

|

**UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA**

**SEDE VIÑA DEL MAR – JOSÉ MIGUEL CARRERA**

**DISEÑO Y DESARROLLO DE PROTOTIPO PARA UNIDAD CALEFACTORA DE  
BOMBA DE SIMULACIÓN HEMODINÁMICA.**

Trabajo de Titulación para optar al Título de  
Ingeniero en FABRICACIÓN Y DISEÑO  
INDUSTRIAL con Licenciatura en Ingeniería en  
fabricación y diseño industrial.

Alumno:

Rodolfo Esteban Maldonado Ramos

Profesor Guía:

Álvaro Cespedes

**2026**



## CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

### 1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

**Tipo de monografía (marcar una opción):**  Memoria o trabajo de título  Tesis de Postgrado

**Título del trabajo:** DISEÑO Y DESARROLLO DE PROTOTIPO PARA UNIDAD CALEFACTORA DE BOMBA DE SIMULACIÓN HEMODINÁMICA.

**Nombre del candidato(a):** Rodolfo Esteban Maldonado Ramos

**Carrera / Grado:** Ingeniería en Fabricación y Diseño Industrial.

**Campus:** José Miguel Carrera **Departamento:** Diseño y manufactura

### 2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Alvaro Céspedes Escobar, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a)

del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

### 3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

El trabajo **NO contiene** información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por (**marcar una opción**):

6 meses  12 meses  2 años  3 años  5 años  10 años

**Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):**

---

---

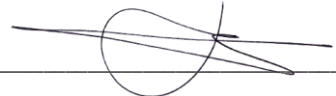
---

### 4.- FIRMAS

**Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:**

**Fecha:** 6 marzo de 2026 **Firma:** 

**Estudiante o Candidato(a):**

**Fecha:** 06/03/2026 **Firma:** 

*Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.*

## **RESUMEN**

Palabras clave: entrenamiento médico, Hemodinámica, simulación, calefacción, prototipo biomédico.

El presente proyecto tiene como objetivo el diseño y desarrollo de una unidad calefactora para un dispositivo de simulación hemodinámica, utilizada en la formación de profesionales de la salud en procedimientos médicos intervencionales. La integración de esta unidad permite mantener la temperatura del fluido simulado dentro del rango fisiológico de 35–37 °C, mejorando la fidelidad del sistema y la experiencia de aprendizaje.

En el Capítulo uno se presentan los antecedentes del estudio, la definición del problema asociado a la ausencia de control térmico en los simuladores hemodinámicos, el análisis del mercado y las alternativas actuales de calefacción de fluidos, así como los principios de transferencia de calor considerados.

El Capítulo dos desarrolla la propuesta de diseño, estableciendo los objetivos, la metodología empleada, los requerimientos técnicos, la definición funcional y el diseño conceptual del sistema.

En el Capítulo tres se aborda la ingeniería de detalle, el prototipado, la modelación 3D, el análisis funcional, la evaluación de costos y la validación experimental del prototipo.

## **ABSTRACT**

Keywords: medical training, hemodynamics, simulation, heating, biomedical prototype.

The objective of this project is to design and develop a heating unit for a hemodynamic simulation device used in the training of healthcare professionals in interventional medical procedures. The integration of this unit allows the temperature of the simulated fluid to be maintained within the physiological range of 35–37 °C, improving the fidelity of the system and the learning experience.

Chapter One presents the background to the study, the definition of the problem associated with the absence of thermal control in hemodynamic simulators, the market analysis and current fluid heating alternatives, as well as the heat transfer principles considered.

Chapter Two develops the design proposal, establishing the objectives, methodology used, technical requirements, functional definition, and conceptual design of the system.

Chapter Three addresses detailed engineering, prototyping, 3D modeling, functional analysis, cost evaluation, and experimental validation of the prototype.

Finally, Chapter Four presents the bibliography used.

## ÍNDICE

1. Capítulo 1: Antecedentes del proyecto. ....	3
1.1    Antecedentes del proyecto .....	4
1.2    Definición del problema .....	6
1.3    Análisis del mercado y entorno en que se espera opere este producto .....	8
1.4    Análisis de las maneras y/o alternativas en que se resuelve hasta ahora el problema. ....	10
1.4.1 Diferentes formas de calentar el agua .....	10
1.5    Formas de transmisión de calor y principio de calefacción adoptado .....	15
1.5.1 Conducción.....	15
1.5.2 Convección.....	16
1.5.3 Radiación.....	17
1.5.4 Principio adoptado.....	18
2. Capítulo 2: Desarrollo de Propuesta. ....	20
2.1    Definición de objetivo.....	21
2.1.1 Objetivo general: .....	21
2.1.2 Objetivos específicos:.....	22

2.2	Metodología de diseño a empleada para la resolución técnica del problema. ....	22
2.3	Establecimiento de objetivos del producto .....	23
2.4	Definición funcional .....	24
2.4.1	Función primaria: .....	24
2.4.2	Funciones secundarias:.....	24
2.5	Establecimiento de requerimientos y características .....	25
2.6	Diseño conceptual .....	27
2.7	Diagramas funcionales .....	28
2.8	Interfaz y control.....	30
2.9	Subfunciones del sistema y componentes.....	32
2.9.1	Subsistema de alimentación .....	33
2.9.2	Subsistema de control.....	33
2.9.3	Subsistema de calefacción.....	34
2.10	Distribución física preliminar .....	34
3.	Capítulo 3: Ingeniería de Detalle y Prototipado .....	36
3.1	Desarrollo de ingeniería de detalle empleada .....	37
3.2	Modelación 3D.....	39
3.3	Análisis funcional y sistémico. ....	40
3.4	Costo de la Propuesta.....	47

3.5	Evaluación de Resultados Análisis/ propuesta productiva. ....	49
3.6	Iteraciones y mejoras .....	52
3.7	Conclusiones y Recomendaciones .....	52
4.	BIBLIOGRAFIA .....	54

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	<i>Modelo vascular de vasos sanguíneos EVT011-01</i> .....	4
Figura 2	<i>Tabla de viscosidad del agua frente a la temperatura (°C)</i> .....	7
Figura 3	<i>Gráficos de informe del mercado de simulación medica</i> .....	9
Figura 4	<i>Ejemplo de resistencia eléctrica</i> . ....	10
Figura 5	<i>Ejemplo de manta térmica</i> . ....	11
Figura 6	<i>Ejemplo de dispositivo de circulación externa de agua</i> .....	12
Figura 7	<i>Ejemplo de placa de peltier</i> . ....	13
Figura 8	<i>Ejemplo de conducción</i> . ....	16
Figura 9	<i>Ejemplo de convección</i> .....	17
Figura 10	<i>Ejemplo de radiación</i> . ....	18
Figura 11	<i>Diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo</i> . ....	29
Figura 12	<i>Circuito en software Tinkercad</i> .....	31
Figura 13	<i>Subsistemas de la unidad calefactora</i> . ....	33

Figura 14	<i>Esquema de componentes y conexiones.</i>	34
Figura 15	<i>Comprobación de los componentes reales.</i>	37
Figura 16	<i>Componentes conectados.</i>	38
Figura 17	<i>Modelado de circuito de agua en Fusión 360.</i>	39
Figura 18	<i>Prueba de funcionamiento.</i>	40
Figura 19	<i>Modelo 3d de prototipo en software fusión 360.</i>	41
Figura 20	<i>Despiece modelo 3d de prototipo en software fusión 360.</i>	42
Figura 21	<i>Plano de conjunto de partes carcasa.</i>	43
Figura 22	<i>Plano base de unidad calefactora.</i>	44
Figura 23	<i>Plano paredes de unidad calefactora.</i>	45
Figura 24	<i>Planos de tapa de unidad calefactora.</i>	46
Figura 25	<i>Prototipo ya ensamblado.</i>	49
Figura 26	<i>Parte posterior de prototipo ya ensamblado.</i>	50
Figura 27	<i>disposición de componentes en el prototipo.</i>	51

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Tabla comparativa de soluciones.</i> .....	14
Tabla 2 <i>Tabla resumen de requerimientos y especificaciones técnicas para desarrollo de propuesta.</i> .....	27
Tabla 3 <i>Registro de costos asociados al prototipo.</i> .....	47
Tabla 4 <i>Registro de tiempo asociados al prototipo.</i> .....	48

## SIGLA

IEC	International Electrotechnical Commission
LED	Diodo Emisor de Luz
PID	Control Proporcional–Integral–Derivativo
PT100	Sensor de temperatura por resistencia de platino 100 $\Omega$
EVT	Entrenador Vascular Terapéutico
CAD	Diseño Asistido por Computador
TEC	Módulo termoeléctrico Peltier

## SIMBOLOGÍA

mm	Milímetros
ml	Militros
L/min	Litros por minuto
°C	Grados Celsius
V	Voltios
W	Watts
A	Amperios
$\Omega$	Oms
:	

## INTRODUCCIÓN

La formación de especialistas en medicina requiere de herramientas de simulación que reproduzcan de manera realista las condiciones fisiológicas del sistema circulatorio. Los simuladores hemodinámicos constituyen un recurso esencial para el entrenamiento de profesionales en procedimientos como embolizaciones vasculares, angioplastias y cateterismos, ya que permiten la práctica en un entorno controlado y libre de riesgos para el paciente (Gutiérrez, 2023).

No obstante, uno de los principales desafíos de los sistemas de simulación hemodinámica actuales radica en la ausencia de un control térmico preciso del fluido que simula la sangre, lo cual dificulta la reproducción exacta de las condiciones fisiológicas y afecta la fidelidad de los ejercicios de entrenamiento. La temperatura influye directamente en las propiedades físicas del fluido como la viscosidad y el comportamiento del flujo, por lo que su control resulta fundamental para obtener simulaciones más realistas y consistentes.

En este contexto, el presente proyecto tiene como finalidad diseñar y desarrollar una unidad calefactora funcional para un sistema de simulación hemodinámica, capaz de mantener el fluido de trabajo dentro del rango fisiológico de 36–38 °C durante las sesiones de práctica. El desarrollo contempla las etapas de diseño conceptual, selección de componentes, modelado, construcción del prototipo y validación experimental, siguiendo la metodología de diseño y desarrollo de productos propuesta por Ulrich y Eppinger (2013), reconocida por su enfoque sistemático e iterativo orientado a la mejora continua del diseño.

Con ello, se busca mejorar la calidad y realismo de la experiencia de simulación, optimizando el proceso de aprendizaje de los usuarios y contribuyendo al avance en tecnologías aplicadas a la enseñanza médica. Asimismo, el proyecto aporta un modelo metodológico replicable para el diseño de componentes funcionales en entornos de simulación biomédica.

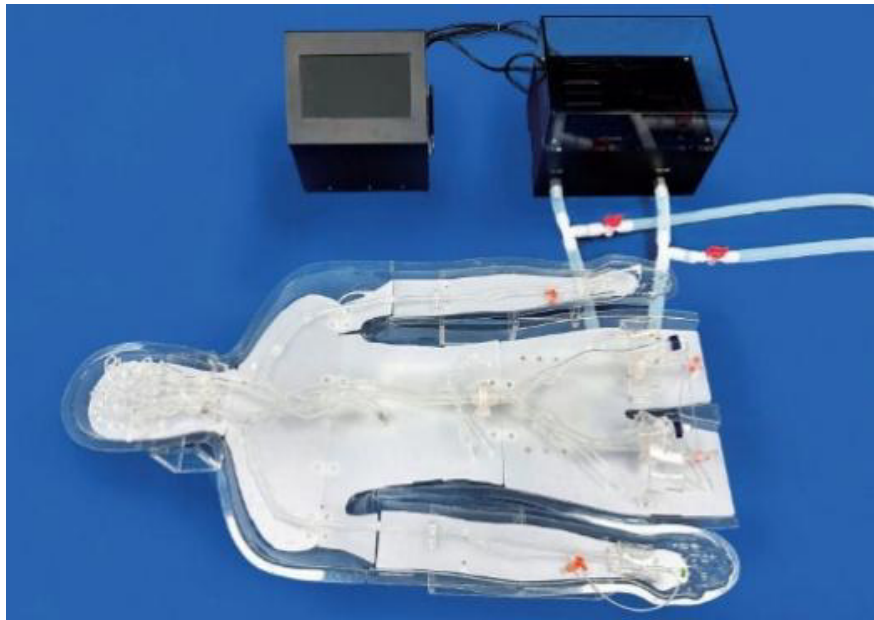
**1. Capítulo 1:  
Antecedentes del proyecto.**

## 1.1 Antecedentes del proyecto

La simulación médica constituye una herramienta esencial para la formación de profesionales de la salud, al permitir la reproducción controlada, segura y repetible de situaciones clínicas reales. Este enfoque posibilita que estudiantes y especialistas adquieran habilidades técnicas y cognitivas antes de enfrentarse a pacientes, reduciendo riesgos y fortaleciendo la seguridad asistencial (García, 2025)

**Figura 1**

*Modelo vascular de vasos sanguíneos EVT011-01.*



*Nota. Reproducido de Modelo vascular de vasos sanguíneos EVT011-01, por Trando 3D Medical Technology, s.f., MedicalExpo (<https://www.medicaexpo.es/prod/trando-3d-medical-technology/product-301125-1111213.htm>).*

En el campo de la hemodinámica y los procedimientos endovasculares, la simulación adquiere un valor particular. Estas intervenciones implican la navegación de catéteres y

microdispositivos a través del sistema vascular, lo que requiere un dominio preciso de la motricidad fina, el control visual y la interpretación de las respuestas fisiológicas del sistema. La práctica en entornos simulados permite replicar condiciones anatómicas y dinámicas del flujo sanguíneo, favoreciendo un aprendizaje seguro, repetible y medible (Gutiérrez, 2023)

Los simuladores hemodinámicos reproducen el comportamiento del flujo sanguíneo mediante circuitos hidráulicos cerrados que imitan las características del sistema cardiovascular. Sin embargo, para lograr un nivel de realismo adecuado, no basta con simular la presión o el caudal; es indispensable mantener el fluido de trabajo dentro del rango térmico fisiológico ( $\approx 36\text{--}37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). La temperatura afecta directamente propiedades físicas fundamentales como la viscosidad, la densidad y la tensión superficial, las cuales determinan la manera en que el fluido circula dentro de los modelos vasculares.

