



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



DEPARTAMENTO
DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Dpto. de Ingeniería Electrónica

Estudio y desarrollo de un sistema de refrigeración
mediante células Peltier para el alivio en pacientes con
dolor crónico.

Trabajo Fin de Máster

Máster Universitario en Ingeniería de Sistemas Electrónicos

AUTOR/A: Fornés Castro, José Vicente

Tutor/a: Orts Grau, Salvador

Cotutor/a: Gimeno Sales, Francisco José

Cotutor/a: Martínez Navarro, Germán

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



DEPARTAMENTO
DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA

TRABAJO DE FIN DE MASTER

MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA DE
SISTEMAS ELECTRÓNICOS

ESTUDIO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA DE REFRIGERACIÓN MEDIANTE CÉLULAS PELTIER PARA ALIVIO DE PACIENTES CON DOLOR CRÓNICO

19/09/2022

Autor: Jose Vicente, Fornes Castro

Directores: Salvador, Orts Grau

Francisco José, Gimeno Sales

Germán, Martínez Navarro

AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer a mis dos directores de trabajo de fin de máster Voro y Paco por el apoyo, la confianza en la propuesta de TFM y en la comprensión mostrada en el contexto en el cual se realiza el presente trabajo. También a German por mostrar interés y curiosidad en la realización del presente trabajo.

A mi padre por el apoyo y la curiosidad mostrada durante el desarrollo del anterior TFM planteado antes de su fallecimiento , a mi madre por las mismas razones y por animarme y preocuparse durante los ensayos realizados para poder demostrar el funcionamiento del presente TFM

A mi tía Fina la cual me apoya desde tiempos lejanos, a Lois y a Tania los cuales me han ayudado a reflexionar y tomar mejores decisiones para la ejecución de este mismo trabajo desde distintos puntos de vista científicos.

También agradezco a los voluntarios que han contribuido a tener una mayor veracidad científica del sistema propuesto y con ello dejar abiertas múltiples líneas de I+D+i para la ayuda y mejora de calidad de vida de pacientes en situaciones similares.

Por último agradezco aunque pueda parecer extraño a la depresión severa sufrida, antes y durante la redacción del presente trabajo, así como a la cefalea tensional crónica provocada por este último acontecimiento y a la migraña crónica ya arrastrada desde 2012, ya que del resultado de este límite de dolencias ha nacido el presente trabajo.

RESUMEN

Los dolores crónicos, son un problema que nuestra sociedad sufre, muchas veces en silencio, ya que no son sencillos de aliviar en ciertos casos y puede ser compleja su eliminación completa o no posible. En este contexto se parte de terapias aplicando frío en las zonas afectadas para aliviar dichos dolores siendo no invasivas para el cuerpo.

Mediante la tecnología que nos ofrecen las células peltier, capaces de conseguir una diferencia de temperatura entre sus dos caras, aplicando una diferencia de potencial en sus terminales.

Se pretende diseñar un sistema de refrigeración, el cual sea capaz de regular la potencia que se aplica en estas mismas células, obteniendo así control del frío que se aplica a la zona específica donde se encuentra el dolor o dolores crónicos.

En el alcance del presente trabajo de fin de máster, se realiza el estudio de la tecnología de las células peltier, así como su aplicación para dicho objetivo de paliar dolores crónicos.

También se propone una serie de materiales para poder realizar un prototipo 0 si la prueba de concepto es validada en los ensayos.

Por último se debe realizar una prueba de concepto del sistema completo con fuentes de alimentación de laboratorio o primer prototipo con los ensayos pertinentes para analizar si se puede conseguir el objetivo del presente trabajo de fin de máster, aliviar dolores crónicos.

ABSTRAC

Cronic pains are a serious problem that people in our society suffers, sometimes in silence. It can be so hard to deal with cronic dolences, in some cases it is posible to reduce the sensation of this pain, but not in all them this is posible and it is even more complicated to make them dissapear.

In this complex context, the starting point is based in the cold therapies, they are not invasive techniques and they are able to reduce the cronic dolences as well as other conditions like inflamations, sport injuries, etc.

With the physical properties that peltier modules offer to us, being able to convert a difference of electrical potencial to a difference of the temperature beetwen the cold side and the hot side, it can be proposed a refrigeration system that would be able to get a proper control of the refrigeration power that is applied in the area where there is a cronic dolence.

This master proyect pretends to study the peltier module technology and its aplicaciones to deal with cronic dolences.

As well is going to be proposed a next prototype if all the test functions are during the tests of the the first prototype.

In the last part of this work, a first prototype functioning with electronic lab power supplies will be constructed, and all the posible tests to analize and obtain scientific proof and validate the system proposed will be performed on this prototype.

Contenido

1. INTRODUCCIÓN	12
1.1 ANTECEDENTES Y MOTIVACIÓN	12
1.2 ALCANCE DEL PROYECTO	13
2. OBJETIVOS	14
2.1 OBJETIVOS GENERALES	14
2.2 OBJETIVOS SISTEMA DE REFRIGERACIÓN	15
2.2.1 OBJETIVOS TÉRMICOS	15
2.2.2 OBJETIVOS MÉCANICA DE FLUIDOS	15
2.3 OBJETIVOS SISTEMA ELECTRÓNICO /ELÉCTRICO	16
2.3.1 OBJETIVOS SISTEMA ELECTRONICO / ELÉCTRICO	16
2.3.2 OBJETIVOS ELECTRÓNICOS/ ELÉCTRICOS PRUEBA DE CONCEPTO	17
3. ESTADO DEL ARTE	18
3.1 TERAPIA DE FRIO “CRIOTERAPIA”	18
3.1.1 Definición de crioterapia y consideraciones	18
3.1.2 Modos de transferencia del frío	19
3.1.3 Métodos de aplicación del frío por conducción	20
3.1.4 Efectos fisiológicos de la crioterapia	23
3.1.5 Consideraciones peligros y precauciones a tener en cuenta	26
3.2 MÓDULO PELTIER	27
3.2.1 Efectos termoeléctricos	27
3.2.1.1 Efecto Peltier	27
3.2.1.2 Efecto seebeck	28
3.2.1.3 Efecto thomson	29
3.2.2 TEC module “thermoelectric cooling module”	30
3.2.2.1 Construcción de las células peltier	31
3.2.2.2 Ecuaciones de potencia	33
3.2.2.3 Aplicaciones de las células peltier	34
3.2.2.4 Ventajas y desventajas de las células peltier	34
3.2.2.5 Ejemplo de características básicas ofrecidas por fabricantes	35
3.2 CONVERTIDOR DC/DC BUCK	37
3.3.1 Convertidor dc/dc buck ideal	37
3.3.2 Convertidor dc/dc buck clásico y buck síncrono	37
3.3.3 Ecuación ciclo de trabajo convertidor buck y comportamiento ideal	38
3.3.4 Ecuaciones de diseño de componentes pasivos inductor y condensador	38

