica, diseñadas con una mayor área de contacto para optimizar la transferencia de calor hacia el tejido y asegurar una distribución térmica uniforme y disminuir la densidad de corriente aplicada en el área de contacto del electrodo. Así mismo que incluya un sensor por contacto en las puntas. Este diseño debe de realizarse con materiales altamente conductores y resistentes al desgaste, así mismo que sean de bajo costo y desechables o disponibles para esterilizar. Esto con el fin de eliminar la corrosión.

- 
- [1] E. Torres-Guerrero, M. R. Quintanilla-Cedillo, J. Ruiz-Esmenjaud y R. Arenas, «Leishmaniasis: a review,» *F1000Research*, vol. 6, pág. 750, mayo de 2017, ISSN: 2046-1402. DOI: 10.12688/f1000research.11120.1.
  - [2] R. A. Bumb y A. R. Satoskar, «Radiofrequency-induced heat therapy as first-line treatment for cutaneous leishmaniasis,» *Expert Review of Anti-infective Therapy*, vol. 9, págs. 623-625, 6 jun. de 2011, ISSN: 1478-7210. DOI: 10.1586/eri.11.50.
  - [3] H. J. C. de Vries y H. D. Schallig, «Cutaneous Leishmaniasis: A 2022 Updated Narrative Review into Diagnosis and Management Developments,» *American Journal of Clinical Dermatology*, vol. 23, págs. 823-840, 6 nov. de 2022, ISSN: 1175-0561. DOI: 10.1007/s40257-022-00726-8.
  - [4] A. H. Siadat, F. Iraj, A. Zolfaghari, S. Shariat y S. B. Jazi, «Heat therapy for cutaneous leishmaniasis,» *Journal of Research in Medical Sciences*, vol. 26, pág. 15, 1 ene. de 2021, ISSN: 1735-1995. DOI: 10.4103/jrms.JRMS\_934\_19.
  - [5] B. M. Valencia et al., «Novel Low-Cost Thermotherapy for Cutaneous Leishmaniasis in Peru,» *PLoS Neglected Tropical Diseases*, vol. 7, n.º 5, e2196, 2013, ISSN: 1935-2735. DOI: 10.1371/journal.pntd.0002196.
  - [6] F. A. Neva, E. A. Petersen, R. Corsey, D. H. Bogaert y D. Martinez, «Observations on Local Heat Treatment for Cutaneous Leishmaniasis,» *The American Journal of Tropical Medicine and Hygiene*, vol. 33, págs. 800-804, 5 sep. de 1984, ISSN: 0002-9637. DOI: 10.4269/ajtmh.1984.33.800.
  - [7] A. Jabbar y N. Junaid, «Treatment of Cutaneous Leishmaniasis with Infrared Heat,» *International Journal of Dermatology*, vol. 25, págs. 470-472, 7 sep. de 1986, ISSN: 0011-9059. DOI: 10.1111/j.1365-4362.1986.tb03460.x.
  - [8] H. Aram y V. Leibovici, «Ultrasound-induced hyperthermia in the treatment of cutaneous leishmaniasis.,» *Cutis*, vol. 40, págs. 350-3, 4 oct. de 1987, ISSN: 0011-4162.

- [9] G. Sadeghian, M. A. Nilfroushzadeh y F. Irají, «Efficacy of local heat therapy by radiofrequency in the treatment of cutaneous leishmaniasis, compared with intralesional injection of meglumine antimoniate,» *Clinical and Experimental Dermatology*, vol. 32, págs. 371-374, 4 jul. de 2007, ISSN: 0307-6938. DOI: 10.1111/j.1365-2230.2007.02405.x.
- [10] DermatoTherma, *The Technology – CLARA Device*, 2023. dirección: <https://www.dermatotherma.com/the-technology>.
- [11] L. López, C. Cruz, G. Godoy, S. M. Robledo e I. D. Vélez, «Thermotherapy effective and safer than miltefosine in the treatment of cutaneous leishmaniasis in Colombia,» English, *Revista do Instituto de Medicina Tropical de São Paulo*, vol. 55, n.º 3, págs. 197-204, 2013, ClinicalTrials.gov/NCT00471705, ISSN: 1678-9946. DOI: 10.1590/S0036-46652013000300011.
- [12] Y. Lopez, B. Arana, N. Rizzo, E. Duran, Á. Acosta-Serrano y R. Mendizabal-Cabrera, «A neglected among the neglected: a review of cutaneous leishmaniasis in Guatemala,» *Transactions of The Royal Society of Tropical Medicine and Hygiene*, vol. 117, págs. 609-616, 9 sep. de 2023, ISSN: 0035-9203. DOI: 10.1093/trstmh/trad024.
- [13] I. Pérez, E. Durán, F. Pérez, M. L. Trueba y R. Mendizábal-Cabrera, «Recomendaciones para el fortalecimiento del control de la leishmaniasis cutánea en Guatemala,» Organización Panamericana de la Salud, inf. téc., 2020.
- [14] R. Mendizábal-Cabrera, I. Pérez, V. B. Montekio, F. Pérez, E. Durán y M. L. Trueba, «Cutaneous leishmaniasis control in Alta Verapaz (northern Guatemala): evaluating current efforts through stakeholders' experiences,» *Infectious Diseases of Poverty*, vol. 10, pág. 61, 1 dic. de 2021, ISSN: 2049-9957. DOI: 10.1186/s40249-021-00842-3.
- [15] Pan American Health Organization, «Leishmaniasis: Epidemiological report on the Region of the Americas,» PAHO, Washington, D.C., inf. téc. 13, dic. de 2024, Available from: <https://iris.paho.org/handle/10665.2/51742>. dirección: <https://iris.paho.org/handle/10665.2/51742>.
- [16] L. F. Oliveira et al., «Systematic review of the adverse effects of cutaneous leishmaniasis treatment in the New World,» *Acta Tropica*, vol. 118, págs. 87-96, 2 mayo de 2011, ISSN: 0001706X. DOI: 10.1016/j.actatropica.2011.02.007.
- [17] M. J. Moncada-Díaz, C. C. Rodríguez-Almonacid, E. Quiceno-Giraldo, F. T. H. Khuong, C. Muskus y Z. N. Karamysheva, «Molecular Mechanisms of Drug Resistance in Leishmania spp.,» *Pathogens*, vol. 13, pág. 835, 10 sep. de 2024, ISSN: 2076-0817. DOI: 10.3390/pathogens13100835.
- [18] I. M. Lobo et al., «Heat therapy for cutaneous leishmaniasis elicits a systemic cytokine response similar to that of antimonial (Glucantime) therapy,» *Transactions of the Royal Society of Tropical Medicine and Hygiene*, vol. 100, págs. 642-649, 7 jul. de 2006, ISSN: 00359203. DOI: 10.1016/j.trstmh.2005.08.011.
- [19] J. C. Vega et al., «The efficacy of thermotherapy to treat cutaneous leishmaniasis in Colombia: a comparative observational study in an operational setting,» *Transactions of the Royal Society of Tropical Medicine and Hygiene*, vol. 103, págs. 703-706, 7 jul. de 2009, ISSN: 00359203. DOI: 10.1016/j.trstmh.2008.10.039.
- [20] E. Proksch, J. M. Brandner y J.-M. Jensen, «The skin: an indispensable barrier,» *Experimental Dermatology*, vol. 17, págs. 1063-1072, 12 dic. de 2008, ISSN: 0906-6705. DOI: 10.1111/j.1600-0625.2008.00786.x.

- [21] S. Brito, M. Baek y B.-H. Bin, «Skin Structure, Physiology, and Pathology in Topical and Transdermal Drug Delivery,» *Pharmaceutics*, vol. 16, pág. 1403, 11 oct. de 2024, ISSN: 1999-4923. DOI: 10.3390/pharmaceutics16111403.
- [22] A. Press, «Skin,» en *Active Peptides for Skin Care*, W. Ding, ed. Elsevier, 2025, págs. 1-16. DOI: 10.1016/B978-0-443-30287-9.00012-2. dirección: <https://doi.org/10.1016/B978-0-443-30287-9.00012-2>.
- [23] N. Aronson et al., «Diagnosis and Treatment of Leishmaniasis: Clinical Practice Guidelines by the Infectious Diseases Society of America (IDSA) and the American Society of Tropical Medicine and Hygiene (ASTMH),» *Clinical Infectious Diseases*, vol. 63, e202-e264, 12 dic. de 2016, ISSN: 1058-4838. DOI: 10.1093/cid/ciw670.
- [24] Y. H. O., A. M, F. A. y S. S., *Anatomy, Skin (Integument), Epidermis*, jun. de 2024. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470464/>.
- [25] E. M. Green, J. C. Mansfield, J. S. Bell y C. P. Winlove, «The structure and micro-mechanics of elastic tissue,» *Interface Focus*, vol. 4, pág. 20130058, 2 abr. de 2014, ISSN: 2042-8898. DOI: 10.1098/rsfs.2013.0058.
- [26] O. S. University, *Layers of the skin*, 2025.
- [27] K. Kabashima, T. Honda, F. Ginhoux y G. Egawa, «The immunological anatomy of the skin,» *Nature Reviews Immunology*, vol. 19, págs. 19-30, 1 ene. de 2019, ISSN: 1474-1733. DOI: 10.1038/s41577-018-0084-5.
- [28] Poonawalla y Diven, «Anatomy of the Skin,» en *Core Concepts of Pediatrics*. 2008. dirección: [https://www.utmb.edu/pedi\\_ed/CoreV2/Dermatology/page\\_03.htm](https://www.utmb.edu/pedi_ed/CoreV2/Dermatology/page_03.htm).
- [29] B. Lynch et al., «A mechanistic view on the aging human skin through ex vivo layer-by-layer analysis of mechanics and microstructure of facial and mammary dermis,» *Scientific Reports*, vol. 12, pág. 849, 1 ene. de 2022, ISSN: 2045-2322. DOI: 10.1038/s41598-022-04767-1.
- [30] K. Hwang, H. Kim y D. J. Kim, «Thickness of skin and subcutaneous tissue of the free flap donor sites: A histologic study,» *Microsurgery*, vol. 36, págs. 54-58, 1 ene. de 2016, ISSN: 0738-1085. DOI: 10.1002/micr.30000.
- [31] D. A. Lintzeri, N. Karimian, U. Blume-Peytavi y J. Kottner, «Epidermal thickness in healthy humans: a systematic review and meta-analysis,» inglés, *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*, vol. 36, n.º 8, págs. 1191-1200, ago. de 2022. DOI: 10.1111/jdv.18123.
- [32] C. Gabriel, S. Gabriel y E. Corthout, «The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, págs. 2231-2249, 11 nov. de 1996, ISSN: 0031-9155. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
- [33] A. Jayaraman, K. A. Kaczmarek, M. E. Tyler y U. O. Okpara, «Effect of localized ambient humidity on electrotactile skin resistance,» en *2007 IEEE 33rd Annual Northeast Bioengineering Conference*, IEEE, mar. de 2007, págs. 110-111, ISBN: 978-1-4244-1032-3. DOI: 10.1109/NEBC.2007.4413303.
- [34] J. Cai, C. Chuang, M. Chen, C. Yeh y C. Hsu, «Differences of bioelectrical impedance in the development and healing phase of pressure ulcers and erythema in mouse model,» *Journal of Tissue Viability*, vol. 33, págs. 225-230, 2 mayo de 2024, ISSN: 0965206X. DOI: 10.1016/j.jtv.2024.02.010.