Cuando el fluido se encuentra a temperatura ambiente, su viscosidad aumenta, generando una mayor resistencia al paso por tubos y canales, lo que altera la dinámica de flujo y modifica la interacción entre el catéter y las paredes del conducto. Este efecto se traduce en una sensación táctil irreal para el operador, disminuyendo la precisión del entrenamiento. Por el contrario, mantener el fluido dentro de los rangos fisiológicos permite reproducir una respuesta hidráulica más fiel al sistema circulatorio humano, lo que mejora la precisión del control, la percepción de resistencia y la destreza del usuario durante la práctica (Feng, 2025)

Además, la temperatura influye en la flexibilidad y comportamiento de los materiales utilizados en los catéteres. A temperaturas inferiores a la corporal, los polímeros tienden a volverse más rígidos, dificultando la navegación por los trayectos vasculares y alterando la respuesta mecánica del dispositivo. Esto reduce la correspondencia entre la práctica simulada y la realidad

clínica, afectando la transferencia de habilidades al entorno hospitalario. Por tanto, la incorporación de un sistema calefactor preciso y seguro no solo incrementa el realismo del simulador, sino que también mejora la calidad del aprendizaje y la preparación profesional.

La ausencia de control térmico en muchos simuladores representa una limitación significativa para la enseñanza médica, ya que compromete la reproducibilidad de las condiciones fisiológicas y limita la fidelidad del entrenamiento. De ahí surge la necesidad de desarrollar un sistema calefactor funcional, eficiente y seguro, capaz de mantener la temperatura del fluido dentro del rango fisiológico, adaptándose a las variaciones de caudal y operación propias de los entornos de simulación médica.

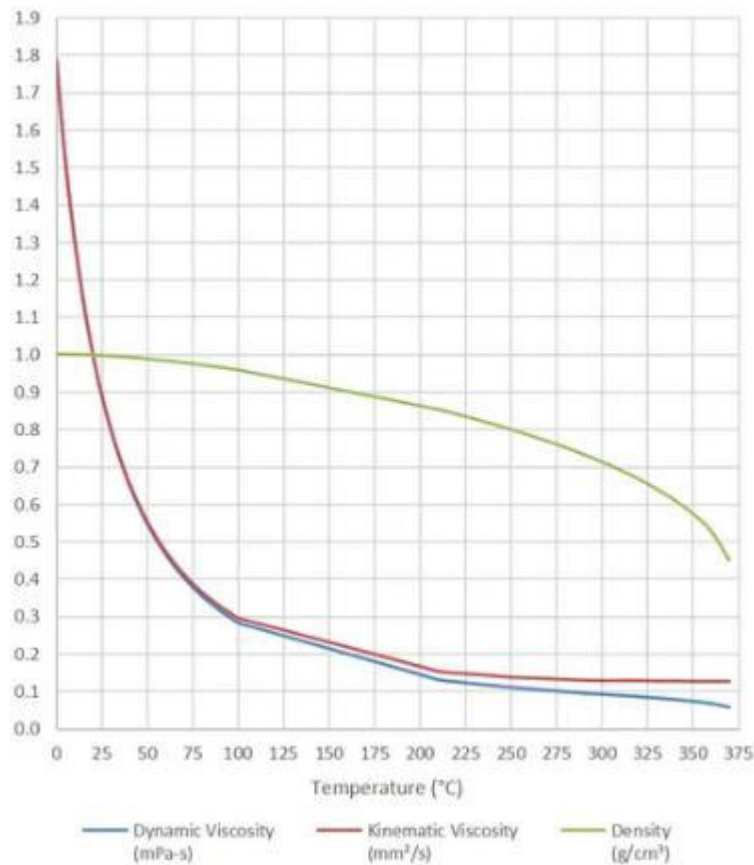
## **1.2 Definición del problema**

Los simuladores hemodinámicos disponibles en el ámbito académico y clínico presentan, en su mayoría, una ausencia de control preciso de la temperatura del fluido simulado, manteniéndose este a temperatura ambiente. Esta condición genera discrepancias significativas

respecto a las propiedades físicas de la sangre, comprometiendo la exactitud del flujo y reduciendo la calidad de la práctica.

**Figura 2**

*Tabla de viscosidad del agua frente a la temperatura (°C).*



*Nota.* Reproducida de *Calculadora de viscosidad del agua*, por Omni Calculator, s.f., Omni Calculator (<https://www.omnicalculator.com/es/fisica/calculadora-de-la-viscosidad-del-agua>).

La viscosidad es la medida de la resistencia de un fluido al flujo. Cuanto mayor es la viscosidad de un fluido, mayor es la resistencia interna al movimiento relativo entre sus capas. En los gases, el aumento de temperatura incrementa la energía cinética molecular y las colisiones intermoleculares, lo que genera un aumento de la viscosidad. En contraste, en los líquidos, el

incremento térmico debilita las fuerzas de cohesión intermolecular, favoreciendo la movilidad molecular y disminuyendo la viscosidad (Çengel & Cimbala, 2018).

Por otra parte, la falta de estabilidad térmica también puede generar variaciones en la presión y en el comportamiento de los sensores o bombas de simulación, afectando la consistencia de las pruebas.

El problema técnico principal se define, entonces, como la carencia de un sistema calefactor con control térmico eficiente y estable, que mantenga el fluido de trabajo en rangos fisiológicos sin comprometer la seguridad, la eficiencia energética ni la facilidad de operación. El desarrollo de una unidad calefactora con control automatizado permitiría optimizar la fidelidad de los simuladores hemodinámicos y mejorar la transferencia de competencias al entorno clínico.

### **1.3 Análisis del mercado y entorno en que se espera opere este producto**

El mercado global de simulación médica ha experimentado un crecimiento sostenido en las últimas décadas, impulsado por la necesidad de entrenar habilidades clínicas de alta precisión sin riesgo para el paciente. Según *Research and Markets (2025)*, se proyecta que este mercado alcance un valor superior a los 6.000 millones de dólares hacia 2030, con una tasa de crecimiento anual compuesta superior al 10 %.

**Figura 3***Gráficos de informe del mercado de simulación médica*

*Nota. Reproducido de Medical simulation market report [2025 – Tamaño de la industria, participación, crecimiento e análisis, por Kings Research, 2025, Kings Research.*

Dentro de este mercado, los simuladores hemodinámicos ocupan un nicho especializado, orientado principalmente a la formación en radiología intervencionista, cardiología y neurocirugía endovascular. Sin embargo, los modelos con control de temperatura integrado pertenecen casi exclusivamente a la gama alta, debido a la complejidad de sus sistemas de control y a los costos de implementación.

Esta situación genera una brecha tecnológica y económica entre los equipos de simulación avanzados y los de uso académico o formativo, que generalmente carecen de sistemas térmicos. En consecuencia, la accesibilidad a entrenamientos de alta fidelidad se ve limitada en instituciones educativas o centros hospitalarios con recursos restringidos.

Desarrollar una unidad calefactora modular, precisa y de bajo costo representa, por tanto, una oportunidad relevante para democratizar el acceso a tecnologías de simulación realista, mejorando la enseñanza médica y reduciendo las desigualdades en el entrenamiento clínico.

#### **1.4 Análisis de las maneras y/o alternativas en que se resuelve hasta ahora el problema.**

. Las soluciones actualmente utilizadas para mantener la temperatura de los fluidos en sistemas hidráulicos o de simulación varían en complejidad y costo. Entre las principales alternativas se encuentran:

##### 1.4.1 Diferentes formas de calentar el agua

#### **Figura 4**

*Ejemplo de resistencia eléctrica.*



*Nota. Reproducida de Resistencia eléctrica para calentar agua [Fotografía], por CarvalElectronics, s.f., <https://www.carvalelectronics.com/producto/resistencia-electrica-para-calentar-agua>*

Las resistencias de inmersión o tipo cartucho constituyen una de las soluciones más comunes para el calentamiento de fluidos en laboratorios y dispositivos médicos. Se caracterizan por su bajo costo, rapidez en el incremento de temperatura y facilidad de integración en sistemas cerrados. Sin embargo, requieren de un control preciso para evitar sobrecalentamientos que puedan dañar el fluido o comprometer la seguridad del usuario. Suelen encontrarse en equipos básicos de simulación o en baños calefactores de laboratorio.

### Figura 5

*Ejemplo de manta térmica.*



*Nota. Reproducida de FGS, FGH, FWH Series high-temperature heater tapes*

*[Fotografía], por OMEGA Engineering, s.f.,*

*[https://sea.omega.com/tw/pptst/FGS\\_FGH\\_FWH.html](https://sea.omega.com/tw/pptst/FGS_FGH_FWH.html).*

Las mantas o cintas calefactoras ofrecen una alternativa flexible para mantener la temperatura de fluidos contenidos en depósitos o tubos. Son adaptables a distintas geometrías y fáciles de instalar, lo que las hace atractivas en aplicaciones experimentales y de simulación

biomédica. No obstante, presentan limitaciones en la precisión térmica y pueden generar puntos de calor localizado si no se regulan adecuadamente.

### Figura 6

*Ejemplo de dispositivo de circulación externa de agua.*



*Nota. Reproducida de CORIO Termostatos de laboratorio [Fotografía], por JULABO GmbH, s.f., <https://www.julabo.com/es/corio>*

Los sistemas basados en circulación externa utilizan baños “termostatizados” que calientan agua y la bombean hacia un circuito cerrado conectado al dispositivo. Estos equipos destacan por su alta precisión en el control de temperatura y estabilidad durante periodos prolongados, siendo ampliamente empleados en simulación médica de alta fidelidad. Su principal desventaja radica en el costo elevado, su tamaño voluminoso y la necesidad de mantenimiento especializado.

**Figura 7**

*Ejemplo de placa de peltier.*



*Nota. Reproducida de Placa Peltier 350 W TEC1-12730 [Fotografía], por Peltier Chile, s.f.,*

*<https://www.peltier.cl/placa-peltier-350w-tec1-12730>*

Los módulos termoeléctricos Peltier representan una alternativa moderna y compacta, capaces tanto de calentar como de enfriar según la polaridad de la corriente aplicada. Son especialmente útiles en sistemas pequeños o portátiles, y se han explorado en aplicaciones biomédicas y de microfluídica por su versatilidad. Sin embargo, su potencia de calentamiento es limitada para volúmenes grandes de fluido y requieren disipadores eficientes para evitar sobrecargas térmicas.

No obstante, estos equipos suelen ser de alto costo, requieren mantenimiento especializado y presentan una complejidad operativa considerable, lo que limita su implementación en muchas instituciones educativas y programas de formación médica que cuentan con presupuestos más restringidos. Este escenario evidencia la necesidad de soluciones accesibles que no comprometan la calidad del entrenamiento, especialmente en contextos académicos o de formación inicial.

**Tabla 1***Tabla comparativa de soluciones.*

Tipo de sistema	Ventajas	Desventajas
Resistencia eléctrica	Sencillo, económico, rápido calentamiento	Riesgo de sobrecalentamiento, requiere control preciso
Mantas térmicas	Flexibles, fáciles de adaptar	Menor precisión, riesgo de sobrecalentamiento local
Circulación externa de agua	Alta precisión, estable en el tiempo	Voluminoso, costoso, requiere mantenimiento
Placa Peltier	Compacta, permite calefacción y enfriamiento	Baja potencia para grandes volúmenes requiere disipación

*Nota.* Elaboración propia, 2025

En contextos de simulación médica, las soluciones basadas en resistencias controladas electrónicamente resultan las más adecuadas, pues permiten un equilibrio entre precisión térmica, seguridad y costo, especialmente cuando se combinan con sensores de temperatura tipo PT100 o termistores NTC y sistemas de control PID.

El diseño de una unidad calefactora eficiente debe considerar seguridad eléctrica, eficiencia energética, compatibilidad estructural con el circuito hidráulico, y mantenimiento sencillo, garantizando confiabilidad y estabilidad en entornos educativos y clínicos.