3.3.5 Funciones de transferencia de planta de tensión $G_v(j\omega)$ y corriente $G_i(j\omega)$	39
4. SISTEMA PROPUESTO	40
4.1 MÉTODO CIENTÍFICO	40
4.2 SISTEMA PROPUESTO GENERAL.....	41
4.3 SISTEMA TÉRMICO.....	43
4.4 SISTEMA MECÁNICA DE FLUIDOS	44
4.5 SISTEMA ELECTRÓNICO/ELÉCTRICO.....	45
5. SISTEMA DE REFRIGERACIÓN	46
5.1 SISTEMA TÉRMICO.....	46
5.1.1 Cálculo aproximado del flujo de calor “Q” para el módulo de refrigeración	46
5.1.2 Selección células peltier y almohadillas térmicas	47
5.1.3 Selección sistema de refrigeración líquida	49
5.1.4 Selección bloque de refrigeración	50
5.1.5 Selección materiales aislamiento bloque de refrigeración.....	50
5.2 SISTEMA MÉCANICA DE FLUIDOS	51
5.2.1 Selección bomba de agua de baja presión	51
5.2.2 Selección bomba de agua de alta presión	52
5.2.3 Selección de depósito para líquido refrigerante	53
5.2.4 Selección de materiales para las tuberías y su aislamiento.....	53
6. SISTEMA ELECTRÓNICO/ELÉCTRICO.....	54
6.1 SELECCIÓN ELECTRÓNICA PRUEBA DE CONCEPTO	54
6.1.1 Selección fuentes de alimentación y convertidores electrónicos dc/dc	54
6.1.2 Selección registrador de temperatura termopar tipo K.....	57
6.1.3 Selección multímetro/pinza amperimétrica AC/DC.....	57
6.2 SELECCIÓN ELECTRÓNICA PROTOTIPO 0.....	59
6.2.1 Selección fuente de alimentación general convertidor AC/DC.....	59
6.2.2 Selección convertidor buck dc/dc control células peltier	60
6.2.3 Selección convertidores dc/dc sistema térmico y de mecánica de fluidos	61
6.3 DISEÑO ESQUEMAS ELÉCTRICOS PRUEBA DE CONCEPTO Y PROTOTIPO 0	62
6.3.1 Diseño esquemas eléctricos para prueba de concepto.....	62
6.3.2 Diseño esquemas eléctricos para prototipo 0.....	65
7. PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA DE REFRIGERACIÓN	67
7.1 PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA TERMICO.....	67
7.1.1 Desarrollo/montaje del sistema de refrigeración	67
7.1.2 Respuesta temporal bloque enfriamiento	69

7.1.3 Observaciones y conclusiones del sistema térmico	71
7.2 PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA MÉCANICA DE FLUIDOS	72
7.2.1 Desarrollo/montaje del sistema con distintos elementos.....	72
7.2.1.1 Montaje sistema con bomba de baja presión	72
7.2.1.2 Montaje sistema con bomba de alta presión	73
7.2.2 Selección del sistema de mecánica de fluidos y conclusiones	74
7.3 PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA COMPLETO AISLADO DE PACIENTE	75
7.3.1 Montaje del sistema de refrigeración completo	75
7.3.1.1 Montaje validación prueba concepto sistema completo.....	75
7.3.1.2 Montaje final ensayos prueba de concepto y ensayos con paciente	78
7.3.2 Función de las fuentes de alimentación y registrador de temperatura	80
7.3.3 Respuesta temporal I con enfriamiento previo de bloque de enfriamiento.....	81
7.3.3.1 Configuración ensayo I con enfriamiento previo y sin paciente.....	81
7.3.3.2 Respuesta temporal ensayo I con enfriamiento previo y sin paciente	81
7.3.3.3 Observaciones y conclusiones del ensayo I.....	82
7.3.4 Respuesta temporal II sin previo enfriamiento de bloque de enfriamiento	83
7.3.4.1 Configuración ensayo II sin enfriamiento previo y sin paciente	83
7.3.4.2 Respuesta temporal ensayo II sin enfriamiento previo y sin paciente	83
7.3.4.3 Observaciones y conclusiones del ensayo II.....	84
7.3.5 Respuesta temporal III con casco refrigeración en cabeza con sistema apagado ..	85
7.3.5.1 Configuración ensayo III sistema apagado y con paciente	85
7.3.5.2 Respuesta temporal ensayo III sistema apagado y con paciente	85
7.3.5.3 Observaciones y conclusiones del ensayo III.....	86
8. ENSAYOS PACIENTE 0 CEFALEA TENSIONAL Y MIGRAÑAS.....	87
8.1 RANGOS DE REFERENCIA DE NIVEL DE DOLOR, TEMPERATURA Y FLUJO	88
8.1.1 Rangos referencia de nivel de dolor	88
8.1.2 Rangos de temperatura aplicada en casco de refrigeración y nivel de frio	88
8.1.3 Rangos referencia de nivel de tensión aplicada a bomba y nivel de flujo	89
8.2 ENSAYOS PACIENTE 0	90
8.2.1 Ensayo I paciente 0 dolores crónicos cefalea tensional y migrañas	90
8.3.1.1 Configuración ensayo I con paciente	90
8.3.1.2 Respuesta temporal ensayo I con paciente	91
8.3.1.3 Observaciones y conclusiones del ensayo I con paciente	93
8.2.2 Ensayo II paciente 0 dolores crónicos cefalea tensional y migrañas	95
8.3.2.1 Configuración ensayo II con paciente	95

8.3.2.2 Respuesta temporal ensayo II con paciente.....	96
8.3.2.3 Observaciones y conclusiones del ensayo II con paciente.....	98
9. PRESUPUESTO.....	101
10. CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE FUTURO	104
10.1 CONCLUSIONES.....	104
10.2 LÍNEAS DE FUTURO.....	106
11. BIBLIOGRAFÍA	107