- [35] D. J. Bora y R. Dasgupta, «Estimation of skin impedance models with experimental data and a proposed model for human skin impedance,» *IET Systems Biology*, vol. 14, págs. 230-240, 5 oct. de 2020, ISSN: 1751-8849. DOI: 10.1049/iet-syb.2020.0049.
- [36] Y. Abe y M. Nishizawa, «Electrical aspects of skin as a pathway to engineering skin devices,» *APL Bioengineering*, vol. 5, 4 dic. de 2021, ISSN: 2473-2877. DOI: 10.1063/5.0064529.
- [37] F. Clemente, P. Arpaia y C. Manna, «Characterization of human skin impedance after electrical treatment for transdermal drug delivery,» *Measurement*, vol. 46, págs. 3494-3501, 9 nov. de 2013, ISSN: 02632241. DOI: 10.1016/j.measurement.2013.06.033.
- [38] F. Lu et al., «Review of Stratum Corneum Impedance Measurement in Non-Invasive Penetration Application,» *Biosensors*, vol. 8, pág. 31, 2 mar. de 2018, ISSN: 2079-6374. DOI: 10.3390/bios8020031.
- [39] I. Abadías-Granado, A. Diago, P. Cerro, A. Palma-Ruiz e Y. Gilaberte, «Leishmaniasis cutánea y mucocutánea,» *Actas Dermo-Sifiliográficas*, vol. 112, págs. 601-618, 7 jul. de 2021, ISSN: 00017310. DOI: 10.1016/j.ad.2021.02.008.
- [40] M. S. Bailey y D. N. Lockwood, «Cutaneous leishmaniasis,» *Clinics in Dermatology*, vol. 25, págs. 203-211, 2 mar. de 2007, ISSN: 0738081X. DOI: 10.1016/j.clinidematol.2006.05.008.
- [41] R. Paul et al., «Leishmania major-induced alteration of host cellular and systemic copper homeostasis drives the fate of infection,» *Communications Biology*, vol. 7, pág. 1226, 1 sep. de 2024, ISSN: 2399-3642. DOI: 10.1038/s42003-024-06716-2.
- [42] T. R. Navin, F. Steurer, A. M. de Merida, F. E. Arana y M. F. Torres, «Cutaneous Leishmaniasis in Guatemala: Isoenzyme Characterization of Isolates from Humans,» *The American Journal of Tropical Medicine and Hygiene*, vol. 38, págs. 50-51, 1 ene. de 1988, ISSN: 0002-9637. DOI: 10.4269/ajtmh.1988.38.50.
- [43] C. for Disease Control y P. (CDC), *Leishmania promastigotes [Photomicrograph]*, 2025. dirección: <https://phil.cdc.gov/Details.aspx?pid=21119>.
- [44] W. H. Organization, «Control of the leishmaniasis: Report of a meeting of the WHO Expert Committee on the Control of Leishmaniasis, Geneva, 22–26 March 2010,» World Health Organization, inf. téc., 2010. dirección: [https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/44412/WHO\\_TRS\\_949\\_eng.pdf](https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/44412/WHO_TRS_949_eng.pdf).
- [45] E. C. for Disease Prevention y C. (ECDC), «Phlebotomine sand flies – Factsheet for experts,» European Centre for Disease Prevention y Control (ECDC), inf. téc., 2020. dirección: <https://www.ecdc.europa.eu/en/disease-vectors/facts/phlebotomine-sand-flies>.
- [46] J. F. Zaragoza, G. R. Martínez y A. C. Parrilla, «Medicina integral : medicina preventiva y asistencial,» *Medicina Integral*, vol. 38, págs. 264-269, 6 oct. de 197, ISSN: 0210-9433. dirección: <http://www.elsevier.es/es-revista-medicina-integral-63-articulo-leishmaniasis-visceral-cutaneomucosa-aspectos-epidemiologicos-13020963>.

- [47] N. E. Rodríguez, U. G. Dixit, L.-A. H. Allen y M. E. Wilson, «Stage-Specific Pathways of *Leishmania infantum* chagasi Entry and Phagosome Maturation in Macrophages,» *PLoS ONE*, vol. 6, e19000, 4 abr. de 2011, ISSN: 1932-6203. DOI: 10.1371/journal.pone.0019000.
- [48] D. Liu y J. E. Uzonna, «The early interaction of *Leishmania* with macrophages and dendritic cells and its influence on the host immune response.,» *Frontiers in cellular and infection microbiology*, vol. 2, págs. 83, 2012, ISSN: 2235-2988. DOI: 10.3389/fcimb.2012.00083.
- [49] H. Wijesinghe et al., «Histopathology of cutaneous leishmaniasis caused by *Leishmania donovani* in Sri Lanka,» inglés, *BioMed Research International*, vol. 2020, págs. 4926819, 2020, ISSN: 2314-6141. DOI: 10.1155/2020/4926819.
- [50] B. L. Herwaldt, B. A. Arana y T. R. Navin, «The Natural History of Cutaneous Leishmaniasis in Guatemala,» *Journal of Infectious Diseases*, vol. 165, págs. 518-527, 3 mar. de 1992, ISSN: 0022-1899. DOI: 10.1093/infdis/165.3.518.
- [51] M. Venkataram, M. Moosa y L. Devi, «Histopathological spectrum in cutaneous leishmaniasis: a study in Oman,» *Indian Journal of Dermatology, Venereology and Leprology*, vol. 67, n.º 6, págs. 294-298, nov. de 2001, ISSN: 0973-3922. DOI: 10.4103/0378-6323.42366.
- [52] N. K. Al-Sudany e Y. J. Ali, «Intralesional 8.33 % rifamycin infiltration: new treatment for cutaneous leishmaniasis,» *Journal of Dermatology & Dermatologic Surgery*, vol. 20, n.º 1, págs. 39-45, ene. de 2016, ISSN: 2352-2410. DOI: 10.1016/j.jdds.2015.11.001.
- [53] F. Frézard, C. Demicheli y R. R. Ribeiro, «Pentavalent Antimonials: New Perspectives for Old Drugs,» *Molecules*, vol. 14, págs. 2317-2336, 7 jun. de 2009, ISSN: 1420-3049. DOI: 10.3390/molecules14072317.
- [54] J. Soto et al., «Topical 15 % paromomycin-aquaphilic for Bolivian *Leishmania braziliensis* cutaneous leishmaniasis: a randomized, placebo-controlled trial,» *Clinical Infectious Diseases*, vol. 68, n.º 5, págs. 844-849, feb. de 2019, ISSN: 1058-4838. DOI: 10.1093/cid/ciy619.
- [55] G. A. S. Romero, É. M. de Moraes Flores, E. F. Noronha y V. de Oliveira Macêdo, «High frequency of skin reactions in patients with leishmaniasis treated with meglumine antimoniate contaminated with heavy metals: a comparative approach using historical controls,» *Memórias do Instituto Oswaldo Cruz*, vol. 98, págs. 145-149, 1 ene. de 2003, ISSN: 0074-0276. DOI: 10.1590/S0074-02762003000100019.
- [56] G. Wortmann, R. S. Miller, C. Oster, J. Jackson y N. Aronson, «A Randomized, Double-Blind Study of the Efficacy of a 10- or 20-Day Course of Sodium Stibogluconate for Treatment of Cutaneous Leishmaniasis in United States Military Personnel,» *Clinical Infectious Diseases*, vol. 35, págs. 261-267, 3 ago. de 2002, ISSN: 1058-4838. DOI: 10.1086/341406.
- [57] O. Al-Majali, H. B. Routh, O. Abuloham, K. R. Bhowmik, M. Muhsen y H. Hebeheba, «A 2-year study of liquid nitrogen therapy in cutaneous leishmaniasis,» *International Journal of Dermatology*, vol. 36, págs. 460-462, 6 jun. de 1997, ISSN: 0011-9059. DOI: 10.1046/j.1365-4362.1997.00045.x.

