

**DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA EL
MANTENIMIENTO DE LA CADENA DE FRÍO Y TRANSPORTE DE
MEDICAMENTOS TERMOLÁBILES.**

**JESÚS ALBERTO PERALTA ESQUEA
DAYANA ANDREA SALCEDO VIDAL**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARIBE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BARRANQUILLA - COLOMBIA**

2021

**DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA EL
MANTENIMIENTO DE LA CADENA DE FRÍO Y TRANSPORTE DE
MEDICAMENTOS TERMOLÁBILES**

**DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO MECATRÓNICO PARA EL
MANTENIMIENTO DE LA CADENA DE FRÍO Y TRANSPORTE DE
MEDICAMENTOS TERMOLÁBILES.**

**JESÚS ALBERTO PERALTA ESQUEA
DAYANA ANDREA SALCEDO VIDAL**

**Trabajo de grado presentado para optar al título de
Ingeniero Mecatrónico**

**ASESORES DISCIPLINARES:
ING. Saúl Antonio Pérez, MSc.
ING. Carlos Gabriel Díaz Sáenz, PhD. (c)**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARIBE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BARRANQUILLA - COLOMBIA
2021**

Nota de aceptación

Firma del jurado 1

Firma del jurado 2

DEDICATORIA

El siguiente trabajo de grado está dedicado como primera medida a Dios por darnos la fortaleza para poder culminar con esta meta que hoy en día estamos a punto de cumplir. A nuestras familias los cuales han sido de apoyo principal y día a día están alentándonos para que nos convirtiéramos en los profesionales que pronto seremos.

Asimismo, es dedicado a cada uno de nuestros amigos, y sus familias por ese apoyo incondicional los cuales sin ellos esto tampoco hubiera sido posible, específicamente a la familia Burgos Navarro, la cual nos acogió como si fuésemos parte de ella durante todo el proceso, también aquellos docentes que fueron luz en nuestro camino y que con su conocimiento fueron la ruta para nuestra formación.

Por último, dedicamos este trabajo de grado a la Universidad Autónoma del caribe por acogernos como parte de ella, nos sentimos orgullosos de pertenecer a esta gran familia y plenamente agradecidos por los conocimientos, buenas experiencias, y cada una de esas personas que ahora hacen parte de nuestras vidas.

TABLA DE CONTENIDO

LISTA DE FIGURAS.....	7
LISTA DE TABLAS.....	8
LISTA DE ECUACIONES.....	9
ABREVIATURAS Y ACRONIMOS	10
GLOSARIO	11
RESUMEN	13
ABSTRACT.....	14
INTRODUCCIÓN.....	15
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
1.1. ANTECEDENTES	20
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	21
1.3. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE.....	22
2. OBJETIVOS	24
2.1. OBJETIVO GENERAL.....	24
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	24
3. MARCO DE REFERENCIA.....	25
3.1. ESTADO DEL ARTE	25
3.2. MARCO TEÓRICO.....	32
3.2.1 Efectos Termoeléctricos.....	32
• Efecto Joule.....	32
• Efecto Seebeck.....	33
• Conducción Térmica	33
3.2.2 Módulos Térmicos.....	34
Propiedades	35
4. PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO	36
4.1. METODOLOGÍA.....	36
4.2. TIPO DE ESTUDIO.....	38
4.3. CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO.....	38
5. PRESUPUESTO	40
5.1. PRESUPUESTO GENERAL	41

5.2.	PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO	41
5.3.	CONSULTORÍA ESPECIALIZADA.....	42
5.4.	MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS	43
6.	PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	44
6.1.	DISEÑO DEL PROTOTIPO	44
6.2.	DISEÑO DISPOSITIVO FINAL	45
6.2.1.	DISEÑO 3D	46
6.2.2.	APARTADO FÍSICO	47
6.2.3.	CONEXIONES	49
6.3.	MATERIALES	52
6.3.1.	MODULO PELTIER TEC1-12710.....	52
6.3.2.	DISIPADOR ID COOLING IS-60	53
6.3.3.	DISIPADOR DE ALUMINIO.....	53
6.3.4.	MODULO TERMOSTATO XH-W1504TEC	54
6.3.5.	SENSOR TEMPERATURA TIPO K.....	54
6.3.6.	POLIESTIRENO EXPANDIDO	55
6.3.7.	PASTA TERMICA THERMAL GRIZZLY	56
6.3.8.	ACRÍLICO.....	56
6.3.9.	BATERIA LiPo 6S 22.2v 6000mAh	57
6.3.10.	CONVERSOR STEP DOWN 1-40V 10A.....	58
6.3.11.	VENTILADOR 12v 4X4 CM.....	58
6.3.12.	TERMOMETRO LCD DIGITAL.....	59
6.4.	RECOLECCIÓN DE DATOS	60
6.4.1.	MUESTRA POBLACIONAL.....	60
6.5.	ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	60
6.5.1.	ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL PROTOTIPO	61
6.5.2.	ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL DISPOSITIVO FINAL	64
6.6.	MANUAL DE USUARIO.....	68
	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	69
	BIBLIOGRAFÍA.....	71
	ANEXOS	74

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Modulo termoelectrico	34
Figura 2: Efecto peltier	34
Figura 3: Efecto Seebeck	35
Figura 4: Procedimiento	36
Figura 5: Diagrama de Gantt	40
Figura 6: Vistas del prototipo y nombres de las diferentes partes	45
Figura 7: Diseño 3D dispositivo final	46
Figura 8: Diseño 3D prototipo final	47
Figura 9: Cubierta refrigeración prototipo final.....	48
Figura 10: Cubierta componentes prototipo final Fuente: Grupo investigador	48
Figura 11: Cubierta cuerpo principal prototipo final	48
Figura 12: Dispositivo Final	48
Figura 13: Dispositivo final	49
Figura 14: Esquemático de conexiones dispositivo final.....	50
Figura 15: Modulo peltier TEC1-12710.	52
Figura 16: Disipador ID cooling IS-60.	53
Figura 17: Disipador de aluminio. Fuente: Grupo investigador	53
Figura 18: Modulo termostato XH-W1504TEC.....	54
Figura 19: Sensor de temperatura tipo K.....	55
Figura 20: Poliestireno expandido.	55
Figura 21: Pasta térmica Themal Grizzly.	56
Figura 22: Acrílico	57
Figura 23: Batería LiPo 6S 22.2v 6000mAh	57
Figura 24: Converso step down 1-40V 10A	58
Figura 25: Ventilador 12v 4x4 cm Fuente: Grupo investigador.	58
Figura 26: Termómetro LCD digital.	59
Figura 27: Grafica Temp vs Tiempo Dispositivo de enfriamiento.	61
Figura 28: Resultados de la simulación de planta del dispositivo.....	62
Figura 29: Respuesta de la planta a una entrada escalón.....	63
Figura 30: Grafica temperatura vs tiempo prueba 1.....	65
Figura 31: Grafica temperatura vs tiempo prueba 2.....	66
Figura 32; Grafica temperatura vs tiempo prueba 3.....	67
Figura 33: Grafica temperatura vs tiempo comparativa pruebas.....	68
Figura 34: Dispositivo final lateral.....	74
Figura 35: Dispositivo final frontal.	74
Figura 36: Dispositivo final interior.	75

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Cronograma de actividades.....	39
Tabla 2: Presupuesto general.....	41
Tabla 3: Costo Personal científico.....	42
Tabla 4: Costo personal de apoyo.....	42
Tabla 5: Costo consultoria especializada.....	42
Tabla 6: Costo materiales e insumos.....	43
Tabla 7: Costo trabajo de campo.....	44
Tabla 8: Costo equipos usados.....	44
Tabla 9: Consumo energetico del prototipo.....	51

LISTA DE ECUACIONES

Ecuación 1: Energía proporcionada por los electrones.....	32
Ecuación 2: Calentamiento de joule.....	32
Ecuación 3: Voltaje	33
Ecuación 4: Coeficiente diferencial de Seebeck.....	33
Ecuación 5: Ecuación de transferencia.....	62

ABREVIATURAS Y ACRONIMOS

TEC: del inglés ThermoElectric Cooler, enfriador termoeléctrico.

TEG: del inglés ThermoElectric Generator, generador termoeléctrico.

TEM: del inglés ThermoElectric Module, Modulo termoeléctrico.

ADRES: Administradora de los Recursos del Sistema General de Seguridad Social en Salud.

CFD: Dinámica de fluidos computacional.

ACO: del inglés, ant colony optimization, Optimizacion multi objetivo.

PDMS: del inglés plant design management system, sistema de gestión de diseño de plantas.

MFC: Mecánica de fluidos computacional.

PV: del inglés Photovoltaic, hace referencia a generadores fotovoltaicos.

CO₂: Dióxido de carbono.

TDP: del inglés Thermal Design Power, Potencia de diseño térmico.

LCD: del inglés liquid crystal display, pantalla de cristal líquido.

RPM: revoluciones por minuto.

DC: corriente directa.

LIPO: hace referencia a baterías de polímero de litio.

GLOSARIO

Cadena de frío: conjunto de normas y procedimientos que aseguran el correcto almacenamiento y distribución de vacunas a los servicios de salud.

Cadena fija: Aquellos dispositivos utilizados para la conservación de la cadena de frío los cuales no pueden ser transportados, ejemplo (cámara, frigoríficas, frigoríficos, congeladores).

Cadena móvil: Aquellos dispositivos utilizados para la conservación de la cadena de frío los cuales pueden ser transportados, ejemplo (vehículos refrigerados, nevera portátil, contenedores isotérmicos, acumuladores).

Conservación: mantener los alimentos a temperaturas bajas.

Control: Regulación, manual o automática, sobre el sistema de refrigeración.

Convección: la propagación de la temperatura en el aire.

Disipador: instrumento que se utiliza para bajar la temperatura de algunos componentes electrónicos.

Fármaco: Sustancia que sirve para curar o prevenir una enfermedad, para reducir sus efectos sobre el organismo o para aliviar un dolor físico.

Ficha Técnica: documento que describe las características principales, la composición y las aplicaciones de los medicamentos termolábiles, aportando información detallada sobre los aspectos del mismo.

Hardware: parte física del sistema. Está formado por componentes eléctricos, electrónicos, electromecánicos y mecánicos, tales como circuitos de cables y luz, placas, memorias, discos duros, dispositivos periféricos y cualquier otro material en estado físico que sea necesario para hacer que el equipo funcione.

Inmunizar: hacer que una persona resistente a la influencia de una cosa o enfermedad.

Peltier: bomba de calor activa en estado sólido que transfiere calor de un lado del dispositivo a otro oponiéndose al gradiente de temperatura, consumiendo para ello energía eléctrica.

Prototipo: Primer ejemplar que se fabrica de una figura, un invento u otra cosa, y que sirve de modelo para fabricar otras iguales, o molde original con el que se fabrica.

Refrigeración: se mantiene los medicamentos termolábiles a bajas temperaturas entre 2 y 8°C sin alcanzar la congelación.

Sensor: Dispositivo que capta magnitudes físicas (variaciones de luz, temperatura, sonido, etc.) u otras alteraciones de su entorno.

Temperatura: indica la energía interna de un cuerpo, de un objeto o del medio ambiente en general, medida por un termómetro.

Vacunas: Sustancia compuesta por una suspensión de microorganismos atenuados o muertos que se introduce en el organismo para prevenir y tratar determinadas enfermedades infecciosas; estimula la formación de anticuerpos con lo que se consigue una inmunización contra estas enfermedades.

RESUMEN

El presente trabajo de grado es investigación que trata sobre el desarrollo de un dispositivo mecatrónico para el mantenimiento de la cadena de frío y transporte de medicamentos termolábiles, es presentado como una propuesta para el apoyo del sector domiciliario que puedan transportar medicamentos, ayudando a combatir problemas como la pérdida de medicamentos por la falla al mantener la cadena de frío de estos. También puede aplicarse en distintos campos tales como farmacias las cuales manejan este tipo de medicamentos y en los hogares en los pacientes que padecen distintas enfermedades que los requieran. Esta investigación se abordó por medio del método investigativo sistemático, aplicando técnicas de análisis de documentos, para el desarrollo y cumplimiento de los objetivos del proyecto. Además se realizaron pruebas de validación técnica y funcional, cuyos resultados fueron analizados, para poder llegar a una posterior conclusión y recomendaciones para ser encaminadas a una solución y mejora.

Palabras claves: Medicamentos termolábiles, Cadena de frío, Peltier.

ABSTRACT

This degree work is research that deals with the development of a mechatronic device for the maintenance of the cold chain and transport of thermolabile medicines, it is presented as a proposal for the support of the home sector that can transport medicines, helping to combat problems such as the loss of medicines due to the failure to maintain the cold chain of these. It can also be applied in different fields such as pharmacies which handle this type of medicine and in homes of patients suffering from different diseases that require them. This research was approached by means of the systematic investigative method, applying document analysis techniques, for the development and fulfillment of the project objectives. In addition, technical and functional validation tests were carried out, the results of which were analyzed, in order to reach a subsequent conclusion and recommendations to be directed to a solution and improvement.

Keyword: Thermolabile drugs, Cold chain, Peltier.

INTRODUCCIÓN

La siguiente investigación reúne los conceptos sobre el mantenimiento de la cadena de frío requerido por los medicamentos termolábiles durante el transporte y almacenamiento, estos requieren de una temperatura específica según lo indique su ficha técnica. En este caso se utilizaron diferentes dispositivos electrónicos para alcanzar la temperatura correcta.

Con respecto a la correcta distribución de los medicamentos termolábiles es necesario contar con un contenedor adecuado para el transporte de estos, se debe realizar los análisis y planificación necesaria para determinar la temperatura adecuada requerida por estos, Situación que se ha convertido de vital importancia y cuidado no solo para los medicamentos comunes sino con la actual circunstancia post covid.

Lo anterior mencionado da como resultado al desarrollo de un dispositivo mecatrónico para el mantenimiento de la cadena de frío y transporte de los medicamentos termolábiles el cual cuenta con la temperatura necesaria para su cumplimiento, aportando así una herramienta para ayudar en la pérdida de vacunas, además de las múltiples pérdidas económicas y evitar daños colaterales por la aplicación de medicamentos en condiciones no aptas.

Este proyecto fue realizado con intereses académicos, para generar un aporte tecnológico y a nivel de conocimientos tanto para el grupo investigador como para la Universidad Autónoma del Caribe. Asimismo durante el desarrollo de este se utilizó un método de investigación sistémico, en el cual se implementaron técnicas de análisis documental, observación y anotación para los cumplimientos de los objetivos específicos. Además se utilizó una muestra no probabilística e intencional fundamentada en la subjetividad de los investigadores con respecto a las pruebas realizadas.

La finalidad del proyecto estipula el cumplimiento de los objetivos específicos los cuales se estipuló la identificación de los dispositivos y materiales necesarios que garantizan la cadena de frío, así como el diseño del sistema de control que nos ayudó en la reducción de temperatura y así mismo llegar a la más adecuada para los medicamentos, por último la integración de estos componentes y sistemas lograron la correcta construcción del dispositivo final para su posterior validación técnica y funcional.