La revisión de antecedentes evidencia que la temperatura del fluido es un parámetro determinante en la fidelidad de la simulación hemodinámica, pues influye en la viscosidad, la respuesta hidráulica y la percepción táctil del operador durante la manipulación del catéter. A pesar de los avances en simulación médica, persiste la necesidad de soluciones térmicas accesibles, precisas y seguras, que permitan replicar de forma realista las condiciones fisiológicas del sistema circulatorio. El desarrollo de una unidad calefactora controlada electrónicamente representa una respuesta técnica concreta a esta necesidad, contribuyendo al fortalecimiento del entrenamiento clínico y a la mejora de la calidad educativa en procedimientos endovasculares.

### **1.5 Formas de transmisión de calor y principio de calefacción adoptado**

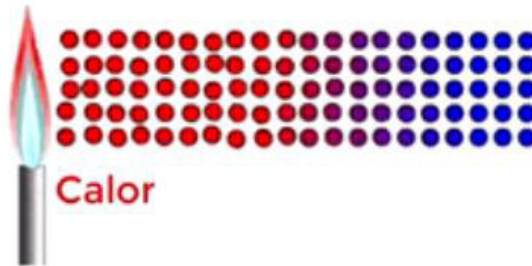
El fenómeno de transferencia de calor puede producirse a través de tres mecanismos fundamentales: conducción, convección y radiación. Cada uno de ellos tiene características particulares que determinan su aplicabilidad según el tipo de sistema térmico y las condiciones de operación. (Incropera, 2017)

#### **1.5.1 Conducción**

La conducción es el proceso mediante el cual la energía térmica se transfiere a través de un material sólido debido a la diferencia de temperatura entre sus puntos. Ocurre por interacción molecular y no requiere movimiento de materia. Este mecanismo se describe mediante la ley de Fourier, que relaciona el flujo de calor con el gradiente de temperatura y la conductividad térmica del material. En sistemas calefactores, la conducción es relevante en el contacto directo entre la resistencia eléctrica y la superficie metálica que actúa como intercambiador térmico.

**Figura 8**

*Ejemplo de conducción.*



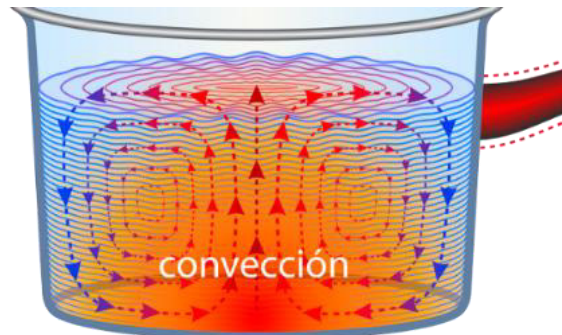
*Nota.* Reproducido de *Procesos de Transferencia de Calor* [Video], por Mundo Aeronáutico, 2022, YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=DQEiMBryObs>.

### 1.5.2 Convección

La convección implica la transferencia de calor mediante el movimiento de un fluido —en este caso, el líquido de simulación—. Puede ser natural, cuando el movimiento del fluido se origina por diferencias de densidad, o forzada, cuando interviene una bomba o un sistema hidráulico que induce el flujo. Este mecanismo es especialmente eficiente para mantener una temperatura uniforme dentro de un volumen líquido, ya que el movimiento continuo del fluido distribuye homogéneamente la energía térmica. En el contexto de una bomba de simulación hemodinámica, la convección forzada es el método más adecuado, pues “En sistemas donde el fluido está en movimiento, la convección forzada se convierte en el principal mecanismo de intercambio térmico (Çengel Y. A., 2020).

**Figura 9**

*Ejemplo de convección.*



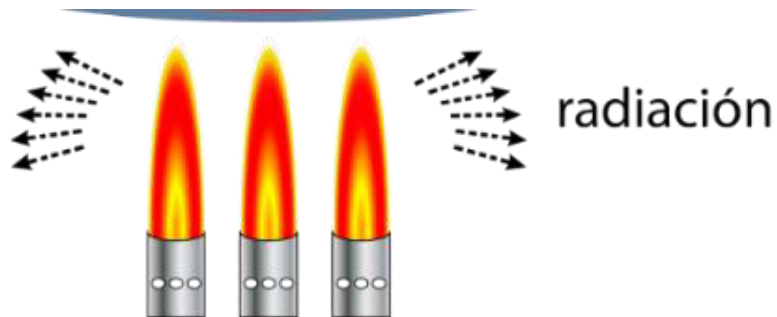
*Nota.* Reproducido de *Transferencias de calor (calidades térmicas de los materiales)*, por A. Lira, 2018, Unidades de Apoyo para el Aprendizaje, CUAED-UNAM/Facultad de Arquitectura.

### 1.5.3 Radiación

La radiación térmica consiste en la transferencia de energía mediante ondas electromagnéticas, sin necesidad de un medio material. Aunque está presente en cualquier sistema con diferencia de temperatura, su aporte en el calentamiento de líquidos es limitado debido a la baja absorción térmica del agua en las longitudes de onda infrarrojas comunes. Por ello, este mecanismo no resulta dominante en aplicaciones de simulación médica.

**Figura 10**

*Ejemplo de radiación.*



*Nota.* Reproducido de *Transferencias de calor (cualidades térmicas de los materiales)*, por A. Lira, 2018, Unidades de Apoyo para el Aprendizaje, CUAED-UNAM/Facultad de Arquitectura.

#### 1.5.4 Principio adoptado

Considerando las condiciones operativas del dispositivo de simulación, la transferencia de calor por convección forzada se selecciona como principio base del diseño. Esta elección se fundamenta en los siguientes criterios:

- Eficiencia térmica: permite calentar el fluido de manera uniforme, reduciendo gradientes de temperatura internos.
- Compatibilidad funcional: aprovecha el flujo hidráulico existente en el simulador para facilitar la distribución del calor.

- Seguridad: evita zonas de sobrecalentamiento local y minimiza riesgos de daño al fluido o a los componentes.
- Escalabilidad: el principio puede aplicarse a distintos volúmenes y configuraciones del sistema, sin requerir grandes cambios estructurales.

Por estas razones, el diseño de la unidad calefactora se centra en un sistema de calentamiento por resistencia eléctrica combinado con transferencia térmica por convección forzada, optimizando así la precisión, estabilidad y seguridad del proceso de simulación.

**2. Capítulo 2: Desarrollo de Propuesta.**

En este capítulo se detallan los pasos seguidos para la definición del objetivo, el establecimiento de requerimientos y la generación de soluciones orientadas al diseño de una unidad calefactora para simuladores hemodinámicos.

El uso de metodologías de diseño de producto aplicadas a la ingeniería biomédica permite abordar el desarrollo de manera estructurada, asegurando que las decisiones se fundamenten en **criterios** técnicos, funcionales y de seguridad, en concordancia con los estándares aplicables en entornos educativos y clínicos.

La metodología seleccionada corresponde al modelo de desarrollo de productos propuesto por Ulrich y Eppinger (2013), ampliamente utilizado en ingeniería de diseño por su enfoque iterativo y multidisciplinario. Este modelo orienta la identificación de necesidades, la definición de objetivos, el desarrollo de conceptos y la validación de prototipos, garantizando un proceso sistemático y verificable.

## **2.1 Definición de objetivo.**

La formulación de los objetivos del presente proyecto permite delimitar de manera estructurada el propósito del diseño y desarrollo de la unidad calefactora para simulación hemodinámica. Estos objetivos establecen el rumbo del trabajo, determinan las metas técnicas a alcanzar y definen los criterios mediante los cuales se evaluará el éxito del prototipo.

### **2.1.1 Objetivo general:**

Diseñar un prototipo de unidad calefactora para uso complementario en bomba de simulación hemodinámica.

### 2.1.2 Objetivos específicos:

1. Analizar los requerimientos técnicos y funcionales asociados al control térmico del fluido en simulaciones hemodinámicas, considerando factores de seguridad, eficiencia y compatibilidad.
2. Desarrollar un diseño conceptual que incorpore elementos de calefacción, medición y control, conforme a normas internacionales de seguridad eléctrica y estabilidad térmica.
3. Construir un prototipo funcional, evaluando su desempeño en condiciones simuladas, para comprobar su viabilidad, precisión y aporte a la fidelidad del entrenamiento médico.

## **2.2 Metodología de diseño a empleada para la resolución técnica del problema.**

La resolución técnica del proyecto se aborda mediante la metodología de desarrollo de productos propuesta por Ulrich y Eppinger (2013). Este enfoque se compone de una secuencia estructurada de fases que permiten pasar desde la identificación de necesidades hasta la validación de un prototipo funcional.

El proceso se inicia con el establecimiento de los objetivos del producto, traduciendo las necesidades de simulación en metas concretas y medibles. Entre estas se incluyen mantener la temperatura del fluido dentro del rango fisiológico deseado, garantizar seguridad eléctrica (Clase II), optimizar la eficiencia energética y facilitar la integración modular con sistemas existentes.

A continuación, se desarrolla la definición funcional, donde se identifican la función principal del sistema y las funciones secundarias que la complementan.

Posteriormente, se establecen los requerimientos y características técnicas verificables, que orientan las decisiones de diseño y sirven como criterios para la evaluación del desempeño.

Con esta base, se pasa a la generación de soluciones, analizando distintas alternativas tecnológicas de calefacción, medición y control. Finalmente, se realiza el diseño conceptual y modelado 3D del prototipo, integrando componentes electrónicos y estructurales conforme a las especificaciones establecidas.

### **2.3 Establecimiento de objetivos del producto**

El objetivo principal del producto consiste en mejorar la fidelidad fisiológica de los simuladores hemodinámicos mediante la incorporación de un sistema calefactor capaz de mantener el fluido de simulación en un rango térmico estable entre 35 °C y 37 °C.

De esta meta general se derivan los siguientes objetivos específicos de diseño:

1. Asegurar un control térmico preciso y estable, independiente de las variaciones del caudal o temperatura ambiente.
2. Garantizar la seguridad eléctrica del sistema, conforme a la normativa internacional IEC 60601-1 (Clasificación Clase II).
3. Optimizar la eficiencia energética, reduciendo el consumo y maximizando la estabilidad térmica.
4. Permitir una integración modular y compatible con distintos modelos de simuladores médicos.

Estos objetivos orientan las decisiones técnicas del desarrollo y aseguran que el producto final aporte valor en términos de usabilidad, confiabilidad y calidad educativa.

## **2.4 Definición funcional**

Antes de determinar los componentes físicos y electrónicos del sistema, es necesario definir claramente su función.

### **2.4.1 Función primaria:**

Calentar y mantener constante la temperatura del fluido simulado dentro del rango fisiológico, reproduciendo condiciones térmicas realistas para el entrenamiento médico.

### **2.4.2 Funciones secundarias:**

- Medir continuamente la temperatura del fluido dentro del circuito.
- Regular la potencia de calefacción mediante un algoritmo de control.
- Emitir alertas ante sobrecalentamiento o fallas del sistema.
- Permitir una conexión modular y desmontable al simulador.

La definición funcional permite asegurar que cada componente del diseño cumpla un propósito técnico alineado con las necesidades de simulación médica, garantizando un sistema confiable, seguro y didáctico.

## **2.5 Establecimiento de requerimientos y características**

El establecimiento de requerimientos y características del producto constituye una fase crítica dentro del proceso de diseño, ya que permite traducir las necesidades detectadas en especificaciones técnicas verificables.

El rango de temperatura operativa se define entre 35 °C y 37 °C, ya que este intervalo corresponde al rango fisiológico del cuerpo humano, particularmente en el manejo de fluidos sanguíneos y tisulares en entornos simulados.

En relación con el tiempo de calentamiento, se establece que el sistema debe alcanzar los 35 °C desde temperatura ambiente en menos de 10 minutos. Este criterio responde a la necesidad de eficiencia en entornos educativos, donde los tiempos de práctica suelen estar acotados. Ulrich y Eppinger (2013) destacan que la reducción de tiempos de preparación de dispositivos mejora significativamente la usabilidad y la aceptación del producto en entornos de capacitación.

Respecto a la precisión de medida, se establece una tolerancia de  $\pm 0,2$  °C. Este nivel de exactitud es consistente con normativas de equipos biomédicos, donde la estabilidad térmica se considera crítica para la validez del procedimiento. La norma IEC 60601-1 especifica que equipos en contacto con fluidos deben mantener una precisión estrecha para garantizar

El volumen de fluido soportado se proyecta en un rango de 100 a 200 ml, adecuado para cartuchos intercambiables de simuladores médicos. Este valor garantiza compatibilidad con módulos estandarizados sin comprometer la capacidad de control térmico.

En cuanto al consumo eléctrico máximo, se determina un límite de 50 W, con clasificación de seguridad eléctrica Clase II, lo que implica doble aislamiento y ausencia de conexión a tierra. Este estándar asegura protección frente a choques eléctricos en entornos hospitalarios y educativos, donde la seguridad del usuario es prioritaria

La carcasa modular debe ser acoplable al simulador existente, garantizando compatibilidad física y funcional con los módulos y cartuchos actuales. Este diseño modular permite una instalación rápida y segura, sin necesidad de modificaciones permanentes al simulador, y facilita la integración de la unidad calefactora sin comprometer la estructura original.