- [58] M. M. Parvizi et al., «Efficacy of cryotherapy plus topical *Juniperus excelsa* M. Bieb cream versus cryotherapy plus placebo in the treatment of Old World cutaneous leishmaniasis: A triple-blind randomized controlled clinical trial,» *PLOS Neglected Tropical Diseases*, vol. 11, e0005957, 10 oct. de 2017, ISSN: 1935-2735. DOI: 10.1371/journal.pntd.0005957.
- [59] M. A. A. Orabi, A. A. Lahiq, A. A. A. Awadh, M. M. Alshahrani, B. A. Abdel-Wahab y E.-S. Abdel-Sattar, «Alternative Non-Drug Treatment Options of the Most Neglected Parasitic Disease Cutaneous Leishmaniasis: A Narrative Review,» *Tropical Medicine and Infectious Disease*, vol. 8, pág. 275, 5 mayo de 2023, ISSN: 2414-6366. DOI: 10.3390/tropicalmed8050275.
- [60] W. D. O'Brien, «Ultrasound-biophysics mechanisms.,» *Progress in biophysics and molecular biology*, vol. 93, págs. 212-55, 1-3 2007, ISSN: 0079-6107. DOI: 10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.010.
- [61] G. ter Haar, «Ultrasound bioeffects and safety,» *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 224, págs. 363-373, 2 feb. de 2010, ISSN: 0954-4119. DOI: 10.1243/09544119JEIM613.
- [62] M. Shmueli y S. Ben-Shimol, «Review of Leishmaniasis Treatment: Can We See the Forest through the Trees?» *Pharmacy*, vol. 12, pág. 30, 1 feb. de 2024, ISSN: 2226-4787. DOI: 10.3390/pharmacy12010030.
- [63] V. Mashayekhi, H. Abadi y H. Zandi, «Efficacy of infrared thermotherapy for treatment of cutaneous leishmaniasis: a descriptive study of 39 cases in Mashhad, Iran,» *Iranian Journal of Dermatology*, vol. 24, 2021.
- [64] J. R. DAVID, «The successful use of radiofrequency-induced heat therapy for cutaneous leishmaniasis: a review,» *Parasitology*, vol. 145, págs. 527-536, 4 abr. de 2018, ISSN: 0031-1820. DOI: 10.1017/S0031182018000124.
- [65] E. International, «Ellman Gesamtkatalog 2014,» inf. téc., 2014.
- [66] A. Griffin, M. Robertson, Z. Gunter, A. Coronado, Y. Xiang y Z. Qiang, «Design and Application of Joule Heating Processes for Decarbonized Chemical and Advanced Material Synthesis,» *Industrial Engineering Chemistry Research*, vol. 63, págs. 19398-19417, 45 nov. de 2024, ISSN: 0888-5885. DOI: 10.1021/acs.iecr.4c02460.
- [67] B. Cabane y R. Vuilleumier, «The physics of liquid water,» *Comptes Rendus. Géoscience*, vol. 337, págs. 159-171, 1-2 nov. de 2004, ISSN: 1778-7025. DOI: 10.1016/j.crte.2004.09.018.
- [68] J. Sun, W. Wang y Q. Yue, «Review on Microwave-Matter Interaction Fundamentals and Efficient Microwave-Associated Heating Strategies,» *Materials*, vol. 9, pág. 231, 4 mar. de 2016, ISSN: 1996-1944. DOI: 10.3390/ma9040231.
- [69] Texas Instruments, *TM4C123GH6PM: Microcontroller datasheet (Rev. C)*, Accessed: 2025-10-10, Texas Instruments, 2014. dirección: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tm4c123gh6pm.pdf>.
- [70] D. P. I. F. P. DeWitt, *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, 6<sup>a</sup> edición (6th ed.) John Wiley Sons, 2007.
- [71] N. W.-J. Goh et al., «Design and Development of a Low Cost, Non-Contact Infrared Thermometer with Range Compensation,» *Sensors*, vol. 21, pág. 3817, 11 mayo de 2021, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s21113817.

- [72] K. Ogata, *Modern Control Engineering*, 5th, P. Hall, ed. Prentice Hall, 2010.
- [73] J. Morren, B. Roodenburg y S. W. de Haan, «Electrochemical reactions and electrode corrosion in pulsed electric field (PEF) treatment chambers,» *Innovative Food Science Emerging Technologies*, vol. 4, págs. 285-295, 3 sep. de 2003, ISSN: 14668564. DOI: 10.1016/S1466-8564(03)00041-9.

### 13.1. Anexo 1: Código TIVA C ( *Code Composer* )

En este capítulo se presentan los anexos correspondientes al desarrollo del proyecto. En ellos se incluye el código fuente completo del programa implementado en el microcontrolador TM4C123 en la plataforma *Code Composer*, así como los fragmentos de configuración y control empleados.

```

1
2 /*****
3 * main.c TM4C123 + TivaWare
4 * Proyecto: Prototipo de terapia trmica por alta frecuencia para leishmaniasis cutnea
5 *
6 * Descripcin general:
7 * - Configura reloj del sistema a 80 MHz (PLL).
8 * - Genera PWM de 30 kHz por PDO (M1PWM0) para el calentamiento (duty variable).
9 * - Genera pulsos cuadrado de estado por PF2 (2 Hz, 50%) y PA2 (10 Hz, 50%) con timers.
10 * - Mide temperatura con MLX90614 por I2CO (PB2=SCL, PB3=SDA).
11 * - Controla una pantalla OLED SSD1306 por I2C1 (PA6=SCL, PA7=SDA).
12 * - Lee potencimetros por ADC0 en PD2/PD3 (definen tiempo y temperatura objetivo).
13 * - Implementa un control PI (discreto) con ventana de lmites de duty y boost temporal.
14 * - Gestiona una mquina de estados: 0=Inicio, 1=Precalentamiento, 2=Calentamiento,
15 *   3=Detenida, 4=Finalizada.
16 *
17 * Mapeo de pines (TM4C123GH6PM):
18 * - PDO: PWM 30 kHz (M1PWM0) -> salida de potencia
19 * - PF2: GPIO (timer toggle) -> indicador 2 Hz (50%)
20 * - PA2: GPIO (timer toggle) -> indicador 10 Hz (50%)
21 * - PB2: I2CO SCL (MLX90614)
22 * - PB3: I2CO SDA (MLX90614)
23 * - PA6: I2C1 SCL (OLED SSD1306)
24 * - PA7: I2C1 SDA (OLED SSD1306)
25 * - PC4..PC7: LEDs de estado (encendido, precalentamiento, calentamiento, detenida/final)
26 * - PB0: botn iniciar, PB1: botn detener (pull-up)
27 * - PD2 (AIN5) y PD3 (AIN4): entradas analgicas (potencimetros)
28 *

```

```

29  * Dependencias:
30  * - TivaWare: driverlib e includes correspondientes (GPIO, PWM, Timer, I2C, ADC, etc.).
31  *
32  * Nota:
33  * - El control PI asume un periodo de muestreo aproximado de ~0.5 s (delay explcito).
34  * - Las rutinas de I2C incluyen bus recover por si el bus queda colgado.
35  *****/
36
37 #include <stdint.h>
38 #include <stdbool.h>
39
40 #include "driverlib/adc.h"
41 #include "driverlib/i2c.h"
42 #include "inc/hw_memmap.h"
43 #include "inc/hw_ints.h"
44 #include "driverlib/sysctl.h"
45 #include "driverlib/gpio.h"
46 #include "driverlib/pin_map.h"
47 #include "driverlib/pwm.h"
48 #include "driverlib/timer.h"
49 #include "driverlib/interrupt.h"
50
51
52 /*===== Parametros de terapia (actualizables)
53 =====*/
54 uint8_t tiempo_objetivo = 30;      /* duracin de terapia (s) */
55 uint8_t temperatura_objetivo = 50; /* setpoint (C) */
56
57 uint8_t tiempo_actual;             /* no usado para cmputo, reservado para UI/log */
58 uint8_t temperatura_actual;        /* C discretizados para UI */
59
60 /*===== MLX90614 (I2C0 en PB2/PB3)
61 =====*/
62 #define MLX_ADDR_DEF    0x5A
63 #define MLX_REG_TA      0x06
64 #define MLX_REG_TOBJ1   0x07
65
66 static void I2C0_Init(uint32_t clk);
67 static void I2C0_BusRecover(void);
68 static bool I2C_WaitT0(uint32_t us);
69 static bool MLX_Read3(uint8_t addr, uint8_t reg, uint8_t *lo, uint8_t *hi, uint8_t *pec);
70 static bool MLX_ReadC_x100(uint8_t addr, uint8_t reg, int *cx100);
71
72 /* Direccin activa del MLX (permite cambiar en el futuro) */
73 static uint8_t g_mlx_addr = MLX_ADDR_DEF;
74
75 /*===== Tiempo base de 1 Hz (Timer2)
76 =====*/
77 volatile uint32_t g_secs = 0;      /* contador de segundos */
78
79 /*===== Estado UI / timers auxiliares (Caso 2)
80 =====*/
81 static bool ui_case2_drawn = false;
82 static bool case2_timer_armed = false;
83 static uint32_t case2_deadline = 0;
84
85 /* ltimos valores pintados para minimizar parpadeo */
86 static uint8_t last_temp_actual_c2 = 0xFF;
87 static uint8_t last_temp_obj_c2    = 0xFF;