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1.Cold packs comerciales, con funda de aislamiento.	20
Ilustración 2.Cold pack ajustable con funda reutilizable para distintas aplicaciones	21
Ilustración 3.Bolsa impermeable para cubitos de hielo	21
Ilustración 4.Mascara de gel para contorno de ojos	22
Ilustración 5.Cold pack infantil	22
Ilustración 6.Casco para alivio de dolores de cabeza mediante cold packs	22
Ilustración 7.Esquemas efecto peltier A) Circulación de corriente polaridad positiva, B) Circulación de corriente polaridad negativa.	27
Ilustración 8.Eschema efecto Seebeck	28
Ilustración 9.Efecto Thomson	29
Ilustración 10.Célula peltier con pareja de semiconductores P&N [14]	30
Ilustración 11. Esquema básico de funcionamiento de una célula peltier [15].	31
Ilustración 12.Circuito de construcción de una célula peltier [22].	31
Ilustración 13.Elementos que conectan los lados fríos y calientes en una célula peltier [20].	32
Ilustración 14.Características célula peltier TEC1-127090 del fabricante P&N Technology.	35
Ilustración 15.Curvas de funcionamiento con temperatura en la cara caliente a 25[°C] y a 50[°C].	36
Ilustración 16.Ejemplo precauciones a tener en cuenta en las células peltier.	36
Ilustración 17.Circuito convertidor buck ideal [1].	37
Ilustración 18.Convertidor buck, circuito clásico y circuito buck síncrono.	37
Ilustración 19.Ecuación de tensión de salida en función del ciclo de trabajo y su respuesta ideal [1].	38
Ilustración 20.Eschema método científico [23].	40
Ilustración 21.Esquemas general sistema de refrigeración propuesto.	41
Ilustración 22.Ejemplo grafico del objetivo que se pretende conseguir con el sistema de refrigeración propuesto, con los actuales cold packs comerciales.	42
Ilustración 23.Eschema general del sistema térmico.	43
Ilustración 24.Eschema del sistema de mecánica de fluidos propuesto.	44
Ilustración 25.Sistema electrónico/eléctrico para la alimentación del sistema de mecánica de fluidos.	45
Ilustración 26. Sistema electrónico/eléctrico para la alimentación del sistema térmico.	45
Ilustración 27.Célula peltier TEC1-12709 100[W] para CP1 y CP2.	47
Ilustración 28.Thermal Pads seleccionados con 6[W/m·k].	48
Ilustración 29.Sistema de refrigeración líquida doble 120 x 240 [mm].	49
Ilustración 30.Bloque de refrigeración 40 x 160 x 12 [mm].	50
Ilustración 31.Aislante térmico sistema de refrigeración de 10[mm], 5[mm] y 3[mm].	50
Ilustración 32.Bomba de agua de baja presión 12[V], 4,8[W].	51
Ilustración 33.Bomba de alta presión de diafragma 12 [V], 60 [W].	52
Ilustración 34.Depósito para líquido refrigerante.	53
Ilustración 35.Tubos seleccionados de látex, PVC y silicona	53
Ilustración 36.Tubo de aislamiento tuberías sistema mecánica de fluidos.	53
Ilustración 37.Fuente de alimentación de laboratorio HANMATEK HM3107, control sistema térmico.	55
Ilustración 38. Fuente de alimentación de laboratorio IPSXP KPS1203D, control bomba de sistema mecánica de fluidos.	55

Ilustración 39. Convertidor buck/boost ZK4KX 35[W], control sistema de refrigeración líquida.	56
Ilustración 40. Registrador Proster de 2 canales de termopares tipo K/J/T/E/R/S/N.	57
Ilustración 41. Precision pinza amperimétrica KAIWEETS 206D.	58
Ilustración 42. Pinza amperimétrica KAIWEETS HT206D.	58
Ilustración 43. Fuente de alimentación general prototipo 0, 360[W].	59
Ilustración 44. Convertidor buck control células peltier prototipo 0.	60
Ilustración 45. Convertidor buck/boost ZK4KX 35 [W],es seleccionado para el control del sistema de refrigeración líquida "PS2" y otro convertidor igual para el control de la bomba del sistema de mecánica de fluidos "PS3" del prototipo 0 .	61
Ilustración 46. Montaje 2 células peltier 100W en bloque de enfriamiento etapa inicial.	68
Ilustración 47. Montaje 2 células peltier 100W en bloque de enfriamiento etapa final.	68
Ilustración 48. Montaje completo ensayo sistema térmico.	68
Ilustración 49. Respuesta temporal temperatura en el interior del bloque de enfriamiento.	69
Ilustración 50. Respuesta temporal diferencia de temperatura entre el ambiente y el bloque de enfriamiento.	70
Ilustración 51. (1) Medida de temperatura en bloque de enfriamiento "T1" y Ambiente "T2", (2) Diferencia de temperatura entre bloque de enfriamiento y ambiente "T1-T2".	70
Ilustración 52. Montaje sistema de mecánica de fluidos con bomba de agua baja presión.	72
Ilustración 53. Montaje sistema de mecánica de fluidos con bomba de agua de alta presión.	73
Ilustración 54. Prueba de concepto sistema de mecánica fluidos con casco de refrigeración.	74
Ilustración 55. Primer montaje sistema completo de refrigeración para validación prueba de concepto, con indicación de los elementos principales del sistema.	76
Ilustración 56. Vista general prueba de concepto montaje con estructura.	77
Ilustración 57. Vista desde arriba prueba de concepto montaje con estructura.	77
Ilustración 58. Vista en detalle casco de refrigeración.	77
Ilustración 59. Vista frontal final durante ensayo con elementos de medición y fuentes de alimentación empleadas.	78
Ilustración 60. Vista lateral montaje final.	78
Ilustración 61. Vista desde arriba montaje final.	79
Ilustración 62. (1) Vista en detalle de sonda 1 casco de refrigeración, (2) Vista casco de refrigeración con funda térmica.	79
Ilustración 63. Vista general del sistema de refrigeración durante ensayo con paciente 0.	79
Ilustración 64. Respuesta temporal T1 [°C] termopar en el interior del casco de refrigeración sin paciente y con refrigeración previa.	81
Ilustración 65. Respuesta temporal Δ (T2-T1) sin paciente y con refrigeración previa.	82
Ilustración 66. Respuesta temporal T1 [°C] termopar en el interior del casco de refrigeración sin paciente y sin refrigeración previa.	83
Ilustración 67. Respuesta temporal Δ (T2-T1) sin paciente y sin refrigeración previa.	84
Ilustración 68. Respuesta temporal en casco de refrigeración T1 con paciente y con el sistema de refrigeración apagado.	85
Ilustración 69. .Respuesta temporal en casco de refrigeración ΔT con paciente y con el sistema de refrigeración apagado.	85
Ilustración 70. Respuesta temporal medida en casco de refrigeración T1 [°C], con paciente en etapas 2-3-4 y sin enfriamiento previo, ensayo I con paciente.	91
Ilustración 71. Respuesta temporal temperatura ambiente T2 [°C], con paciente en etapas 2-3-4 ensayo I con paciente.	91

Ilustración 72. Respuesta temporal ambiente-casco enfriamiento $\Delta T (T_2-T_1)$ [°C], con paciente en etapas 2-3-4 ensayo I con paciente.	92
Ilustración 73. Respuesta temporal temperatura superficial de referencia-casco enfriamiento $\Delta T (T_3-T_1)$ [°C], con paciente en etapas 2-3-4 ensayo I con paciente.	92
Ilustración 74. Respuesta temporal medida en casco de refrigeración T_1 [°C] sin enfriamiento previo ensayo II con paciente.	96
Ilustración 75. Respuesta temporal temperatura ambiente T_2 [°C] ensayo II con paciente.	96
Ilustración 76. Respuesta temporal ambiente-casco enfriamiento $\Delta T (T_2-T_1)$ [°C] ensayo II con paciente.	97
Ilustración 77. Respuesta temporal temperatura superficial de referencia-casco enfriamiento $\Delta T (T_3-T_1)$ [°C] ensayo II con paciente.	97

1. INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo de fin de máster se pretende proponer una herramienta no invasiva para poder lidiar con los dolores crónicos, presentes en nuestra sociedad y de distintas índoles.

La solución o la propuesta de dicho trabajo, se basa en las terapias de frío, ya utilizadas en medicina y fisioterapia para el alivio de distintos tipos de dolor, como nos es conocido como con la aplicación de frío se pueden aliviar ciertas inflamaciones.

Con este conocimiento desde la medicina y fisioterapia, así como de la experimentación tras casi media década del uso de frío para el alivio de dolor crónico de cefalea del autor del presente proyecto, se presenta una alternativa no invasiva desde el campo de la ingeniería.