Asimismo el proyecto está distribuido en seis capítulos, en el capítulo número uno se realizó el planteamiento del problema el cual consta de los antecedentes, formulación del problema y la justificación del alcance, lo que arroja como consecuencia la formulación de la pregunta problema ¿De qué forma se podría refrigerar y transportar los medicamentos termolábiles manteniendo su temperatura dentro de los estándares especificados en su ficha técnica?

En el capítulo número dos, se presenta el objetivo general de la investigación “Desarrollar un dispositivo mecatrónico portable que permita el control y mantenimiento de la cadena de frío de los medicamentos termolábiles” y los objetivos específicos para alcanzar este.

En el capítulo número tres se muestra el marco de referencia donde se evidencia el estado del arte, en el cual se podrá observar los proyectos realizados con anterioridad, los cuales sirvieron como base del proyecto desarrollado, así mismo cuenta con el marco teórico con los fundamentos científicos que se relacionan al dispositivo final.

En el capítulo número cuatro se presenta el procedimiento metodológico en el cual se basó el grupo investigador para llevar a cabo el proyecto y cumplimiento de cada uno de los objetivos, asimismo se muestra el cronograma - plan de trabajo.

En el capítulo número cinco se expone el presupuesto general, personal científico y de apoyo.

Por último en el capítulo número seis se evidencia el diseño del prototipo y dispositivo final, la recolección de datos, análisis de resultado y manual de usuario.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Para la conservación de medicamentos termolábiles y vacunas es de mayor importancia que no se interrumpa la cadena de frío, desde su proceso de fabricación, producción y distribución, hasta el momento de ser suministrado al paciente. Todo lo anteriormente mencionado para poder garantizar su actividad farmacológica, que por supuesto, dependerá de una adecuada conservación según lo indica su ficha técnica [1].

Se denomina “cadena de frío” al conjunto de los procesos de tipo logístico que permiten mantener la temperatura de conservación de los medicamentos termolábiles dentro del rango estipulado en ficha técnica durante toda la vida útil del fármaco, desde su fabricación hasta su administración [2]. Existen dos subtipos: cadena fija (cámara, frigoríficas, frigoríficos, congeladores) y cadena móvil (vehículos refrigerados, neveras portátiles, contenedores isotérmicos, acumuladores) [3].

Dentro del centro hospitalario la responsabilidad del manejo de este tipo de medicamentos es tarea del personal sanitario, tanto en el servicio de farmacia, como en las unidades clínicas, quirófanos y ambulatorios, completando así el seguimiento de la cadena de frío del medicamento [1].

Sin embargo, a nivel extra hospitalario garantizar la preservación y conservación de la cadena de frío hasta la administración del paciente es más difícil, la cadena de frío puede ser interrumpida de maneras imprevistas durante la práctica diaria, por ejemplo debido a un corte de energía, una cámara de frío averiada, un transporte inadecuado desde el laboratorio, almacenamiento incorrecto del medicamento al llegar a farmacia (mal control de la temperatura de la nevera o conservación fuera de la misma) y/o almacenamiento en planta en condiciones no idóneas [5].

Suministrar un medicamento que no ha sido almacenado adecuadamente, puede tener consecuencias potenciales muy variables para el paciente. Además una

ruptura en la cadena de frío puede tener un impacto económico para el hospital si la actividad completa de un medicamento no puede garantizarse y debe ser eliminado [6].

De lo anterior surgió la necesidad de desarrollar un dispositivo generador de frío para medicamentos termolábiles, con el cual se buscó mantener la cadena de frío de los medicamentos antes mencionados, desde su proceso de producción hasta el propio almacenamiento dentro de los hogares.

1.1. ANTECEDENTES

Si se parte de los problemas planteados, se encontró antecedentes específicos para estos, si se quiere hacer énfasis en las pérdidas a nivel económico, a nivel mundial se han presentado múltiples casos de dosis de vacunas adquiridas y suministradas en mal estado como lo es, lo publicado en la cadena de radio de Chile cooperativa.

En el cual se relató el caso de veinte mil dosis de vacunas anti influenza que llegaron en la región de Araucanía (centro de Chile), aparentemente las vacunas fueron transportadas en camiones sin la adecuada refrigeración, esto llevó a solicitar la inmediata reposición para los establecimientos que se vieron por la situación. El inconveniente significó un costo adicional de 40 millones de pesos para la campaña 2005 de vacunación contra la influenza del ministerio de salud [4].

Uno de los productos farmacéuticos más sensibles a los cambios climáticos son las vacunas por lo que es muy importante conservar la cadena de frío y de esta manera evitar todo tipo de riesgos innecesarios a fin de evitar problemas de salud a las personas que se le administren, así como pérdidas económicas y de prestigio para el laboratorio que las fabrica [1].

Así mismo la situación actual de la pandemia dejaría ver el descuido de la cadena de distribución de fármacos en el país, ya que es una problemática que ha ocurrido desde antes de la crisis sanitaria, “Sabemos que hasta en vacunas y medicamentos hay un 20, 25% de pérdidas”, recordó el Mtro. Juan Carlos Montoya, experto en logística y cadena de abastecimiento de la Universidad de La Salle, respecto al sistema que el gobierno federal ha anunciado para la distribución de la vacuna contra el COVID-19 que está próxima a llegar a México [2].

Por mencionar algunos accidentes de los anteriormente comentados, se tiene el reporte del municipio de Cundinamarca sobre la pérdida en la cadena de frío de 7.020 vacunas, el pasado 6 de mayo, en el Almacén de Insumos del Departamento de Salud Pública, la Secretaría de Salud solicitó concepto al Ministerio de Salud y al Invima sobre el uso de las dosis, después de obtener su respuesta el 12 de mayo

en horas de la noche sobre la pérdida de la cadena de frío y el no uso de estas, se reportó inmediatamente el caso a la oficina de Control Interno para que inicie la investigación del caso y reporte la falla humana que ocasionó el daño a los diferentes entes de control [3].

Sin embargo aún nos falta mucho por hacer, anualmente las pérdidas de productos farmacéuticos son equivalentes a casi el 10% de lo que el país invierte en este tipo de tratamientos, que representa un costo anual aproximado de 2,8 billones de pesos según datos del ADRES. Lo más crítico no es sólo el dinero que se pierde, sino la cantidad de pacientes que no están recibiendo un tratamiento oportuno, seguro y eficaz para sus enfermedades [4].

Adicionalmente, los controles son insuficientes para garantizar la cadena de frío en toda la cadena de suministro farmacéutica en el país, esto implica que muchos productos farmacéuticos pueden estar en condiciones no adecuadas y peor aún, sin la opción de verificar que lleguen en condiciones de calidad para ser administrados a un paciente, esto debido a que no es fácilmente evidenciable que el producto no cuenta con la calidad requerida y la información del personal de salud y pacientes es insuficiente para reconocer detalles de calidad y como es el manejo adecuado que se debe realizar a este insumo vital [4].

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

La problemática planteada anteriormente generó la siguiente pregunta:

¿De qué forma se podría refrigerar y transportar los medicamentos termolábiles manteniendo su temperatura dentro de los estándares especificados en su ficha técnica?

1.3. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE

Existen diferentes tipos de medicamentos termolábiles, y vacunas que combaten diversos tipos de enfermedades tales como diabetes, poliomielitis, hepatitis b, tuberculosis, difteria, tétanos y tos ferina, sarampión, rubéola, parotiditis, fiebre amarilla, rotavirus, neumococos, papiloma humano, varicela a los cuales se hace necesario el constante mantenimiento de la cadena de frío por esto la importancia de este proyecto radicó en proteger dicha cadena.

La importancia de la cadena de frío radica en proteger la potencia inmunizadora que tiene cada vacuna administrada, dado que induce una respuesta que previene la enfermedad contra la que está dirigida [7].

Dentro de las estadísticas 1,5 millones de colombianos padecen de Diabetes Mellitus Tipo 2, una cifra que, según el Observatorio Nacional de Salud, podría llegar a representar el 12% del total de la población en el país en 2050 si se mantienen las tendencias actuales de prevalencia e incidencia [8].

En Barranquilla 12% de los habitantes han sido identificados con diabetes tipo 2 y el 2% con tipo 1", explica Yisell Pinillos Patiño, investigadora del grupo Muévete Caribe de la Universidad Simón Bolívar. Estas son cifras actualizadas producto de la caracterización del equipo de trabajo [8].

Pacientes los cuales en su gran mayoría hacen uso de medicamentos tales como la insulina por lo que se hace necesario su debida refrigeración y transporte, de lo cual surgió la necesidad de la creación de un dispositivo que permitiera la conservación de la cadena de frío de estos. Se esperó que esto ayudaría a la reducción de pérdidas de medicamentos los cuales no podrían ser suministrados debido a la pérdida de sus propiedades e incluso llegó a ser nocivos para el paciente [9].

Este proyecto estuvo dirigido para el sector salud y todas aquellas empresas que se dedican al transporte de medicamento dentro del área metropolitana de Barranquilla, incluso a los pacientes para su adecuado almacenamiento en el hogar.

Para lograr el cumplimiento de los objetivos de estudio, se acudió al empleo de un dispositivo generador de frío al cual se le implementó un sistema de control acompañado por una serie de sensores que en conjunto, brindaron la temperatura óptima para mantener la cadena de frío de los medicamentos termolábiles. Se estimó que el dispositivo fuera amigable con el medio ambiente por el cual, cuenta con un seguimiento durante su fabricación, producción y posterior eliminación o reutilización de los componentes.

Económicamente se esperó que el desarrollo del dispositivo fuera de bajo costo sin afectar el funcionamiento del dispositivo para que pudiera ser adquirido por clínicas, personas que realicen domicilios y pacientes que lo requieran. Los costos y gastos que incurrieron en el proyecto fueron asumidos por los investigadores, además de una posible venta y comercialización.

Este dispositivo tiene un impacto ambiental positivo ya que al implementarlo, se esperó la disminución de los desechos generados por vacunas o medicamentos que ya no pueden ser utilizados por su inadecuado almacenamiento. La eliminación inadecuada de tal cantidad de residuos biológicos peligrosos puede ser una amenaza mayor para las personas y el medio ambiente.

Se pronosticó que la energía que requirió el dispositivo fuera proporcionada por baterías totalmente recargables para reducir la contaminación ambiental que causaría el uso de baterías convencionales, además los componentes utilizados dentro de la fabricación tendrían una posterior reutilización al finalizar su ciclo de uso.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un dispositivo mecatrónico portable que permita el control y mantenimiento de la cadena de frío de los medicamentos termolábiles.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar conceptos por medio de antecedentes relacionados con la implementación de dispositivos orientados a cadenas de frío para la generación de conocimiento.
- Implementar un sistema de control que suministre la temperatura óptima para los medicamentos termolábiles.
- Validar técnica y funcionalmente el prototipo final para el control de temperatura eficiente de los medicamentos termolábiles.

3. MARCO DE REFERENCIA

3.1. ESTADO DEL ARTE

Para el desarrollo de este trabajo se hace necesario la revisión de la literatura de los trabajos, investigaciones, tesis, artículos, entre otros para así tener conocimiento de lo que se ha venido trabajando con referencia y características similares a nuestro proyecto.

- **Estudio experimental y numérico de un dispositivo de enfriamiento evapora TiVo de múltiples unidades en serie:** Este artículo está basado en el estudio y realización de un dispositivo de enfriamiento evapora TiVo en serie, estudio el cual se evaluó experimentalmente y los modelos numéricos del prototipo experimental y su modelo a escala se desarrolló utilizando un software CFD. Los resultados de la disminución del aire a lo largo del canal tanto bajo de la humedad relativa y la temperatura de salida prevista en los canales secos y húmedos. Los resultados experimentales muestran que la caída de temperatura del aire a lo largo del canal bajo una humedad relativa baja es mayor que el bajo una mayor humedad relativa. La precisión del modelo se validó comparando el experimento y la simulación de valores de distribución de temperatura [10].

Encontramos gráficos e imágenes que nos sirvieron de apoyo para comprender con mayor claridad puntos importantes acerca de la estructura de esta unidad de enfriamiento evapora TiVo y su disposición de puntos de medida y termopares, de la distribución de temperatura en los canales para enfriamiento primario y secundario, de los volúmenes de control para canal seco y húmedo, de la estructura general del modelo y malla y también de los contornos de distribución del aire a ciertas condiciones y los contornos de distribución de la humedad en el plano x-z a ciertas condiciones, entre otros.

- **Nuevo diseño óptimo para sistema de refrigeración en dispositivos térmicos termoeléctricos:** con relación a este artículo se realiza una respectiva investigación para el dispositivo TEC el cual muestra que es fuertemente afectado por la distribución de temperatura del disipador de calor. Por lo tanto presenta un nuevo diseño para el calor, donde se propone un sumidero con una aleta exponencial para los dispositivos TEC. A evaluación del rendimiento de refrigeración del sistema propuesto, una ecuación de balance de energía de refrigeración del sistema propuesto, incluida la masa, además se considera el efecto de transferencia y conductividad térmica variable. Los resultados y la solución numérica muestran la buena concordancia entre estos resultados. Los parámetros muestran que las mejoras en la temperatura de la placa base, el grosor de esta condujo a aumentar la eficiencia térmica y el calor transferir. Finalmente, el procedimiento de optimización multiobjetivo con (ACO). Se realiza un algoritmo y un punto óptimo adecuado con el volumen más bajo y la mayor eficiencia térmica y transferencia de calor están seleccionados [11].

El artículo nos brinda un modelo de disipador de calor diseñado específicamente para los dispositivos TEC, optimizado para conseguir la mayor transferencia de calor, eficiencia térmica y el menor volumen de material, que servirá de apoyo para disipar el calor generado por el efecto peltier.

- **Sistema de crioterapia portátil inteligente reformulado I.E. con módulos de refrigeración termoeléctricos controlados para aplicaciones médicas:** en este artículo se expone un sistema diseñado que implica la posibilidad de generar el tratamiento de crioterapia (el cual es aplicado a personas cuando sufren una lesión) mediante dispositivos de refrigeración termoeléctrica portátil basados en hardware electrónico, software y técnicas de control digital. En el sistema propuesto todas las etapas se realizaron utilizando arduino como el microcontrolador para el mantenimiento de la

temperatura en este método. La investigación se centra en el uso efectos termoeléctricos con módulo peltier para refrigeración electrónica inteligente y no implican el uso de productos químicos o materiales refrigerantes. Se obtuvo como resultado un prototipo el cual permite alcanzar la temperatura de 5°C necesaria para la crioterapia, menos pesado que los prototipos tradicionales, cumpliendo así con la función para lo que se requiere [12].

Este proyecto nos aporta la metodología utilizada por medio de las celdas peltier como dispositivo refrigerante, el cual está contenido como una opción para ser aplicado al dispositivo en investigación.

