

Diseño e Implementación de un Sistema de Monitoreo y Control de Temperatura de un Tapete Calefactor para Rehabilitación en Animales de Compañía.

Design and Implementation of a Temperature Monitoring and Control System for a Heating mat used in Pet Rehabilitation.

Leonardo Alfonso Marcos Durán^a, García Díaz Rodolfo^b, Samperio Vázquez Omar^c, Ordaz Oliver Jesús Patricio^d, Ramírez Zamora Juan Daniel^e.

Abstract: This paper presents the design and implementation of an automated system for temperature monitoring and control in companion animals during postoperative rehabilitation. Perioperative hypothermia is a common complication in veterinary medicine, with negative effects on homeostasis, immunity, and wound healing. To mitigate this risk, a system based on a heating mat regulated by a PID controller capable of dynamically adjusting the temperature according to the patient's thermal needs is proposed. The mathematical model of the system, based on the Joule effect and convection and radiation losses, integrates Newton's and Stefan-Boltzmann's laws. From this model, a transfer function was obtained for the design and tuning of the PID using the Ziegler-Nichols method, implemented in an ESP32-C3 microcontroller. The system includes DS18B20 sensors for accurate measurement of body and surface temperature, an OLED display for real-time visualization, and a solid-state relay for power modulation via PWM. The tests were carried out with an inert object, animal tissue and variable initial conditions, demonstrating stable and safe control, avoiding overshoots and achieving thermal regulation close to that of the patient. This is thanks to the incorporation of a progressive reference temperature that improved performance and safety. This development represents a cost-effective and adaptable solution for veterinary clinics, contributing to improving safety and effectiveness in the postoperative recovery of animals under anesthesia.

Keywords:

Heating-mat, PID, control, temperature

Resumen: En este trabajo se presenta el diseño e implementación de un sistema automatizado para el monitoreo y control de temperatura en animales de compañía durante la rehabilitación postoperatoria. La hipotermia perioperatoria representa una complicación frecuente en medicina veterinaria, con efectos negativos sobre la homeostasis, la inmunidad y la cicatrización. Para mitigar este riesgo, se propone un sistema basado en un tapete calefactor regulado mediante un controlador PID capaz de ajustar la temperatura de manera dinámica según las necesidades térmicas del paciente. El modelo matemático del sistema, basado en el efecto Joule y las pérdidas por convección y radiación, integrando las leyes de Newton y Stefan-Boltzmann. A partir de este modelo se permitió obtener una función de transferencia para el diseño y sintonización del PID con el método de Ziegler-Nichols, implementado en un microcontrolador ESP32-C3. El sistema incluye sensores DS18B20 para la medición precisa de temperatura corporal y superficial, una pantalla OLED para visualización en tiempo real y un relevador de estado sólido para modular la potencia mediante PWM. Las pruebas fueron realizadas con objeto inerte, tejido animal y condiciones iniciales variables demostrando un control estable y seguro, evitando sobreimpulsos y logrando una regulación térmica cercana a la del paciente, esto gracias a la incorporación de una temperatura de referencia progresiva que mejoró el desempeño y la seguridad, este desarrollo representa una solución costo-efectiva y adaptable para clínicas veterinarias, contribuyendo a mejorar la seguridad y eficacia en la recuperación postoperatoria de animales bajo anestesia.

Palabras Clave:

Tapete-calefactor, PID, control, temperatura

^b Autor de Correspondencia, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo | ICBI Área Académica de Computación y Electrónica | Hidalgo | México, <https://orcid.org/0009-0004-1128-275X>, Email: ga464887@uaeh.edu.mx

^{a,c,d,e} Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo | ICBI Área Académica de Computación y Electrónica | Hidalgo | México, <https://orcid.org/0009-0001-3793-905X>, <https://orcid.org/0009-0008-3417-0100>, <https://orcid.org/0000-0002-5055-2183>, <https://orcid.org/0000-0001-9667-6408>, Email: (ma463865, omarsamvaz, jesus_ordaz, juandaniel_ramirez) @uaeh.edu.mx.

1. Introducción

El monitoreo y control de la temperatura en animales de compañía en rehabilitación, es un aspecto crucial en la recuperación postoperatoria y en tratamientos médicos. Ya que la temperatura corporal juega un papel fundamental en el correcto funcionamiento del organismo, debido a que las interacciones celulares dependen de una regulación térmica estable [1]. Con el objetivo de prevenir los efectos negativos que puede producir la hipotermia durante la cirugía y posterior a ella, el uso de soportes térmicos en pacientes bajo anestesia general [2]. Los anestésicos y pre anestésicos pueden alterar la termorregulación del paciente [3]. La hipotermia inadvertida intraoperatoria es muy recurrente en medicina veterinaria ya que no se utiliza ningún tipo de protocolo normotérmico durante todo el tiempo anestésico o es muy limitado el uso de recursos o métodos para minimizar esta complicación [4]. La hipotermia perioperatoria es una de las complicaciones más frecuentemente reportada en pacientes quirúrgicos, la misma puede asociarse a un aumento en la morbilidad o mortalidad de los mismos principalmente debido a las alteraciones que esta produce sobre la homeostasia normal de los diferentes sistemas orgánicos [1]. La hipotermia es la complicación anestésica más común en perros y gatos y se presenta en aproximadamente el 40% de los animales anestesiados. La hipotermia se desarrolla en 3 fases: la redistribución del calor central a las superficies corporales durante la inhibición inducida por la anestesia de la vasoconstricción termorreguladora tónica hace que las temperaturas centrales disminuyan 1°C a 1.5°C durante la primera hora de anestesia, la pérdida de calor excede la producción de calor metabólico, lo que resulta en disminuciones adicionales en las temperaturas centrales durante las siguientes 2 a 3 h, las temperaturas centrales se estabilizan a medida que el calor metabólico se restringe al núcleo del cuerpo debido a la vasoconstricción periférica, lo que ocurre típicamente dentro de las 3 a 4 h posteriores a la anestesia [5]. La hipotermia produce tiempos de recuperación retrasados en los animales, es importante mantener una temperatura corporal adecuada esto ayuda a mantener la normotermia ya que es importante para la función cardíaca, el metabolismo, actividad enzimática normal y la conducción nerviosa [6]. Durante el tiempo de recuperación de los pacientes, se pueden usar fuentes de calor complementarias como bolsas de agua cálida, calentadores de ambiente o métodos de calentamiento pasivos como cobijas, plástico de burbuja, mantas térmicas, entre otras, siempre con cuidado de no causar quemaduras térmicas o hipertermia. Debido a los numerosos efectos adversos de la

hipotermia, el objetivo debe ser prevenirla antes que ser tratada [7].

En este trabajo no se realizaron pruebas con animales vivos, como lo establece la Norma Oficial Mexicana NOM-062-ZOO-1999 sobre la producción, cuidado y uso de los animales de laboratorio [8]. Asimismo, de acuerdo con los lineamientos de la Comisión Nacional de Bioética, el manejo de animales con fines de investigación debe regirse por principios éticos y jurídicos que garanticen su bienestar [9]. Por tal motivo, en la fase de pruebas del proyecto se empleó un modelo experimental compuesto por un objeto inerte y un segmento de carne, con el fin de simular condiciones térmicas y validar el sistema antes de su futura aplicación en animales vivos.