```

```

84 static uint8_t last_tiempo_obj_c2 = 0xFF;
85 static uint32_t last_restante_c2 = 0xFFFFFFFFu;
86
87 /*===== Reloj del sistema
      =====*/
88 /* PLL a 80 MHz */
89 static void clock_80mhz_init(void){
90     SysCtlClockSet(SYSCTL_SYSDIV_2_5 | SYSCTL_USE_PLL |
91                   SYSCTL_OSC_MAIN | SYSCTL_XTAL_16MHZ);
92 }
93
94 /*===== PWM en PDO (30 kHz)
      =====*/
95 /* Duty cclico global (0.00.999). Controlado por el PI. */
96 volatile float g_pwm_duty = 0.20f; /* duty inicial 20% */
97
98 static uint32_t g_pwm_period_ticks = 0;
99
100 /* Inicializa M1PWM0 (PDO) a ~30 kHz */
101 static void pwm_pd0_init_30kHz(void){
102     uint32_t f_sys, f_pwm_clk, periodo;
103
104     /* Perifricos */
105     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOD);
106     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_PWM1);
107     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOD));
108     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_PWM1));
109
110     /* PWM clock = sysclk / 1 */
111     SysCtlPWMClockSet(SYSCTL_PWMDIV_1);
112
113     /* PDO como M1PWM0 (Generator 0) */
114     GPIOPinConfigure(GPIO_PDO_M1PWM0);
115     GPIOPinTypePWM(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_0);
116
117     /* Generador: conteo descendente, sin sincronizacin */
118     PWMGenConfigure(PWM1_BASE, PWM_GEN_0, PWM_GEN_MODE_DOWN | PWM_GEN_MODE_NO_SYNC);
119
120     /* Periodo target ~30 kHz */
121     f_sys = SysCtlClockGet();
122     f_pwm_clk = f_sys;
123     periodo = f_pwm_clk / 30000u; /* 2666 para 80 MHz */
124     if (periodo < 2) periodo = 2;
125
126     g_pwm_period_ticks = periodo;
127     PWMGenPeriodSet(PWM1_BASE, PWM_GEN_0, periodo);
128
129     /* Duty inicial dentro de lmites seguros */
130     if (g_pwm_duty >= 1.0f) g_pwm_duty = 0.999f;
131     if (g_pwm_duty < 0.0f) g_pwm_duty = 0.0f;
132     {
133         uint32_t ancho = (uint32_t)(g_pwm_duty * (float)(periodo - 1u));
134         PWMPulseWidthSet(PWM1_BASE, PWM_OUT_0, ancho);
135     }
136
137     /* Habilitar PWM */
138     PWMGenEnable(PWM1_BASE, PWM_GEN_0);
139     PWMOutputState(PWM1_BASE, PWM_OUT_0_BIT, true);
140 }

```

```

141
142 /* Aplica duty actual (g_pwm_duty) a M1PWM0 (PD0) */
143 static void pwm_pd0_apply_duty(void){
144     float d = g_pwm_duty;
145     if (d >= 1.0f) d = 0.999f;
146     if (d < 0.0f) d = 0.0f;
147     PWMPulseWidthSet(PWM1_BASE, PWM_OUT_0, (uint32_t)(d * (float)(g_pwm_period_ticks -
148     1u)));
149
150 }
151
152 /*===== PF2 = 2 Hz (toggle por Timer1A)
153 =====*/
154 /* Salida GPIO PF2 (indicador) */
155 static void pf2_gpio_init(void){
156     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOF);
157     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOF));
158     GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTF_BASE, GPIO_PIN_2);
159     GPIOPinWrite(GPIO_PORTF_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
160 }
161
162 /* ISR: toggle PF2 a 4 Hz para obtener 2 Hz (50%) */
163 static void timer1a_isr(void){
164     static bool level = false;
165     TimerIntClear(TIMER1_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
166     level = !level;
167     GPIOPinWrite(GPIO_PORTF_BASE, GPIO_PIN_2, level ? GPIO_PIN_2 : 0);
168 }
169
170 /* Configura Timer1A para toggle PF2 a 2 Hz efectivos (4 Hz de interrupcin) */
171 static void pf2_2hz_init(void){
172     uint32_t load;
173
174     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_TIMER1);
175     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_TIMER1));
176
177     TimerConfigure(TIMER1_BASE, TIMER_CFG_PERIODIC);
178
179     /* 4 Hz de ISR -> 2 Hz en GPIO (toggle) */
180     load = SysCtlClockGet()/4u - 1u;
181     if (load < 1u) load = 1u;
182     TimerLoadSet(TIMER1_BASE, TIMER_A, load);
183
184     TimerIntRegister(TIMER1_BASE, TIMER_A, timer1a_isr);
185     TimerIntEnable(TIMER1_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
186     IntEnable(INT_TIMER1A);
187
188     TimerEnable(TIMER1_BASE, TIMER_A);
189 }
190
191 /*===== PA2 = 10 Hz (toggle por Timer0A)
192 =====*/
193 /* Salida GPIO PA2 (indicador) */
194 static void pa2_gpio_init(void){
195     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOA);
196     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOA));
197     GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_2);
198     GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
199 }
200

```

```

197  /* ISR: toggle PA2 a 20 Hz para 10 Hz efectivos */
198  static void timer0a_isr(void){
199      static bool level = false;
200      TimerIntClear(TIMERO_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
201      level = !level;
202      GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_2, level ? GPIO_PIN_2 : 0);
203  }
204
205  /* Configura Timer0A para 10 Hz en PA2 (toggle a 20 Hz) */
206  static void pa2_10hz_init(void){
207      uint32_t load;
208
209      SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_TIMER0);
210      while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_TIMER0));
211
212      TimerConfigure(TIMERO_BASE, TIMER_CFG_PERIODIC);
213
214      load = SysCtlClockGet()/20u - 1u; /* 20 Hz ISR */
215      if (load < 1u) load = 1u;
216      TimerLoadSet(TIMERO_BASE, TIMER_A, load);
217
218      TimerIntRegister(TIMERO_BASE, TIMER_A, timer0a_isr);
219      TimerIntEnable(TIMERO_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
220      IntEnable(INT_TIMER0A);
221
222      TimerEnable(TIMERO_BASE, TIMER_A);
223  }
224
225  /*===== LEDs de estado (PC4..PC7)
226  =====*/
227  static void leds_init(void){
228      SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOC);
229      while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOC));
230      GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTC_BASE,
231                          GPIO_PIN_4 | GPIO_PIN_5 | GPIO_PIN_6 | GPIO_PIN_7);
232      GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE,
233                  GPIO_PIN_4 | GPIO_PIN_5 | GPIO_PIN_6 | GPIO_PIN_7, 0);
234  }
235
236  /*===== OLED SSD1306 por I2C1 (PA6/PA7)
237  =====*/
238  #define SSD1306_ADDR 0x3C
239  #define C_CMD 0x00
240  #define C_DAT 0x40
241
242  /* Inicializacin de I2C1 a 100 kHz para OLED */
243  static void i2c1_init(void){
244      SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_I2C1);
245      SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOA);
246      while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_I2C1));
247      while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOA));
248
249      GPIOPinConfigure(GPIO_PA6_I2C1SCL);
250      GPIOPinConfigure(GPIO_PA7_I2C1SDA);
251      GPIOPinTypeI2CSCL(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_6);
252      GPIOPinTypeI2C(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_7);
253
254      I2CMasterInitExpClk(I2C1_BASE, SysCtlClockGet(), false); /* 100 kHz */
255  }

```

```

254
255 /* Espera a que I2C1 deje de estar ocupado con timeout */
256 static bool I2C1_WaitTO(uint32_t us){
257     volatile uint32_t i;
258     while(I2CMasterBusy(I2C1_BASE)){
259         for(i=0;i<60;i++){
260             if(us-- == 0) return false;
261         }
262     }
263     return true;
264 }
265
266 /* Recuperacin de bus I2C1 (si se cuelga) */
267 static void I2C1_BusRecover(void){
268     /* Cambiar lneas a GPIO y generar 9 pulsos SCL con SDA alto */
269     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOA);
270     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOA));
271     GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_6 | GPIO_PIN_7);
272     GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_6 | GPIO_PIN_7, GPIO_PIN_6 | GPIO_PIN_7);
273     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
274
275     {
276         int k;
277         for (k = 0; k < 9; k++){
278             GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_6, 0);
279             SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
280             GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_6, GPIO_PIN_6);
281             SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
282         }
283     }
284     /* STOP: SDA 0->1 con SCL alto */
285     GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_7, 0);
286     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
287     GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_6, GPIO_PIN_6);
288     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
289     GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_7, GPIO_PIN_7);
290     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
291
292     /* Restaurar funcin I2C */
293     GPIOPinConfigure(GPIO_PA6_I2C1SCL);
294     GPIOPinConfigure(GPIO_PA7_I2C1SDA);
295     GPIOPinTypeI2CSCL(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_6);
296     GPIOPinTypeI2C (GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_7);
297
298     I2CMasterInitExpClk(I2C1_BASE, SysCtlClockGet(), false);
299 }
300
301 /* Primitivas de envo por I2C1 (OLED) con timeout */
302 static bool i2c1_start(uint8_t first){
303     I2CMasterSlaveAddrSet(I2C1_BASE, SSD1306_ADDR, false);
304     I2CMasterDataPut(I2C1_BASE, first);
305     I2CMasterControl(I2C1_BASE, I2C_MASTER_CMD_BURST_SEND_START);
306     if(!I2C1_WaitTO(3000)) return false;
307     return (I2CMasterErr(I2C1_BASE) == I2C_MASTER_ERR_NONE);
308 }
309 static bool i2c1_cont(uint8_t b){
310     I2CMasterDataPut(I2C1_BASE, b);
311     I2CMasterControl(I2C1_BASE, I2C_MASTER_CMD_BURST_SEND_CONT);
312     if(!I2C1_WaitTO(3000)) return false;
313     return (I2CMasterErr(I2C1_BASE) == I2C_MASTER_ERR_NONE);