- **Dispositivo de refrigeración con elemento Peltier para aplicaciones médicas:** con respecto a su artículo encontraremos todo el proceso de desarrollo de un sistema de enfriamiento de tejidos que cumple con los requisitos para el mantenimiento de la temperatura a largo plazo, en este se hace una descripción general de los dispositivos de enfriamiento portátiles utilizados para aplicaciones biomédicas, se describe el dispositivo Peltier utilizado en el trabajo experimental y se presentan los principios físicos con su enfoque en el sistema de enfriamiento realizado, se presentan otros parámetros importantes de los elementos peltier y se evalúa su eficiencia con un ejemplo de parámetros de celdas seleccionadas y se evidencia el diseño e implementación de la regulación en el propio sistema de refrigeración. Seleccionaron un micro controlador para la implementación del circuito de control [13].

El anterior proyecto es de gran aporte ya que nos presenta la implementación de celdas peltier como sistema de refrigeración, además del sistema de control a través de un micro controlador del sistema. El cual servirá como guía para el desarrollo de nuestro dispositivo.

- **Refrigeración termoeléctrica eficiente para dispositivos móviles:** presenta una solución de enfriamiento termoeléctrico que permite una gestión térmica eficiente del procesador en dispositivos móviles. Tiene como objetivo minimizar la pérdida de rendimiento de las aplicaciones móviles, la cual es disminuida cuando los procesadores subyacentes se aceleran para enfriar el dispositivo mediante el uso eficiente de refrigeración termoeléctrica. Constan del modelo de las características TEC y un chip para el procesador. Como resultado de la evaluación de un teléfono inteligente demostraron que la pérdida de rendimiento de la velocidad máxima es de 1.8% en comparación con 19.2% sin el TEC [14].

El artículo anterior se puede apreciar cómo la TEC es implementada en un dispositivo de manera compacta y controlable, los cuales se pueden construir en un micro escala (13mm) y pueden integrarse en dispositivos móviles, presentando una ventaja sobre los dispositivos convencionales. Contribuyendo como idea de integración para nuestro dispositivo.

- **Un dispositivo de enfriamiento protésico automático y portátil con alta capacidad de enfriamiento basado en el cambio de fase:** nos muestra en su artículo el desarrollo de un dispositivo de enfriamiento que puede eliminar el calor excesivo y mantener una temperatura de la piel en una prótesis de miembro inferior. Para eliminar el calor metabólico excesivo, implementaron tubos de calor para recoger el calor generado por la extremidad. Al utilizar una nueva matriz de canales de fijo, la resistencia térmica del sistema era ajustable y consiguió una capacidad de refrigeración de 6,6 w A 15,5w, logrando mantener la temperatura de la piel a 31,4°C, mejorando la calidad de vida de los usuarios de prótesis. El diseño del depósito consta con un tubo de calor y una matriz construida en el encaje protésico, y una matriz de canales de flujo [15].

Este proyecto nos aporta una nueva tecnología como método de enfriamiento (tubos de calor), la cual nos permite tomarla como referencia y compararla con las opciones que se tienen para el desarrollo de nuestro dispositivo.

- **Rendimiento de enfriamiento superior de dispositivos de enfriamiento magneto fluídicos híbridos de un solo canal:** Se presenta el desarrollo de un dispositivo híbrido de enfriamiento magneto fluídico que consta de tubos de cobre y silicona en una configuración de toro. La configuración fue desarrollada integrando un canal de flujo 3D PDMS y un hidrofóbico basado en partículas método de rastreo de partículas. El dispositivo permitió la visualización del flujo de ferrofluidos durante la MFC. El aumento del flujo de calor dio como resultado un mayor caudal, velocidad, y la tasa de temperatura constante durante MFC. El grado de enfriamiento (ΔT) aumenta para un mayor flujo de calor, lo que demuestra autorregulación del enfriamiento. Este enfriamiento pasivo y autorregulado puede ser útil para mejorar el rendimiento, ahorrar energía, aumentar la vida útil y reducir las fallas. Tasa de enfriamiento de baterías, dispositivos electrónicos, compresores, etc. [16].

El artículo nos plantea un método de enfriamiento pasivo por medio de fluidos magnéticos que será considerado dentro del proyecto como solución a las altas temperaturas generadas por los dispositivos TEC.

- **Aplicaciones de módulos fotovoltaicos híbridos con refrigeración termoeléctrica:** este artículo ofrece una revisión de la literatura reciente sobre la integración de dispositivos de enfriamiento termoeléctrico (TEC) en generadores fotovoltaicos (PV) para construir sistemas PV- TE. El papel de TEC es reducir la temperatura de las células fotovoltaicas, aumenta la eficiencia del sistema, su capacidad de potencia y toda la vida. El documento también contiene una formulación de ecuaciones del módulo termoeléctrico que se refieren a la capacidad de enfriamiento, tasa de calor rechazado al

ambiente y potencia de entrada, junto con el modelo eléctrico del generador fotovoltaico. Como conclusión a partir del análisis realizado en los sistemas híbridos PV-TEC, la eficiencia de un sistema fotovoltaico puede mejorarse mediante incorporando dispositivos TEC en la parte posterior del módulo fotovoltaico. El alcance de esta mejora puede ser expresado por la formulación analítica de las ecuaciones del módulo PV-TEC.

El anterior artículo nos aporta una gran información a nivel bibliográfico para nuestro proyecto en cuanto a la TEC y PV y todas las mejoras que generan su integración [17].

- **Una revisión a la refrigeración con energía termoeléctrica basada en el efecto peltier:** en este estudio se toma en cuenta un sistema combinado de generación térmica consideración, consistente en un generador termoeléctrico y refrigerador amigable con el ambiente, el cual es alimentado y controlado por un fluido eléctrico. Por tanto da un acercamiento y demostraciones matemáticas a los conceptos de mayor relevancia sobre el dispositivo termoeléctrico y los efectos de mayor incidencia, responsable de dar características ventajosas a la implantación de células peltier como dispositivo básico de un sistema de refrigeración para aplicaciones más pequeñas, manteniendo un sistema ecológico limpio y sin efectos sobre la capa de ozono, ya que no hay emisiones de CO₂ a la atmósfera. Concluyen que el uso del efecto Peltier como método alternativo de la refrigeración no parece ser capaz de desplazar, en el cercano futuro, el dominio de otros medios de refrigeración tradicionales como la compresión de vapor [18].

El trabajo de investigación anterior nos da un vistazo al gran aporte que tienen las celdas peltier en la refrigeración con energía termoeléctrica, sirviéndose de guía para el uso de esta tecnología dentro de nuestro proyecto.

- **Efecto de las interrupciones de la cadena de frío sobre la vida útil de la leche desnatada pasteurizada:** este estudio se encargó de verificar el efecto del abuso del tiempo y la temperatura sobre el número de bacterias en la leche desnatada pasteurizada fluida, mediante la simulación del escenario de la vida real, que suele ocurrir cuando los consumidores interrumpen la cadena de frío antes del consumo que afectan la vida útil de la leche. Se llevaron a cabo tres ensayos en total. El abuso térmico se simuló con temperaturas fluctuantes de 5°C. Los resultados muestran que el abuso de temperatura tiene un efecto significativo sobre la estabilidad microbiana de la leche y su vida útil. Es importante mantener la temperatura de la leche a 5°C o menos, ya que el crecimiento bacteriano depende directamente del aumento de temperatura y la retención. De lo contrario plantean el riesgo potencial de peligros microbianos que conducen a enfermedades transmitidas por los alimentos [19].

El anterior estudio nos muestra cómo se desarrollan las bacterias dentro de las temperaturas fuera de la cadena de frío y lo nocivo que pueden ser para las personas al consumir o tratar con productos que no la conserven. Nos aportan conocimiento acerca de la cadena de frío, la cual es uno de los factores más importantes de nuestro proyecto.

3.2. MARCO TEÓRICO

La refrigeración termoeléctrica supone una alternativa a los sistemas utilizados habitualmente. Los principales fenómenos físicos que intervienen son los efectos: Seebeck, Peltier, Thomson y Joule.

3.2.1 Efectos Termoeléctricos

La teoría de la termoelectricidad fue desarrollada por Lord Kelvin Thomson, con base en los portadores de carga dinámica en los metales, con la proposición del denominado efecto Thomson como resultado principal [23]. Existen 5 procesos de conversión de energía que tienen lugar en un TEM, los cuales son: la conducción térmica, el efecto Joule, el efecto Thomson, el efecto Seebeck y el efecto Peltier. Todos estos efectos termoeléctricos son tomados en cuenta para las interrelaciones entre las energías térmicas y eléctricas [24].

- Efecto Joule

En el estudio de Julio-Betancourt y Hooton [25], es definido como la interacción entre un fenómeno eléctrico y la conducción de corriente eléctrica donde un fenómeno asociado con el calentamiento de un conductor, a través del cual se asocia la corriente. La materia ofrece alguna resistencia al movimiento de electrones, que dan energía cinética al medio ambiente en sucesivas colisiones. La energía proporcionada por los electrones se disipa en forma de calor (Ecuación 1).

Ecuación 1: Energía proporcionada por los electrones.

$$R = p \frac{h}{A}$$

Donde p es la resistividad del material en ohm por metro. El calentamiento de Joule q_j en watts, mantiene una relación con la corriente I en amperes y la resistencia eléctrica R , dada por:

Ecuación 2: Calentamiento de joule.

$$q_j = I^2 R$$

- Efecto Seebeck

Thomas J. Seebeck descubrió la generación de voltaje cuando una diferencia de temperaturas es mantenida entre dos caras de un termopar [26]. Si las juntas en A y B, se mantienen a diferentes temperaturas T_1 y T_2 y además $T_1 < T_2$, una fuerza electromotriz de circuito abierto V , es entregada en las terminales C y D, la cual es determinada de acuerdo a [27].

Ecuación 3: Voltaje

$$V = \alpha (T_1 - T_2)$$

Donde α es el coeficiente diferencial de Seebeck entre dos elementos y es a partir de la relación anterior que el coeficiente seebeck puede calcularse como:

Ecuación 4: Coeficiente diferencial de Seebeck

$$\alpha = \frac{V}{\Delta T}$$

Para bajas diferencias de temperatura, el coeficiente de Seebeck es lineal. Aunque por convención α es el símbolo designado para el coeficiente Seebeck, S es usado algunas veces para designar, refiriéndose a la potencia térmica o fuerza electromotriz térmica. El signo de α es positivo si la fuerza electromotriz causa que la corriente fluya en sentido de las manecillas del reloj alrededor del dispositivo y es medido en $V/^\circ K$ o más comúnmente en $\mu V/^\circ K$ [27].

Efecto peltier

El efecto peltier consiste en la liberación de calor en una unión de un termopar y una absorción de calor en la otra, cuando una corriente eléctrica fluye en él. Fue descubierto en 1834, trece años después del descubrimiento del efecto Seebeck en 1821. Ambos efectos termoeléctricos fueron considerados de la misma naturaleza [23].

- Conducción Térmica

Finalmente, hay un trabajo interno que se debe a la conducción térmica determinada por la ley de Fourier. Establece que la tasa de transferencia de calor por conducción en una dirección dada, es proporcional al área normal de la dirección del flujo de calor y al gradiente de temperatura en esa dirección.

3.2.2 Módulos Térmicos

Un TEM es un convertidor de energía de estado sólido. Normalmente está compuesto de un arreglo de $2N$ gránulos de materiales semiconductores (tipo p y n), que realizan N pares termoeléctricos los cuales están unidos térmicamente en paralelo y eléctricamente en serie e intercalados entre 2 placas cerámicas [28]. Del mismo modo que un enfriador termoeléctrico (TEC, por sus siglas en inglés Thermoelectric Cooler), los TEM se utilizan principalmente en aplicaciones de control de temperatura. Como generador termoeléctrico (TEG, por sus siglas en inglés Thermoelectric Generator), los TEM se utilizan para producir energía eléctrica en ubicaciones remotas cuando existen gradientes de temperatura [24].



Figura 1: Módulo termoeléctrico

Fuente: A. Sandoval, E. Espinosa y J. Barahona, «Celdas Peltier: Una alternativa para sistemas de enfriamiento con base en semiconductor.,» Mexico, 2008.

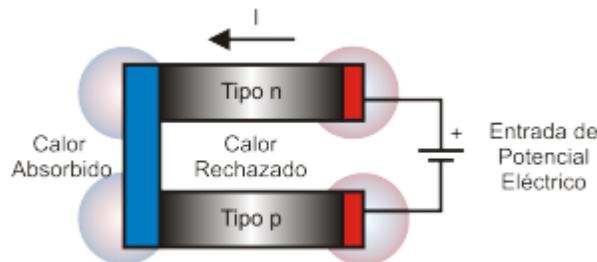


Figura 2: Efecto peltier

Fuente: D. Rowe, THERMOELECTRICS HANDBOOK MACRO TO NANO, CRC Press, 2006.

Propiedades

Los TEM cuentan con una serie de propiedades debido a los efectos termoeléctricos que ocurren, como lo son las siguientes:

- Un cambio en la polaridad de la corriente que se le aplica, permite un cambio de calentamiento a enfriamiento y viceversa.
- Los TEM no producen ruido ni vibraciones.
- Son compactos y ligeros.
- Son altamente confiables.
- Poseen una vida útil mayor a los veinte años.
- Dan la posibilidad de controlar con precisión su temperatura.
- Funcionan mediante voltajes de corriente continua.
- No requieren mantenimiento, ya que no poseen partes móviles que puedan dañarse o desgastarse.

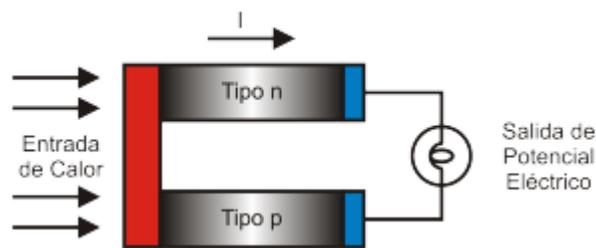


Figura 3: Efecto Seebeck

Fuente: D. Rowe, *THERMOELECTRICS HANDBOOK MACRO TO NANO*, CRC Press, 2006.

Aplicaciones

Los TEM presentan distintas ventajas en precisión, simplicidad y confiabilidad, lo cual los hace ideales para distintas aplicaciones, algunas de las cuales se enlistan a continuación.

- Sistemas de aire acondicionado [30].
- Sistemas de enfriamiento [31].
- Aplicaciones médicas [31].
- Sensores de temperatura [32].

4. PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO

4.1. METODOLOGÍA

Existen diferentes métodos para el desarrollo de proyectos, se ha determinado que es una investigación sistemática mediante la cual se procede de lo simple a lo complejo, de la causa de los efectos, de la parte al todo, de los principios a las consecuencias [46].