Finalmente, se considera la necesidad de una interfaz simple —mediante indicadores LED o display — para permitir al usuario identificar rápidamente el estado del sistema. Además, el diseño debe facilitar el mantenimiento preventivo, mediante accesibilidad a componentes críticos como resistencias o sensores, sin comprometer la integridad del sistema.

**Tabla 2**

*Tabla resumen de requerimientos y especificaciones técnicas para desarrollo de propuesta.*

Especificación	Valor objetivo	Unidad	Nota
Rango de temperatura operativa	35–37	°C	±0.5 °C
Tiempo de calentamiento (TA→35°C)	≤ 10	min	
Volumen fluido soportado	200	mL	
Precisión de medida	±0.5	°C	
Consumo máximo eléctrico	50	W	
Nivel de seguridad eléctrica	Clase II	-	cumplir normativa IEC 60601-1
Interfaz	Conexión hidráulica	-	rápida instalación desmontable
Mantenimiento	Desmontable + limpieza	-	herramientas comunes

*Nota.* elaboración propia

## **2.6 Diseño conceptual**

En este apartado se desarrolla la arquitectura general del sistema, su principio de funcionamiento y los elementos que lo componen. En esta fase se establecen las bases del proyecto mediante la generación de diagrama de flujo, selección de componentes y evaluación del funcionamiento mediante simulación en software.

Esta etapa no contempla aún el dimensionamiento definitivo ni la construcción física del prototipo, sino que busca establecer una solución técnicamente viable que sirva como base para el desarrollo detallado posterior, permitiendo reducir riesgos, optimizar recursos y asegurar la coherencia entre los requerimientos del sistema y la propuesta de ingeniería.

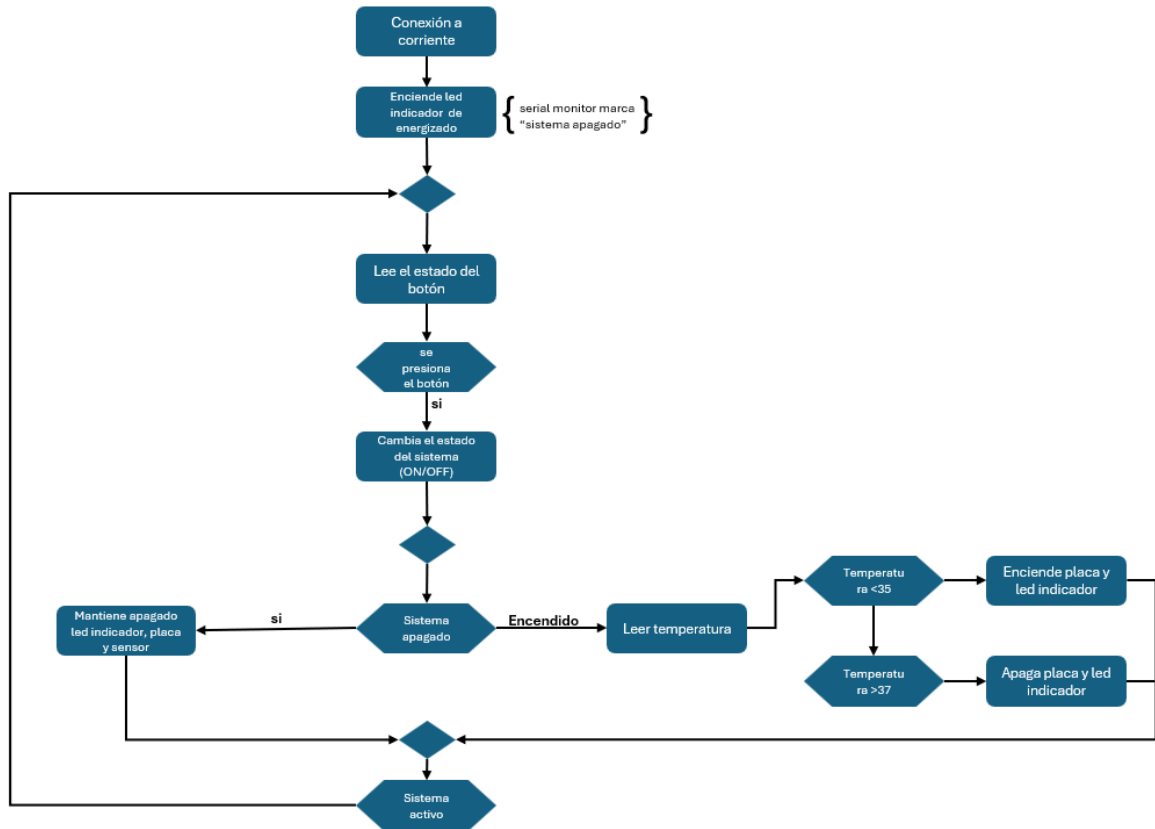
## **2.7 Diagramas funcionales**

El diagrama de flujo permite representar de manera ordenada y secuencial el funcionamiento del sistema propuesto, describiendo las distintas etapas que componen el proceso de control y operación de la unidad calefactora.

Como se muestra en la figura 7 se plantea un diagrama de flujo de cómo debería de funcionar el sistema de la unidad calefactora partiendo con que necesita conectarse a la corriente para funcionar, indicando que está recibiendo energía mediante un led indicador de corriente.

Figura 11

Diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo.



Nota. elaboración propia.

Siguiente va a existir un primer loop que va a indicar cuando el sistema esta encendido o apagado cambiando el estado mediante un pulsador, mientras se encuentre apagado no hará lectura de temperatura ni funcionaran los componentes para elevar la temperatura del agua, por otro lado cuando el sistema este encendido principalmente funcionará el sensor de temperatura el cual hará que la placa calefactora y led indicador de placa se enciendan mediante histéresis(dependencia del estado actual de un sistema respecto a su estado previo) encendiendo la placa cuando detecta menos de 35 grados Celsius y apagándolo cuando detecta más de 37 grados Celsius.

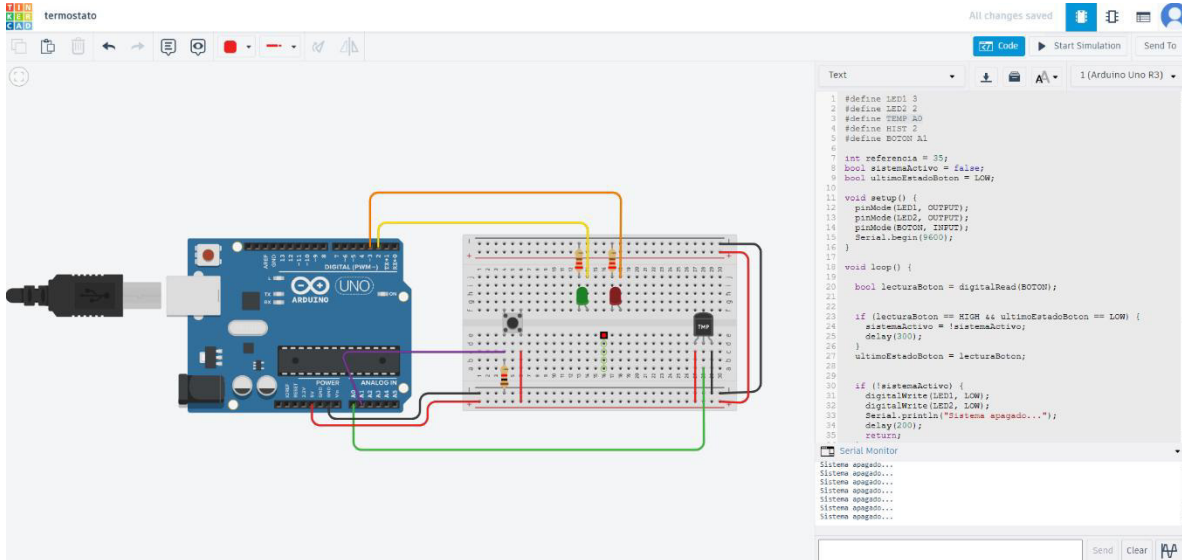
El diagrama de flujo permite comprender de manera clara y estructurada la lógica de funcionamiento de la unidad calefactora, desde su alimentación eléctrica hasta el control automático de la temperatura del fluido. La incorporación de un sistema de encendido mediante pulsador, junto con la lectura constante del sensor de temperatura y el uso de un control por histéresis, garantiza una operación estable, segura y eficiente del sistema. Este esquema de control evita encendidos y apagados continuos de la placa calefactora, prolongando la vida útil de los componentes y asegurando que el fluido se mantenga dentro del rango térmico requerido para la simulación hemodinámica.

## **2.8 Interfaz y control**

Con el fin de representar de manera más clara el funcionamiento del sistema propuesto, se utilizará la plataforma Tinkercad, corresponde a un software de simulación orientado al diseño y prueba de circuitos electrónicos. Para la implementación de esta simulación es necesario considerar las siguientes aclaraciones:

Figura 12

*Circuito en software Tinkercad.*



*Nota.* Captura de pantalla del modelo elaborado por el autor en Tinkercad.

El led rojo utilizado en la simulación representa al elemento calefactor o al componente encargado de elevar la temperatura del fluido, ya que el software no dispone de resistencias calefactoras reales dentro de su biblioteca de componentes.

El sensor de temperatura TMP36 entrega 10-mV/°C, a 25 °C entrega 750 mV (Analog Devices, s. f.). Este parámetro debe tenerse en cuenta para el desarrollo del prototipo final, considerando que cada tipo de sensor de temperatura presenta características particulares que influyen directamente en su programación y calibración.

A nivel de arquitectura se aprecian los componentes requeridos a excepción de la placa donde el pulsador permite encender o apagar el sistema, el led verde es el que indica que está recibiendo energía el sistema, el led rojo hace la función de indicador de que la placa está en

funcionamiento y el sensor de temperatura que se encarga de monitorear la temperatura en la que se encuentra el flujo de agua.

A nivel de funcionamiento es lo planteado en el diagrama de flujo, donde en el serial monitor se aprecia cuando el circuito esta apagado o cuando este encendido de marcar la temperatura indicando cuando se activa o no la placa calefactora.

## **2.9 Subfunciones del sistema y componentes**

La unidad calefactora propuesta se concibe como un sistema conjunto de subfunciones que interactúan entre sí para asegurar el correcto calentamiento, control y mantenimiento de la temperatura del fluido de simulación. Cada subfunción cumple un rol específico dentro del proceso general, desde la alimentación eléctrica y la medición de temperatura hasta el control.

**Figura 13**

*Subsistemas de la unidad calefactora.*



*Nota: elaboración propia, 2025*

En el circuito propuesto para el desarrollo del prototipo se identifican tres subsistemas principales, los cuales se encuentran interconectados entre sí para permitir el correcto funcionamiento integral de la unidad calefactora.

### 2.9.1 Subsistema de alimentación

Aquí se encuentra la placa de Arduino que alimenta a todos los componentes a excepción de la placa calefactora que necesita del transformador de 12V para su funcionamiento.

### 2.9.2 Subsistema de control

Aquí también se encuentra la placa de Arduino que le envía las señales y las órdenes a los componentes para funcionar, los leds para tener indicadores visuales que está funcionando, el

pulsador que permite encender o apagar el sistema, el relé cumple la función de poder usar la placa calefactora sin comprometer la placa de Arduino y el sensor de temperatura que se encarga de monitorear la temperatura del agua.

### 2.9.3 Subsistema de calefacción

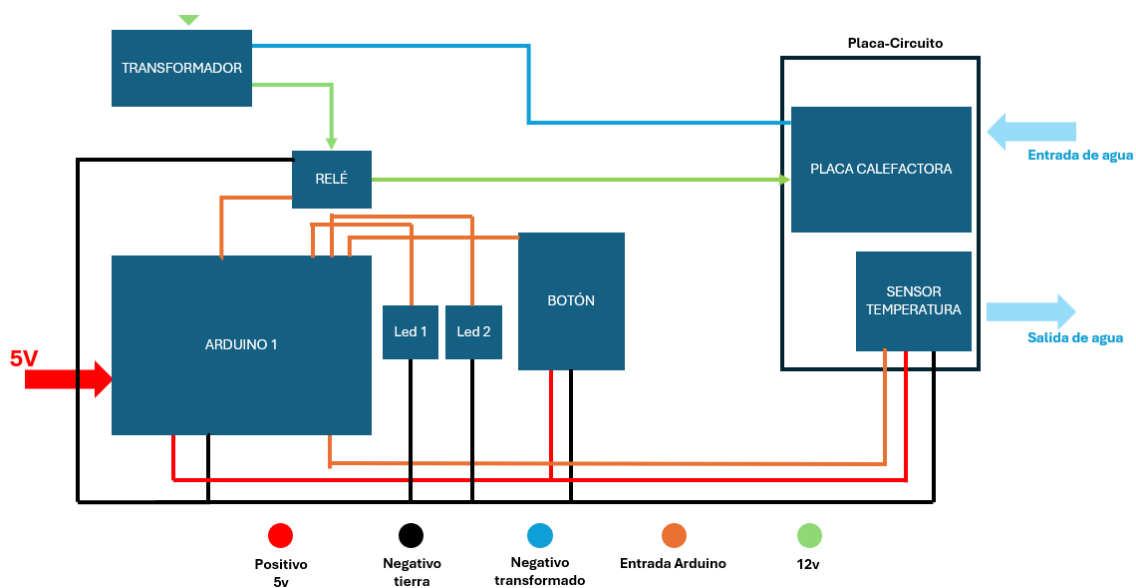
Aquí se encuentra la placa calefactora encargada de elevar la temperatura del fluido.