```

```

308 }
309 static bool i2c1_finish(uint8_t b){
310     I2CMasterDataPut(I2C1_BASE, b);
311     I2CMasterControl(I2C1_BASE, I2C_MASTER_CMD_BURST_SEND_FINISH);
312     if(!I2C1_WaitTO(3000)) return false;
313     return (I2CMasterErr(I2C1_BASE) == I2C_MASTER_ERR_NONE);
314 }
315
316 /* Envio de comando nico al SSD1306 */
317 static bool ssd1306_cmd(uint8_t c){
318     if(!i2c1_start(C_CMD)) return false;
319     if(!i2c1_finish(c)) return false;
320     return true;
321 }
322
323 /* Envio de datos de display */
324 static bool ssd1306_data(const uint8_t* buf, uint32_t n){
325     if(!n) return true;
326     if(!i2c1_start(C_DAT)) return false;
327     while(n>1){
328         if(!i2c1_cont(*buf++)) return false;
329         n--;
330     }
331     if(!i2c1_finish(*buf)) return false;
332     return true;
333 }
334
335 /* Secuencia de inicializacin del OLED (segura con reintento) */
336 static bool oled_init_safe(void){
337     const uint8_t seq[] = {
338         0xAE,0xD5,0x80,0xA8,0x3F,0xD3,0x00,0x40,
339         0x8D,0x14,0x20,0x00,0xA1,0xC8,0xDA,0x12,
340         0x81,0x8F,0xD9,0xF1,0xDB,0x40,0xA4,0xA6,0xAF
341     };
342     unsigned i;
343     for(i=0;i<sizeof(seq);i++){
344         if(!ssd1306_cmd(seq[i])){
345             I2C1_BusRecover();
346             if(!ssd1306_cmd(seq[i])) return false;
347         }
348     }
349     return true;
350 }
351
352 /* Reintentos automticos: comando */
353 static bool oled_cmd_retry(uint8_t c){
354     if(ssd1306_cmd(c)) return true;
355     I2C1_BusRecover(); if(!oled_init_safe()) return false;
356     return ssd1306_cmd(c);
357 }
358
359 /* Reintentos automticos: datos */
360 static bool oled_data_retry(const uint8_t* buf, uint32_t n){
361     if(ssd1306_data(buf,n)) return true;
362     I2C1_BusRecover(); if(!oled_init_safe()) return false;
363     return ssd1306_data(buf,n);
364 }
365
366 /* Limpia pantalla (8 pginas x 128 columnas) */

```

```

367 static bool oled_clear(void){
368     uint8_t zeros[16] = {0};
369     uint8_t page;
370     int i;
371     for (page=0; page<8; page++){
372         if(!oled_cmd_retry(0xB0 | page)) return false;
373         if(!oled_cmd_retry(0x00)) return false;
374         if(!oled_cmd_retry(0x10)) return false;
375         for (i=0;i<128;i+=16){
376             if(!oled_data_retry(zeros,16)) return false;
377         }
378     }
379     return true;
380 }
381
382 /* Posiciona cursor (pagina 0..7, columna 0..127) */
383 static bool oled_setCursor(uint8_t page, uint8_t col){
384     if(!oled_cmd_retry(0xB0 | (page & 0x07))) return false;
385     if(!oled_cmd_retry(0x00 | (col & 0x0F))) return false;
386     if(!oled_cmd_retry(0x10 | (col >> 4))) return false;
387     return true;
388 }
389
390 /*===== Fuente 5x7 (mayusculas, digitos y espacio)
391 =====*/
392 static const uint8_t font5x7[][5] = {
393     {0,0,0,0,0}, /* ' ' */
394     {0x3E,0x51,0x49,0x45,0x3E}, /* 0 */
395     {0x00,0x42,0x7F,0x40,0x00}, /* 1 */
396     {0x42,0x61,0x51,0x49,0x46}, /* 2 */
397     {0x21,0x41,0x45,0x4B,0x31}, /* 3 */
398     {0x18,0x14,0x12,0x7F,0x10}, /* 4 */
399     {0x27,0x45,0x45,0x45,0x39}, /* 5 */
400     {0x3C,0x4A,0x49,0x49,0x30}, /* 6 */
401     {0x01,0x71,0x09,0x05,0x03}, /* 7 */
402     {0x36,0x49,0x49,0x49,0x36}, /* 8 */
403     {0x06,0x49,0x49,0x29,0x1E}, /* 9 */
404     {0x7E,0x11,0x11,0x11,0x7E}, /* A */
405     {0x7F,0x49,0x49,0x49,0x36}, /* B */
406     {0x3E,0x41,0x41,0x41,0x22}, /* C */
407     {0x7F,0x41,0x41,0x22,0x1C}, /* D */
408     {0x7F,0x49,0x49,0x49,0x41}, /* E */
409     {0x7F,0x09,0x09,0x09,0x01}, /* F */
410     {0x3E,0x41,0x49,0x49,0x7A}, /* G */
411     {0x7F,0x08,0x08,0x08,0x7F}, /* H */
412     {0x00,0x41,0x7F,0x41,0x00}, /* I */
413     {0x20,0x40,0x41,0x3F,0x01}, /* J */
414     {0x7F,0x08,0x14,0x22,0x41}, /* K */
415     {0x7F,0x40,0x40,0x40,0x40}, /* L */
416     {0x7F,0x02,0x0C,0x02,0x7F}, /* M */
417     {0x7F,0x04,0x08,0x10,0x7F}, /* N */
418     {0x3E,0x41,0x41,0x41,0x3E}, /* O */
419     {0x7F,0x09,0x09,0x09,0x06}, /* P */
420     {0x3E,0x41,0x51,0x21,0x5E}, /* Q */
421     {0x7F,0x09,0x19,0x29,0x46}, /* R */
422     {0x46,0x49,0x49,0x49,0x31}, /* S */
423     {0x01,0x01,0x7F,0x01,0x01}, /* T */
424     {0x3F,0x40,0x40,0x40,0x3F}, /* U */
425     {0x1F,0x20,0x40,0x20,0x1F}, /* V */

```

```

425     {0x7F,0x20,0x18,0x20,0x7F},    /* W */
426     {0x63,0x14,0x08,0x14,0x63},    /* X */
427     {0x07,0x08,0x70,0x08,0x07},    /* Y */
428     {0x61,0x51,0x49,0x45,0x43}     /* Z */
429 };
430
431 /* ndice de glifo para la fuente */
432 static int f_index(char c){
433     if(c==' ') return 0;
434     if(c>='0' && c<='9') return 1 + (c - '0');
435     if(c>='A' && c<='Z') return 11 + (c - 'A');
436     return 0;
437 }
438
439 /* Impresin de un carcter */
440 static bool oled_printChar(char c){
441     uint8_t pkt[6];
442     const uint8_t *glyph = font5x7[f_index(c)];
443     int i;
444     for(i=0;i<5;i++) pkt[i] = glyph[i];
445     pkt[5] = 0x00; /* 1 col de espacio entre caracteres */
446     return oled_data_retry(pkt,6);
447 }
448
449 /* Impresin de cadena terminada en '\0' */
450 static bool oled_printStr(const char *s){
451     while(*s){
452         if(!oled_printChar(*s++)) return false;
453     }
454     return true;
455 }
456
457 /* Impresin de entero sin signo (u32) */
458 static bool oled_printNum_u32_safe(uint32_t n){
459     char buf[10]; int i=0;
460     if(n==0) return oled_printChar('0');
461     while(n>0 && i<10){ buf[i++] = (char)('0' + (n%10)); n/=10; }
462     while(i>0){ i--; if(!oled_printChar(buf[i])) return false; }
463     return true;
464 }
465
466 /* Impresin de cadena en (page,col) */
467 static bool oled_printAt(uint8_t page, uint8_t col, const char *s){
468     if(!oled_setCursor(page,col)) return false;
469     return oled_printStr(s);
470 }
471
472 /*===== UI: banderas para evitar repintado
473 =====*/
474 static bool ui_case0_drawn = false;
475 static bool ui_case1_drawn = false;
476 static uint8_t last_tiempo = 0xFF;
477 static uint8_t last_temp = 0xFF;
478
479 /*===== Timer2A: tick de 1 Hz
480 =====*/
481 /* ISR 1 Hz: incrementa contador de segundos */
482 static void timer2a_isr(void){
483     TimerIntClear(TIMER2_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);

```

```

482     g_secs++;
483 }
484
485 /* Configura Timer2A para 1 Hz */
486 static void timer2a_1hz_init(void){
487     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_TIMER2);
488     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_TIMER2));
489     TimerConfigure(TIMER2_BASE, TIMER_CFG_PERIODIC);
490     TimerLoadSet(TIMER2_BASE, TIMER_A, SysCtlClockGet() - 1u); /* 1 Hz */
491     TimerIntRegister(TIMER2_BASE, TIMER_A, timer2a_isr);
492     TimerIntEnable(TIMER2_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
493     IntEnable(INT_TIMER2A);
494     TimerEnable(TIMER2_BASE, TIMER_A);
495 }
496
497 /*===== Control PI y supervisor de boost
498 =====*/
499 /* Estado del PI (discreto) */
500 typedef struct {
501     float kp;           /* ganancia proporcional */
502     float ki;           /* ganancia integral ya multiplicada por Ts (discreta) */
503     float i;            /* estado del integrador */
504     float out_min;      /* mnimo permitido (duty) */
505     float out_max;      /* mximo permitido (duty) */
506 } PI_t;
507
508 /* Parmetros (ajustados para Ts 0.5 s) */
509 static PI_t g_pi = {
510     .kp = 0.12f,
511     .ki = 0.06f,
512     .i = 0.0f,
513     .out_min = 0.10f,
514     .out_max = 0.95f
515 };
516
517 /* Filtro exponencial para temperatura medida (suaviza lecturas del MLX) */
518 static float g_temp_filt = 25.0f;
519 static const float ALPHA = 0.30f; /* 0.1 */
520
521 /* Reset del integrador del PI */
522 static inline void PI_Reset(PI_t *c, float i0) { c->i = i0; }
523
524 /* Actualiza PI y retorna nuevo duty (antes de saturacin externa) */
525 static float PI_Update(PI_t *c, float set, float meas)
526 {
527     float e = set - meas;
528     float up = c->kp * e;
529     float ui = c->i + c->ki * e;
530     float u = up + ui;
531
532     /* Saturacin + anti-windup bsico */
533     if (u > c->out_max) {
534         u = c->out_max;
535         if (e < 0) c->i = ui; /* descarga integrador cuando el error empuja hacia adentro
536
537     } else if (u < c->out_min) {
538         u = c->out_min;
539         if (e > 0) c->i = ui;
540     } else {