Existen métodos de calentamiento pasivo y su objetivo es reducir la pérdida de calor por parte del paciente, pero no aumenta activamente la temperatura del entorno que rodea al paciente. Por otro lado, están los sistemas de calentamiento activo y el objetivo de estos dispositivos es aumentar la temperatura alrededor del paciente y reducir la pérdida de calor radiante y convectivo [10]. Algunos de los métodos más usados y con mejores resultados son las mantas eléctricas, estas ayudan a prevenir la hipotermia intraoperatoria gracias al sistema de transferencia del calor cutáneo del cuerpo, pero las complicaciones que se puede tener con estas mantas eléctricas es el riesgo de quemaduras en el paciente. Esto porque no cuenta con sensores que ayudan a regular la temperatura. Los colchones de agua caliente reducen la pérdida de calor por conducción debido a que el agua caliente circula de una manera constante a través de un tubo de plástico bombeado a partir de un calentador con termostato [11]. Su eficacia está limitada si se colocan bajo el paciente (aunque ayudan) porque el peso corporal reduce el flujo de sangre capilar en las zonas en contacto directo con el colchón y puede impedir la transferencia de calor al compartimiento central. Además, la combinación de calor suministrado externamente y la reducción de la perfusión del tejido local puede causar lesiones térmicas incluso cuando la temperatura del colchón no supera los 40° [12]. Las lámparas de infrarrojos aumentan la temperatura del paciente por radiación y pueden usarse antes y después de la cirugía. La distancia óptima entre la lámpara y el paciente es de 75 cm. Una distancia de 50 cm puede provocar un calentamiento excesivo y provocar quemaduras, mientras que una distancia de 100 cm es inefectiva. La aplicación directa de aire caliente se usa en la prevención y el tratamiento de la hipotermia. Se consigue un aumento de la temperatura por convección. Es un método simple, efectivo y barato [13]. Con la diferencia de que es conveniente en animales de pequeño tamaño [14].

2. Preliminares

El presente trabajo plantea el diseño e implementación de un sistema automatizado que permita el monitoreo continuo de la temperatura del paciente en rehabilitación y ajuste la temperatura de un tapete térmico en función de las necesidades individuales de cada paciente. El uso de mantas térmicas es uno de los métodos más efectivos para prevenir la hipotermia intraquirúrgica [15]. Después de una hora de cirugía, los pacientes sin calentamiento presentaron una temperatura promedio de 31,6 °C, mientras que con bolsas térmicas fue de 35,2 °C y con manta térmica de 35,4 °C. Este último método logró mantener la temperatura 3,8 °C por encima de los pacientes sin calentamiento y 0,2 °C más que las bolsas térmicas, reduciendo significativamente la incidencia de hipotermia moderada o severa [16].

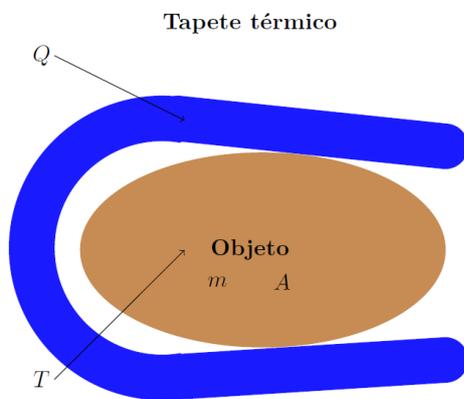


Figura 1. Modelo del Tapete térmico calefactor

Modelo matemático del sistema

Durante el análisis del sistema térmico que se muestra en la Figura 1, es fundamental identificar y caracterizar las temperaturas asociadas tanto a la entrada como a la salida del sistema. Para ello, se emplearán modelos matemáticos ampliamente reconocidos en la literatura especializada, los cuales se detallan a continuación [17] [18] [19].

Temperatura de entrada: La temperatura del tapete se incrementa cuando el voltaje RMS se aplica al dispositivo, generando calor por efecto Joule debido a la resistencia interna del material.

Temperatura de salida: La disipación de energía térmica desde el tapete hacia el entorno ocurre principalmente mediante dos mecanismos: la convección, que transfiere calor al aire circundante, y la radiación, que emite energía en forma de ondas electromagnéticas.

$$\frac{dQ}{dt} = Q_{in} - Q_{out} \quad (1)$$

La temperatura de entrada:

$$Q_{in} = \alpha Q_i \quad (2)$$

Q_i es el porcentaje de salida del calentador.

α es un factor que relaciona la salida del calentador (0-100%) con la potencia disipada por el tapete en watts.

La temperatura de salida es dada por:

$$Q_{out} = k_T(T - T_a) + \epsilon\sigma A(T^4 - T_a^4) \quad (3)$$

El primer término de la ecuación (3) se conoce como la ley de enfriamiento de Newton [20] y el segundo, como la Ley de Stefan-Boltzmann [21].

k_T constante de pérdida para el ambiente,

T temperatura del tapete,

T_a temperatura del ambiente,

ϵ emisividad,

σ es la constante de Stefan-Boltzmann,

A es el área.

donde:

$$k_T = UA \quad (4)$$

U es el coeficiente de transferencia de calor,

A es el área del tapete.

Sustituyendo en la ecuación (1), y tomando el concepto de derivada tenemos:

$$\frac{dQ}{dt} = \alpha Q_i + UA(T_a - T) + \epsilon\sigma A(T_a^4 - T^4) \quad (5)$$

El calor absorbido por el objeto, utilizando el calor específico c_p , la masa del objeto m , y el cambio de temperatura se presenta en la siguiente ecuación:

$$Q = mc_p(T - T_{ref}) \quad (6)$$

Sustituyendo la ecuación (6) en la ecuación (5) tenemos:

$$mc_p \frac{dT}{dt} - mc_p \frac{dT_{ref}}{dt} = \alpha Q_i + UA(T_a - T) + \epsilon \sigma A(T_a^4 - T^4)$$

Como T_{ref} es constante, $\frac{dT_{ref}}{dt} = 0$. Por lo tanto, tenemos el modelo matemático de la disipación de calor del tapete sobre un objeto de masa m y área A .

$$mc_p \frac{dT}{dt} = \alpha Q_i + UA(T_a - T) + \epsilon \sigma A(T_a^4 - T^4) \quad (7)$$

Tabla 1. Parámetros del sistema

Parámetros	Descripción	Valor
T_s	Temperatura inicial	23 °C
T_a	Temperatura ambiente	23°C
Q	Salida del calentador Tapete	23W
α	Factor del calentador Tapete	10W
c_p	Capacidad calorífica	50 J/kgK
A	Área del objeto	0.25 m ²
m	Masa del Objeto	20 kg
U	Coefficiente de transferencia de calor	10W/m ² K
ϵ	Emisividad	0.9
σ	Constante de Stefan Boltzmann	5.67x10 ⁻⁸ W/m ² K ⁴

Para resolver la ecuación (7), se emplearon técnicas de linealización con series de Taylor en el punto de equilibrio alrededor del cero, así como la transformada de Laplace, quedando una función de transferencia:

$$\frac{\Delta T(s)}{\Delta Q(s)} = \frac{(\alpha/mc_p)}{s + (\frac{UA}{mc_p} + \frac{4\epsilon\sigma A}{mc_p} T_s^3)} \quad (8)$$

Sustituyendo los valores de los parámetros de la Tabla 1 tenemos que la función de transferencia en términos de Laplace es:

$$\frac{\Delta T(s)}{\Delta Q(s)} = \frac{0.1429}{s + 0.0025}$$

3. Diseño del controlador

Para el diseño del controlador del sistema se emplea el diagrama a bloques mostrado en la Figura 2, el cual se fundamenta en el modelo matemático previamente descrito en la ecuación (8). En dicho esquema se propone

la implementación de un controlador PID, con el objetivo de regular la temperatura del objeto de manera precisa y confiable. Esta regulación resulta esencial para prevenir riesgos de quemaduras durante el proceso de rehabilitación postoperatoria en caninos, garantizando así condiciones seguras y controladas en la terapia térmica.

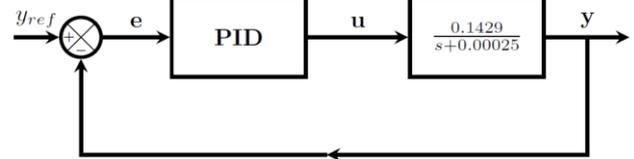


Figura 2. Diagrama a bloques del sistema en lazo cerrado.