## 2.10 Distribución física preliminar

Esta etapa permite establecer la ubicación relativa de cada elemento, considerando criterios funcionales, térmicos y eléctricos, con el objetivo de asegurar un funcionamiento eficiente y una adecuada integración del sistema en el entorno.

**Figura 14**

*Esquema de componentes y conexiones.*



*Nota.* Esquema elaboración propia

Con los componentes previamente seleccionados, se procede a realizar una distribución física preliminar con el objetivo de definir la disposición y conexión de cada elemento del sistema, considerando los requerimientos de alimentación eléctrica, la ubicación óptima del sensor de temperatura y el posicionamiento de la placa calefactora. Esta etapa permite verificar la viabilidad del diseño antes de su implementación definitiva en el prototipo.

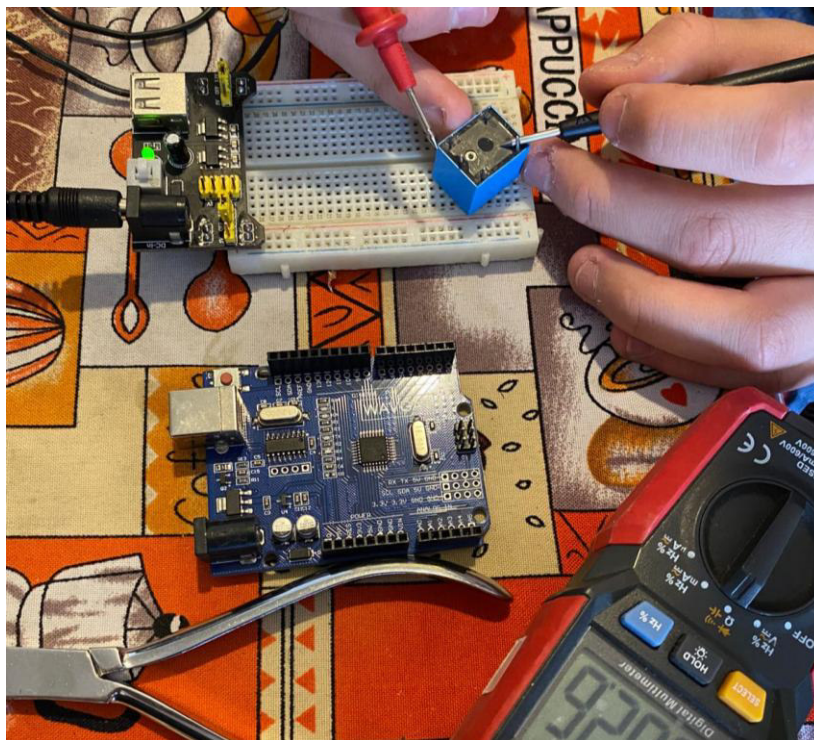
**3. Capítulo 3: Ingeniería de Detalle y Prototipado**

### 3.1 Desarrollo de ingeniería de detalle empleada

Esta etapa permite convertir el diseño conceptual en una solución técnica plenamente definida, apta para su construcción e implementación. En ella se determinan con exactitud los componentes, materiales, dimensiones, esquemas de conexión eléctrica y parámetros funcionales del sistema, garantizando su correcto funcionamiento y viabilidad constructiva.

**Figura 15**

*Comprobación de los componentes reales.*



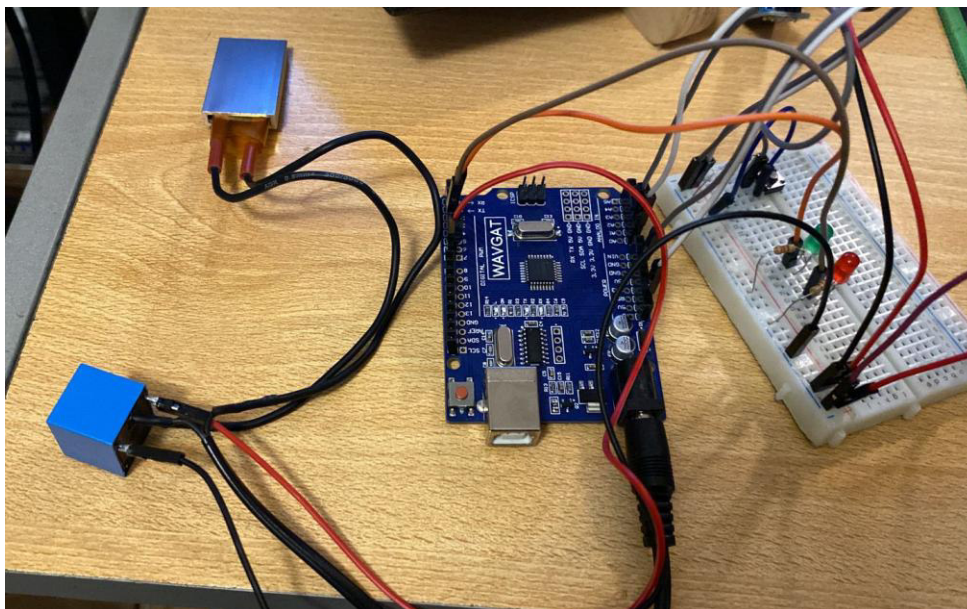
*Nota.* Registro fotográfico del proceso de comprobación de los componentes reales del sistema.

Con el fin de evitar errores frecuentes durante la integración del hardware como la falta de detección de componentes por parte de la placa Arduino, se optó por una metodología de

ensamblaje progresivo, incorporando cada componente de manera individual y verificando su correcto funcionamiento antes de proceder con el siguiente. Este procedimiento permitió identificar fallas de conexión, errores de configuración y problemas de compatibilidad de forma temprana, asegurando una integración más confiable del sistema completo. Como se aprecia en la figura 13.

**Figura 16**

*Componentes conectados.*



*Nota.* Registro fotográfico del sistema con los componentes conectados durante la etapa de integración.

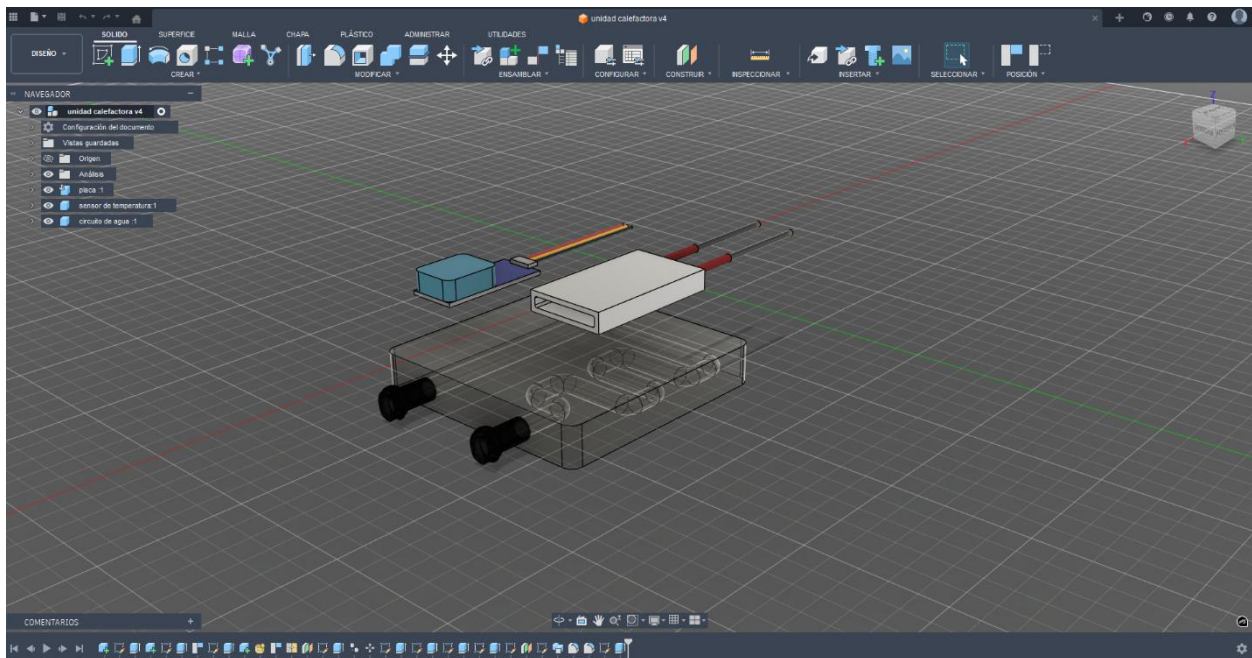
Al concluir este proceso, se obtuvo un sistema correctamente integrado y validado en su funcionamiento básico, listo para las pruebas de desempeño térmico y control.

### 3.2 Modelación 3D.

Junto con el circuito electrónico de control, el prototipo contempla dos componentes que requieren ser fabricados mediante manufactura aditiva: el circuito por donde circula el fluido y la carcasa del dispositivo. Ambos elementos son diseñados utilizando el software Autodesk Fusion 360, lo que permite definir con precisión su geometría, dimensiones y puntos de acoplamiento con los demás componentes del sistema. Posteriormente, los diseños son fabricados mediante impresión 3D. El diseño del conducto para el paso del agua puede apreciarse en la figura 14.

**Figura 17**

*Modelado de circuito de agua en Fusión 360.*



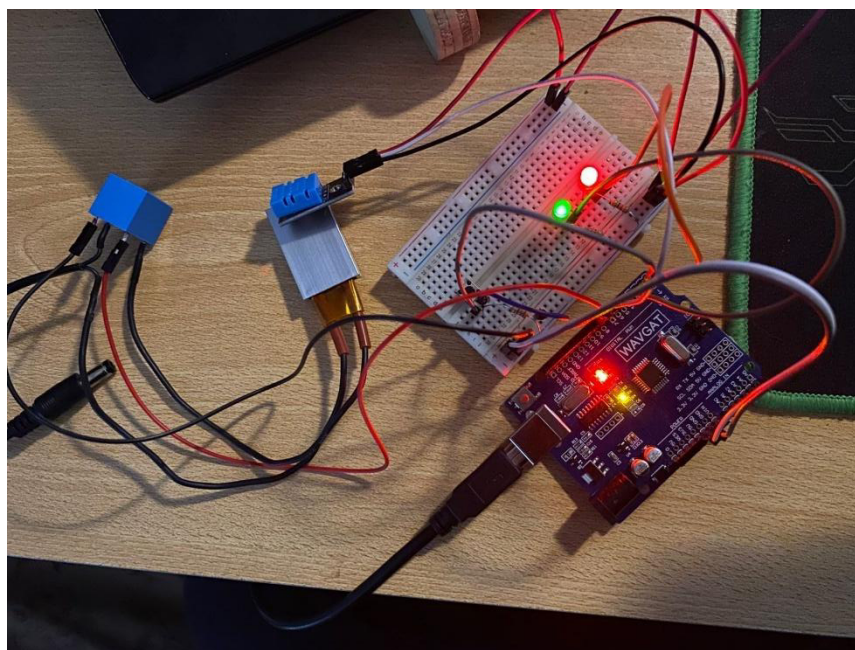
*Nota.* Modelado tridimensional del sistema de circulación de agua realizado por el autor para la validación geométrica y funcional del diseño.

### **3.3 Análisis funcional y sistémico.**

Una vez ensamblado el sistema de control, se procede a verificar su funcionamiento de acuerdo con la lógica definida en el diagrama de flujo, utilizando los componentes reales del prototipo, tal como se observa en la figura 15. Las pruebas se realizan mediante el software Arduino IDE, empleando el monitor serial como herramienta de diagnóstico para visualizar en tiempo real las lecturas del sensor de temperatura, el estado del sistema y la activación de la placa calefactora, permitiendo comprobar que la operación del sistema corresponde a lo establecido en la etapa de diseño.