```

```

539     c->i = ui;
540 }
541 return u;
542 }
543
544 /* Ventanas de duty (normal y boost) */
545 static float g_duty_min_norm = 0.10f;
546 static float g_duty_max_norm = 0.25f;
547 static float g_duty_min_boost = 0.10f;
548 static float g_duty_max_boost = 0.50f;
549
550 /* Selector de ventana: 0=normal, 1=boost */
551 static volatile uint8_t g_duty_window = 0;
552
553 /* Parmetros del supervisor de boost */
554 static const uint8_t BOOST_SECONDS = 5; /* duracin del boost */
555 static const uint8_t STALL_WINDOW_S = 10; /* periodo de evaluacin de avance */
556 static const uint8_t STALL_DELTA_C = 1; /* incremento mnimo esperado (C) */
557 static const uint8_t BOOST_COOLDOWN_S = 10; /* pausa mnima entre boosts */
558
559 /* Estado del supervisor */
560 static bool boost_active = false;
561 static uint32_t boost_until_secs = 0;
562 static uint32_t stall_next_check = 0;
563 static uint8_t stall_last_temp = 0;
564 static uint32_t boost_cooldown_until = 0;
565
566 /* Devuelve lmites (min,max) efectivos segn ventana actual */
567 static inline void duty_get_effective(float *mn, float *mx){
568     if (g_duty_window) { *mn = g_duty_min_boost; *mx = g_duty_max_boost; }
569     else { *mn = g_duty_min_norm; *mx = g_duty_max_norm; }
570 }
571
572 /* Aplica lmites (min/max) al PI */
573 static inline void duty_apply_limits_to_pi(void){
574     float mn, mx; duty_get_effective(&mn, &mx);
575     g_pi.out_min = mn;
576     g_pi.out_max = mx;
577 }
578
579 /* Aplica duty a PDO respetando lmites de ventana y mximo de seguridad */
580 static inline void apply_duty(float d)
581 {
582     float mn, mx; duty_get_effective(&mn, &mx);
583     if (d < mn) d = mn;
584     if (d > mx) d = mx;
585     if (d > 0.95f) d = 0.95f; /* techo global de seguridad */
586     g_pwm_duty = d;
587     pwm_pd0_apply_duty();
588 }
589
590 /* Evaluacin peridica de estancamiento para activar boost */
591 static void boost_supervisor_step(uint8_t tempC, uint8_t setC)
592 {
593     uint32_t now = g_secs;
594
595     /* Si boost est activo, verificar fin */
596     if (boost_active) {
597         if (now >= boost_until_secs) {

```

```

598         boost_active          = false;
599         g_duty_window          = 0;          /* volver a NORMAL */
600         duty_apply_limits_to_pi();
601         boost_cooldown_until = now + BOOST_COOLDOWN_S;
602     }
603     return;
604 }
605
606 /* Revisa progreso cada STALL_WINDOW_S */
607 if (now >= stall_next_check) {
608     bool falta_objetivo = (tempC < setC);
609     bool poco_avance    = (tempC <= (uint8_t)(stall_last_temp + STALL_DELTA_C));
610
611     stall_last_temp = tempC;
612     stall_next_check = now + STALL_WINDOW_S;
613
614     /* Si no avanza y no hay cooldown, activar boost */
615     if (falta_objetivo && poco_avance && now >= boost_cooldown_until) {
616         boost_active = true;
617         boost_until_secs = now + BOOST_SECONDS;
618         g_duty_window = 1;          /* entra a BOOST */
619         duty_apply_limits_to_pi();
620     }
621 }
622 }
623
624 /*===== Botones de usuario (PB0=Start, PB1=Stop)
625 =====*/
626 static void botones_init(void){
627     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOB);
628     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOB));
629     GPIOPinTypeGPIOInput(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_0 | GPIO_PIN_1);
630     GPIOPadConfigSet(GPIO_PORTB_BASE,
631                     GPIO_PIN_0 | GPIO_PIN_1,
632                     GPIO_STRENGTH_2MA,
633                     GPIO_PIN_TYPE_STD_WPU); /* pull-up */
634 }
635
636 /*===== ADC0 en PD2 (AIN5) y PD3 (AIN4)
637 =====*/
638 #define VREF_mV 3300u
639
640 /* Inicializa ADC0 para leer PD2/PD3 (secuencia 1) */
641 void adc0_init_PD2_PD3(void){
642     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOD);
643     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_ADC0);
644     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOD));
645     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_ADC0));
646
647     GPIOPinTypeADC(GPIO_PORTD_BASE, GPIO_PIN_2 | GPIO_PIN_3);
648
649     ADCHardwareOversampleConfigure(ADC0_BASE, 64);
650
651     ADCSequenceDisable(ADC0_BASE, 1);
652     ADCSequenceConfigure(ADC0_BASE, 1, ADC_TRIGGER_PROCESSOR, 0);
653
654     ADCSequenceStepConfigure(ADC0_BASE, 1, 0, ADC_CTL_CH5); /* PD2 -> AIN5 */
655     ADCSequenceStepConfigure(ADC0_BASE, 1, 1, ADC_CTL_CH4 | ADC_CTL_IE | ADC_CTL_END); /*
656     PD3 -> AIN4 */

```

```

654     ADCSequenceEnable(ADCO_BASE, 1);
655     ADCIntClear(ADCO_BASE, 1);
656 }
657
658
659 /* Lee dos muestras (PD2, PD3) en bruto */
660 void adc0_read_PD2_PD3(uint16_t* pd2_raw, uint16_t* pd3_raw){
661     uint32_t data[4];
662     ADCProcessorTrigger(ADCO_BASE, 1);
663     while(!ADCIntStatus(ADCO_BASE, 1, false));
664     ADCIntClear(ADCO_BASE, 1);
665     ADCSequenceDataGet(ADCO_BASE, 1, data);
666     *pd2_raw = (uint16_t)data[0];
667     *pd3_raw = (uint16_t)data[1];
668 }
669
670 /* Conversin de cuenta ADC a mV (12 bits) */
671 uint32_t adc_raw_to_mV(uint16_t raw){
672     return ((uint32_t)raw * VREF_mV) / 4095u;
673 }
674
675 /*===== I2CO (MLX90614 en PB2/PB3)
        =====*/
676 /* Inicializacin de I2CO a 100 kHz */
677 static void I2CO_Init(uint32_t clk){
678     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_GPIOB);
679     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_GPIOB));
680     SysCtlPeripheralEnable(SYSCTL_PERIPH_I2CO);
681     while(!SysCtlPeripheralReady(SYSCTL_PERIPH_I2CO));
682     GPIOPinConfigure(GPIO_PB2_I2COSCL); GPIOPinConfigure(GPIO_PB3_I2COSDA);
683     GPIOPinTypeI2CSCL(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_2);
684     GPIOPinTypeI2C (GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_3);
685     I2CMasterInitExpClk(I2CO_BASE, clk, false); /* 100 kHz */
686 }
687
688 /* Espera a que I2CO deje de estar ocupado (timeout en us) */
689 static bool I2C_WaitT0(uint32_t us){
690     volatile uint32_t i;
691     while(I2CMasterBusy(I2CO_BASE)){
692         for(i=0;i<60;i++){
693             if(us--==0) return false;
694         }
695     }
696     return true;
697 }
698
699 /* Recuperacin de bus I2CO */
700 static void I2CO_BusRecover(void){
701     /* PB2/PB3 como GPIO y 9 pulsos SCL con SDA alto */
702     GPIOPinTypeGPIOOutput(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_2 | GPIO_PIN_3);
703     GPIOPinWrite(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_2 | GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_2 | GPIO_PIN_3);
704     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
705
706     {
707         int k;
708         for (k = 0; k < 9; k++) {
709             GPIOPinWrite(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
710             SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
711             GPIOPinWrite(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_2, GPIO_PIN_2);
712             SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
713         }
714     }
715 }