El controlador PID se presenta en la ecuación (9) en su forma íntegro-diferencial. Para llevar a cabo el análisis y el cálculo de las ganancias k_p , k_d y k_i , se realizó una reducción del diagrama a bloques mostrado en la Figura 2, utilizando la transformada de Laplace como herramienta de modelado. Asimismo, se aplicó el criterio empírico de Ziegler-Nichols [22], con el propósito de ajustar los parámetros del controlador y mejorar el desempeño en la regulación del sistema de temperatura.

$$u(t) = k_p e(t) + K_d \frac{de(t)}{dt} + k_i \int e(t) dt \quad (9)$$

$$Kp = 18.0 \quad Ki = 0.60 \quad Kd = 12.0$$

Mediante el método de aproximación euler llegamos a una ecuación discretizada para que sea programada en el microcontrolador.

$$u[k] = u[k - 1] + (k_p + T_s k_i + \frac{k_d}{T_s}) e[k] - (k_p + \frac{2k_d}{T_s}) e[k - 1] + (\frac{k_d}{T_s}) e[k - 2] \quad (10)$$

4. Diseño del sistema

En este trabajo se propone el uso de sensores DS18B20 para medir tanto la temperatura del tapete como la del paciente. En el caso del animal de compañía en recuperación, el sensor destinado a la medición de la temperatura corporal se colocará de manera rectal, con el fin de obtener una referencia precisa de la temperatura central. Además, estudios indican que es un estándar de oro para la medición de temperatura central. Existen otros métodos para una medición de temperatura como son la axilar o auricular, pero son menos precisas [23]. El tapete calefactor rodeará parcialmente el cuerpo del animal, envolviéndolo de manera similar a una manta para asegurar un contacto homogéneo y una transferencia térmica efectiva. El sensor destinado a medir la

temperatura del tapete se coloca directamente en la superficie calefactora, en un punto cercano al cuerpo del paciente, de manera que se obtiene una referencia confiable de la temperatura que recibe el animal y se evitan riesgos de sobrecalentamiento. Esto en combinación con una ESP32-C3 para el procesamiento de datos y control de un relé de estado sólido (SSR) encargado de modular la potencia de la manta calefactora mediante PWM que activa y desactiva la fuente de calor según las necesidades del paciente, evitando cambios bruscos de temperatura. El sistema también incluye una pantalla OLED donde se visualizan en tiempo real la temperatura del paciente, la del tapete y el estado operativo del sistema. Además, para mejorar su uso, se incorporarán botones físicos que permitirán modificar el rango de temperatura sin necesidad de reprogramar el sistema. Esto permite a los usuarios personalizar el tratamiento de cada paciente de manera sencilla y eficiente. Para asegurar un control preciso, se implementa un algoritmo PID que reduce las fluctuaciones térmicas y evita la inercia que podría provocar sobrecalentamiento, garantizando un ambiente seguro para el animal. El diseño y el uso de componentes compactos y una PCB creada específicamente para este propósito reducirá el espacio y facilitará la integración del dispositivo en clínicas veterinarias.

Almohadilla o Tapete Calefactor

La almohadilla térmica eléctrica de 83 × 43 cm ofrece una superficie amplia para el apoyo y recuperación posquirúrgica. Funciona con una potencia de 135 W, voltaje de 110–120 V y consumo de 1.2 a 3A a 60 Hz, lo que garantiza una entrega de calor constante y eficiente. Está fabricada en poliéster, material resistente y fácil de limpiar, su diseño flexible, ligero y transpirable [24]. A diferencia de otros modelos de menor tamaño o potencia, este tapete proporciona mejor cobertura corporal y una acción terapéutica más efectiva en entornos clínicos y de rehabilitación veterinaria.

Relevador de Estado Sólido

Un relevador de estado sólido (SSR) es un interruptor electrónico que conmuta abierto/cerrado sin partes móviles, lo que lo diferencia de los relevadores electromecánicos tradicionales. Este tipo de relevador controla la potencia entregada a la manta térmica utilizando una señal PWM (Pulse Width Modulation) para modular progresivamente la temperatura [25] [26].

El SSR utilizado en este proyecto es un controlador tipo DC a AC, con una corriente de carga máxima de 40 A y un rango de voltaje de carga de 24 a 380 V. El voltaje de

control es de 4 a 32 V, con una corriente de control de 4 a 20 mA, y un tiempo de respuesta de 8.3 ms o superior [27] [28].

Sensor de Temperatura

Los sensores de temperatura son dispositivos que permiten detectar variaciones térmicas y convertirlas en señales eléctricas interpretables por sistemas de control o medición. Existen diferentes principios de funcionamiento: algunos, como las RTD (Resistance Temperature Detector), basan su operación en el cambio de resistencia de metales, aleaciones o semiconductores frente a la variación de temperatura [29]. Otros sensores transforman los cambios térmicos directamente en señales eléctricas procesadas por equipos electrónicos, y suelen estar conformados por un elemento sensor encapsulado en un material conductor de calor, que transmite rápidamente la variación térmica al sensor y al cable de conexión [30].

Para este proyecto se seleccionó el sensor DS18B20, un termómetro digital tipo sonda de alta precisión y robustez, especialmente adecuado para su integración con microcontroladores como el ESP32-C3. Una de sus principales ventajas es el uso del protocolo "1-Wire", que permite conectar múltiples sensores en paralelo mediante un único cable de datos, reduciendo la complejidad del cableado y facilitando su integración en sistemas embebidos [31] [32].

El DS18B20 está encapsulado en un tubo de acero inoxidable de 6 mm de diámetro por 50 mm de largo, lo que le otorga resistencia al agua y lo hace ideal para aplicaciones en entornos húmedos. Ofrece un rango de medición de -55 °C a 125 °C, con una precisión típica de ±0.5 °C y resolución configurable de 9 a 12 bits. Además, cada dispositivo cuenta con una dirección única de 64 bits, lo que asegura su identificación inequívoca al trabajar con múltiples sensores [33] [34].

Gracias a estas características, el DS18B20 ha demostrado ser una herramienta confiable en aplicaciones veterinarias y agropecuarias, como el monitoreo de temperatura en cerdas para la detección del estro o el control de fiebre en bovinos, debido a su precisión, resistencia y facilidad de integración [35] [36].

Módulo adaptador para sonda de temperatura DS18B20

El módulo adaptador para la sonda DS18B20 se emplea en el sistema de medición de temperatura por su diseño práctico y estandarizado, que facilita la conexión a plataformas embebidas sin necesidad de soldaduras ni resistores externos. Incorpora un conector de 3 pines (GND, VCC, DATA) y terminales de tornillo, lo que asegura un cableado confiable y reduce errores de

integración. Este adaptador opera en un rango de 3.0 V a 5.5 V, su compatibilidad con microcontroladores como Arduino, ESP32 o Raspberry Pi, gracias a su tamaño compacto y materiales resistentes ofrece la posibilidad de uso en entornos húmedos mediante sondas impermeables IP67, lo convierten en una solución robusta y versátil. La selección en este proyecto se justifica porque simplifica el prototipado, asegura conexiones confiables y estandarizadas, y mantiene la precisión del sensor, constituyendo una solución costo-efectiva y robusta para el sistema de monitoreo de temperatura. [37] [38].

Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado programable que combina en un mismo encapsulado la unidad central de procesamiento, memoria y periféricos de entrada y salida, lo que permite su aplicación en sistemas embebidos con bajo costo y consumo energético [39] [40]. Para este trabajo se seleccionó la ESP32-C3, un microcontrolador basado en arquitectura RISC-V de 32 bits a 160 MHz, que integra Wi-Fi 2.4 GHz y Bluetooth 5.0 Mesh, características que lo convierten en una plataforma adecuada para soluciones IoT sin necesidad de módulos externos. Este dispositivo cuenta con 11 GPIO configurables como PWM, 4 entradas analógicas (ADC) y soporte para interfaces estándar como UART, I2C y SPI. Además, incorpora 4 MB de memoria Flash y 400 KB de SRAM, todo en un formato compacto de 22.5 × 18 mm, lo que facilita su integración en espacios reducidos. Entre sus principales ventajas se encuentra la eficiencia energética, ya que puede trabajar con un consumo aproximado de 76 mA en modo Wi-Fi activo y reducirse hasta 5 μ A en modo Deep Sleep, lo cual lo hace ideal para aplicaciones portátiles o alimentadas por batería. Asimismo, ofrece mecanismos de seguridad por hardware, como cifrado AES, HMAC, SHA, arranque seguro y encriptación de memoria Flash, que aseguran la protección del firmware y de los datos en entornos conectados. Otra característica destacada es su compatibilidad con frameworks de desarrollo como FreeRTOS y ESP-IDF, que permiten una programación más ágil y confiable en comparación con microcontroladores tradicionales como el Arduino. A ello se suma su rango de operación de -40 a 85 °C y la inclusión de una antena integrada de alta sensibilidad, que asegura un funcionamiento robusto en diversas condiciones ambientales [41] [42].

Display SSD1306

El OLED Display SSD1306 I2C de 0.96 pulgadas es una pantalla compacta con resolución de 128×64 píxeles,

capaz de controlar cada punto de manera individual para representar texto y gráficos con claridad. Al ser de tipo OLED, no requiere retroiluminación, lo que disminuye el consumo energético y ofrece un contraste superior frente a las pantallas LCD. Su interfaz de comunicación I²C simplifica la conexión con el microcontrolador y reduce el uso de pines, lo que lo hace altamente eficiente en sistemas embebidos [43] [44].

En este proyecto, el display se emplea como interfaz visual principal, mostrando en tiempo real la temperatura del paciente, la del tapete calefactor, el valor de referencia y el nivel de potencia aplicado. Esto permite al operador supervisar el funcionamiento del sistema de forma clara y segura, garantizando un control confiable durante la rehabilitación.

Diseño de Circuito Impreso

El diseño de la tarjeta de circuito impreso (PCB) se realizó en el software KiCad, cuidando la correcta disposición de las pistas y áreas de cobre, así como las dimensiones físicas de la placa. Para su elaboración se consideraron las Normas Oficiales Mexicanas (NOM) aplicables en materia de seguridad eléctrica y compatibilidad electromagnética, con el fin de asegurar que el prototipo pueda cumplir con criterios nacionales de calidad y confiabilidad. En la Figura 3 se presenta el modelo en 3D de la placa junto con el diseño bidimensional de su distribución.

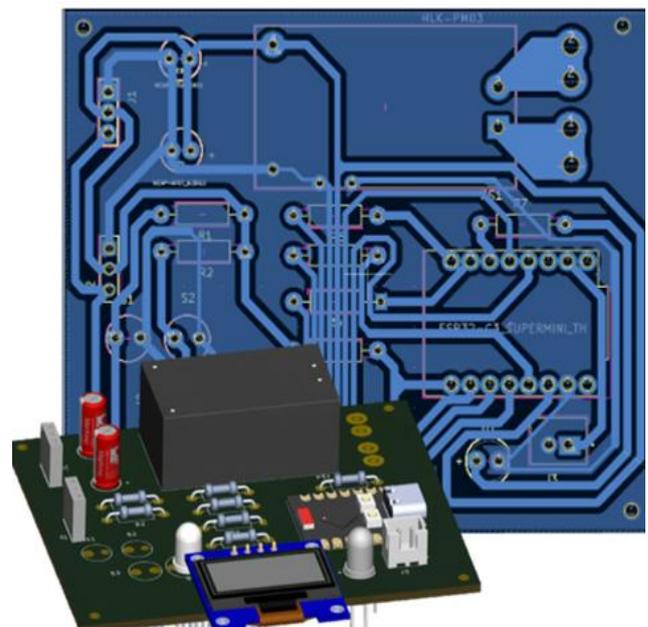


Figura 3. Diseño y Modelo 3D de la PCB.

Diseño de carcasa 3D

La Figura 4 muestra el diseño 3D de la carcasa desarrollada para el proyecto, modelada en software de diseño asistido por computadora (CAD) y destinada a ser fabricada mediante impresión 3D en material PLA. La carcasa presenta un diseño compacto y funcional que integra los orificios y ranuras necesarios para la colocación de botones, pantalla, conectores y sistema de ventilación, garantizando tanto la protección de los componentes electrónicos como la facilidad de montaje. El uso de PLA se eligió por su accesibilidad, buena resistencia mecánica y facilidad de impresión, lo que permite obtener un prototipo robusto y de bajo costo adaptado a los requerimientos del sistema.



Figura 4. Diseño y Modelo 3D de la PCB.

Diagrama de Conexiones físicas

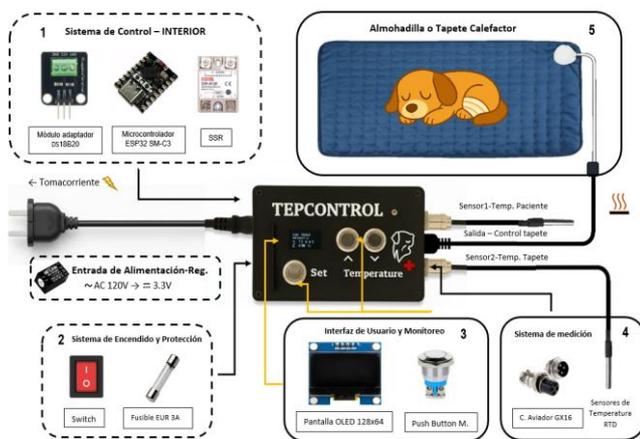


Figura 5. Diagrama de bloque del sistema físico.

En la Figura 5 se muestra la distribución de manera general distribuida en bloques, el bloque de alimentación que se encarga de suministrar energía al prototipo desde la red eléctrica. El sistema recibe 120 V AC directamente desde un contacto, que sirven tanto para alimentar el tapete calefactor como para el convertidor AC/DC HLL-PM, este módulo regula el voltaje a 3.3 V DC, necesarios para la tarjeta ESP32, la pantalla OLED, los sensores y demás componentes electrónicos de control. El Bloque 1, concentra el procesamiento y control del prototipo. El ESP32-C3 recibe las lecturas de los sensores de temperatura y ejecuta el algoritmo que regula el funcionamiento del tapete calefactor. El SSR actúa como la etapa de potencia, permitiendo conmutar la corriente alterna de 120 V para controlar el suministro de energía al tapete. El módulo adaptador DS18B20 facilita la comunicación y manejo de las señales de los sensores digitales de temperatura. El Bloque 2, cuenta con el sistema de encendido y protección, el interruptor permite prender o apagar el sistema en cualquier momento, evitando que permanezca siempre activo. El fusible protege los circuitos y componentes ante fallas eléctricas o sobrecorrientes. El Bloque 3, contiene la interfaz de usuario y monitoreo, este bloque permite la interacción entre el usuario y el prototipo. La pantalla OLED 128x64 muestra en tiempo real la temperatura del tapete y del animal, así como la temperatura deseada. Los push buttons permiten al usuario modificar la temperatura deseada. El Bloque 4, contiene el sistema de medición, su función es convertir la temperatura en una señal eléctrica. Los conectores aviadadores GX16 permiten conectar y desconectar fácilmente los sensores. Se emplean dos sensores digitales: Uno colocado en el tapete para conocer su temperatura real y el otro colocado en el animal para registrar su temperatura corporal. Y el Bloque 5, que contiene el sistema eléctrico para calentamiento térmico, este bloque corresponde al tapete calefactor y su control de potencia. El tapete recibe la energía regulada mediante un relé de estado sólido (SSR), el cual conmuta según las órdenes del microcontrolador. De esta forma, el tapete aumenta o reduce su temperatura en función de las lecturas de los sensores, buscando mantener la temperatura del animal dentro del valor definido por el usuario.