**Figura 18**

*Prueba de funcionamiento.*

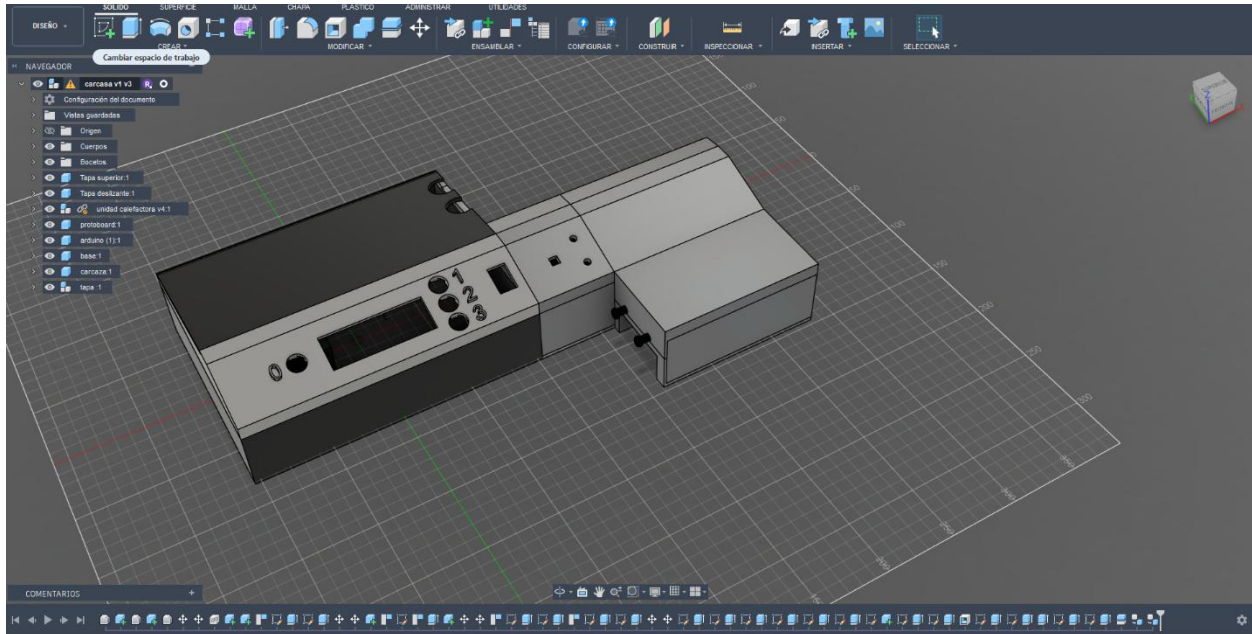


*Nota.* Evidencia experimental correspondiente a la etapa de validación funcional del sistema desarrollado.

Los resultados obtenidos durante las pruebas experimentales confirman que el sistema de control de la unidad calefactora funciona de acuerdo con lo planteado en la etapa de diseño. El sensor de temperatura permitió una lectura del fluido en grados Celsius, mientras que el control por histéresis activó y desactivó correctamente la placa calefactora dentro del rango térmico definido. Asimismo, el uso del monitor serial facilitó la verificación en tiempo real del comportamiento del sistema, validando la coherencia entre el diagrama de flujo, la programación implementada y el funcionamiento físico del prototipo. Estos resultados respaldan la viabilidad técnica de la solución desarrollada.

**Figura 19**

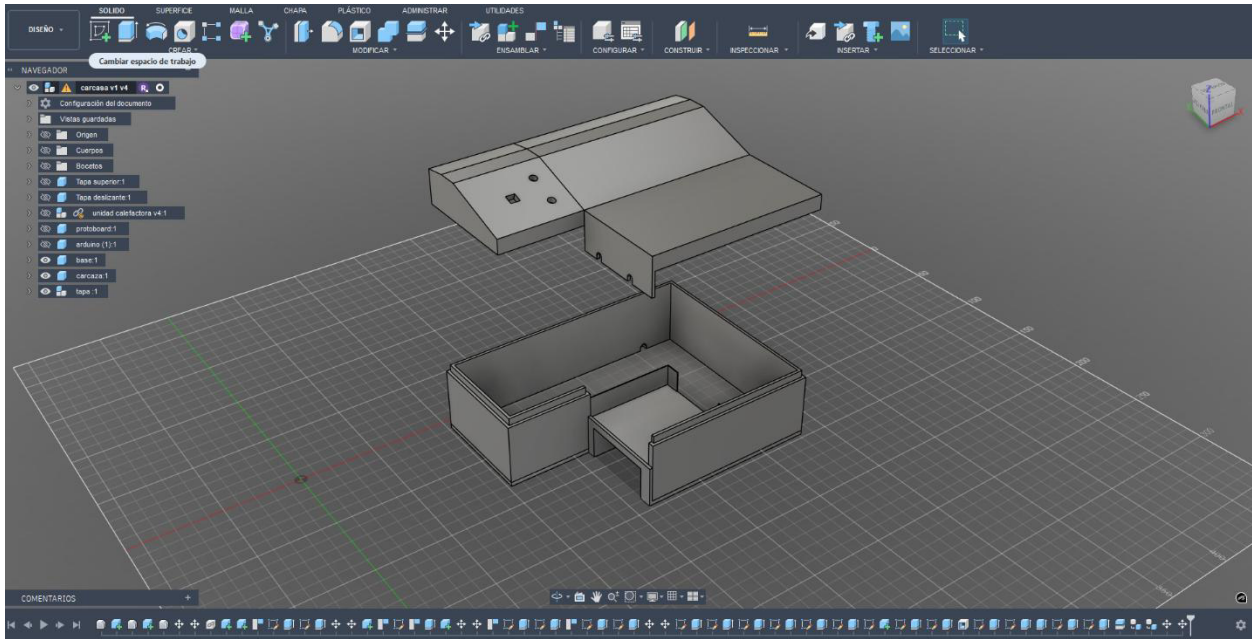
*Modelo 3d de prototipo en software fusión 360.*



*Nota.* Modelado tridimensional del prototipo realizado por el autor para la validación estructural y funcional del sistema.

**Figura 20**

*Despiece modelo 3d de prototipo en software fusión 360.*

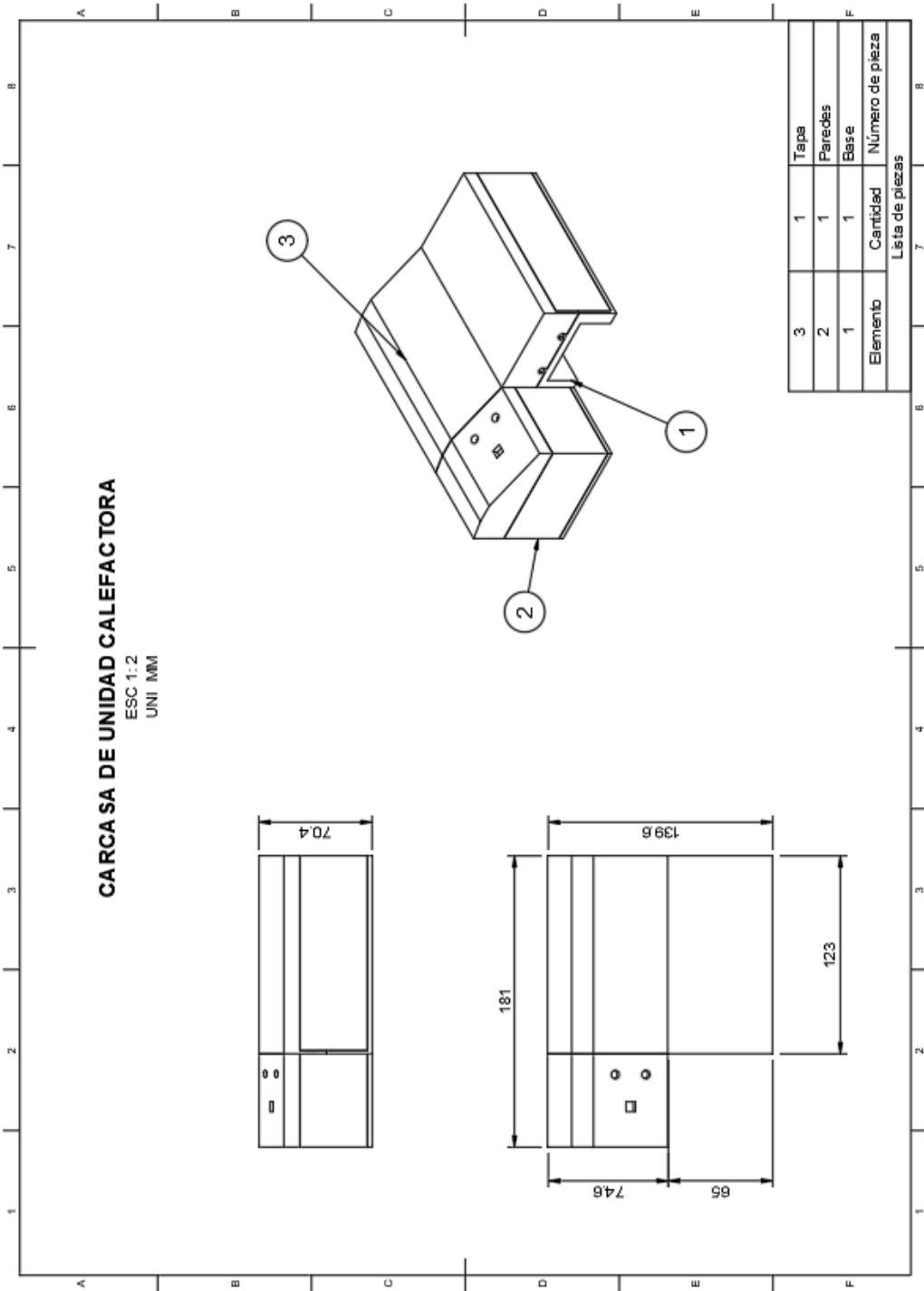


*Nota.* Despiece del modelado tridimensional del prototipo realizado por el autor para ubicar componentes eléctricos.

Con el fin de mantener coherencia visual y arquitectónica con el proyecto complementario, se tomó como referencia la arquitectura previamente desarrollada en dicho sistema para el diseño de la carcasa. Esta decisión no solo responde a criterios estéticos, sino también a la necesidad de lograr una integración funcional y estructural entre ambos desarrollos siendo el modelo propuesto concebido como un módulo complementario.

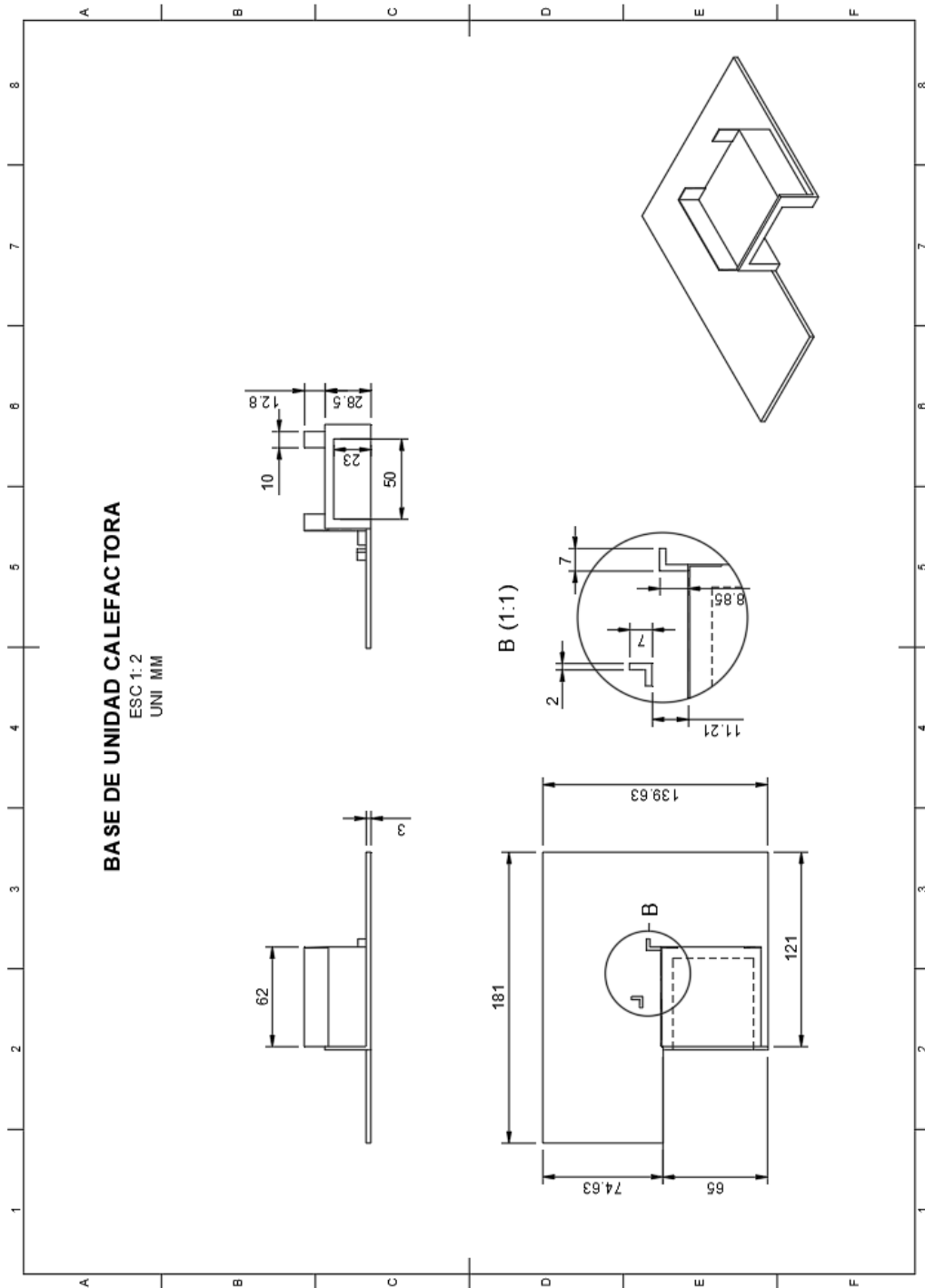
A partir de estos modelos digitales se generaron las vistas técnicas, y detalles necesarios para definir con precisión las dimensiones y características constructivas del diseño. Este procedimiento permitió asegurar coherencia entre el modelo virtual y la documentación técnica, facilitando tanto la fabricación como el proceso de ensamblaje del sistema.