```

```

708     }
709 }
710
711 /* STOP con SCL alto */
712 GPIOPinWrite(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_3, 0);
713 SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
714 GPIOPinWrite(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_2, GPIO_PIN_2);
715 SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
716 GPIOPinWrite(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_3, GPIO_PIN_3);
717 SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3000);
718
719 /* Regresa a funcin I2C */
720 GPIOPinConfigure(GPIO_PB2_I2COSCL);
721 GPIOPinConfigure(GPIO_PB3_I2COSDA);
722 GPIOPinTypeI2CSCL(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_2);
723 GPIOPinTypeI2C (GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_3);
724 }
725
726 /* Transaccin: write(reg) + repeated-start + read 3 bytes (LSB, MSB, PEC) */
727 static bool MLX_Read3(uint8_t addr, uint8_t reg, uint8_t *lo, uint8_t *hi, uint8_t *pec){
728     /* Write reg (START, sin STOP) */
729     I2CMasterSlaveAddrSet(I2CO_BASE, addr, false);
730     I2CMasterDataPut(I2CO_BASE, reg);
731     I2CMasterControl(I2CO_BASE, I2C_MASTER_CMD_BURST_SEND_START);
732     if(!I2C_WaitTO(3000)) return false;
733     if(I2CMasterErr(I2CO_BASE)!=I2C_MASTER_ERR_NONE) return false;
734
735     /* Repeated START + read 3 */
736     I2CMasterSlaveAddrSet(I2CO_BASE, addr, true);
737     I2CMasterControl(I2CO_BASE, I2C_MASTER_CMD_BURST_RECEIVE_START);
738     if(!I2C_WaitTO(3000)) return false;
739     *lo = (uint8_t)I2CMasterDataGet(I2CO_BASE);
740
741     I2CMasterControl(I2CO_BASE, I2C_MASTER_CMD_BURST_RECEIVE_CONT);
742     if(!I2C_WaitTO(3000)) return false;
743     *hi = (uint8_t)I2CMasterDataGet(I2CO_BASE);
744
745     I2CMasterControl(I2CO_BASE, I2C_MASTER_CMD_BURST_RECEIVE_FINISH);
746     if(!I2C_WaitTO(3000)) return false;
747     *pec = (uint8_t)I2CMasterDataGet(I2CO_BASE);
748
749     return (I2CMasterErr(I2CO_BASE)==I2C_MASTER_ERR_NONE);
750 }
751
752 /* Convierte lectura del MLX a C*100: T = raw*0.02 - 273.15 */
753 static bool MLX_ReadC_x100(uint8_t addr, uint8_t reg, int *cx100){
754     uint8_t lo,hi,pec; uint16_t raw;
755     if(!MLX_Read3(addr, reg, &lo, &hi, &pec)) return false;
756     raw = ((uint16_t)hi<<8) | lo;
757     if(raw==0x0000 || raw==0xFFFF) return false;
758     *cx100 = ((int)raw * 2) - 27315;
759     return true;
760 }
761
762 /*===== MAIN
763 =====*/
764 int main(void){
765     /* Reloj del sistema */
766     clock_80mhz_init();

```

```

763 SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/10); /* ~100 ms */
764
765 /* GPIO indicadores y PWM */
766 pf2_gpio_init();
767 pa2_gpio_init();
768 pf2_2hz_init();
769 pa2_10hz_init();
770 pwm_pd0_init_30kHz();
771 leds_init();
772 botones_init();
773 adc0_init_PD2_PD3();
774 timer2a_1hz_init();
775
776 /* OLED (I2C1) */
777 i2c1_init();
778 if(!oled_init_safe()){
779     I2C1_BusRecover();
780     oled_init_safe(); /* segundo intento */
781 }
782 oled_clear();
783 oled_setCursor(0,0);
784 oled_printAt(0, 0, "TERAPIA LISTA");
785 oled_printAt(2, 0, "TIEMPO:");
786
787 /* MLX90614 (I2C0) */
788 I2C0_Init(SysCtlClockGet());
789 I2C0_BusRecover();
790
791 /* Prioridades opcionales de interrupcin (descomentable si se requiere) */
792 // IntPrioritySet(INT_TIMER0A, 0xC0);
793 // IntPrioritySet(INT_TIMER1A, 0xC0);
794
795 /* Habilita interrupciones globales */
796 IntMasterEnable();
797
798 /* Mquina de estados:
799    0=Inicio, 1=Pre calentamiento, 2=Calentamiento, 3=Detenida, 4=Finalizada */
800 int estado = 0;
801
802 /* Bucle principal */
803 while (1) {
804     bool btn_inicio = !(GPIOPinRead(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_0) & GPIO_PIN_0);
805     bool btn_detener = !(GPIOPinRead(GPIO_PORTB_BASE, GPIO_PIN_1) & GPIO_PIN_1);
806
807     switch (estado) {
808
809         /*----- ESTADO 0: INICIO
810         -----*/
811         case 0: {
812             g_duty_window = 0;
813             duty_apply_limits_to_pi();
814             boost_active = false;
815             temperatura_actual = 0;
816
817             /* LED: encendido */
818             GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_4, GPIO_PIN_4);
819             GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_5 | GPIO_PIN_6 | GPIO_PIN_7, 0);
820
821             /* PWM PDO OFF */

```

```

821 PWMOutputState(PWM1_BASE, PWM_OUT_0_BIT, false);
822
823 /* PF2 y PA2 en LOW (timers OFF) */
824 TimerDisable(TIMER1_BASE, TIMER_A);
825 TimerIntClear(TIMER1_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
826 GPIOPinWrite(GPIO_PORTF_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
827
828 TimerDisable(TIMERO_BASE, TIMER_A);
829 TimerIntClear(TIMERO_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
830 GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
831
832 /* Lectura de potencimetros: tiempo y temperatura objetivo */
833 {
834     uint16_t pd2_raw, pd3_raw;
835     uint32_t pd2_mv, pd3_mv;
836
837     adc0_read_PD2_PD3(&pd2_raw, &pd3_raw);
838     pd2_mv = adc_raw_to_mV(pd2_raw);
839     pd3_mv = adc_raw_to_mV(pd3_raw);
840
841     /* Tiempo objetivo (tres escalones) */
842     if (pd2_mv < 1100u) tiempo_objetivo = 30;
843     else if (pd2_mv < 2200u) tiempo_objetivo = 32;
844     else tiempo_objetivo = 34;
845
846     /* Temperatura objetivo (tres escalones) */
847     if (pd3_mv < 1100u) temperatura_objetivo = 48;
848     else if (pd3_mv < 2200u) temperatura_objetivo = 50;
849     else temperatura_objetivo = 52;
850 }
851
852 /* UI: dibujar encabezados una sola vez */
853 if (!ui_case0_drawn) {
854     temperatura_actual = 0;
855     oled_printAt(0, 0, "TERAPIA LEISHMANIASIS");
856     oled_printAt(2, 0, "TIEMPO OBJETIVO:");
857     oled_printAt(5, 0, "TEMP OBJETIVO:");
858     last_tiempo = 0xFF;
859     last_temp = 0xFF;
860     ui_case0_drawn = true;
861 }
862
863 /* Actualiza TIEMPO si cambi */
864 if (tiempo_objetivo != last_tiempo) {
865     oled_setCursor(3, 64);
866     oled_printStr(" ");
867     oled_setCursor(3, 64);
868     oled_printNum_u32_safe(tiempo_objetivo);
869     oled_printStr(" s");
870     last_tiempo = tiempo_objetivo;
871 }
872
873 /* Actualiza TEMP si cambi */
874 if (temperatura_objetivo != last_temp) {
875     oled_setCursor(6, 64);
876     oled_printStr(" ");
877     oled_setCursor(6, 64);
878     oled_printNum_u32_safe(temperatura_objetivo);
879     oled_printStr(" C");

```

```

880         last_temp = temperatura_objetivo;
881     }
882
883     /* Pequeo respiro (~10 ms) para no saturar I2C */
884     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/300);
885
886     /* Botn iniciar */
887     if (btn_inicio) {
888         estado = 1;          /* pasa a PRECALENTAMIENTO */
889         duty_apply_limits_to_pi();
890         PI_Reset(&g_pi, g_pwm_duty);
891
892         /* Reset supervisor de boost */
893         boost_active        = false;
894         boost_until_secs   = 0;
895         boost_cooldown_until = g_secs;
896         stall_last_temp    = temperatura_actual;
897         stall_next_check   = g_secs + STALL_WINDOW_S;
898
899         SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/5); /* debounce ~200 ms */
900     }
901     } break;
902
903     /*----- ESTADO 1: PRECALENTAMIENTO -----*/
904     -----*/
905     case 1: {
906         static uint8_t last_temp_actual_c1 = 0xFF;
907         int t_x100;
908
909         ui_case0_drawn = false;
910         ui_case2_drawn = false;
911         case2_timer_armed = false;
912
913         /* LED: precalentamiento */
914         GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_5, GPIO_PIN_5);
915         GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_4 | GPIO_PIN_6 | GPIO_PIN_7, 0);
916
917         /* PWM PDO ON (aplica duty actual) */
918         pwm_pd0_apply_duty();
919         PWMOutputState(PWM1_BASE, PWM_OUT_0_BIT, true);
920
921         /* PF2 y PA2 ON */
922         TimerIntClear(TIMER1_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
923         TimerEnable(TIMER1_BASE, TIMER_A);
924
925         TimerIntClear(TIMERO_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
926         TimerEnable(TIMERO_BASE, TIMER_A);
927
928         /* UI: dibujar una sola vez */
929         if (!ui_case1_drawn) {
930             oled_clear();
931             oled_printAt(0, 0, "PRECALENTAMIENTO");
932             oled_printAt(2, 0, "TEMP OBJETIVO:");
933             oled_setCursor(3, 64); oled_printNum_u32_safe(temperatura_objetivo);
934             oled_printStr(" C");
935
936             oled_printAt(5, 0, "TEMP ACTUAL:");
937             oled_setCursor(6, 64); oled_printStr("          ");
938             last_temp_actual_c1 = 0xFF;