La síntesis implica a partir de la interrelación de los elementos que identifican su objeto, y que cada uno pueda relacionarse con el conjunto en la función que desempeñan con referencia al problema de la investigación. Esta investigación se sigue un conjunto de procesos sistemáticos para el desarrollo a partir del diseño, construcción y pruebas del sistema propuesto, con el propósito de cumplir con los objetivos planteados.



Figura 4: Procedimiento

Fuente: Grupo Investigador

El siguiente proyecto consta de dos etapas de las cuales la primera de esta se basó en la recolección de información por medio de revisión bibliográfica y el respectivo análisis de esta. Así mismo la segunda etapa se basó en el desarrollo, diseño y construcción del dispositivo.

Para el desarrollo del primer objetivo se recolectó la mayor cantidad de información para escoger los dispositivos y materiales apropiados, que nos garantizaran el cumplimiento del segundo y tercer objetivo, en las cuales se realiza el proceso de desarrollo de hardware y software, así como la prueba y finalización de este.

La población de estudio que se tendrá en cuenta para el desarrollo del proyecto son las siguientes:

- Hospitales
- Farmacias
- Empresas domiciliarias

La muestra tomada para el desarrollo de este proyecto se enfocará principalmente, en todas las farmacias ubicadas en el área metropolitana de barranquilla.

De lo anterior mencionado se determina una muestra no probabilístico e intencional el cual se basó en la subjetividad de los investigadores en las diferentes pruebas realizadas.

Los datos necesarios para llevar a cabo el proyecto se recolectaron según la siguiente información:

- Fuentes primarias: extraídas de información obtenidas en el momento que se llevaron a cabo las pruebas y representas registros directos, no interpretados sobre el tema de investigación. En esta categoría se implementó observación y anotación para la toma de datos y factores resultantes de las pruebas de validación.
- Fuentes secundarias: se realizó el uso de análisis documental para tener como guía los modelos y diseños 3D para la construcción del dispositivo, y la implementación de técnicas de control para el mantenimiento de la temperatura, esta información fue tomada de revistas, artículos, libros y demás fuentes realizadas por otros investigadores en la que se encontraron similitudes con nuestro proyecto.

Una vez recogida la información se hizo uso de él plan de tabulación para el análisis de esta, dicho plan consta de 4 etapas, en primer lugar, la selección de un software característicos para este tipo de tareas estadísticas como lo es Microsoft Office

Excel, el cual fue el recurso seleccionado para la organización de datos recopilados en el análisis documental y observación.

En la segunda etapa se realizó el tratamiento de estos datos en procesos descriptivos como tablas estadísticas, tablas de frecuencia, matrices de relación y razones que se analizaron por medio de herramientas estadísticas que brinden información sobre los aciertos y errores del proceso. En el tercer paso se hizo una revisión y corrección o reafirmación de variables particulares seleccionadas para en las que se necesitaron corroborar tendencias o correlaciones. Y al final de todo se organizaron las respuestas de estos análisis, se priorizó según la importancia para el proyecto y por último se seleccionó el tipo de grafica apropiada para mostrar la información requerida.

4.2. TIPO DE ESTUDIO

A partir de definir un enfoque cuantitativo se determinó que la investigación es de tipo aplicada, la cual busca la generación de conocimiento enfocada directamente a solucionar los problemas de la sociedad o el sector productivo [45]. Esta se basa fundamentalmente en lo hallazgos tecnológicos de la investigación básica, que se utilizan para mejorar la calidad del servicio de salud brindada a las personas, ocupándose del proceso de enlace entre la teoría y el producto, además del análisis acerca de cada uno de los componentes y equipos a utilizar, para el desarrollo del proyecto.

4.3. CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO

El siguiente plan de trabajo cuenta con dos fases, la primera está conformada por toda la parte investigativa y teórica del proyecto como lo es el planteamiento, los objetivos, justificación, marco de referencia y metodología; así mismo la segunda fase está conformada por el desarrollo del proyecto, y cada una de las actividades que nos sirvieron para el cumplimiento de los objetivos.

Tabla 1: Cronograma de actividades.

Fuente: Grupo investigador

 Universidad Autónoma del Caribe Proyecto de Grado - Ingeniería Mecatrónica CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES				
Componentes	Descripción	Fecha Inicio	Fecha Final	Duración (Días)
Planeación del Proyecto		21/08/2020	27/11/2020	98
Entregable #1	Planteamiento del problema	21/08/2020	28/08/2020	7
Actividad 1	Descripción del problema y Formulación del problema.	21/08/2020	28/08/2020	7
Entregable #2	Objetivos	28/08/2020	04/09/2020	7
Actividad 2	Objetivo general y específicos.	28/08/2020	04/09/2020	7
Entregable #3	Justificación	28/08/2020	04/09/2020	7
Actividad 3	Importancia del proyecto, Recursos tecnológicos, Aspectos económicos, Impacto social-Beneficios e Impacto ambiental.	28/08/2020	04/09/2020	7
Entregable #4	Introducción del proyecto, revisión de observaciones y plantilla de exposición	04/09/2020	11/09/2020	7
Entregable #5	Primera sustentación	11/09/2020	18/09/2020	7
Entregable #6	Marco de referencia	18/09/2020	16/10/2020	28
Actividad 4	Antecedentes del proyecto.	18/09/2020	25/09/2020	7
Actividad 5	Estado del arte.	25/09/2020	02/10/2020	7
Actividad 6	Marco teórico.	02/10/2020	09/10/2020	7
Actividad 7	Marco conceptual y Marco legal.	09/10/2020	16/10/2020	7
Entregable #7	Diseño metodológico	23/10/2020	13/11/2020	21
Actividad 8	Paradigma, tipo y método de investigación. Población y muestra, fuentes, técnicas e instrumentos de recolección de información.	23/10/2020	30/10/2020	7
Actividad 9	Plan de tabulación y análisis de la información, procedimiento.	30/10/2020	06/11/2020	7
Actividad 10	Cronograma de actividades, cuantificación en dinero de actividades y presupuesto.	06/11/2020	13/11/2020	7
Entregable #8	Análisis de resultados parciales y prototipo, Revisión de diapositivas finales	13/11/2020	20/11/2020	7
Entregable #9	Presentación al jurado	20/11/2020	27/11/2020	7
FASE 2		01/07/2021	28/10/2021	119
OBJETIVO 1	Identificar conceptos por medio de antecedentes relacionados con la implementación de dispositivos orientados a cadenas de frío para la generación de conocimiento.	01/07/2021	21/07/2021	21
Entregable # 1	Preselección de requerimientos	01/07/2021	14/07/2021	14
Actividad 1	Preselección de materiales.	01/07/2021	07/07/2021	7
Actividad 2	Preselección de dispositivos.	08/07/2021	14/07/2021	7
Entregable # 2	Prueba de dispositivos	15/07/2021	21/07/2021	7
Actividad 3	Puesta a prueba de los dispositivos	15/07/2021	21/07/2021	7
OBJETIVO 2	Diseñar un sistema de control que suministre la temperatura óptima para los medicamentos termolábiles.	22/07/2021	25/08/2021	35
Entregable # 3	Preselección de sistema termoelectrónico	22/07/2021	04/08/2021	14
Actividad 4	Selección del sensor de temperatura	22/07/2021	28/07/2021	7
Actividad 5	Modelado del dispositivo termoelectrónico	29/07/2021	04/08/2021	7
Entregable # 4	Control PID	05/08/2021	25/08/2021	21
Actividad 6	Implementación de control PID	05/08/2021	18/08/2021	14
Actividad 7	Verificación y testeo del dispositivo	19/08/2021	25/08/2021	7
OBJETIVO 3	Validar técnica y funcionalmente el prototipo final para el control de temperatura eficiente de los medicamentos termolábiles.	26/08/2021	28/10/2021	63
Entregable # 5	Elaboración de prototipo	26/08/2021	08/10/2021	43
Actividad 8	Construcción de prototipo	26/08/2021	25/09/2021	30
Actividad 9	Ajuste de parámetros de control	26/09/2021	08/10/2021	13
Entregable # 6	Validación y culminación del prototipo	09/10/2021	28/10/2021	20
Actividad 10	Validación de prototipo	09/10/2021	15/10/2021	7
Actividad 11	Elaboración del dispositivo final	16/10/2021	28/10/2021	13
TOTAL				217

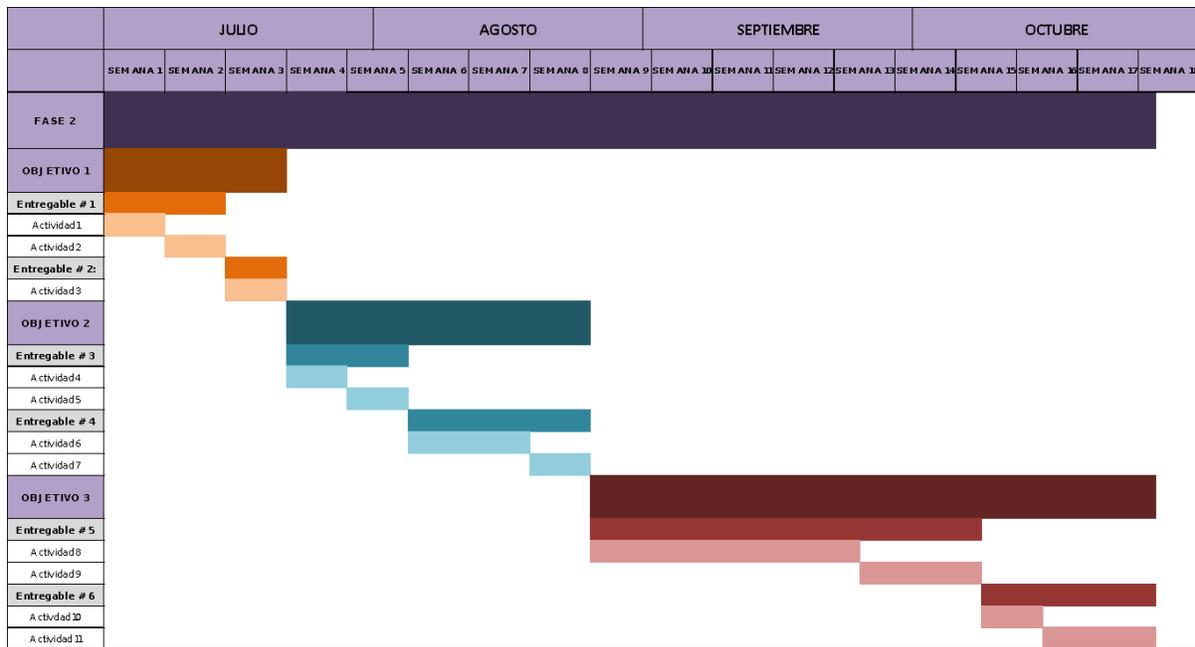


Figura 5: Diagrama de Gantt

Fuente: Grupo investigador

5. PRESUPUESTO

A continuación se muestra el presupuesto general del proyecto titulado “Desarrollo de un dispositivo mecatrónico para el mantenimiento de la cadena de frío y transporte de medicamentos termolábiles” el cual está basado en la integración de 6 ítems que permiten observar los costos del proyecto en diferentes áreas.

5.1. PRESUPUESTO GENERAL

Tabla 2: Presupuesto general.

	FORMATO DE PRESUPUESTO PARA PRESENTACIÓN DE PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN EN CONVOCATORIAS INTERNAS				GI-02-PR-03-F02
					Versión 1
					12/06/2019
PRESUPUESTO GENERAL DEL PROYECTO					
RUBROS	Fuentes de Financiamiento				Total
	Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Otras fuentes Externas	Contrapartida UAC	
1. Personal Científico	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 4.193.277	\$ 4.193.277
2. Personal de Apoyo	\$ 0,00	\$ 3.458.050	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 3.458.050
3. Consultoría especializada y Servicios Técnicos externos	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
4. Materiales e Insumos	\$ 0,00	\$ 925.500	\$ 0,00	\$ 0	\$ 925.500
5. Trabajo de Campo	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
6. Equipos	\$ 0,00	\$ 2.500.000	\$ 0,00	\$ 0	\$ 2.500.000
7. Bibliografía	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
8. Material de difusión y Promoción de resultados	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
TOTAL, PRESUPUESTO DEL PROYECTO	\$ 0,00	\$ 6.883.550	\$ 0,00	\$ 4.193.277	\$ 11.076.827

5.2. PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO

El presupuesto invertido en este rubro consiste en el costo del tiempo empleado por el personal de investigación vinculado a este proyecto, que incluye a los directores y a los auxiliares de investigación.

Tabla 3: Costo Personal científico.

1. PERSONAL CIENTÍFICO										
Nombres y Apellidos	Tipo de Contrato	Función dentro del Proyecto	Valor Hora (\$)	Dedicación Horas/semana	No. de Semanas	Fuentes de Financiamiento				SUB-TOTAL
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Otras Fuentes	Contrapartida UAC	
Saul Pérez	Titular	Investigador Principal	\$ 46.666	2	31				\$ 2.893.292	\$ 2.893.292
Carlos Díaz Sáenz	Asociado	Co-Investigador	\$ 41.935	1	31				\$ 1.299.985	\$ 1.299.985
SUB-TOTAL									\$ 4.193.277	\$ 4.193.277

Tabla 4: Costo personal de apoyo.

2. PERSONAL DE APOYO									
Nombres y Apellidos	Tipo de Vinculación	Función dentro del Proyecto	Valor Hora (\$)	Dedicación Horas/semana	No. de Semanas	Fuentes de Financiamiento			SUB-TOTAL
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES		
Jesús Alberto Peralta Esquea	Practicante	Auxiliar de Investigación	\$ 2.231	25	31		\$ 1.729.025		\$ 1.729.025
Dayana Andrea Salcedo Vidal	Practicante	Auxiliar de Investigación	\$ 2.231	25	31		\$ 1.729.025		\$ 1.729.025
SUB-TOTAL							\$ 3.458.050		\$ 3.458.050

5.3. CONSULTORÍA ESPECIALIZADA

Tabla 5: Costo consultoría especializada.

3. CONSULTORÍA ESPECIALIZADA Y SERVICIOS TÉCNICOS EXTERNOS				
Descripción	Justificación	Fuentes de Financiamiento		
		Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	SUB-TOTAL
1.				
2.				
3.				

SUB-TOTAL	\$ 0	\$ 0	\$ 0
-----------	------	------	------

5.4. MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS

El presupuesto dedicado a esta sección incluye los materiales e insumos y los equipos de cómputo usados en diversas actividades necesarias para el desarrollo del proyecto.

Tabla 6: Costo materiales e insumos.