Esta propuesta se asienta en el uso de células peltier para enfriar, las cuales son capaces de convertir una diferencia de potencial en sus terminales, en una diferencia de temperaturas entre sus caras.

A través de la electrónica de potencia, podemos controlar la potencia eléctrica aplicada a dichas células peltier, por lo que se puede obtener un control de la temperatura aplicada en el área para poder aliviar al paciente de una forma precisa.

1.1 ANTECEDENTES Y MOTIVACIÓN

Los antecedentes del actual trabajo se deben a una cefalea crónica del autor desde hace una década, la cual no ha podido ser tratada de manera eficaz a través de medicación convencional durante más de 8 años.

Tras muchos años de búsqueda en especialistas en el campo de la neurología al autor se le ofrece la posibilidad de la infiltración de toxina botulínica más conocida como "Botox", la cual es capaz de limitar el dolor de la cefalea crónica pero no eliminarla del todo.

Con este contexto en mente y ya habiendo realizado a través de los años terapias distintas, entre ellas la aplicación de frío en la zona donde se produce el dolor crónico, se parte de la idea de emplear las características de las células peltier para poder aliviar de forma puntual el dolor crónico comentado.

Por último la motivación o más bien la necesidad de la realización del actual trabajo de fin de máster se debe a la unión de una depresión severa la cual, desencadena una cefalea tensional crónica además de la anterior cefalea ya arrastrada "migraña crónica".

1.2 ALCANCE DEL PROYECTO

El alcance del presente proyecto pretende realizar una revisión de las características físicas de las células peltier, así como una revisión de las terapias de frío y sus características y posibilidades, también como no, la revisión del convertidor que se pretende emplear para controlar la o las células peltier, el cual va a ser un convertidor DC/DC reductor "BUCK".

Tras una revisión de los elementos principales en los cuales se basa el presente trabajo, se pretende proponer un sistema el cual engloba distintos tipo de sistemas, térmico, mecánica de fluidos y electrónico/eléctrico.

Tras la propuesta se realiza un primer diseño de las partes comentadas y tras ello se pretende realizar una prueba de concepto o primer prototipo del sistema propuesto.

Las pruebas de concepto o primer prototipo se realizaran con un sistema electrónico/eléctrico basado en diversas fuentes de alimentación de laboratorio, ya que lo relevante de dicho proyecto es verificar una prueba de concepto de un sistema de refrigeración mediante células peltier para el alivio de pacientes con dolor crónico u otras dolencias como podrían ser inflamaciones.

Por último se pretenden hacer los ensayos pertinentes para poder verificar que el sistema propuesto funciona, tanto en el paciente 0 el cual es el autor, como en posibles voluntarios que participen en dicho estudio.

Con ello se podrán extraer conclusiones del presente trabajo y líneas futuras de trabajo.

2. OBJETIVOS

Para la ejecución del presente trabajo, se plantean distintos objetivos, dado que el sistema global contiene sistemas de distinta índole física, como es la termodinámica, la mecánica de fluidos y la electrónica de potencia con todo lo que con ella contiene, además de la parte de revisión académica / práctica de la terapia de frío y del elemento principal para el funcionamiento del presente trabajo, la célula peltier.

En los siguientes apartados se hará mención de los objetivos generales y particulares del sistema de refrigeración, sin embargo hay que hacer una mención especial al objetivo principal del presente documento, el cual es **“Conseguir un sistema capaz de aliviar dolores crónicos”**.

2.1 OBJETIVOS GENERALES

Primero de todo se van a nombrar los objetivos generales del presente trabajo y después se comentaran los objetivos más específicos de los sistemas que lo componen, los objetivos generales son los siguientes:

1. Revisión académica de las principales bases de funcionamiento del presente trabajo, como es el efecto peltier, las terapias de frío “crioterapia”, y el convertidor DC/DC reductor “Buck”.
2. Proponer un sistema de refrigeración el cual sea capaz de paliar dolor de forma significativa en pacientes con dolor crónico e inflamaciones.
Las dolencias de las que se parte como se comenta en puntos anteriores a paliar en primera instancia son dos, cefalea tensional crónica y migraña crónica, las cuales padece el autor del presente trabajo.
No obstante el objetivo principal no solo abarca las dolencias de las que parte este trabajo, si no todas las dolencias crónicas, inflamaciones o terapias en las que dicho proyecto pueda resultar de ayuda.
3. Diseño y aplicación del sistema de refrigeración completo y selección de componentes para el electrónico /eléctrico.
4. Prueba de concepto del sistema de refrigeración, en módulos separados y en su conjunto donde se pueda validar el funcionamiento del sistema.
5. Ensayos con el paciente 0, el cual es el autor del presente trabajo y con los voluntarios que se presten, para poder ampliar el abanico de funcionalidades del presente trabajo y poder dar una base científica de mayor envergadura.
6. Por último analizar los resultados obtenidos y sacar las conclusiones pertinentes y observar que líneas de futuro, así como que mejoras se pueden realizar, para futuros prototipos y aplicaciones del presente trabajo.

2.2 OBJETIVOS SISTEMA DE REFRIGERACIÓN

Los objetivos que se pretenden conseguir con el sistema de refrigeración abarcan dos disciplinas la termodinámica y la mecánica de fluidos, el objetivo principal del presente trabajo no es hacer un estudio exhaustivo de estas disciplinas si no aplicar los conocimientos y la experimentación para poder validar hipótesis de funcionamiento y en última instancia conseguir un sistema el cual funcione y sea útil de forma real para los pacientes con dolor crónico, dicho esto se desglosan los objetivos del sistema de refrigeración.

2.2.1 OBJETIVOS TÉRMICOS

Los objetivos térmicos que se plantean son los siguientes:

1. Cálculo y diseño de la potencia [W] de un sistema estático de referencia, con el que tener una primera aproximación para la selección de las células peltier.
2. Selección de materiales para poder realizar el sistema térmico.
3. Realización de ensayos para hacer un análisis de la respuesta del sistema térmico propuesto con un bloque de refrigeración con células peltier aislado del sistema de mecánica de fluidos con el que poder analizar una prueba de concepto y validar el funcionamiento de dicho sistema.
4. Realización de ensayos para hacer un análisis de la respuesta térmica del sistema del sistema en conjunto con la parte de mecánica de fluidos.
5. Validación y conclusiones respecto a la obtención de datos del sistema propuesto.

2.2.2 OBJETIVOS MÉCANICA DE FLUIDOS

Los objetivos de mecánica de fluidos son los siguientes:

1. Selección de materiales para poder crear un circuito el cual sea capaz de transferir un líquido previamente enfriado en el bloque de enfriamiento basado en células peltier, para poder trasladarlo y aplicar terapia de frío en la zona donde se situó el dolor crónico, o la dolencia a paliar como podría ser una inflamación.
2. Realización de ensayos del sistema de mecánica de fluidos sin el bloque de refrigeración, para poder validar que el sistema sea capaz de trasladar un líquido refrigerante en circuito cerrado con los materiales seleccionados.
3. Validar el sistema aislado mediante ensayos y darle validez a los componentes seleccionados
4. Realización de ensayos junto con el bloque de enfriamiento de un sistema cerrado completo de refrigeración.
5. Validación y conclusiones respecto a la obtención de datos del sistema propuesto

2.3 OBJETIVOS SISTEMA ELECTRÓNICO /ELÉCTRICO

Los objetivos que se pretenden conseguir con los sistemas electrónicos contienen una primera parte de revisión breve del funcionamiento del convertidor que se piensa implementar para el funcionamiento de las células peltier el cual tiene la topología reductora "BUCK".