**Figura 21**  
*Plano de conjunto de partes carcasa.*



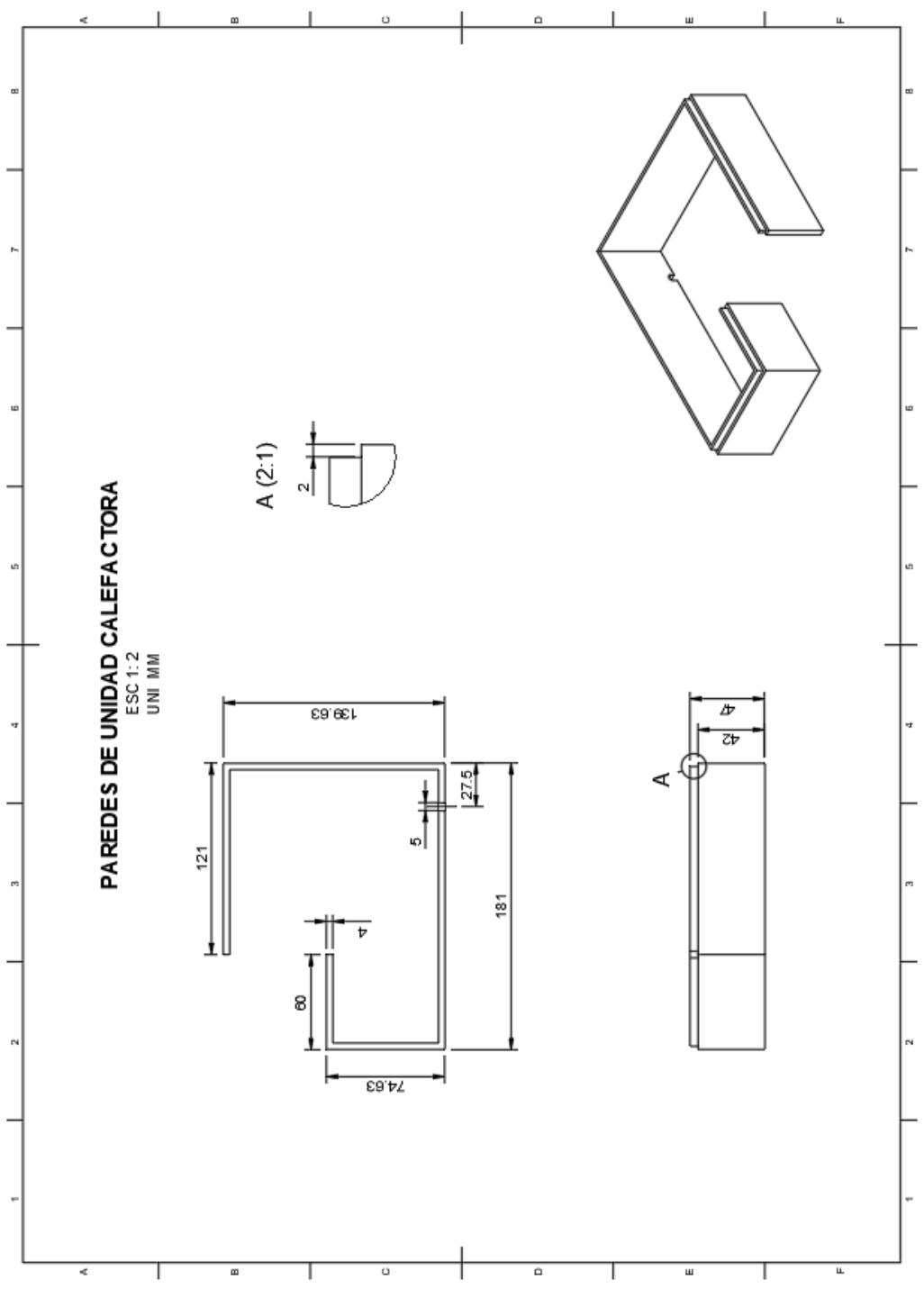
*Nota.* Esquema elaboración propia

**Figura 22**  
*Plano base de unidad calefactora.*



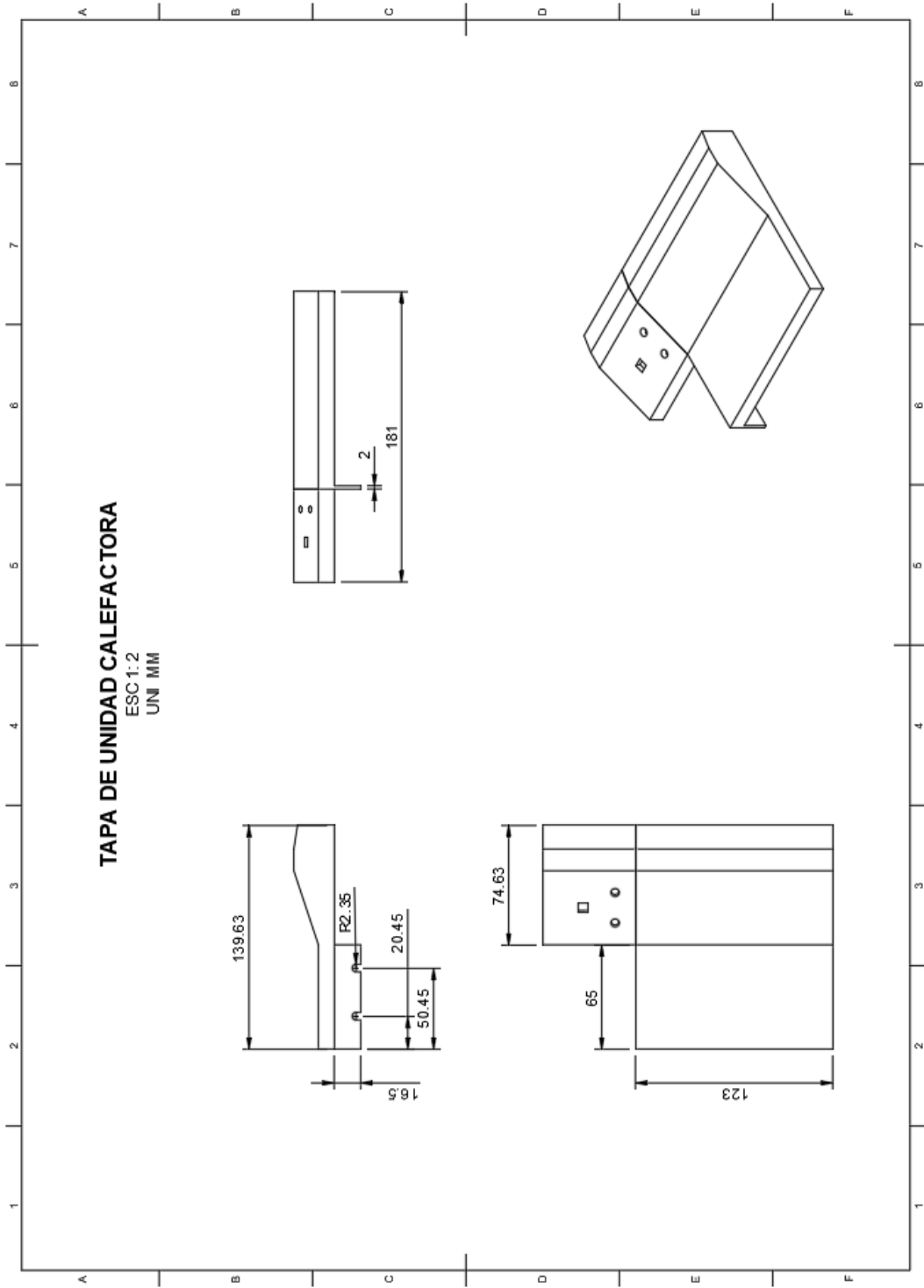
*Nota.* Esquema elaboración propia

**Figura 23**  
*Plano paredes de unidad calefactora.*



*Nota.* Esquema elaboración propia

**Figura 24**  
*Planos de tapa de unidad calefactora.*



*Nota.* Esquema elaboración propia

### **3.4 Costo de la Propuesta**

Para establecer la factibilidad económica del prototipo propuesto. Se detallan los gastos involucrados en la adquisición de componentes, materiales detallados en la Tabla 3, procesos de fabricación, montaje y validación de la unidad calefactora. Este análisis permite estimar el presupuesto requerido para su implementación y evaluar su posible reproducción en contextos académicos y de formación profesional.

**Tabla 3**

*Registro de costos asociados al prototipo.*

Componente	Precio	Nota
Transformador 12V 1A	5.386 CLP	
Releé SRD-5VDC	3.042 CLP	
Placa calefactora eléctrica de cerámica	3.166 CLP	
Pulsador	2.041 CLP	
Sensor de temperatura	1.125 CLP	
Arduino		Proporcionado por universidad
Leds		Proporcionado por universidad
Resistencias		Proporcionado por universidad
Cableado		Proporcionado por universidad
protoboard		Proporcionado por universidad
Circuito agua		Impreso en universidad
carcasa	12.000 CLP	

*Nota.* Invertido 26.760 CLP en la adquisición de los componentes (elaboración propia,2025).

Para el desarrollo del prototipo se emplearon distintos procesos de fabricación, de acuerdo con la naturaleza de cada uno de sus subsistemas. En el caso del circuito de control, se utilizó principalmente soldadura con estaño para la unión y el cableado de los componentes electrónicos. Por su parte, para la fabricación del circuito hidráulico y la carcasa del dispositivo, se recurrió a manufactura aditiva mediante impresión 3D, a partir de los modelos diseñados en Fusion 360.

**Tabla 4**

*Registro de tiempo asociados al prototipo.*

Proceso	Tiempo (en horas)	Nota
Levantamiento de información	3	
Modelaje de carcasa	4	
Impresión carcasa	10	
Escritura de código Arduino	2.5	
Soldadura de componentes	1.5	
Prueba de código	1	
Montaje	1	

*Nota.* Invertido 23 horas en el proceso de construcción del prototipo. (elaboración propia 2026).

El desarrollo de la propuesta implicó un costo monetario total de \$26.760 CLP, asociado a la adquisición de materiales y recursos necesarios para la fabricación del prototipo. Asimismo, el proceso completo que comprendió las etapas de diseño, fabricación y montaje requirió un total de 23 horas de trabajo sin incluir el periodo de espera de adquisición de los componentes.

Estos valores reflejan una solución económicamente accesible y técnicamente viable, considerando el alcance del proyecto y su integración con el sistema complementario. El bajo costo

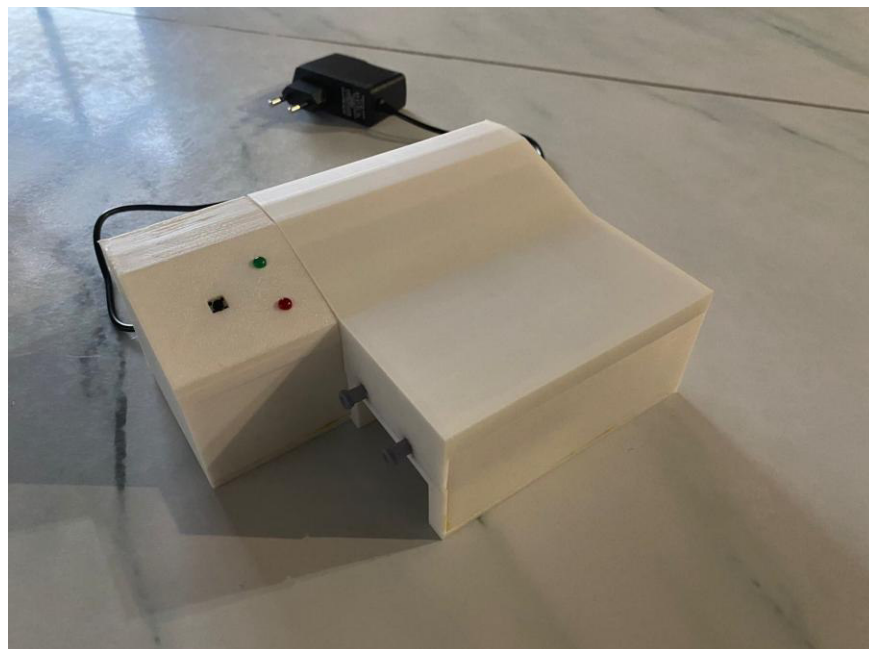
de implementación y el tiempo acotado de desarrollo demuestran la factibilidad de replicación y escalabilidad de la propuesta, manteniendo un equilibrio adecuado entre inversión, funcionalidad y rendimiento.