4. MATERIALES E INSUMOS					
Descripción	Justificación	Fuentes de Financiamiento			
		Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Contrapartida a UAC	SUB-TOTAL
1. Módulo peltier TEC1-12710	Elemento generador de frío		\$ 23.000		\$ 23.000
2. Disipador de aluminio	Disipar el frío del módulo peltier		\$ 15.000		\$ 15.000
3. Disipador ID Cooling IS-60	Disipar el calor del módulo peltier		\$ 199.000		\$ 199.000
4. Batería LiPo 22.2V 6000mAh	Almacén de energía para el dispositivo		\$ 324.500		\$ 324.500
5. Modulo termostato XH-W1504 TEC	Regula la temperatura en los valores deseados		\$ 80.000		\$ 80.000
6. Poliestireno expandido	Aislante y cuerpo principal del dispositivo		\$ 20.000		\$ 20.000
7. Pasta térmica Thermal Grizzly	Mejorar la transferencia térmica entre el módulo y los disipadores		\$ 45.000		\$ 45.000
8. Conversor Step Down 10A 1-40V	Regular el voltaje de la batería a los 12V necesarios para el dispositivo		\$ 40.000		\$ 40.000
9. Sensor de temperatura tipo K	Medir la temperatura dentro del dispositivo		\$ 10.000		\$ 10.000
10. Acrílico	Estructura externa del dispositivo		\$ 122.000		\$ 122.000
11. Ventilador 12v 4x4cm	Distribuir el frío en el disipador de aluminio		\$ 18.000		\$ 18.000
12. Termómetro LCD digital	Tener el valor de la temperatura dentro del dispositivo		\$ 29.000		\$ 29.000

<i>SUB-TOTAL</i>	\$ 0	\$ 925.500	\$ 0	\$ 925.500
------------------	------	------------	------	------------

Tabla 7: Costo trabajo de campo.

5. TRABAJO DE CAMPO									
Descripción	Justificación	No. De días	No. De personas	Costo/día de estadía por persona	Transporte por persona (ida/vuelta)	Fuentes de Financiamiento			
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1.									
2.									
3.									
<i>SUB-TOTAL</i>						\$ 0	\$ 0	\$ 0	\$ 0

Tabla 8: Costo equipos usados.

6. EQUIPOS						
Descripción	Justificación	Cantidad	Fuentes de Financiamiento			
			Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1. Equipo de computo		1		\$ 2.500.000		\$ 2.500.000
2.						\$ 0
3.						\$ 0
4.						\$ 0
5.						\$ 0
<i>SUB-TOTAL</i>			\$ 0	\$ 2.500.000	\$ 0	\$ 2.500.000

6. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

6.1. DISEÑO DEL PROTOTIPO

- **Prototipo 1**

En la primera etapa del desarrollo del proyecto se planteó el uso de una hielera comercial, la cual ofrecía un gran volumen de espacio para el transporte de vacunas.

En la figura xxx se puede observar el diseño planteado, donde se muestra el diseño realizado y la distribución de los componentes sobre este.

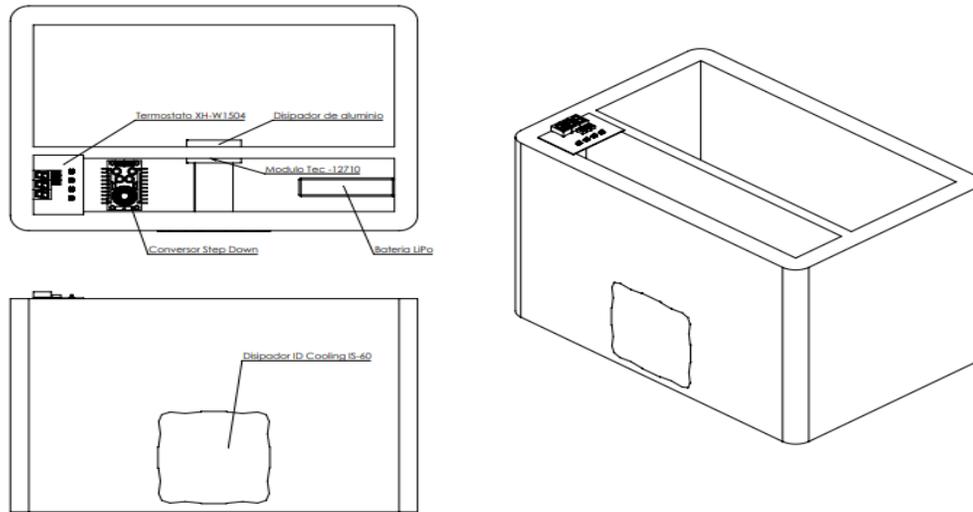


Figura 6: Vistas del prototipo y nombres de las diferentes partes

Fuente: Grupo investigador

Este diseño se utilizó debido a facilidad de adquisición de la estructura y a la baja complejidad de su ensamble y además brindaba un volumen interno en el área destinada a la refrigeración de vacunas de aproximadamente 19.800 cm³.

6.2. DISEÑO DISPOSITIVO FINAL

Al concluir las pruebas iniciales y al analizar la reducción de temperatura al reducir el volumen del dispositivo, por medio de una regresión lineal, obtenemos un volumen interno en el cual el rango de temperatura alcanzado estaba dentro de los estándares necesarios para el transporte de vacunas.

6.2.1. DISEÑO 3D

En la planeación se optó por un diseño en el que hubiera espacio suficiente para transportar dos recipientes de vacunas y adicionalmente espacio para cuatro pilas de gel refrigerante, con el fin de mejorar la vida útil del dispositivo. Las medidas y acotaciones se pueden en la figura 7.

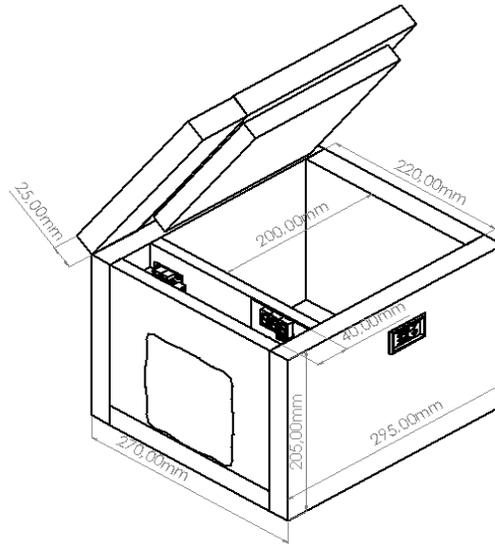


Figura 7: Diseño 3D dispositivo final

Fuente: Grupo investigador

Con este nuevo diseño el dispositivo presenta un volumen interno de 7920 cm³, a parte esto cuenta con dos tapas independientes, una para tener acceso a los componentes y circuitos para configurarlos de ser necesarios, la segunda etapa será el almacenamiento de las vacunas y el lugar donde se concentra el frío generado por el dispositivo. En la figura 7 se muestra como irán repartidos los componentes en el espacio planeado para ello.

6.2.2. APARTADO FÍSICO

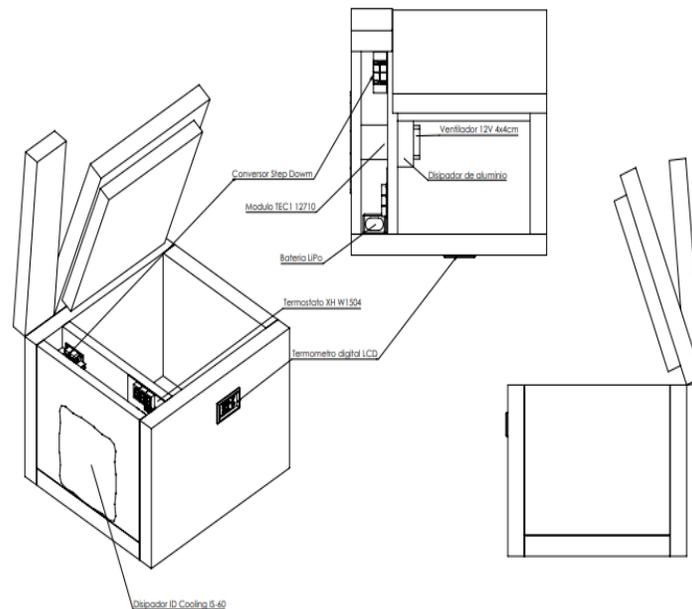


Figura 8: Diseño 3D prototipo final

Fuente: Grupo investigador

Para aportarle mayor resistencia y rigidez al dispositivo se optó por usar material acrílico para recubrir el material aislante, se utilizó un acrílico blanco de 3mm cortado con láser, en la imagen figura 10, se muestra diseño utilizado para ensamblar las partes entre sí, se dejaron pequeñas pestañas que encajan entre sí, para darle mejor soporte y estabilidad. A las puertas se le agregaron bisagras para hacer fácil su apertura y cierre, en el interior estas cuentan con material aislante adicional para asegurar el sellado completo del dispositivo al cerrarlas.

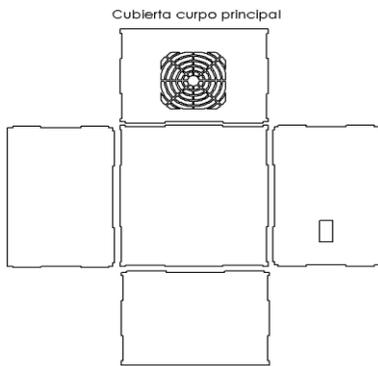


Figura 11: Cubierta cuerpo principal prototipo final

Fuente: Grupo investigador

Cubierta Componentes

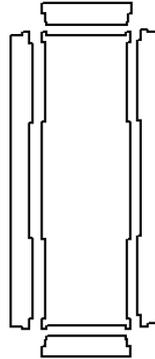


Figura 10: Cubierta componentes prototipo final Fuente: Grupo investigador

Cubierta Refrigeracion

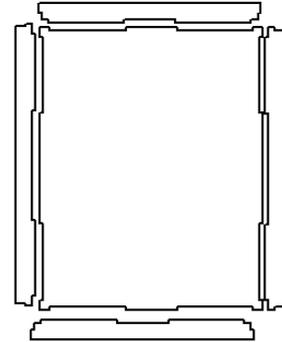


Figura 9: Cubierta refrigeración prototipo final

Fuente: Grupo investigador

En la figura 12 se muestra un renderizado del dispositivo final, donde se evidencian agujeros de ventilación, y el material utilizado para recubrirlo.

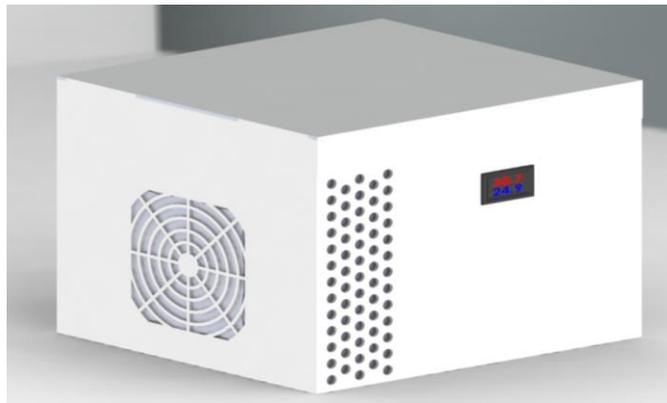


Figura 12: Dispositivo Final

Fuente: Grupo investigador



Figura 13: Dispositivo final

Fuente: Grupo investigador

6.2.3. CONEXIONES

En el esquema de conexiones como componente principal y gracias al cual se le da vida al proyecto tenemos el módulo peltier, a este van acoplados dos disipadores, uno encargado de reducir el calor en la cara caliente del módulo, y el otro encargado de aumentar la superficie de contacto que tiene el aire dentro del dispositivo con el frío generado, adicionalmente cada sistema de disipación cuenta con ventiladores que ayudan a mejorar su propósito dentro del proyecto.

El módulo Peltier es controlado por el Termostato, el cual ya cuenta con unos parámetros configurados para un funcionamiento óptimo, dará una alarma si la temperatura está por debajo o por encima del rango de operación de las vacunas (0°C a 10°C), con el fin de alertar, que el medicamento puede deteriorarse ya sea por exceso de frío, o por perder el proceso de la cadena de frío.

Todo el proyecto es alimentado por una batería LiPo de 6000mAh a 22.6V y a su vez, la energía entregada por ésta es regulada a 12V por un módulo Buck o Step Down.

Adicionalmente, se cuenta con un termómetro digital aparte del circuito, el cual estará funcionando en todo momento, y permitirá conocer la temperatura al interior del dispositivo incluso cuando este se encuentre apagado.

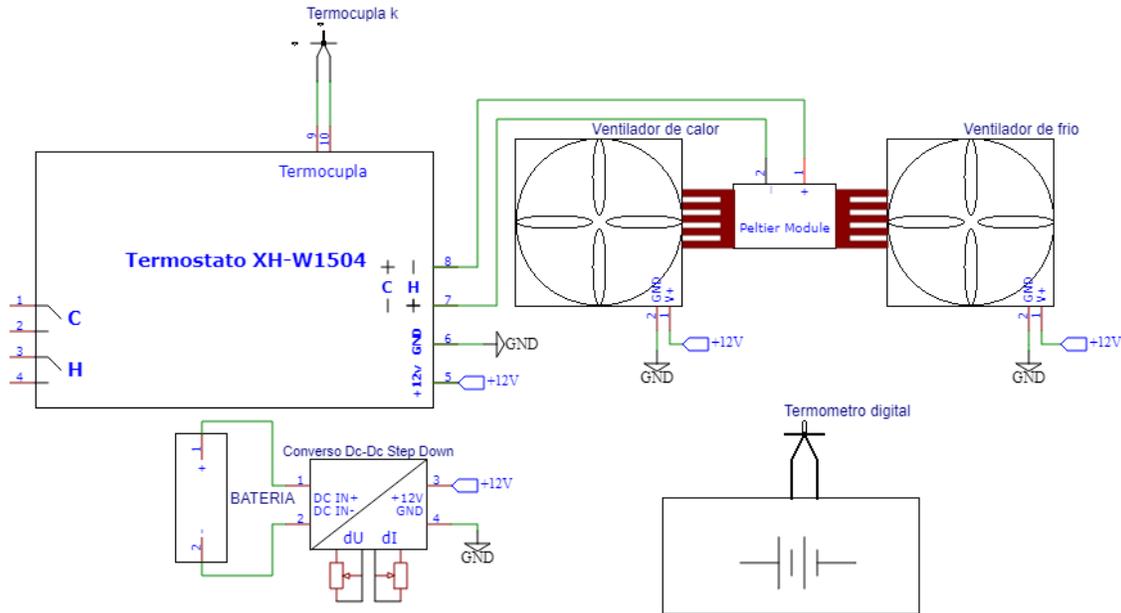


Figura 14: Esquemático de conexiones dispositivo final

Fuente: Grupo investigador

6.2.4. CONSUMO ENERGÉTICO Y AUTONOMÍA

En este proyecto es de especial necesidad conocer práctica y teóricamente la autonomía del dispositivo ya que el manejo de la temperatura en los medicamentos termolábiles es de especial cuidado, para esto se evaluó su consumo energético desde dos puntos de vista. En primera instancia se comprobó el consumo de cada componente por separado anotados en la siguiente tabla 9

Tabla 9: Consumo energético del prototipo.