Una segunda parte, la cual consistirá en la selección de materiales electrónicos/eléctricos, principalmente las fuentes de alimentación y otros materiales necesarios, para poder hacer posibles las pruebas de concepto pertinentes, así como los ensayos con pacientes.

También se van a proponer los componentes electrónicos/eléctricos principales para un prototipo 0, si tras la prueba de concepto y los ensayos con pacientes, las hipótesis del presente documento se cumplen.

Se realizara también un diseño de planos eléctricos donde se vea reflejado el conexionado eléctrico del sistema general para la verificación de funcionamiento mediante las pruebas de concepto, por separado y con el sistema completo, así como para los ensayos con pacientes.

Por último se realizaran los esquemas eléctricos pertinentes para el montaje de un prototipo 0, si el sistema de refrigeración propuesto es finalmente validado.

Con todo lo comentado el desglose de los objetivos es el siguiente:

2.3.1 OBJETIVOS SISTEMA ELECTRONICO / ELÉCTRICO

Los objetivos electrónicos son los siguientes:

1. Revisión del convertidor DC/DC buck.
2. Selección de fuentes de alimentación y convertidores y/o electrónica adicional si es necesaria, para poder realizar la prueba de concepto del sistema de refrigeración y los ensayos con pacientes.
3. Selección de convertidores electrónicos y cualquier sistema/tarjeta electrónica necesaria para un prototipo 0, si se valida la prueba de concepto y los ensayos con paciente.

Los objetivos sistema eléctrico son los siguientes:

1. Diseño de planos eléctricos para el montaje de la prueba de concepto.
2. Diseño de los planos eléctricos para el montaje de un prototipo 0 con los convertidores electrónicos seleccionados y cualquier sistema/tarjeta electrónica que adicional que se requiera.

2.3.2 OBJETIVOS ELECTRÓNICOS/ ELÉCTRICOS PRUEBA DE CONCEPTO

Los objetivos para poder realizar la prueba de conceptos y ensayos pertinentes son los siguientes:

1. Selección de las fuentes de laboratorio, así como cualquier elemento eléctrico/electrónico que se requiera.
2. Montaje eléctrico de las fuentes de alimentación de laboratorio siguiendo los planos realizados para poder realizar las pruebas de concepto y ensayos.

3. ESTADO DEL ARTE

En este apartado se van a presentar las bases que asientan el presente proyecto, por lo que se va a estudiar la terapia de frío “crioterapia”, los efectos físicos termoeléctricos en los que está basada la célula peltier y por último una revisión de la topología DC/DC reductora “buck”, ya que si la prueba de concepto se da por válida es la topología elegida para realizar un prototipo 0 y controlar la célula o células peltier.

3.1 TERAPIA DE FRÍO “CRIOTERAPIA”

En este apartado vamos a adentrarnos en el mundo de la fisioterapia y más concretamente en la ciencia fisioterápica que estudia las terapias de frío como es la crioterapia. La documentación científica que se va a mostrar se extrae como base y referencia principal del “Tema 16 del Colegio Oficial de Fisioterapeutas de la Comunidad Valenciana “[12], el cual ha sido y es de gran ayuda para clarificar conceptos en el presente trabajo sobre la crioterapia.

3.1.1 Definición de crioterapia y consideraciones

La crioterapia es una parte de la termoterapia y en mayor detalle es la parte de la ciencia fisioterápica que estudia, investiga y es aplicada en un conjunto de procedimientos terapéuticos que se basan en la aplicación de frío en el cuerpo humano con el fin de paliar dolencias. Esta terapia consiste en sustraer calor del organismo o tejidos con el que se reduce la temperatura con fines terapéuticos.

En la crioterapia se toma como referencia la temperatura del cuerpo humano (34-36°C), toda terapia que reduzca esta temperatura en la zona o zonas donde se aplica frío sobre el cuerpo humano se considerará como tal, ya que los termo receptores de la piel actúan con gran sensibilidad ante un estímulo de temperatura, y mediante esta terapia se realiza el descenso de la misma.

Por otro lado hay que considerar que la intensidad del estímulo de frío aplicado, depende principalmente de cuatro factores:

1. Diferencia térmica entre el agente que produce el frío y la zona donde se aplica.
2. El área de la zona de aplicación, ya que a mayor zona de aplicación del agente que produce el frío mayor es el enfriamiento.
3. La sensibilidad de la zona en la que se aplique el frío, ya que unas partes del cuerpo humano son más sensibles que otras, además de que existen diferencias de sensibilidad entre los individuos a los que se les realice este tipo de terapias.
4. Por último el agente que utilice para generar el frío, ya que va a depender de la conductividad térmica que exista entre la zona que genera el frío y la zona aplicada, así como de la potencia frigorífica que sea capaz de aplicar la fuente generadora

3.1.2 Modos de transferencia del frío

El enfriamiento en el área a tratar actualmente se realiza de dos formas, tanto por conducción, como por evaporación. En el presente trabajo se va a emplear una técnica basada en la termoterapia por conducción no recogida todavía en la bibliografía encontrada por conducción, la cual se basa en la unión de la crioterapia con sensación de masaje mediante un sistema el cual genera vibración sin ser esta la técnica principal en el campo de estudio y teniendo como base principal la aplicación de frío mediante conducción, en la cual nos adentraremos en más detalle en el siguiente apartado.

Los modos de transferencia de frío son los siguientes:

1. Conducción:

Generación de frío por conducción	Tipo de aplicación
Baños	Parcial Total
Compresas frías	Bolsas de hielo Envolturas frías Compresas frías comerciales
Hielo	Masaje con hielo Aplicaciones leves

Dentro de la generación de frío por conducción, partimos como base del presente trabajo de la generación de frío con compresas frías, el autor del presente trabajo, ha realizado ensayos a través de los años con bolsas de hielo, envolturas frías y compresas frías comerciales, las cuales contienen un gel de silicato, el cual se enfría en el congelador y se aplica tras retirarlo del congelador en la zona de donde se encuentra la dolencia.

Añadir que la aplicación de este tipo concreto de terapia ha sido conocida por un facultativo en el campo de la fisioterapia y otro facultativo en el campo de la Neurología y conocedores del alivio de las dolencias crónicas migraña y cefalea tensional crónica.

2. Evaporación:

Generación de frío mediante evaporación	Tipo de aplicación
Aerosoles	Metano Cloruro de etilo
Chorro de gas frío	Nitrógeno líquido vaporizado Microcristales de gas carbónico

3.1.3 Métodos de aplicación del frío por conducción

Como se comenta en el apartado anterior, la generación de frío de la cual parte el presente trabajo es mediante compresas frías, más concretamente en compresas frías comerciales “Cold packs”, ahora se van a nombrar distintos métodos que se pueden emplear en la terapia a través de la generación de frío mediante conducción.