### **3.5 Evaluación de Resultados Análisis/ propuesta productiva.**

La evaluación de resultados constituye una etapa fundamental para validar el desempeño del sistema desarrollado. En este apartado se analizan los resultados obtenidos a partir de las etapas de diseño, fabricación y montaje, en concordancia con los antecedentes y criterios definidos previamente. Este análisis permite determinar el nivel de cumplimiento de los objetivos propuestos, así como evaluar la factibilidad de la propuesta desde un enfoque técnico y productivo, considerando su potencial de implementación, integración y proyección futura.

**Figura 25**

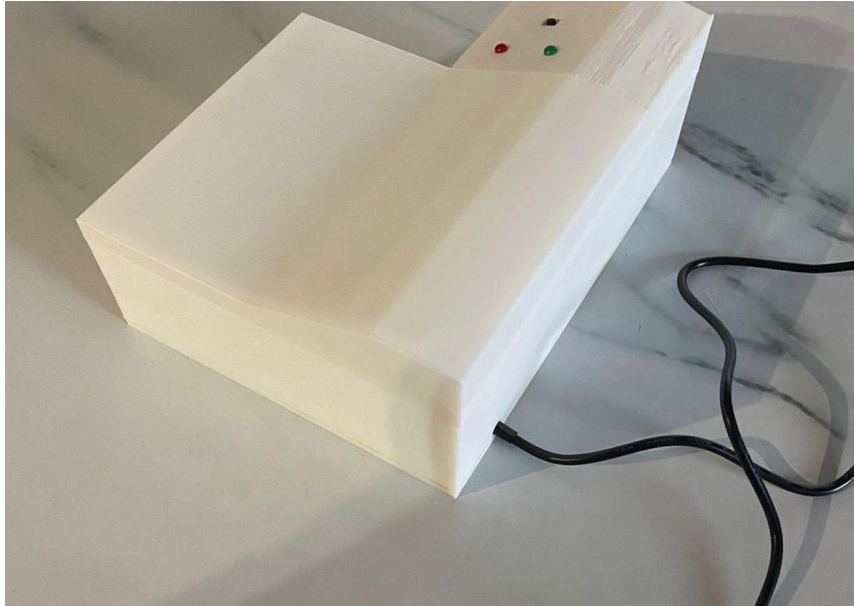
*Prototipo ya ensamblado.*



*Nota.* Elaboración propia.

### **Figura 26**

*Parte posterior de prototipo ya ensamblado.*



*Nota.* Elaboración propia.

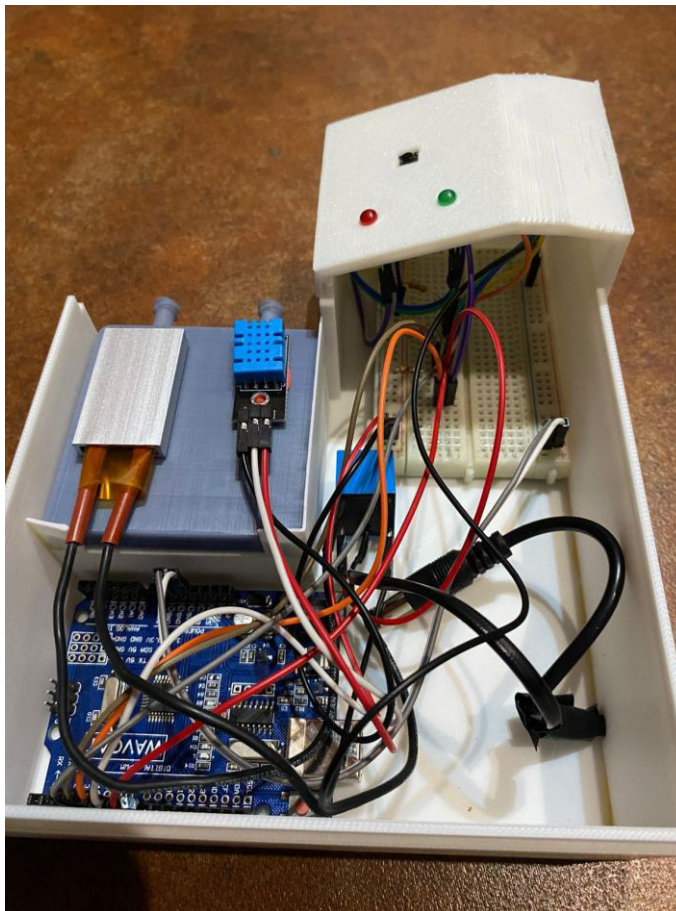
En términos productivos, el prototipo presenta una alta viabilidad de implementación, debido a su bajo costo de fabricación, estimado en \$26.760 CLP, y al uso de componentes electrónicos comerciales de fácil acceso. Asimismo, el empleo de manufactura aditiva para la fabricación de la carcasa permite una producción flexible y adaptable a distintas configuraciones de simuladores.

El diseño modular del sistema facilita su integración con dispositivos existentes, sin requerir modificaciones estructurales complejas, lo que incrementa su potencial de aplicación en entornos educativos y de simulación médica. Estas características evidencian que la propuesta

desarrollada no solo es técnicamente viable, sino también productivamente factible, permitiendo su eventual escalamiento a una solución replicable y funcional en contextos reales de entrenamiento médico.

**Figura 27**

*disposición de componentes en el prototipo.*



*Nota.* Elaboración propia.

Desde el punto de vista técnico, el sistema demostró un funcionamiento adecuado, respondiendo eficazmente a las variaciones de temperatura mediante la activación y desactivación automática de la placa calefactora. La integración de los subsistemas de alimentación, control y

calefacción permitió una operación coordinada, coherente con el diseño conceptual y funcional previamente definido. Asimismo, el sistema logró alcanzar la temperatura establecida como fisiológica en un tiempo aproximado de 5 minutos, evidenciando un desempeño térmico eficiente y acorde con los requerimientos del proyecto.

### **3.6 Iteraciones y mejoras**

Durante el desarrollo del prototipo se identificaron posibles oportunidades de mejora, si bien la solución desarrollada cumple con los objetivos planteados se dejan las siguientes observaciones de mejora.

Una mejora relevante es la integración de un sensor de temperatura de mayor precisión, lo que permitiría disminuir el margen de error en la medición.

Desde el punto de vista estructural, se propone el rediseño de la carcasa que disminuya el espacio ocupado y que incorpore ventilación para los componentes eléctricos para aumentar la seguridad y la vida útil del sistema,

Finalmente, como propuesta de mejora se plantea la integración de una interfaz digital o pantalla que permita visualizar la temperatura en tiempo.

### **3.7 Conclusiones y Recomendaciones**

En relación con el objetivo general, consistente en diseñar y desarrollar un prototipo de unidad calefactora para complementar sistemas de simulación hemodinámica, se logró construir un dispositivo funcional basado en calefacción por resistencia eléctrica con control electrónico,

capaz de mantener el fluido dentro del rango fisiológico requerido, contribuyendo a mejorar la fidelidad del entrenamiento médico.

Respecto al primer objetivo específico, orientado al análisis de los requerimientos técnicos y funcionales asociados al control térmico del fluido, se realizó un estudio del problema derivado de la ausencia de regulación de temperatura en simuladores hemodinámicos. A partir de este análisis se establecieron parámetros verificables, tales como rango de temperatura operativa, criterios de seguridad eléctrica y condiciones de funcionamiento, lo que permitió fundamentar técnicamente el diseño del sistema.

En cuanto al segundo objetivo específico, correspondiente al desarrollo de un diseño conceptual que integrara calefacción, medición y control, se definió la arquitectura del sistema mediante diagramas funcionales, modelado 3D y simulación electrónica. El dispositivo fue estructurado en subsistemas de alimentación, control y calefacción, adoptando el principio de convección forzada como mecanismo predominante de transferencia térmica para asegurar una distribución homogénea del calor.

Finalmente, en relación con el tercer objetivo específico, se construyó un prototipo funcional utilizando componentes electrónicos de bajo costo y manufactura aditiva para la carcasa y el circuito hidráulico. Las pruebas realizadas confirmaron el correcto funcionamiento del sistema de control por histéresis, permitiendo la activación y desactivación automática del elemento calefactor dentro del rango térmico establecido, validando así la viabilidad técnica de la solución desarrollada.

#### 4. BIBLIOGRAFIA

- Analog Devices, I. (s. f.). *TMP36FSZ: Low voltage temperature sensor [Datasheet]*. Obtenido de <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/516039/AD/TMP36FSZ.html>
- Bergamasco, E. C. (2023). *The how, when, and why of high-fidelity simulation*. In *StatPearls*. StatPearls.
- Çengel, Y. A. (2018). *Fluid mechanics: Fundamentals and applications*. McGraw-Hill Education.
- Çengel, Y. A. (2020). *Heat and Mass Transfer: Fundamentals & Applications*. McGraw-Hill Education.
- Çinar, Y. (2001). Blood viscosity and blood pressure: role of temperature and hyperglycemia. *American Journal of Hypertension*, 433–438. doi:[https://doi.org/10.1016/S0895-7061\(00\)01260-7](https://doi.org/10.1016/S0895-7061(00)01260-7)
- Electronics, C. (s. f.). *Resistencia eléctrica para calentar agua*. Obtenido de <https://www.carvalelectronics.com/producto/resistencia-electrica-para-calentar-agua>
- Engineering, O. (s.f.). *Cintas calefactoras de alta temperatura FGS, FGH y FWH*. Obtenido de [https://sea.omega.com/th/pptst/FGS\\_FGH\\_FWH.html](https://sea.omega.com/th/pptst/FGS_FGH_FWH.html)
- Feng, C. (2025). The impact of pressure and temperature on the quality of suspended red blood cells: An ex vivo simulation study. *Journal of the British Blood Transfusion Society* *Journal of the British Blood Transfusion Society*.

- García, M. (2025). Seguridad del paciente, ¿qué aportan la simulación clínica y la innovación docente? *Computational and Structural Biotechnology Journal*, 165-173.
- GmbH, J. (s.f.). *Termostatos de laboratorio CORIO*. Obtenido de <https://www.julabo.com/es/corio>
- Guerra, C. F. (2022). El rol de la simulación en el aprendizaje de habilidades procedimentales en estudiantes de enfermería: historia y desafíos. *Revista Médica de Chile*, 216–223. doi:<https://doi.org/10.4067/S0034-98872022000200216>
- Gutiérrez, L. S. (2023). *La importancia de la simulación como estrategia didáctica*. Formación Docente en las Universidades.
- Hu, B. (2022). Journal of the British Blood Transfusion Society. *Chemical Engineering Journal*.
- Incropera, F. P. (2017). *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*. John Wiley & Sons.
- Ju, Y. S. (2022). *Thermal management and control of wearable devices*. PMC. Obtenido de [10.1016/j.isci.2022.104587](https://doi.org/10.1016/j.isci.2022.104587)
- Lira, A. (2018). *Transferencias de calor (calidades térmicas de los materiales)*. Obtenido de Unidades de Apoyo para el Aprendizaje.: [https://repositorio-uapa.cuaed.unam.mx/repositorio/moodle/pluginfile.php/2969/mod\\_resource/content/1/UPA-Transferencia-Calor/index.html](https://repositorio-uapa.cuaed.unam.mx/repositorio/moodle/pluginfile.php/2969/mod_resource/content/1/UPA-Transferencia-Calor/index.html)

medicalexp. (s/f). *Modelo vascular de vasos sanguíneos*. Obtenido de EVT011-01:  
<https://www.medicalexpo.es/prod/trando-3d-medical-technology/product-301125-1111213.html>

Peltier.cl. (s.f.). *Placa Peltier 350W TEC1-12730 Alta potencia*. Obtenido de  
<https://www.peltier.cl/placa-peltier-350w-tec1-12730>

Research, K. (2025). *Informe del mercado de simulación médica [2031] – Tamaño de la industria, participación, crecimiento e análisis*.

semanticscholar.(s/f).Obtenidode<https://pdfs.semanticscholar.org/a27f/a3da55d5d91c4adf6bcf1622a559e7a90c56.pdf>

Smith, C. R. (2021). La evolución y el papel de la simulación en la enseñanza de la medicina. *Anesthesia Patient Safety Foundation*. Obtenido de <https://www.apsf.org/es/article/la-evolucion-y-el-papel-de-la-simulacion-en-la-ensenanza-de-la-medicina/>

Ulrich, K. T. (2013). *diseño y desarrollo de productos 5a edicion*. McGRAW-HILL.

Zambrano-Rangel, R. (2019). Medición experimental de las propiedades físicas de la sangre y su aplicación a la simulación del flujo sanguíneo. *Revista Mexicana de Ingeniería Química*.