Fuente: Grupo investigador

COMPONENTE	VOLTAJE	CORRIENTE	POTENCIA
Módulo peltier	12v	8,45A	101,4W
Ventilador ID cooling	12v	0,220A	2,64W
Ventilador 4x4cm	12v	0,130A	1,56 W
Termostato	12v	0,125A	1,5W
TOTAL		8,925	107,1W
		10%	117,81W

Como total consumo tenemos una potencia de 107.1W, que será necesaria para el funcionamiento del dispositivo, debido que el conversor Dc Step Down cuenta con una eficiencia del 90%, se le agregó a este consumo de potencia un 10% adicional, esta potencia debe ser entregada por la batería Lipo, ya que esta cuenta con una potencia almacenada de 133.2 Wh, podemos calcular un tiempo de autonomía, cercano a los 53 minutos.

El segundo método para calcular la autonomía consistió en pruebas realizadas directamente en el dispositivo. En donde el tiempo activo estuvo entre 62 y 83 minutos, esto dependiendo de factores como la temperatura inicial, la temperatura a la que se encuentren los medicamentos termolábiles y la temperatura ambiente a la que sea expuesto.

6.3. MATERIALES

6.3.1. MODULO PELTIER TEC1-12710

El módulo peltier usado en el desarrollo del proyecto es el TEC1-12710 el cual es el núcleo del proyecto ya que es el encargado de enfriar los medicamentos termolábiles, generando una diferencia de temperatura entre sus caras al circular corriente por este: una de ellas se enfría, mientras que la otra se calienta.

Para que puedan funcionar de forma eficiente, estas celdas requieren un disipador y/o un ventilador (no incluidos) pegados a su cara caliente.

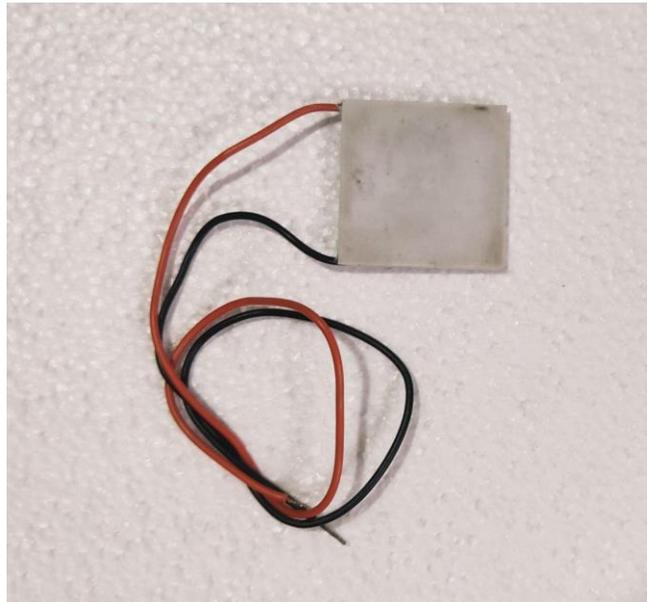


Figura 15: Modulo peltier TEC1-12710.

Fuente: Grupo investigador

6.3.2. DISIPADOR ID COOLING IS-60

El disipador utilizado es el ID cooling IS-60 el cual complementa el funcionamiento del módulo peltier, enfriando la cara caliente de este, permitiendo mantener la diferencia de temperatura entre las dos caras del dispositivo. Cuenta con un ventilador silencioso de 120 mm y 30 db, con una velocidad 600 – 1.600 RPM.



Figura 16: Disipador ID cooling IS-60.

Fuente: grupo investigador

6.3.3. DISIPADOR DE ALUMINIO

Este disipador de aluminio está acoplado a la cara fría del módulo peltier TEC1-12710, cuya función es aumentar la superficie de frío a la cual está expuesta el aire dentro del dispositivo. Cuenta con unas proporciones de 4cm x 4cm.

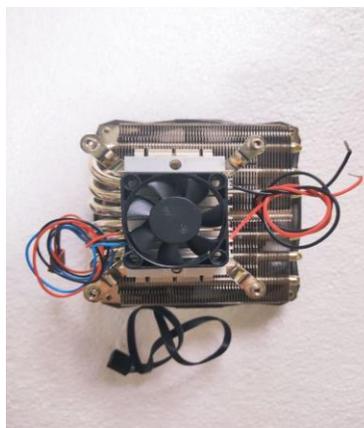


Figura 17: Disipador de aluminio. Fuente: Grupo investigador

6.3.4. MODULO TERMOSTATO XH-W1504TEC

El módulo de termostato escogido fue el XH-W1504TEC, es el encargado de realizar el control y monitoreo de la celda peltier TEC1-12710, leyendo continuamente la temperatura actual y entregando energía mientras esta no alcance el valor estipulado. Cuenta con una pantalla en tiempo real y pantalla de temperatura en dos colores, salida con extensión E/S para controlar el panel de control externo. Nos permite sintonizar 6 parámetros para mantener un control de temperatura eficiente, P1 (modo de trabajo), P2 (Temperatura de retorno - histéresis), P3 (Corrección de temperatura), P4 (Tiempo de retardo), P5 (Alarma de alta temperatura), P6 (Alarma de baja temperatura).



Figura 18: Modulo termostato XH-W1504TEC.

Fuente: Grupo investigador

6.3.5. SENSOR TEMPERATURA TIPO K

El sensor tipo K, es el encargado de medir la temperatura dentro del dispositivo para que pueda ser utilizada por el termostato XH-W1504TEC, tiene un rango de temperatura de 0 – 600 grados, cuenta con un material aislante: fibra de vidrio

adentro y en la parte exterior acero inoxidable. Este dispositivo es necesario para el correcto funcionamiento del termostato.

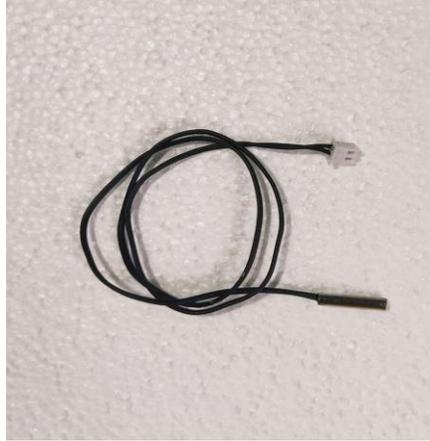


Figura 19: Sensor de temperatura tipo K.

Fuente: Grupo investigador.

6.3.6. POLIESTIRENO EXPANDIDO

Este es un material plástico utilizado principalmente como aislante térmico y acústico este no permitirá que ingrese el calor del medio ambiente, manteniendo la temperatura que se requiere en el dispositivo.



Figura 20: Poliestireno expandido.

Fuente: Grupo investigador

6.3.7. PASTA TERMICA THERMAL GRIZZLY

Este es un compuesto utilizado para eliminar las micro porosidades presente en los materiales y en la celda peltier TEC1-12710 permitiendo una mejor conducción de la temperatura.



Figura 21: Pasta térmica Thermal Grizzly.

Fuente: Grupo investigador

6.3.8. ACRÍLICO

Este es el material que sirve como armadura principal del proyecto en cuestión, este cubre toda la parte externa de la estructura del proyecto, es una lámina delgada de 3mm de grosor que permitirá recubrir la estructura de poliestireno sin agregar mucho peso al dispositivo, mejorando su rigidez y durabilidad.



Figura 22: Acrílico

Fuente: Grupo investigador

6.3.9. BATERIA LiPo 6S 22.2v 6000mAh

La batería será el almacén principal de energía para el funcionamiento del dispositivo, cuenta con 6 celdas en serie que proporcionan un rango de voltaje utilizable de entre 21-25.2 V, cuenta con una capacidad máxima de 6000 mAh, y un ratio de corriente pico de 36A.



Figura 23: Batería LiPo 6S 22.2v 6000mAh

Fuente: Grupo Investigador

6.3.10. **CONVERSOR STEP DOWN 1-40V 10A**

Este convertor servirá para reducir y estabilizar el voltaje de la batería limitando a 12V y también nos permite controlar la corriente máxima que entrara el dispositivo a 8A, para mantener un flujo constante de energía y aumentar la duración útil de la batería.

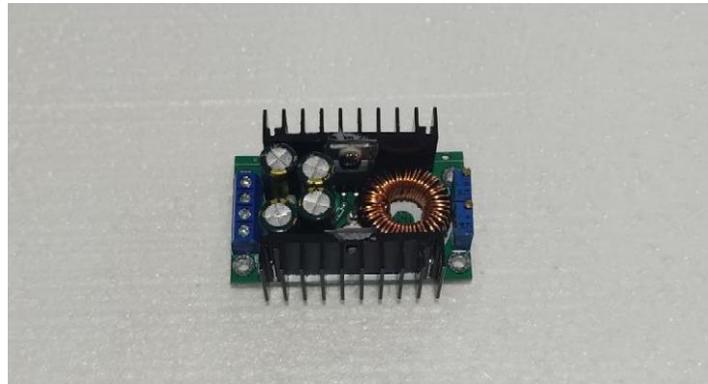


Figura 24: Converso step down 1-40V 10A

Fuente: Grupo Investigador

6.3.11. **VENTILADOR 12v 4X4 CM**

El ventilador es un componente esencial para hacer circular el aire dentro del dispositivo, permitiendo que el frío almacenado en el disipador interior entre en contacto con el aire, para así distribuir el frío y mantener una temperatura constante en todo el volumen presente.

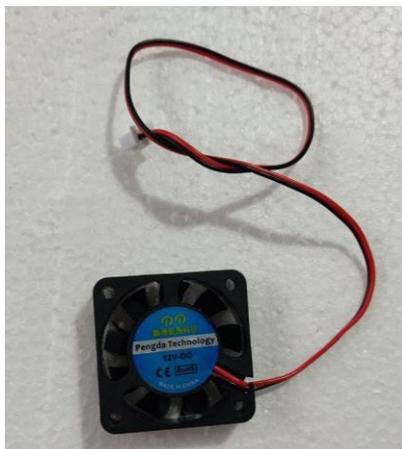


Figura 25: Ventilador 12v 4x4 cm Fuente: Grupo investigador.

6.3.12. TERMOMETRO LCD DIGITAL

El termómetro LCD digital nos permitirá monitorear la temperatura dentro del dispositivo y así tener un control constante del estado de las vacunas. Este componente está separado del circuito inicial, para así contar con las lecturas de temperatura en todo momento.



Figura 26: Termómetro LCD digital.

Fuente: Grupo investigador

6.4. RECOLECCIÓN DE DATOS

La recolección de datos se realizó en base a la muestra seleccionada la cual se presenta a continuación:

6.4.1. MUESTRA POBLACIONAL

De acuerdo con la metodología de la investigación, la muestra poblacional fue definida como un muestreo no probabilístico e intencional basado en el criterio y subjetividad del grupo investigador, este estuvo conformada por las diferentes pruebas de funcionamientos en diferentes condiciones.

Los datos se extrajeron directamente de las pruebas realizadas en el sitio mediante la observación y anotación de factores resultantes de interés como lo son:

- Tiempo estimado para alcanzar la temperatura designada
- Temperatura mínima alcanzada por el dispositivo
- Tiempo de uso del dispositivo
- Energía consumida por el dispositivo

Las pruebas se realizaron teniendo en cuenta que la temperatura ambiente estuviera en un rango promedio respecto a la temperatura en la ciudad de Barranquilla.

6.5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En el siguiente capítulo se muestran los datos de las pruebas realizadas y analizadas en las diferentes etapas del desarrollo del proyecto para validar el diseño y construcción, la implementación del sistema de control y la integración de los diferentes dispositivos para conseguir un dispositivo funcional capaz de mantener la temperatura requerida por los diferentes medicamentos y vacunas. Los resultados de las diversas pruebas se muestran a continuación.

6.5.1. ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL PROTOTIPO

Para realizar las pruebas en el prototipo se configuró los parámetros del termostato de la siguiente forma:

P1 (modo de trabajo) = A

P2 (Temperatura de retorno - histéresis) = 2.5

P3 (Corrección de temperatura) = 0

P4 (Tiempo de retardo) = 0

P5 (Alarma de alta temperatura), = Apagado

P6 (Alarma de baja temperatura) = Apagado

Una vez configurado el termostato se realizaron pruebas del funcionamiento de los componentes, y de su consumo energético, con el fin de validar una entrega de potencia adecuada a cada pieza que integra el prototipo. Los resultados obtenidos se observan en la figura 26. Donde se observa que el gran volumen del dispositivo representó mucha masa de aire a enfriar, donde la temperatura en el fondo no llegó a la temperatura máxima que pueden estar las vacunas por periodos prolongados.

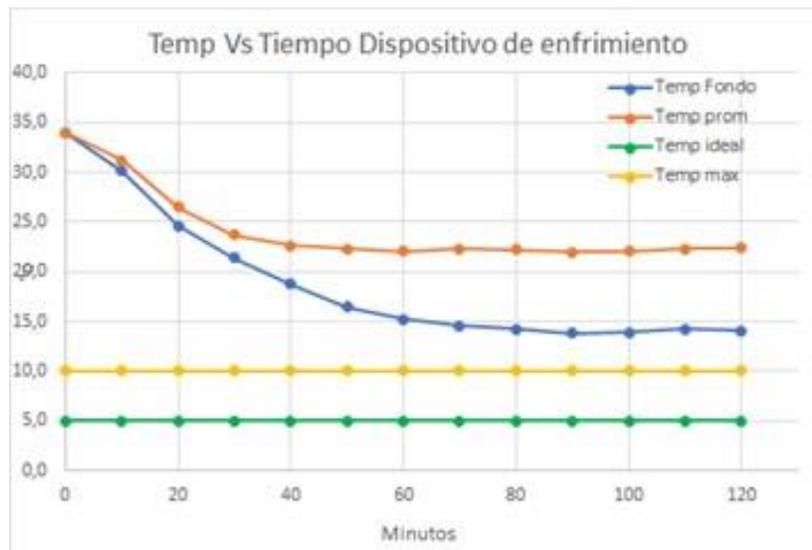


Figura 27: Grafica Temp vs Tiempo Dispositivo de enfriamiento.

Fuente: Grupo investigador

Esta prueba fue realizada a una temperatura ambiente de 34°C, los medicamentos termolábiles deben estar en un rango mínimo y máximo de temperatura entre 0 y 10°C, y con una temperatura ideal de 5°C, por esto concluimos que el prototipo no cumplió con los requisitos de diseño planteados.

Con los resultados de las pruebas se estableció el comportamiento matemático del dispositivo a través de una función de transferencia, ecuación 5.

Ecuación 5: Ecuación de transferencia.

$$Gp(S) = \frac{17.373}{(159.62 S + 1)}$$

Esta función de transferencia hace alusión al comportamiento del dispositivo, ya que el sistema responde a una entrada escalón unitaria, se tiene que la ganancia proporcional del controlador es $K_p = 17.397$.