Los métodos con compresas frías son los siguientes:

1. **Bolsas de hielo:** Este método consiste en introducir en una bolsa de hielo picado, para aplicarlo sobre la zona a tratar, se envolverá con una toalla húmeda y se aplicará directamente en la zona a tratar, también se puede aplicar previamente una pequeña capa de aceite para evitar daños en la zona tratada. El tiempo de aplicación se puede mantener entre 10 y 15 minutos
2. **Bolsas de hielo añadido:** Este método es similar al anterior, con la diferencia que se añade al hielo una pequeña cantidad de agua y cloruro sódico o etanol. Se tiene que tener en cuenta que en este método el enfriamiento es mucho más rápido por lo que no se debe aplicar durante más de 10 minutos.
3. **Envolturas frías:** Este método es empleado para grandes superficies. Se debe preparar un cubo con una mezcla de agua y hielo picado donde se introduce una toalla, se escurre el exceso de agua y se aplica en la zona a tratar durante un minuto aproximadamente, este proceso se puede repetir con tiempos de entre 2 y 3 minutos hasta alcanzar 20 minutos.
4. **Compresas frías comerciales “Cold packs”:** Este método consiste en compresas de material plástico que contienen en su interior agentes como gel de silicato mezclado con una pequeña cantidad de agua para evitar que se solidifique y así poder ser flexible y moldeable para aplicarse en la zona a tratar. Para su enfriamiento se introduce en un congelador con temperaturas entre los $-12\text{ }^{\circ}\text{C}$ y los $-18\text{ }^{\circ}\text{C}$.



Ilustración 1. Cold packs comerciales, con funda de aislamiento.

5. **Compresas químicas:** Son bolsas flexibles que contienen dos compartimentos por separado nitrato de amonio y agua, al romperse la unión de dichos compartimentos se realiza una reacción que produce un frío de alta intensidad. Este tipo de compresas son de un solo uso y su aplicación ronda sobre los 20 minutos.

6. **Otras variantes de compresas frías y sus aplicadores y distintos tipos de “cold packs”:**

- Compresas de frío reutilizables con gel flexible no toxico. Incorporan una funda para que sea más cómoda su aplicación en la zona a tratar.



Ilustración 2. Cold pack ajustable con funda reutilizable para distintas aplicaciones

- Fajín ajustable para bolsas de hielo reutilizable.
- Pulpo con bolsa para cubitos de hielo fabricadas en neopreno.



Ilustración 3. Bolsa impermeable para cubitos de hielo

- Compresas para contornos de pechos, con gel reutilizable. Esta terapia es empleada en la menstruación para aliviar el dolor en los senos.
- Mascaras para contorno de ojos, con gel reutilizable.



Ilustración 4. Mascara de gel para contorno de ojos

- Cold packs infantiles.



Ilustración 5. Cold pack infantil

- Cold pack para alivio de dolores de cabeza "cefaleas".

How to Use



Ilustración 6. Casco para alivio de dolores de cabeza mediante cold packs

7. Vendajes Crioterápicos:

- Venda elástica saturada de gel frío no tóxico reutilizable. Se introduce en la nevera en lugar de en el congelador a diferencia de otros métodos citados, proporciona frío y compresión.
- Funda elástica para colocar bolsas de frío, donde se combina el frío y la compresión, son muy similares a los fajines ajustables

3.1.4 Efectos fisiológicos de la crioterapia

Ahora en este apartado vamos a ver los efectos fisiológicos de interés para el presente trabajo que nos produce el uso de la crioterapia.

Cuando se aplica frío sobre una zona concreta o de forma general en el cuerpo humano, a continuación se produce un descenso de la temperatura en dicha zona, con alteraciones circulatorias.

El estímulo de frío si se realiza durante un tiempo extenso o su aplicación se realiza con una potencia de refrigeración intensa, el organismo reacciona empleando nuevos mecanismos de defensa contra tal descenso.

Vamos a comentar a continuación algunos de estos mecanismos de defensa:

- El tejido celular subcutáneo, de por sí en el cuerpo humano, sirve de aislante térmico contra un enfriamiento externo en el tejido, ya que de forma natural este tejido se opone a que el calor se transfiera al ambiente.
- Se disminuye la circulación superficial debido al enfriamiento de las capas superficiales.
- Además se añade al anterior efecto de naturaleza física un componente químico, aumentando el metabolismo a expensas de glúcidos y grasas.
- Cuando los sistemas de defensa contra la refrigeración externa ceden o no son capaces de contener el enfriamiento, la temperatura comienza a descender en la zona aplicada.

A continuación se van a comentar los efectos fisiológicos de interés para el presente trabajo:

1. Acción sobre los vasos sanguíneos:

La aplicación de un estímulo frío de corta duración, pero de alta intensidad sobre la piel caliente, la vuelve de color pálido debido a la vasoconstricción.

Si la aplicación que se realiza es de alta intensidad y mantenido en el tiempo, se contraen los vasos de las capas más profundas, incluso de grandes arterias, si se está aplicando en tal zona. La dilatación no se realiza de la misma manera dado que los vasos sanguíneos más profundos pueden mantener la vasoconstricción durante más tiempo que los superficiales.

2. Acción sobre la circulación:

La respuesta vascular inicial al frío es una vasoconstricción, por lo tanto, se produce un descenso del flujo sanguíneo y un aumento de la viscosidad en la sangre "aumentan los leucocitos, hematíes y la hemoglobina", por lo tanto al realizar terapia de frío inmediatamente sobre una lesión aguda, ayuda a controlar la inflamación producida al disminuir la circulación.

La vasoconstricción primaria producida por el frío eleva la presión arterial, la cual puede bajar después cuando se produce la vasodilatación reactiva, que sucede entre los 10-40 minutos después de la aplicación de frío.

Las estimulaciones frías en la región precordial "área cardiaca" disminuyen el número de las pulsaciones.

Cuando la temperatura de la piel desciende a valores inferiores a los 15°C, se pone en funcionamiento el cual protege frente a la congelación el cual se conoce como "Hunting Response", el cual es una dilatación de los vasos sanguíneos que aumenta la temperatura cutánea.

"Las aplicaciones de terapia de frío (crioterapia), nunca deben de sobrepasar la capacidad de reaccionar cardiocirculatoria ni llegar a producir reacciones perjudiciales"

3. Acción sobre el sistema nervioso:

Los estímulos que se realizan de forma breve son excitantes. La crioterapia es un buen reanimador en estados de somnolencia y similares.

Cuando la aplicación del frío es prolongada a través del tiempo produce anestesia en la zona donde se ha aplicado.

La capacidad funcional nerviosa se reduce y los reflejos cutáneos se alteran por modificaciones de la sensibilidad y conductibilidad nerviosa.

Los efectos neurológicos y neuromusculares pueden ser diversos:

- Aumenta la actividad de los receptores y por tanto la transmisión al sistema nervioso central.
- El enfriamiento de los nervios sensitivos disminuye su capacidad de conducción.
- Disminuye la velocidad de conducción nerviosa de los nervios motores debido al aumento del umbral nervioso a la estimulación.
- La transmisión sináptica decrece.

4. Aplicación de frío sobre la piel:

Bajo la aplicación de frío, la temperatura tiende a descender, conforme continúa el descenso de temperatura, se va alcanzando mayor profundidad en la piel, si el frío continúa en la superficie de la misma.