Pseudocódigo y diagrama de bloques de Proceso

El sistema de control de temperatura para el perro funciona en lazo cerrado como se muestra en la Figura 6: el usuario define la temperatura deseada mediante un panel de control (Temperatura de referencia), que es enviada al microcontrolador. Este adquiere las lecturas de

los sensores del perro y del tapete, compara la temperatura real con la deseada y, mediante un algoritmo PID, genera una señal de control PWM. Dicha señal es amplificada por un sistema de potencia (MOSFET o SSR) que regula la energía entregada al tapete térmico, el cual genera calor para mantener estable la temperatura corporal del perro. Los sensores registran nuevamente las temperaturas y las envían al microcontrolador y al display, cerrando el ciclo de retroalimentación y permitiendo un monitoreo constante.

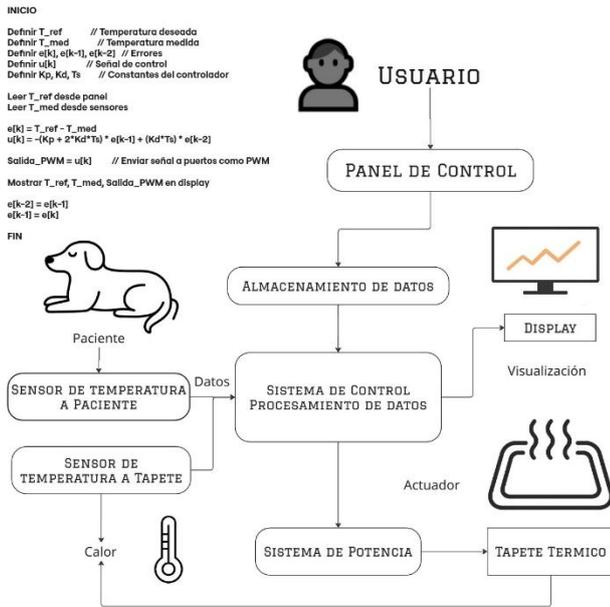


Figura 6. Diagrama de Proceso y Pseudocódigo

5. Implementación del sistema

Las pruebas realizadas fueron de carácter simulado, ya que no se trabajó directamente con animales vivos. En su lugar, se utilizó un cojín de fibra de poliéster recubierto de tela como objeto inerte de prueba, este material fue seleccionado debido a que presenta baja conductividad térmica y alta inercia térmica, actuando como sustituto del animal de compañía en este caso de un canino con el propósito de verificar el funcionamiento del sistema de control y monitoreo de temperatura, este método permite evaluar de manera segura la respuesta del prototipo sin exponer a un animal a riesgos durante la fase experimental.

Para simular la medición de la temperatura corporal, se colocó el sensor en el interior del cojín en una posición equivalente a la que se usaría de manera rectal en un animal. De esta forma, se buscó emular de la manera más

cercana posible la respuesta que tendría el sistema en condiciones clínicas, aunque dentro de un entorno seguro y controlado, el sensor del tapete se colocó en la parte superior del cojín, asegurando contacto tanto con la superficie calefactora como con el objeto de prueba. Esto con la finalidad de registrar de manera simultánea la temperatura del tapete y la transferencia de calor hacia el “paciente” simulado, aportando una visión más completa del comportamiento térmico del sistema durante los ensayos.

Es importante señalar que, a diferencia de un organismo vivo, el objeto empleado carece de metabolismo y de los procesos fisiológicos que generan calor interno, los cuales ayudan a estabilizar la temperatura corporal. Por ello, la temperatura inicial del cojín será considerablemente más baja de lo esperado en un animal real. Esta condición obligará al sistema de control a realizar un esfuerzo mayor durante la fase de calentamiento, lo que llevará un tiempo más prolongado antes de alcanzar el rango ideal de temperatura.

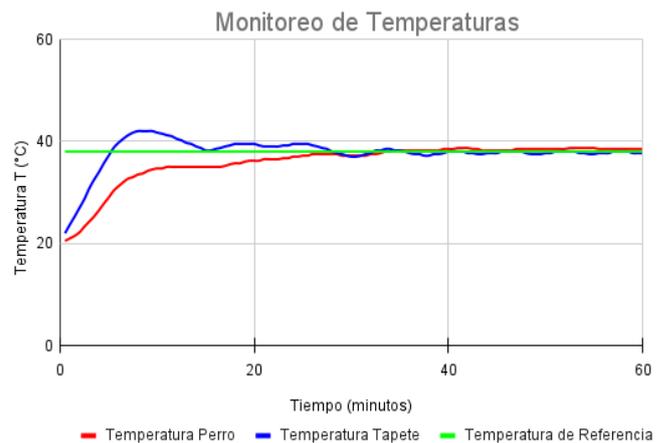


Figura 7. Monitoreo de temperaturas durante la primera prueba con el cojín: objeto con temperatura inicial baja.

En esta primera prueba, con el cojín, objeto que simuló a un paciente canino partió de una temperatura significativamente menor al rango fisiológico normal (37.5 – 39.2 °C) [45], iniciando en 20.5 °C. La Figura 7 muestra que, al inicio el sistema de control activó el tapete con un ciclo de trabajo máximo (PWM cercano al 99 %), lo que provocó un rápido incremento de su temperatura del tapete (línea azul), alcanzando un valor máximo de 42 °C, 4 °C por encima de la temperatura de referencia (línea verde). Este comportamiento es consecuencia directa de la inercia térmica: el tapete incrementa rápidamente su temperatura porque el objeto frío no es capaz de absorber el calor con la misma rapidez.

Por otro lado, la temperatura del “animal” simulado (línea roja), en cambio, presentó un ascenso mucho más lento

debido a la inercia térmica y a la limitada conductividad del objeto. Esto ocasionó que la transferencia de calor se produjera de manera gradual, retrasando su acercamiento a la temperatura de referencia (línea verde). Con el paso del tiempo, el controlador ajustó el ciclo de trabajo del PWM, reduciendo progresivamente la potencia suministrada al tapete. En la fase final de la prueba (a partir de los 40 minutos), ambos sistemas alcanzaron la temperatura de referencia, lo que demuestra que, aunque el tiempo de establecimiento fue prolongado debido a la gran diferencia inicial, el sistema fue capaz de compensar la desviación y regular adecuadamente la temperatura.

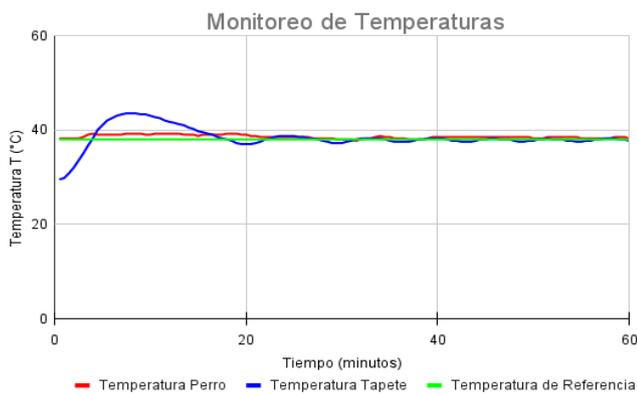


Figura 8. Monitoreo de temperaturas durante la segunda prueba con el cojín: objeto con temperatura inicial normal

En la segunda prueba, el objeto simulado comenzó con una temperatura equivalente a la de un paciente canino sano (38.2 °C). Como se observa en la Figura 8, tanto la temperatura del tapete (línea azul) como la del “animal” simulado (línea roja) tendieron a acercarse a la temperatura de referencia (línea verde) a lo largo de la prueba. Sin embargo, se presentó un sobreimpulso inicial en la temperatura del tapete, que alcanzó un valor máximo de 43.5 °C, superando de manera notable la referencia durante los primeros minutos. Este exceso de energía también se transmitió al objeto de prueba, que mostró un incremento de temperatura más atenuado, aunque claramente asociado al comportamiento del tapete. Las temperaturas altas observadas en esta prueba pueden atribuirse a la inercia térmica del tapete, que acumula calor rápidamente, y al hecho de que el sistema aplicó inicialmente un ciclo de trabajo elevado (99 %), lo que produjo un exceso de energía antes de que el objeto la pudiera absorber de manera uniforme en ese instante. Si bien el calor sí se transfirió (la curva roja asciende durante el pico), la conductividad térmica limitada del “paciente” simulado hizo que parte de esa energía se concentra cerca de la superficie por algunos minutos antes de esparcirse por completo hacia el interior. Posteriormente, la acción del controlador PID redujo progresivamente el

ciclo de trabajo del PWM hasta estabilizar el sistema en torno al valor de referencia. En conjunto, el resultado confirma que, aunque al partir de una condición fisiológica normal puede aparecer un sobreimpulso transitorio, el controlador se estabiliza en un tiempo aceptable y mantiene variaciones pequeñas y seguras alrededor de la temperatura de referencia.