```

```

937         ui_case1_drawn = true;
938     }
939
940     /* Se lee MLX y se actualiza control */
941     if (MLX_ReadC_x100(g_mlx_addr, MLX_REG_TOBJ1, &t_x100)) {
942         float tC = t_x100 / 100.0f;
943         /* Filtro exponencial */
944         g_temp_filt = ALPHA * tC + (1.0f - ALPHA) * g_temp_filt;
945         temperatura_actual = (uint8_t)(g_temp_filt + 0.5f);
946
947         /* Supervisor de boost y PI */
948         boost_supervisor_step(temperatura_actual, temperatura_objetivo);
949         duty_apply_limits_to_pi();
950         {
951             float duty = PI_Update(&g_pi, (float)temperatura_objetivo,
g_temp_filt);
952             apply_duty(duty);
953         }
954
955         /* Actualiza UI solo si cambi */
956         if (temperatura_actual != last_temp_actual_c1) {
957             oled_setCursor(6, 64); oled_printStr("      ");
958             oled_setCursor(6, 64);
oled_printNum_u32_safe(temperatura_actual); oled_printStr(" C");
959             last_temp_actual_c1 = temperatura_actual;
960         }
961     }
962
963     /* IMPORTANTE: el PI asume Ts 0.5 s */
964     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/2);
965
966     /* Transicin a CALENTAMIENTO cuando alcance setpoint */
967     if (temperatura_actual >= temperatura_objetivo) {
968         estado = 2;
969         g_duty_window = 0;
970         duty_apply_limits_to_pi();
971         PI_Reset(&g_pi, g_pwm_duty);
972
973         boost_active      = false;
974         boost_until_secs  = 0;
975         boost_cooldown_until = g_secs;
976         stall_last_temp   = temperatura_actual;
977         stall_next_check  = g_secs + STALL_WINDOW_S;
978
979         ui_case2_drawn = false;
980         case2_timer_armed = false;
981
982         SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/5); /* ~200 ms */
983         break;
984     }
985
986     /* Botn detener */
987     if (btn_detener) {
988         estado = 3;
989         SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/5);
990     }
991     } break;
992
993     /*----- ESTADO 2: CALENTAMIENTO

```

```

-----*/
994     case 2: {
995         int t_x100;
996
997         ui_case0_drawn = false;
998         ui_case1_drawn = false;
999
1000        /* PWM y timers ON */
1001        pwm_pd0_apply_duty();
1002        PWMOutputState(PWM1_BASE, PWM_OUT_0_BIT, true);
1003        TimerIntClear(TIMER1_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT); TimerEnable(TIMER1_BASE,
TIMER_A);
1004        TimerIntClear(TIMERO_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT); TimerEnable(TIMERO_BASE,
TIMER_A);
1005
1006        /* LED: calentamiento */
1007        GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_6, GPIO_PIN_6);
1008        GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_4 | GPIO_PIN_5 | GPIO_PIN_7, 0);
1009
1010        /* Reforzar redibujo y rearme al entrar */
1011        if (!ui_case2_drawn) {
1012            case2_timer_armed = false;
1013        }
1014
1015        /* UI: dibuja una sola vez */
1016        if (!ui_case2_drawn) {
1017            oled_clear();
1018            oled_printAt(0, 0, "CALENTAMIENTO");
1019            oled_printAt(2, 0, "TEMP ACTUAL:");
1020            oled_printAt(3, 0, "TEMP OBJETIVO:");
1021            oled_printAt(5, 0, "TIEMPO RESTANTE:");
1022            oled_printAt(6, 0, "TIEMPO OBJETIVO:");
1023
1024            /* Pintar objetivos */
1025            oled_setCursor(3, 96); oled_printNum_u32_safe(temperatura_objetivo);
oled_printStr(" C");
1026            oled_setCursor(6, 96); oled_printNum_u32_safe(tiempo_objetivo);
oled_printStr(" s");
1027
1028            last_temp_obj_c2 = temperatura_objetivo;
1029            last_tiempo_obj_c2 = tiempo_objetivo;
1030
1031            /* Armado de temporizador de sesin */
1032            case2_deadline = g_secs + (uint32_t)tiempo_objetivo;
1033            case2_timer_armed = true;
1034
1035            last_temp_actual_c2 = 0xFF;
1036            last_restante_c2 = 0xFFFFFFFFFu;
1037
1038            ui_case2_drawn = true;
1039        }
1040
1041        /* Lectura MLX y actualizacin PI/UI */
1042        if (MLX_ReadC_x100(g_mlx_addr, MLX_REG_TOBJ1, &t_x100)) {
1043            float tC = t_x100 / 100.0f;
1044            /* Filtro */
1045            g_temp_filt = ALPHA * tC + (1.0f - ALPHA) * g_temp_filt;
1046            {
1047                uint8_t tC_u8 = (uint8_t)(g_temp_filt + 0.5f);

```

```

1048
1049         /* PI -> duty */
1050         float duty = PI_Update(&g_pi, (float)temperatura_objetivo,
g_temp_filt);
1051         apply_duty(duty);
1052
1053         /* UI: actualizar si cambi */
1054         if (tC_u8 != last_temp_actual_c2) {
1055             temperatura_actual = tC_u8;
1056             oled_setCursor(2, 96); oled_printStr("    ");
1057             oled_setCursor(2, 96);
oled_printNum_u32_safe(temperatura_actual); oled_printStr(" C");
1058             last_temp_actual_c2 = tC_u8;
1059         }
1060     }
1061 }
1062
1063     /* Cuenta regresiva de la sesin */
1064     if (case2_timer_armed) {
1065         uint32_t now = g_secs;
1066         uint32_t restante = (now < case2_deadline) ? (case2_deadline - now) :
Ou;
1067
1068         if (restante != last_restante_c2) {
1069             oled_setCursor(5, 96); oled_printStr("    ");
1070             oled_setCursor(5, 96); oled_printNum_u32_safe(restante);
oled_printStr(" s");
1071             last_restante_c2 = restante;
1072         }
1073
1074         if (restante == 0u) {
1075             estado = 4;                /* FIN */
1076             case2_timer_armed = false;
1077             SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/5);
1078             break;
1079         }
1080     }
1081
1082     /* Botn detener */
1083     if (btn_detener) {
1084         estado = 3;
1085         SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/5);
1086     }
1087
1088     /* IMPORTANTE: el PI asume Ts 0.5 s */
1089     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3/2);
1090 } break;
1091
1092     /*----- ESTADO 3: TERAPIA DETENIDA
-----*/
1093     case 3: {
1094         g_duty_window = 0;
1095         duty_apply_limits_to_pi();
1096         boost_active = false;
1097         ui_case0_drawn = false;
1098
1099         /* LED: detenida */
1100         GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_7, GPIO_PIN_7);
1101         GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_4 | GPIO_PIN_5 | GPIO_PIN_6, 0);

```

```

1102
1103     /* PWM OFF */
1104     PWMOutputState(PWM1_BASE, PWM_OUT_0_BIT, false);
1105
1106     /* Timers OFF + lneas en LOW */
1107     TimerDisable(TIMER1_BASE, TIMER_A);
1108     TimerIntClear(TIMER1_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
1109     GPIOPinWrite(GPIO_PORTF_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
1110
1111     TimerDisable(TIMERO_BASE, TIMER_A);
1112     TimerIntClear(TIMERO_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
1113     GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
1114
1115     /* Mensaje en pantalla */
1116     oled_clear();
1117     oled_printAt(0, 0, "TERAPIA LEISHMANIASIS");
1118     oled_printAt(3, 0, "TERAPIA DETENIDA");
1119
1120     /* Espera ~2 s */
1121     SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3*2);
1122     ui_case1_drawn = false;
1123     ui_case2_drawn = false;
1124     case2_timer_armed = false;
1125
1126     /* Regresa a inicio */
1127     oled_clear();
1128     estado = 0;
1129 } break;
1130
1131     /*----- ESTADO 4: TERAPIA FINALIZADA -----*/
1132     case 4: {
1133         g_duty_window = 0;
1134         duty_apply_limits_to_pi();
1135         boost_active = false;
1136         ui_case0_drawn = false;
1137         ui_case2_drawn = false;
1138
1139         /* LED: detenida/finalizada */
1140         GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_7, GPIO_PIN_7);
1141         GPIOPinWrite(GPIO_PORTC_BASE, GPIO_PIN_4 | GPIO_PIN_5 | GPIO_PIN_6, 0);
1142
1143         /* PWM OFF */
1144         PWMOutputState(PWM1_BASE, PWM_OUT_0_BIT, false);
1145
1146         /* Timers OFF + LOW */
1147         TimerDisable(TIMER1_BASE, TIMER_A);
1148         TimerIntClear(TIMER1_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
1149         GPIOPinWrite(GPIO_PORTF_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
1150
1151         TimerDisable(TIMERO_BASE, TIMER_A);
1152         TimerIntClear(TIMERO_BASE, TIMER_TIMA_TIMEOUT);
1153         GPIOPinWrite(GPIO_PORTA_BASE, GPIO_PIN_2, 0);
1154
1155         /* Mensaje de fin */
1156         oled_clear();
1157         oled_printAt(0, 0, "TERAPIA LEISHMANIASIS");
1158         oled_printAt(3, 0, "TERAPIA FINALIZADA");
1159         oled_printAt(5, 0, "CON EXITO");

```

```

1160
1161         /* Espera ~2 s */
1162         SysCtlDelay(SysCtlClockGet()/3*2);
1163         ui_case1_drawn = false;
1164         case2_timer_armed = false;
1165
1166         /* Vuelve a INICIO */
1167         oled_clear();
1168         estado = 0;
1169     } break;
1170
1171     /*----- DEFAULT
-----*/
1172     default:
1173         estado = 0;
1174         break;
1175     }
1176 }
1177
1178     /* No retorna */
1179 }

```

**Listing 13.1.** Código utilizado para la elaboración del prototipo (Tiva C)