La temperatura cutánea puede descender hasta 25°C, aunque hay que tener en cuenta que a esta temperatura empiezan a aparecer ya lesiones de congelación.

El frío intenso, puede llegar a destruir procesos cutáneos y esta propiedad es empleada desde tiempos lejanos por los especialistas en dermatología con el uso de “la nieve carbónica y el ácido carbónico”.

5. Efecto fisiológico de la crioterapia sobre el dolor:

Las aplicaciones de la terapia de frío son capaces de causar dos efectos completamente opuestos, uno el cual provoca dolor “Inmersión en agua con hielo durante tiempo prolongado” y otro el cual es el alivio del dolor, el cual es el principal punto/objetivo a conseguir en el presente trabajo, a través de la crioterapia.

Todavía no se conoce con exactitud el mecanismo mediante el cual el frío disminuye el dolor, a continuación, se comentan diversas teorías propuestas:

- Disminución de la transmisión de los impulsos nerviosos por las fibras sensibles al dolor.
- Disminución de la excitabilidad de las terminaciones nerviosas libres.
- Aumento del umbral del dolor.
- Liberación de endorfinas.
- Inhibición de las neuronas de la médula espinal.
- Disminución del dolor de forma indirecta por la disminución de la inflamación y la interrupción del ciclo dolor-espasmo-dolor.

Por último el autor del presente trabajo, sin ser especialista en los campos científicos de la medicina, de la fisioterapia o de la neurología, tiene la siguiente hipótesis científica producto de la observación y tras varios años de ensayos diversos y de aplicación de algunas terapias de frío, citadas anteriormente y del uso del sistema construido tras cientos de horas de uso que se presenta en el presente trabajo final de master, propone la siguiente hipótesis:

“La reducción del dolor mediante el uso de la crioterapia, disminuye el dolor a través de la vasoconstricción de los vasos sanguíneos, debilitando la transmisión sináptica del sistema nervioso central, por lo que su uso moderado de forma transversal en el tiempo, “podría” es tan solo una hipótesis tras la observación científica, debilitar los nervios sensitivos en el área donde se produce el dolor y así atenuar el dolor llegando en última instancia a ser capaz de convertir un dolor crónico intenso en un dolor crónico moderado o leve aplicando crioterapia a lo largo del tiempo”

3.1.5 Consideraciones peligros y precauciones a tener en cuenta

Por último se van a nombrar de forma breve consideraciones y precauciones que se tienen que tener en cuenta al aplicar terapia de frío ya que con ciertas patologías su uso si se realiza, debe realizarse con la máxima cautela.

1. Consideraciones:

- Patologías cardiacas
- Patologías vasculares como las obstrucciones venosas, la enfermedad de Raynaud o cualquier anomalía en los vasos sanguíneos que conlleve una vasoconstricción.
- Deficiencias sensoriales.
- Neoplasias
- Anemia
- Hipersensibilidad al frío, por ejemplo urticaria, hemoglobinuria, eritema, o cualquier sospecha de presencia de hipersensibilidad si existe una reacción por parte del paciente anómala.

2. Peligros:

- Excesivo enfriamiento local en los tejidos normales.
- Parálisis nerviosas pasajeras.

3. Precauciones:

- No se debe realizar crioterapia en la piel a través del tiempo ininterrumpidamente durante más de una hora, ya que se pueden causar quemaduras por frío” **No se especifica temperatura aplicada”**.
- Selección del tratamiento crioterápico adecuado
- Precaución en personas muy delgadas, en zonas como los codos o las rodillas.
- Tener especial cuidado en el tiempo y frecuencia de la aplicación de terapia de frío en pacientes con lesiones graves.
- Estricto control fisioterápico en la aplicación de crioterapia en pacientes con afecciones reumáticas, parálisis, coma, enfermedades coronarias e hipertensivas

3.2 MÓDULO PELTIER

En el siguiente apartado se van a nombrar los efectos termoeléctricos conocidos, los cuales permiten que el funcionamiento de las células peltier tenga este tipo de naturaleza física.

Además se verá como están construidas dichas células peltier, las ecuaciones que rigen su potencia de enfriamiento y algunas aplicaciones prácticas de las mismas.

3.2.1 Efectos termoeléctricos

El efecto termoeléctrico se conoce como aquel capaz de crear una diferencia de temperatura $[\Delta T]$ entre dos puntos “unión de dos materiales distintos”, mediante la aplicación de una diferencia de tensión $[\Delta V]$. Este proceso puede ser invertido, por lo que al aplicar una diferencia de temperatura, podemos obtener una diferencia de tensión entre dos puntos, el primer efecto es el conocido como efecto Peltier y el segundo como efecto Seebeck donde se aplica calor en uno de los lados. Comúnmente en la bibliografía científica estos puntos se les suele nombrar como el lado caliente y lado frío “Hot and Cold sides”.

A continuación se van a nombrar brevemente los tres efectos físicos que podemos extraer, los cuales son el efecto Peltier, efecto Seebeck y el último algo menos conocido el efecto Thomson.

3.2.1.1 Efecto Peltier

Mediante el efecto peltier, cuando se aplica una diferencia de tensión entre dos puntos se produce una diferencia de temperatura entre estos puntos, por lo tanto tenemos un lado el cual extrae calor y otro que lo cede, creando así una diferencia de temperatura entre ambos lados, un lado caliente y otro lado frío.

Si la diferencia de tensión $[\Delta V]$ es invertida entre los lados en los cuales se consigue en un inicio un lado frío y otro caliente, al invertir la diferencia de tensión y la polaridad de la corriente que circula entre dichos lados, el lado caliente pasaría a ser el lado frío y el lado frío a ser el lado caliente.

En la siguiente ilustración se muestra un esquema del comentado efecto para ambos casos, donde se puede ver como ambos lados pueden extraer o ceder calor “Q” dependiendo de la polaridad de circulación de la corriente:

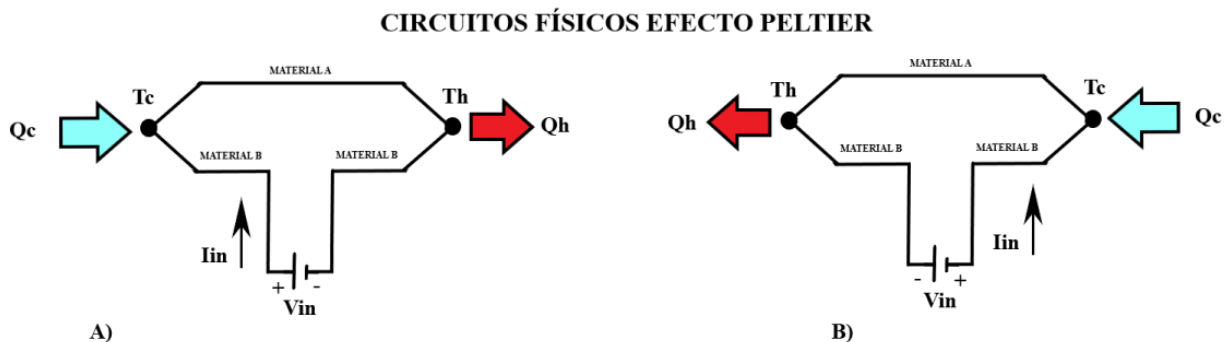


Ilustración 7. Esquemas efecto peltier A) Circulación de corriente polaridad positiva, B) Circulación de corriente polaridad negativa.