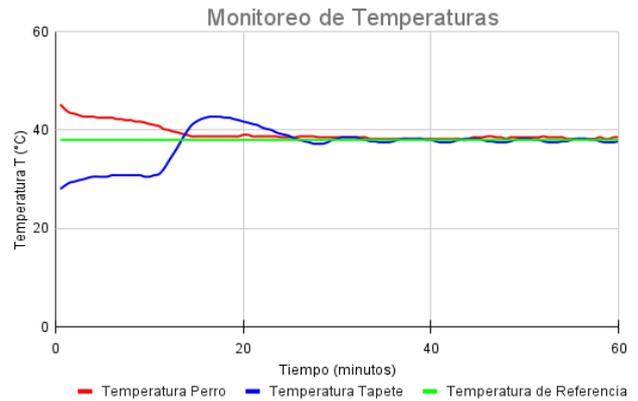


Figura 9. Monitoreo de temperaturas durante la tercera prueba con el cojín: objeto simulado con temperatura inicial elevada.

En esta tercera prueba, el objeto simulado comenzó con una temperatura inicial superior a la normal de un canino (45.2 °C, mayor al rango fisiológico de 37.5 – 39.2 °C). La Figura 9 muestra que la temperatura del “animal” (línea roja) inició por encima de la temperatura de referencia (38 °C) y fue descendiendo de manera gradual hasta estabilizarse en torno al valor de referencia. Durante la prueba, la temperatura del tapete (línea azul) presentó un sobreimpulso moderado que alcanzó un máximo de 42.7 °C. Este pico se produjo después de que la temperatura del objeto estaba en descenso, lo que evidencia el efecto de la inercia térmica del sistema. Posteriormente, el controlador logró estabilizar la señal, manteniendo tanto la temperatura del tapete como la del objeto en valores próximos a la temperatura de referencia, evitando oscilaciones grandes y contribuyendo al descenso controlado de la temperatura del objeto simulado. El comportamiento observado confirma que el sistema es capaz de adaptarse a condiciones iniciales donde el paciente presenta una temperatura mayor a la normal, actuando de manera segura para reducir la diferencia con la referencia y alcanzando un equilibrio térmico más estable. Sin embargo, los picos de temperatura generados por la inercia térmica del tapete pueden representar un riesgo en la práctica real, ya que un exceso de calor podría ocasionar lesiones en el paciente. Por ello, en la siguiente prueba se propone una adecuación en la temperatura de referencia, que ayude a evitar los sobre impulsos de

temperatura, esto se realizó colocando una referencia variable, haciendo que el sistema se comporte como un seguidor de trayectorias, se usó la función sigmoide misma que se muestra en la ecuación (11).

$$T_{ref} = \frac{T_d}{1 - e^{-Bt}} \quad (11)$$

Donde:

T_{ref} = Temperatura de referencia.

T_d = Temperatura deseada.

B = Constante de decaimiento.

Pruebas con tejido animal

Tras la validación inicial del sistema con un objeto simulado inerte, se procedió a realizar pruebas con tejido animal (carne) con el fin de obtener una respuesta térmica más cercana a la de un paciente real. La carne empleada presentó dimensiones aproximadas de 5–6 cm de altura, 20–21 cm de largo, 10–11 cm de ancho y un peso de 700g, características que le confieren una inercia térmica y conductividad más semejantes al tejido biológico vivo que el cojín utilizado previamente.

A diferencia de las pruebas anteriores, en esta etapa se implementó una temperatura de referencia progresiva, basada en la ecuación (11) en el sistema de control. Este enfoque consiste en incrementar gradualmente la temperatura de referencia en lugar de establecerla de manera inmediata en el valor objetivo final. De esta manera, se busca no solo mejorar la estabilidad del sistema y acortar el tiempo de establecimiento, sino también garantizar la seguridad del paciente en condiciones reales de aplicación, evitando picos iniciales que podrían ocasionar lesiones por calor.

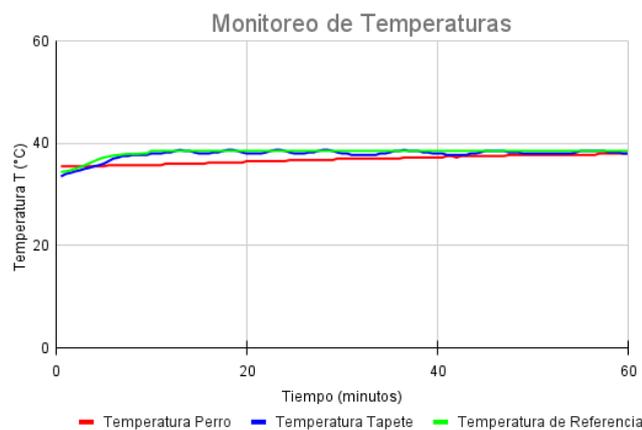


Figura 10. Monitoreo de temperaturas durante la primera prueba con tejido animal: objeto con temperatura inicial baja.

En la primera prueba con carne, simula a un paciente canino que comenzó con una temperatura inicial más baja que la fisiológica, aproximadamente 35.5 °C. El tapete inició en torno a 33.5 °C, mientras que la temperatura progresiva partió en valores inferiores a la referencia final para permitir un calentamiento más controlado. Conforme avanzó el trabajo, la temperatura de la carne aumentó de manera gradual hasta alcanzar un máximo de 38.5 °C, mientras que el tapete llegó a un máximo de 38.7 °C antes de estabilizarse, como lo muestra la Figura 10.

El empleo de una temperatura de referencia progresiva resultó fundamental para evitar el sobreimpulso característico observado en pruebas previas con una temperatura de referencia fija. Gracias a esta estrategia, el incremento de la temperatura se produjo de manera más estable y controlada, sin variaciones bruscas ni riesgos de sobrecalentamiento. Al finalizar la prueba, tanto la carne como el tapete lograron converger en torno al valor de referencia (38.5 °C), manteniéndose dentro de un rango seguro con oscilaciones mínimas. Este comportamiento confirma la capacidad del sistema para calentar gradualmente un objeto frío y alcanzar condiciones estables sin comprometer la seguridad térmica.

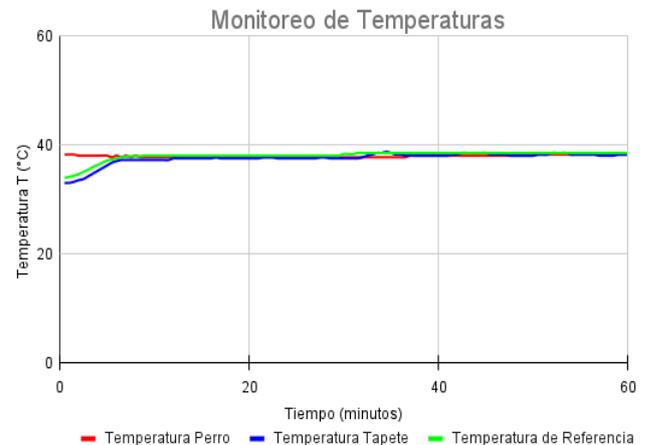


Figura 11. Monitoreo de temperaturas durante la segunda prueba con tejido animal: objeto con temperatura inicial normal

En la segunda prueba, la carne comenzó con una temperatura cercana a la de un canino en condiciones normales (aproximadamente 38.2 °C). Mientras que el tapete inició con un valor más bajo, alrededor de 33 °C. Durante los primeros minutos, el sistema corrigió esta diferencia, logrando que ambas temperaturas se acercaran a la temperatura de referencia. En esta prueba, la carne alcanzó un máximo de 38.5 °C, mientras que el tapete registró un máximo de 38.7 °C, valores que se mantuvieron dentro de un rango seguro.