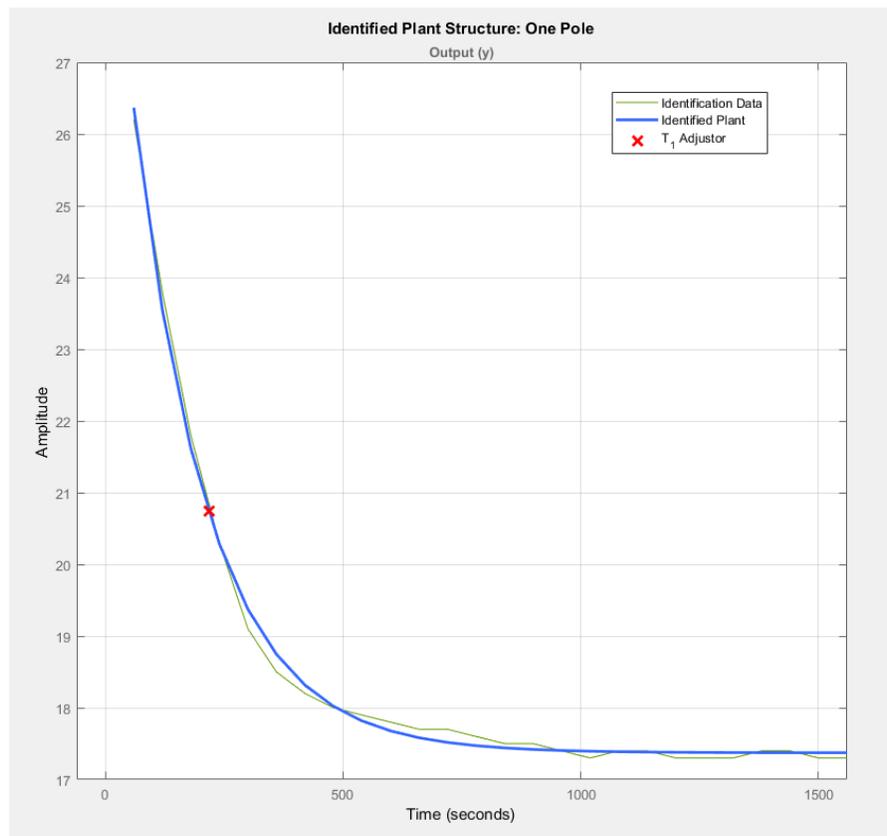


Figura 28: Resultados de la simulación de planta del dispositivo.

Fuente: Grupo investigador

En la figura 28, se observa el comportamiento de la planta, la línea verde indicando los resultados obtenidos de las pruebas, y la línea azul la planta que se obtuvo a través de estos resultados.

Adicional, obtuvimos la respuesta de este sistema a una entrada tipo escalón unitaria, esto plasmado en la figura 29, en esta podemos ver como la respuesta se estabiliza cerca de los 300 segundos o 5 minutos lo que corresponde a los datos obtenidos del dispositivo

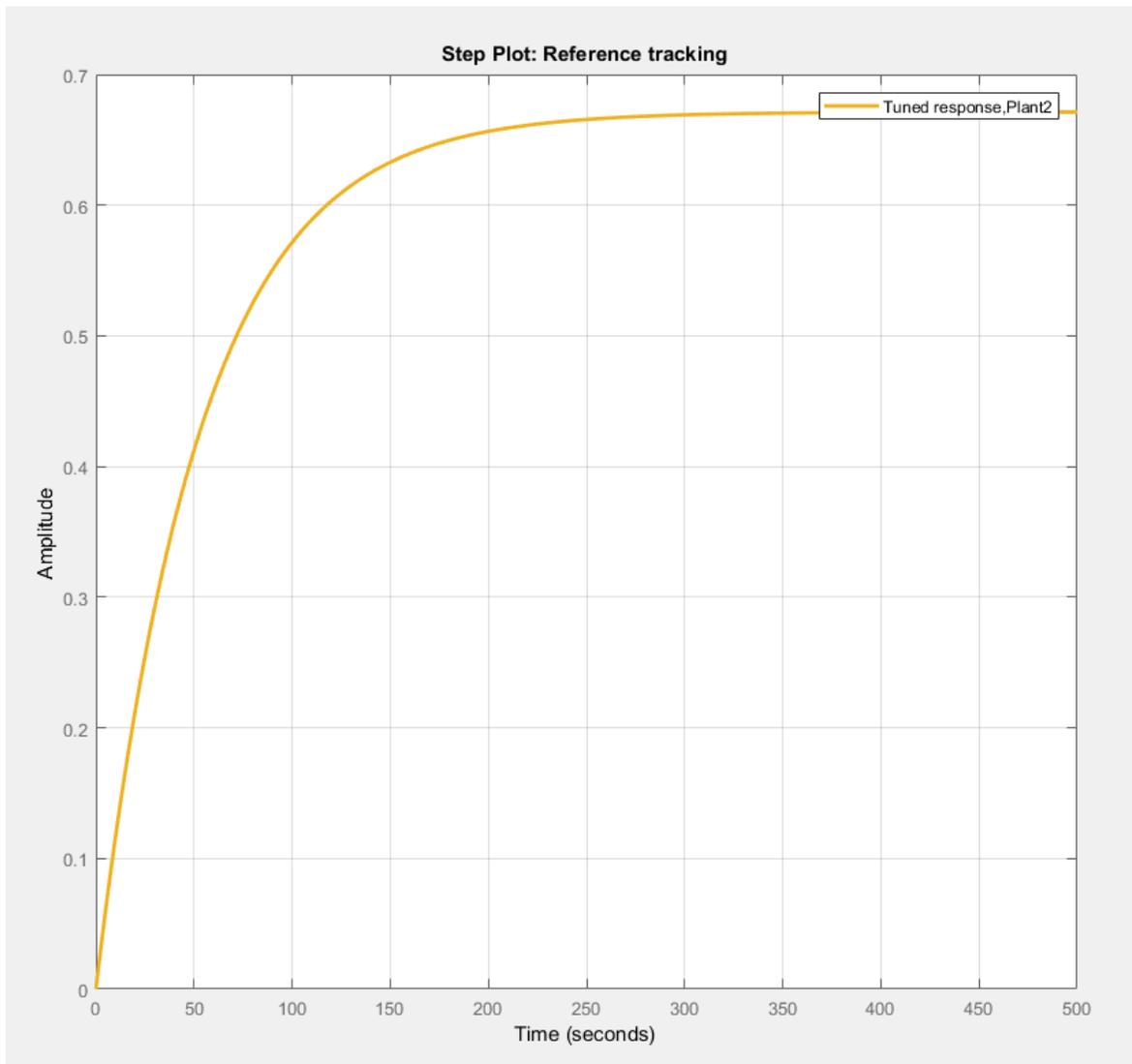


Figura 29: Respuesta de la planta a una entrada escalón.

Fuente: Grupo Investigador.

6.5.2. ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL DISPOSITIVO FINAL

Para realizar las pruebas en el dispositivo final se configuraron los parámetros del termostato de la siguiente forma:

P1 (modo de trabajo) = C

P2 (Temperatura de retorno - histéresis) = 0.7

P3 (Corrección de temperatura) = -2

P4 (Tiempo de retardo) = 1

P5 (Alarma de alta temperatura), = 10

P6 (Alarma de baja temperatura) = 0

Estos nuevos parámetros se corrigieron con el fin de asegurar un funcionamiento correcto del dispositivo final,

La temperatura de retorno (P2) se estableció en 0.7 para reducir la temperatura a la cual el sistema decide si aumentar o suspender el suministro de corriente, un valor muy bajo, podría causar picos de corriente alternantes que dañarían los componentes, y un valor muy alto ralentizará el tiempo de respuesta del dispositivo a la temperatura deseada.

La corrección de temperatura (P3) se ajustó en -2, ya que evidenciamos con diferentes sensores de temperatura que el valor entregado por el termostato no era el acorde a la realidad.

El tiempo de retardo (P4) se le asignó un valor de 1 segundos para permitir un instante de tiempo en el cual el dispositivo normalice su funcionamiento antes de entregar mediciones de temperatura.

Por último se agregaron las alarmas correspondientes a baja y alta temperatura (P5-P6) para que el usuario final sea alertado de la llegada de la temperatura al punto crítico de los medicamentos.

- **Prueba con dos bolsas pequeñas de gel frío**

La primera prueba del dispositivo, funcionó para observar el comportamiento de la temperatura en el método actual de transporte de estos medicamentos por parte sus usuarios finales, y también como muestra de la capacidad de aislar y retener el frío del dispositivo. Los resultados obtenidos se encuentran en la figura 27.

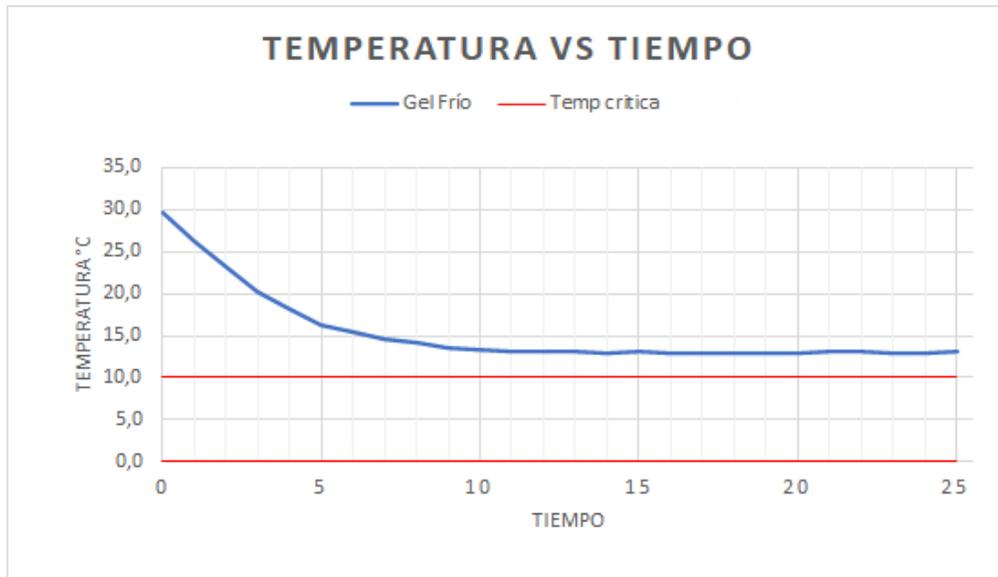


Figura 30: Grafica temperatura vs tiempo prueba 1.

Fuente: Grupo Investigador

Se observa como los métodos actuales para transportar estos medicamentos, no cumplen con los estándares necesarios para su transporte, evidenciando las falencias que se han venido encontrando en este método. La prueba fue realizada con dos bolsas de gel frío, por un periodo de 25 minutos, en donde la temperatura se estabilizó en 13°C, dicha estabilidad de la temperatura duro por un periodo de 2

horas, al pasar este tiempo la temperatura empezó a subir lentamente, indicando que el tiempo de vida útil de este método tiene una baja eficiencia y poca durabilidad.

- **Prueba del dispositivo final**

En la segunda prueba se utilizó el dispositivo final con todos sus componentes y parámetros optimizados, acá se pudo validar el funcionamiento de este y el tiempo de vida que tuvo, los datos obtenidos se encuentran en la figura 29.

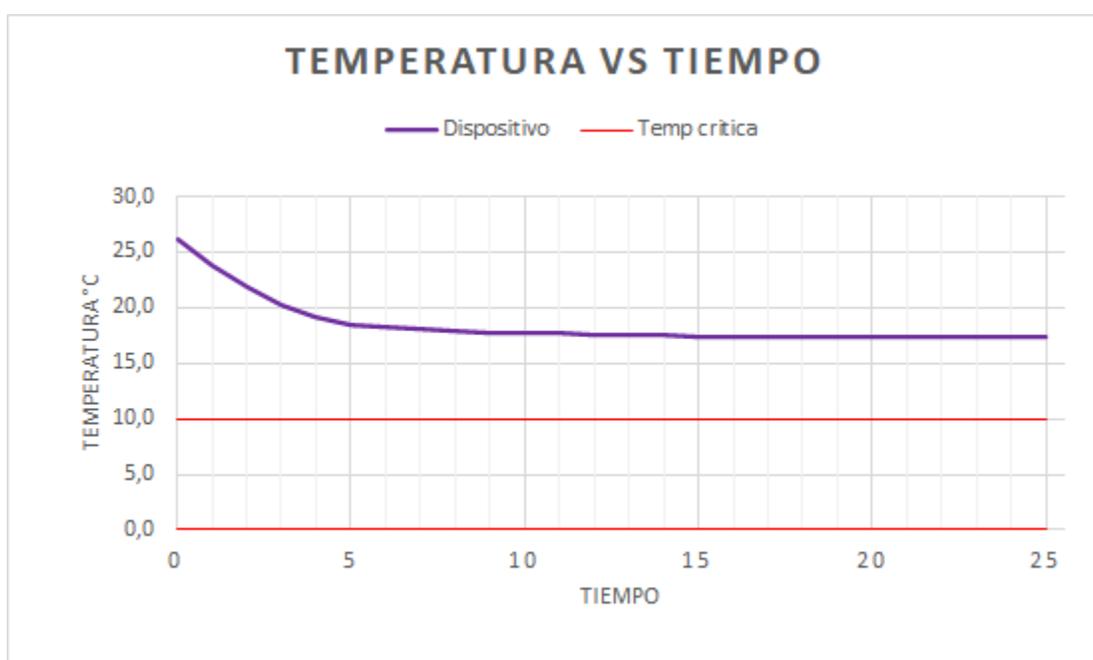


Figura 31: Grafica temperatura vs tiempo prueba 2.

Fuente: Grupo investigador.

En esta prueba el dispositivo no cumple con los estándares necesarios para el transporte de medicamentos, La prueba fue realizada por un periodo de 25 minutos, en donde la temperatura se estabilizó en 17°C, pese a que el dispositivo dura encendido alrededor de 1 hora, dicha estabilidad se prolongó por un periodo de 2 horas gracias al aislamiento del dispositivo, al pasar este tiempo la temperatura empezó a subir lentamente, como resultado se tuvo un periodo de estabilidad de aproximadamente 3 horas

- **Prueba del dispositivo final + 2 bolsas de gel**

Como última prueba se propuso combinar ambos métodos y comprobar su funcionamiento en simultáneo y comprobar si así se podía cumplir con la temperatura necesaria para los medicamentos.