La Figura 11 muestra que, desde los primeros minutos, las tres curvas (carne, tapete y referencia) mostraron una rápida convergencia y se mantuvieron estrechamente próximas durante la mayor parte del tiempo. Este comportamiento refleja la eficacia del controlador PID junto con la temperatura de referencia progresiva, ya que se evitó la aparición de sobreimpulsos significativos u oscilaciones marcadas. En consecuencia, se observa una regulación más precisa, con una estabilidad térmica adecuada que asegura un comportamiento confiable bajo condiciones iniciales cercanas a las fisiológicas.

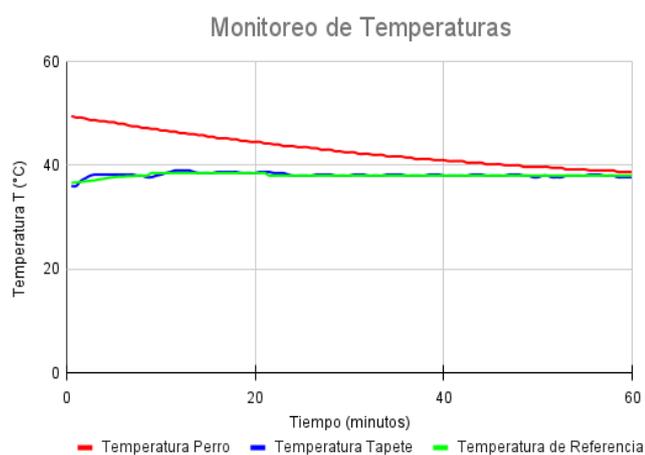


Figura 12. Monitoreo de temperaturas durante la tercera prueba con el tejido animal: objeto simulado con temperatura inicial elevada

En la tercera prueba, la carne inició con una temperatura muy por encima del rango fisiológico de un canino, registrando 49.5 °C en el minuto 0.5. A partir de ese punto, la curva de la carne (línea roja) mostró un descenso progresivo y controlado, reduciéndose gradualmente hasta acercarse al valor de la temperatura de referencia como se observa en la Figura 12. Por otra parte, el tapete (línea azul) comenzó con una temperatura de 36.0 °C y fue aumentando lentamente hasta situarse cerca de la temperatura referencia, alcanzando un máximo de 38.7 °C sin presentar sobreimpulsos significativos. Durante toda la prueba, el sistema evitó activar un calentamiento excesivo, favoreciendo que la temperatura de la carne se acerque de manera natural hacia el rango deseado. Este resultado demuestra que el sistema es capaz de adaptarse incluso a condiciones iniciales extremas de sobrecalentamiento, corrigiendo de forma segura y evitando riesgos de nuevos picos de temperatura. La combinación del controlador PID con la temperatura de referencia progresiva permitió mantener la estabilidad térmica, garantizando que tanto el tapete como el objeto

de prueba se aproximan de manera confiable al valor de referencia.

6. Conclusiones

El desarrollo de un sistema de control térmico automatizado mediante un controlador PID demostró ser una solución eficaz y segura para regular la temperatura en procesos de rehabilitación postoperatoria en pequeños animales, reduciendo significativamente el riesgo de quemaduras y complicaciones asociadas a la hipotermia. La integración de sensores digitales DS18B20, una interfaz visual OLED y un relevador de estado sólido controlado por modulación PWM permitió implementar un sistema confiable y adaptable a entornos clínicos.

El modelo matemático desarrollado, junto con el ajuste de parámetros mediante el método de Ziegler–Nichols, aseguró una respuesta dinámica adecuada al comportamiento térmico del tapete calefactor y de los objetos de prueba. Las pruebas experimentales realizadas, tanto con un cojín de fibra de poliéster como con tejido animal, mostraron el impacto de la inercia térmica y la conductividad de los materiales sobre la transferencia de calor.

En particular, el cojín presentó un calentamiento más rápido en comparación con la carne, mientras que esta última ofreció una respuesta más realista y cercana a un organismo vivo, confirmando la importancia de evaluar el sistema bajo diferentes condiciones iniciales. Asimismo, la implementación de una temperatura de referencia progresiva contribuyó a reducir los sobreimpulsos térmicos observados en las primeras pruebas, mejorando la estabilidad y la seguridad del sistema. Este enfoque permitió garantizar un calentamiento gradual y controlado, con tiempos de establecimiento aceptables y oscilaciones mínimas alrededor del valor de referencia.

En conjunto, los resultados obtenidos confirman que el prototipo constituye una alternativa costo-efectiva y técnicamente viable para su uso en clínicas veterinarias, ofreciendo un control preciso de la temperatura durante procedimientos postoperatorios y favoreciendo la recuperación segura de los pacientes.

Como trabajos futuros, se propone realizar pruebas supervisadas en animales bajo la autorización y acompañamiento del personal veterinario capacitado, con el fin de validar el desempeño clínico del sistema en escenarios reales. Además, se plantea la integración de una aplicación móvil que permita la transmisión remota de los datos de monitoreo hacia un teléfono inteligente, lo que facilita el seguimiento continuo del paciente y aumentaría la usabilidad del sistema en entornos clínicos y domiciliarios.

24 –30 de octubre de 2025

7. Referencias

- [1] Tellechea Perdomo, S., Benech, A., & Rodríguez, C. (2023). Hipotermia perioperatoria en caninos y felinos.
- [2] Boada Erazo, M. E. (2020). Revisión sistemática de protocolos para prevenir la hipotermia en pacientes caninos sometidos a procedimientos bajo anestesia general, a nivel mundial (Bachelor's thesis, Quito: Universidad de las Américas, 2020).
- [3] Muñoz Rodríguez, L. C., Fernández-Riomalo, A., García Valencia, D., & Marulanda Ariza, D. (2024). Aislante térmico como dispositivo externo para el control de la hipotermia intraquirúrgica en pequeños animales. *Revista de Investigaciones Veterinarias del Perú*, 35(1).
- [4] Palomino Díaz, M. V. Z. (2020). Evaluación de un protocolo de prevención de la hipotermia durante anestesia general en perros domésticos sometidos a profilaxis dental. *Revista Científica y Tecnológica UPSE (RCTU)*, 7(2), 58-63.
- [5] Aarnes, T. K., Bednarski, R. M., Lerche, P., & Hubbell, J. A. (2017). Effect of pre-warming on perioperative hypothermia and anesthetic recovery in small breed dogs undergoing ovariohysterectomy. *The Canadian veterinary journal = La revue veterinaire canadienne*, 58(2), 175–179.
- [6] Robertson S. 2020. Principles of anesthesia, analgesia, safety, and monitoring. En: White, S. (Ed). *High Quality, High-Volume Spay and Neuter and Other Shelter Surgeries*. John Wiley & Sons, Inc.656
- [7] Acero, V. M., & Sánchez, K. V. (2024). Lineamientos para jornadas de esterilización masivas con parámetros de bienestar animal en perros y gatos en Colombia. *Revista de la Facultad de Medicina Veterinaria y de Zootecnia*, 71(2), 2.
- [8] DE LOS ANIMALES, C. Y. U. NORMA Oficial Mexicana NOM-062-ZOO-1999, Especificaciones técnicas para la producción, cuidado y uso de los animales de laboratorio.
- [9] Comisión Nacional de Bioética. Ética en el manejo de animales para investigación y enseñanza. Secretaría de Salud, México, 06 de marzo de 2023. Disponible: <https://www.gob.mx/salud/conbioetica/documentos/etica-en-el-manejo-de-animales-para-investigacion-y-ensenanza>
- [10] Potter, J., Murrell, J. and MacFarlane, P. (2015), Comparison of two passive warming devices for prevention of perioperative hypothermia in dogs. *J Small Anim Pract*, 56: 560-565.
- [11] Palomino Díaz, H. S. (2018). Evaluación de un protocolo para mantener la normotermia durante un procedimiento de profilaxis dental en la clínica veterinaria de la Universidad de las Américas (Bachelor's thesis, Quito: Universidad de las Américas, 2018).
- [12] Menea, A. C. (2021). Prevención de la hipotermia. *Badajoz Veterinaria*, (22), 52-53.
- [13] Redondo Garcia, J. I. (2020). Perioperative hypothermia.
- [14] Escobar Gil de Montes, M. T. (2011). Estudio comparativo de la velocidad y calidad de inducción y recuperación anestésica con isoflurano y sevoflurano en gatos premedicados.
- [15] Valencia León, N. (2011). Repercusiones adversas de la hipotermia no intencional inducida por anestesia en el resultado perioperatorio, Hospital Luis Vernaza. periodo 2009-2010. Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, 56-64.
- [16] Castillo, DU y Salgado, RAC (2018). EVALUACIÓN DE DOS MÉTODOS DE CALENTAMIENTO EXTERNO PARA ATENUAR LA HIPOTERMIA INTRAQUIRÚRGICA EN FELINOS. *Revista Científica*, 28 (3), 192-198.
- [17] Buitrago Sandoval, F. H. (2014). Modelación y simulación de la transferencia de calor en sistemas de transmisión de potencia eléctrica subterránea (Tesis de maestría, Universidad Pontificia Bolivariana). Repositorio UPB
- [18] Universidad de Sevilla. (s.f.). Control térmico de los semiconductores de potencia. Recuperado de woody.us.es
- [19] Sánchez, J., & Rodríguez, M. (2022). Modelado de la transferencia de calor por convección natural y radiación en cavidades bidimensionales. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, 20(1), 45–60. *Revistas UNED*
- [20] Çengel, Y. A., & Boles, M. A. (2015). *Termodinámica* (8ª ed.). McGraw-Hill Education.
- [21] Zemansky, M. W., & Dittman, R. H. (1997). *Heat and Thermodynamics* (7th ed.). McGraw-Hill.
- [22] T. B. "Sekara y M. R. Matau`sek, "Revisando el ziegler-nichols proceso dinámica caracterización", *Diario de Proceso Control*, Vol. 20, No. 3, Pp. 360–363, 2010. [En línea]. Disponible: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0959152409001401>
- [23] Robalino Navarrete, E. M., & Arévalo Ocaña, A. D. (2025). Diseño e implementación de un prototipo para monitoreo veterinario de signos vitales y rastreo de mascotas empleando la tecnología LoRaWAN en el Centro Clínico Veterinario "Vida y Salud" (Bachelor's thesis, Riobamba).
- [24] Funsmile Almohadilla Térmica Eléctrica 6 Niveles de Calor con 4 Temporizadores 30-90min Apagado Automático de Seguridad Ultra Suave de Lana Micro Felpa Lavable a Máquina 83 x 43 cm. (s/f). Com.mx. Recuperado el 17 de agosto de 2025, de <https://www.mercadolibre.com.mx/funsmile-almohadilla-termica-electrica-6-niveles-de-calor-con-4-temporizadores-30-90min-apagado-automatico-de-seguridad-ultra-suave-de-lana-micro-felpa-lavable-a-maquina-83-x-43-cm/p/MLM50372281>
- [25] Méndez, C. A. C. (2023). Departamento de mantenimiento, Corindplast
- [26] Amador Guerrero, E. M. (2007). Prototipo de un relevador de sobrecorriente microprocesado.
- [27] Alonso de Blas, E. (2018). Diseño y construcción de horno para soldadura SMD.
- [28] Relevadores monofasico - Fotek México. (2024). Relevadores monofasico - Fotek México. <https://fotekmex.com/productos/relevadores/monofasico>
- [29] Ramirez, H. C. (2017). Termodinámica I: implementación de un sensor de temperatura con un termistor. Versión 2.0.
- [30] Sierra García, L. A. (2017). Diseño del sistema de medición y despliegue de temperaturas con el sensor DS18B20 mediante el protocolo de transmisión 1-WIRE (Doctoral dissertation, Universidad de San Carlos de Guatemala).
- [31] Avilés Tapia, P. E., & Salto Álvarez, P. F. (2010). Diseño, construcción e implementación de un triedro electrónico según la norma INEN para monitoreo de temperatura de la Empresa Fibro Acero (Bachelor's thesis).
- [32] Gómez, E. G. P., & Alarcón, C. E. P. Herramienta basada en software usando servicios de computación en la nube de Amazon Web Services para almacenar y gestionar información histórica del estado de salud de una persona con enfermedades crónicas de forma remota.
- [33] Cruz Martínez, M. A., & Solano Cifuentes, S. V. Implementación de un baño termostatzado
- [34] Contreras, C., Molina, J. A., Osma, P., & Zambrano, D. (2018). Construcción de un Sistema de Adquisición y Transmisión Remota de la Calidad del Agua Basado en el Internet de las Cosas (IoT) para la acuicultura. In *Innovation in Education and Inclusion: Proceedings*

of the 16th LACCEI International Multi-Conference for Engineering, Education and Technology

- [35] Alcantar Zamora, J. (2021). Desarrollo de un dispositivo para detección del estro en cerdas mediante la resistencia eléctrica intravaginal, equipado con comunicación wireless.
- [36] Viteri Guzmán, G. K., Monserrate Sánchez, I. H., & Arrese Vilche, A. E. (2024). Tecnología IoT para el monitoreo de salud animal en el sector ganadero. *La técnica*, 14(1), 60-68.
- [37] Módulo adaptador para sonda de temperatura DS18B20. (2025). PLEXYLAB. <https://www.plexylab.com/shop/modulo-adaptador-para-sonda-de-temperatura-ds18b20-2240>
- [38] Módulo Adaptador Terminal Para Sensor de Temperatura DS18B20. (2025). Saravati.com.br; Saravati Materiais Técnicos. https://www.saravati.com.br/modulo-adaptador-terminal-para-sensor-de-temperatura-ds18b20.html?srsId=AfmBOopaYz17bEjJZ3OMWO_TnqT-AX5gu7MwOEiLUIZBQhbmamrMEk_r
- [39] Gridling, G., & Weiss, B. (2007). Introduction to microcontrollers. Vienna University of Technology Institute of Computer Engineering Embedded Computing Systems Group, 25.
- [40] Pedrera, A. C. (2017). *Arduino para Principiantes: 2ª Edición*. IT Campus Academy.
- [41] Teknomovo. (2025, 28 marzo). ESP32 C3 Supermini tipo C - Teknomovo 2025. <https://teknomovo.com.mx/producto/esp32-c3-supermini-tipo-c/>
- [42] Mezghiche, M. I. Télécommande par internet d'un appareil électroménager à base d'ESP32-C3 Supermini (Doctoral dissertation, UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA).
- [43] Guerra Zaldumbide, C. A., & Molina Constante, E. P. (2022). Reconversión tecnológica de un climatizador de aire para la crianza de insectos.
- [44] Coico Ibañez, P. G., & Pajuelo Chavez, A. E. (2022). Sistema biomédico en el monitoreo de pacientes hospitalizados en una clínica de la ciudad de Trujillo en el año 2021.
- [45] Álvarez Alfaro, C. M. (2018). Evaluación de Mensuración de Temperatura Comparando Cuatro Tipos De Termómetros en Canes en el Distrito de Yanahuara, Arequipa-Perú 2018.