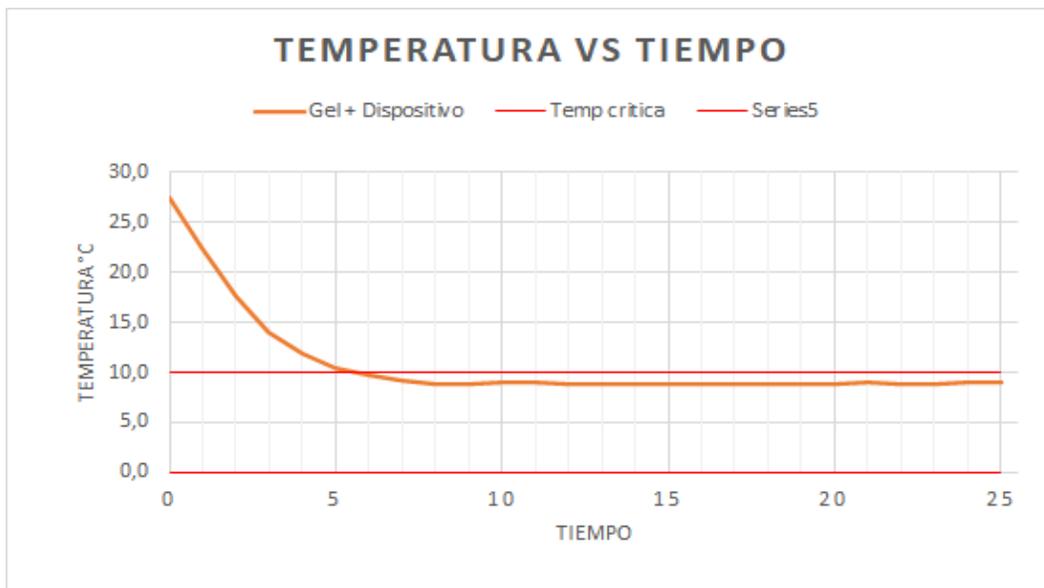


Figura 32; Grafica temperatura vs tiempo prueba 3.

Fuente: Grupo investigador

En la figura 31, se observa cómo con esta combinación de técnicas se logró estar dentro del rango necesario, llegando al valor máximo al que pueden estar los medicamentos en tan solo 5 minutos, y estabilizando la temperatura en 9°C, en este caso la temperatura se mantuvo dentro del rango por alrededor de 4 horas, aun cuando el dispositivo se mantiene encendido solo por 1 hora, evidenciando cómo este método, es el que tiene mejor eficiencia y vida útil para realizar el transporte de medicamentos termolábiles.

Por último se realizó una comparación de la pruebas realizadas, figura 30, para tener una mejor comprensión de sus resultados, donde se observa cómo los métodos por separados ofrecen algunas ventajas y desventajas en ciertos puntos,

y como al unir los dos métodos se obtienen buenos resultados mejorando sus falencias entre sí.

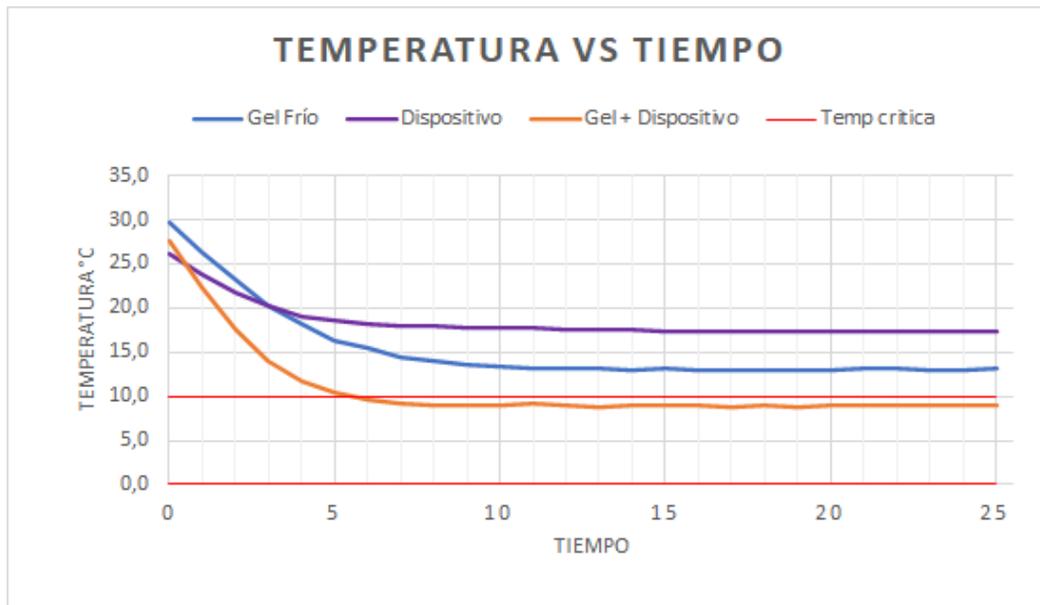


Figura 33: Grafica temperatura vs tiempo comparativa pruebas.

Fuente: Grupo investigador

6.6. MANUAL DE USUARIO

El manual de usuario de este proyecto titulado “ Desarrollo de un dispositivo mecatrónico para el mantenimiento de la cadena de frio y transporte de medicamentos termolábiles” contiene una introducción, diferentes ítems de advertencia y precaución para su utilización, una breve descripción de las diferentes partes del dispositivo, además de sus características generales con respecto a su apartado físico, la configuración de parámetros y finalizamos con una serie de consejo para su correcto uso.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

La presente investigación se ha basado al desarrollo de un dispositivo mecatrónico capaz de mantener la temperatura para el mantenimiento de la cadena de frío mediante la incorporación de un sistema de control, además de crear el dispositivo con la capacidad de cargar y transportar los medicamentos termolábiles.

Durante el proceso de diseño del dispositivo se abordaron las etapas de creación y ensamble de las piezas para lograr una construcción rápida y ágil del dispositivo cumpliendo con los tiempos establecidos.

El control del dispositivo se realizó mediante de integración del termostato XH-W1504 que facilitó la configuración y sintonización de parámetros, y un módulo de efecto peltier, que en conjunto permitieron un control óptimo sobre la temperatura. las etapas de selección y ensamble de componentes, denotando cómo han de ser sus conexiones y su ubicación dentro del dispositivo con el fin de lograr un montaje ágil que permite culminar conforme a los tiempos.

Dentro de la elaboración del dispositivo se encontraron varios imprevistos que permitieron observar los errores por parte del grupo de investigación y los que se debían a factores externos, dando pie a futuras investigaciones sobre lo planteado.

La actividad con mayor aporte para el cumplimiento de los objetivos de este proyecto en cuanto al desarrollo tecnológico y científico fue la pruebas de validación del dispositivo, en donde se calificó el funcionamiento del dispositivo teniendo en cuenta los factores esenciales como lo son, el tiempo estimado para alcanzar la temperatura designado, la temperatura mínima alcanzada por el dispositivo, tiempo de uso del dispositivo y energía consumida por el dispositivo.

No solo del éxito de las actividades se extrae el conocimiento, también donde los resultados no fueron los esperados, ya que de estos se pudieron evidenciar los errores o factores ajenos que interrumpieron el buen funcionamiento del dispositivo.

Uno de los mayores inconvenientes que presentamos en las pruebas fue el clima en la ciudad de Barranquilla, debido a que las celdas peltier funcionan con un diferencial de temperatura entre sus caras y este se mantiene constante, los grados que se reduzcan en la cara caliente, también reducirán en la cara fría, por ende, al estar en un clima con una alta temperatura ambiente su temperatura mínima no disminuye hasta un valor de temperatura más seguro como serían 5°C, por lo que se recomienda el uso del dispositivo en lugares con clima templado o frío, para obtener mejores resultados.

Entre las correcciones planteadas para mejorar el desempeño del dispositivo se propone el uso de un disipador de mayor capacidad (TDP) o un sistema de enfriamiento líquido por diferencial de presión, lo cual reduciría la temperatura en la cara caliente y por consiguiente la cantidad de frío que el dispositivo generaría.

Se recomienda supervisar el termómetro exterior a la hora de utilizar el dispositivo con el fin de monitorear la temperatura dentro del dispositivo y prevenir la pérdida de la cadena de frío en los medicamentos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] «MP Control,» 29 Diciembre 2016. [En línea]. Available: <http://www.mpcontrol.es/index.php/2016/12/29/vacunas-la-importancia-de-conservar-la-cadena-de-frio/>. [Último acceso: 13 Noviembre 2021].
- [2] J. Nava, «Infobae,» 15 Diciembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.infobae.com/america/mexico/2020/12/16/hasta-el-20-de-las-vacunas-contr-el-covid-19-podrian-ir-a-la-basura-por-falta-de-infraestructura-de-congelacion-en-mexico/>. [Último acceso: 13 Noviembre 2021].
- [3] Periodico El tiempo, «EL TIEMPO,» 13 Mayo 2021. [En línea]. Available: <https://www.eltiempo.com/bogota/7-000-vacunas-contr-el-covid-19-se-perdieron-en-cundinamarca-588117>. [Último acceso: 13 Noviembre 2021].
- [4] J. S. Castro Giraldo, «Empresarial & Laboral,» [En línea]. Available: <https://revistaempresarial.com/salud/la-cadena-de-frio-farmaceutica-en-colombia/>. [Último acceso: 13 Noviembre 2021].
- [5] M. Cuellar y M. J.L., «Calidad en la conservacion de los medicamentos termolabiles en el ambito domiciliario,» *Revista de Calidad Asistencial*, nº 25, pp. 64-69, 2009.
- [6] L. Periañez Parraga y A. Gomez-Lobon, «Thermolabile Drugs. OPERATING Procedure in the Event of Cold Chain Failure,» *Farmacia HOSPITALARIA*, vol. 28, pp. 1-190, 2010.
- [7] I. Ricote-Lobera y B. Ortiz-Martin , «Estabilidad de los medicamentos termolabiles entre una interrupcion accidental de la cadena de frio,» *Farmacia HOSPITALARIA*, nº 38, pp. 169-192, 2014.
- [8] I. Ricote-Lobera y B. Santos-Mena, «Medicamentos termolabiles: intervencion farmaceutica como garantia del mantenimiento de la cadena de frio,» *Farmacia HOSPITALARIA*, nº 38, pp. 211-2215, 2014.
- [9] R. Cobos Campos y P. Salvador Collado, «Estabilidad maxima de los medicamentos termolabiles fuera de nevera,» *Farmacia HOSPITALARIA*, vol. 30, nº 1, pp. 33-43, 2006.
- [10] MICOE, «MICOE,» 21 Agosto 2020. [En línea]. Available: <https://www.micoe.es/ver/28948/medicamentos-termolabiles.html>. [Último acceso: 02 Septiembre 2020].
- [11] E. Fajardo de la Espriella, «El 12% de los Barranquilleros tienen diabetes mellitus tipo 2,» *El Herald*, 14 Noviembre 2018.

- [12] C. y. r. P. d. l. e. territoriales, «Manual tecnico administrativo del PAI (Programa Amplio de Inmunizaciones) TOMO 7 Cadena de frio,» de *Manual tecnico administrativo del PAI (Programa Amplio de Inmunizaciones)*, Bogota, 2016.
- [13] Cooperativa.cl, «Veinte mil dosis de vacunas anti influenza llegaron en mal estado hasta Tamuco,» Radio Cooperativa, Region Araucanía (centro de chile) , 2005.
- [14] Z. Slanina, M. Uhlík y V. Sládeček, «Cooling Device with Peltier Element for Medical Application,» *IFAC-PapersOnline*, vol. 51, nº 6, pp. 54-59, 2018.
- [15] A. Rahmani y R. Hassanzadeh Pack Rezaee, «Smart portable cryotherapy system rephrased I.E. with controlled thermoelectric cooling modules for medical applications,» *IJUM Engineering*, vol. 19, nº 1, 2018.
- [16] Y. Han, F. Liu y L. Zhao, «An automatic and portable prosthetic cooling device with high cooling capacity based on phase change,» *Applied Thermal Engineering*, pp. 243-248, 2016.
- [17] Y. Lee, E. Kim y K. G. Shin, «Efficient Thermoelectric Cooling for Mobile Devices,» de *Proceedings of the International Symposium on Low Power Electronics and Design*, Taiwan, 2017.
- [18] M. Babaelahi y H. Jafari , «New optimum design for cooling system in thermoelectric thermal devices,» *Extreme Mechanics Letters*, pp. 1-7, 2017.
- [19] D. Enescu y F. Spertino, «Applications of hybrid photovoltaic modules with thermoelectric cooling,» *Energy Procedia* , vol. 111, pp. 904-913, 2017.
- [20] V. Verma, M. Pattanaik y S. Cheekati, «Superior cooling performance of a single channel hybrid magnetofluidic cooling devices,» *Energy conversion and management*, vol. 223, 2020.
- [21] J. Mardni-Bovea y G. Torres - Diaz, «A review to refrigeration with thermoelectric energy based on the peltier effect,» *Dyna (Universidad nacional de colombia sede de medellin facultad de minas)*, 2019.
- [22] S. Sadhu, «Effect of cold chain interruptions on the shelf-life of fluid pasteurised skim milk at,» *Brazilian Journal Food Technology* , vol. 21, 2018.
- [23] V. Dresbushchak, «THE PELTIER EFFECT,» *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, vol. 91, nº 1, pp. 311-315, 2008.
- [24] S. Lineykin y S. Ben-Yaakov, «SPICE COMPATIBLE EQUIVALENT CIRCUIT OF THE ENERGY CONVERSION: PROCESSES IN THERMOELECTRIC MODULES,» p. 608–612, 2005.
- [25] J. Bentacourt y R. Hooton, «Study of the Joule effect on rapid chloride permeability values and evaluation of related electrical properties of concretes,» *Cement and*, vol. 34, nº 6, pp. 1007-1015, 2004.

- [26] J. Chavez y J. Ortega, «SPICE Model of Thermoelectric Elements Including Thermal Effects,» pp. 1019-1023, 2000.
- [27] D. Rowe, THERMOELECTRICS HANDBOOK MACRO TO NANO, CRC Press, 2006.
- [28] J. Lv y J. Yi, «Experimental and numerical study of a multi-unit evaporative cooling device in series».
- [29] A. Melero y D. Astrain, «Application of thermoelectricity and photovoltaic energy to air conditioning,» *22nd International Conference on Thermoelectrics*, pp. 627-630, 2003.
- [30] S. Maruyama y A. Komiya, «Development of precise-temperature-controlled cooling apparatus for medical application by using peltier effect,» *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, vol. 2, pp. 610-614, 2008.
- [31] L. u. Odhner y H. Asada, «Sensorless Temperature Estimation and Control of Shape Memory Alloy Actuators Using Thermoelectric Devices,» *Transactions on mechatronics*, vol. 11, nº 2, pp. 139-144, 2006.
- [32] J. Lozada, «Investigación Aplicada (Definición, propiedad intelectual e industria),» *Dialnet*, vol. 3, nº 1, pp. 47-50, 2014.
- [33] C. E. Mendez Alvarez, Metodología, Bogotá: McGraw A W-HILL INERAMERICANA, 1995.

ANEXOS



Figura 34: Dispositivo final lateral

Fuente: Grupo investigador



Figura 35: Dispositivo final frontal.

Fuente: Grupo investigador



Figura 36: Dispositivo final interior.

Fuente: Grupo investigador