3.2.1.2 Efecto seebeck

El efecto Seebeck es la conversión de calor aplicado directamente en una unión eléctrica donde se unen dos conductores eléctricos distintos [14]. Se podría que es el efecto inverso al efecto Peltier, ya que ahora en los terminales donde en el efecto Peltier se aplicaba una diferencia de potencial “Vin”, al aplicar calor en una de las uniones se obtiene una diferencia de potencia “Vout”, por lo tanto obtenemos esta diferencia de potencial “Vout” al aplicar calor en uno de los lados.

La ecuación que rige la diferencia de potencial producida la cual es proporcional a la diferencia de temperatura entre ambos lados, es la siguiente:

$$V_{out} = \alpha \cdot (T_h - T_c) \quad [3.1]$$

Donde:

- Vout : Diferencia de potencial de salida [V]
- α : Coeficiente Seebeck [$V \cdot K^{-1}$]
- Th: Temperatura en el lado caliente [K^{-1}]
- Tc: Temperatura en el lado frío [K^{-1}]
- ΔT : Diferencia de temperatura “(Th-Tc)” [K^{-1}]

Nota: La unidad de medición de la temperatura siempre hay que tenerla en cuenta dependiendo en la escala en la que operamos, puede ser en Kelvins [K], en grados Celsius [°C] o en grados Fahrenheit [°F], en termodinámica lo más frecuente es emplear la escala en Kelvins, sin embargo en las características de las células peltier casi siempre la encontraremos en grados Celsius.

Ahora en la siguiente ilustración se muestra el esquema del efecto Seebeck:

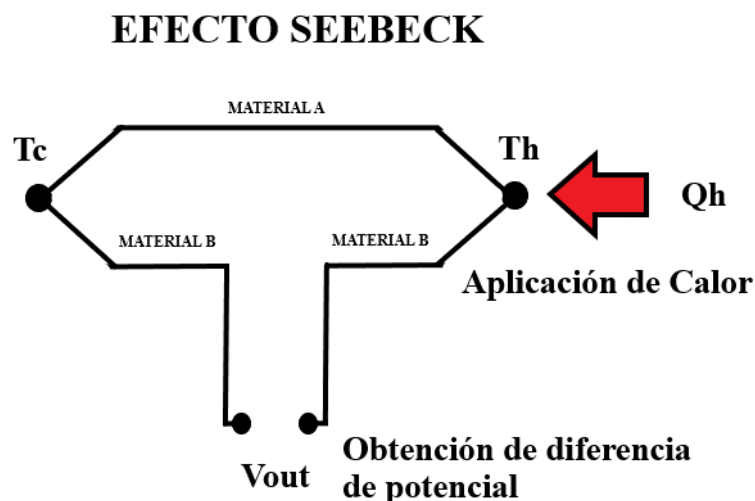


Ilustración 8. Esquema efecto Seebeck

3.2.1.3 Efecto thomson

Como último efecto termoeléctrico a comentar es el llamado efecto Thomson, el cual cuando a través de un conductor eléctrico circula corriente eléctrica [A], se produce un gradiente de temperatura a lo largo de su longitud, por lo que el calor puede ser absorbido o cedido.

Depende de dos factores la dirección de circulación de la corriente y del gradiente de temperatura producido. Este fenómeno físico es conocido como efecto Thomson.

En la siguiente ilustración se muestra el efecto:

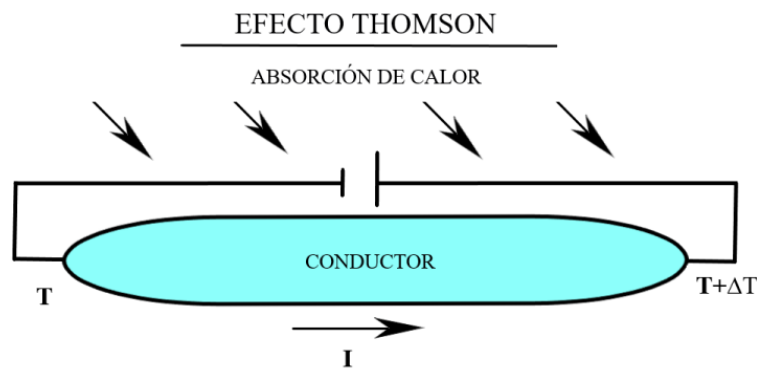


Ilustración 9.Efecto Thomson

3.2.2 TEC module “thermoelectric cooling module”

En este apartado vamos a entrar un poco más en detalle a explicar cómo funcionan los módulos termoeléctricos de refrigeración “TEC”, los cuales son conocidos en castellano como células peltier o módulos de refrigeración peltier.

Los módulos termoeléctricos de refrigeración o células peltier, como nos vamos a referirnos en la mayor parte del presente trabajo, tienen como principal base física la nombrada en uno de los apartados anteriores “Efecto Peltier”.

Una célula peltier cuenta con dos regiones separadas las cuales se hacen llamar el lado frío con una temperatura T_c y el lado caliente con una temperatura T_h .

Las células peltier están formadas por semiconductores del tipo N y del tipo P, con una baja conductividad térmica y una alta conductividad eléctrica [15], lo cual hay que decir que es una combinación poco frecuente en la naturaleza. Un esquema simple del funcionamiento de una célula peltier con esta pareja P&N de semiconductores se muestra a continuación:

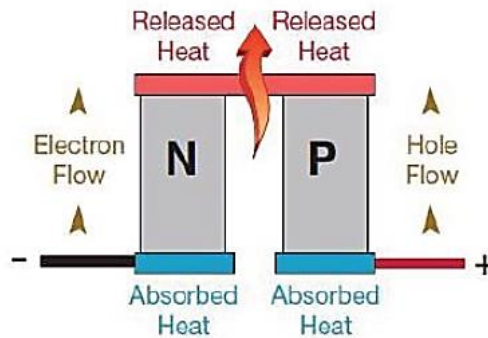


Ilustración 10. Célula peltier con pareja de semiconductores P&N [14]

Con este esquema de una célula peltier ya en mente, ya tenemos una primera aproximación, en la cual los electrones fluyen entre estas dos uniones P&N mostradas.

Además de los semiconductores, una célula peltier cuenta también con una interconexión metálica entre el semiconductor del tipo P y del tipo N. Tal como se ve en la ilustración anterior. Las células peltier están construidas por varias de estas conexiones P&N en serie, las cuales hacen contacto con dos placas muy finas de cerámica en cada lado de la célula peltier, tanto en el lado caliente, como en el lado frío.

Como se ha comentado en el apartado del “efecto peltier”, intercambiando la polaridad de la diferencia de tensión aplicada podemos cambiar el flujo de calor entre los dos lados, dándose así la posibilidad de enfriar y calentar un mismo lado de la célula peltier con el mismo dispositivo, a continuación se muestra una ilustración, la cual recoge un gran resumen gráfico de lo comentado con un esquema básico de funcionamiento de una célula peltier:

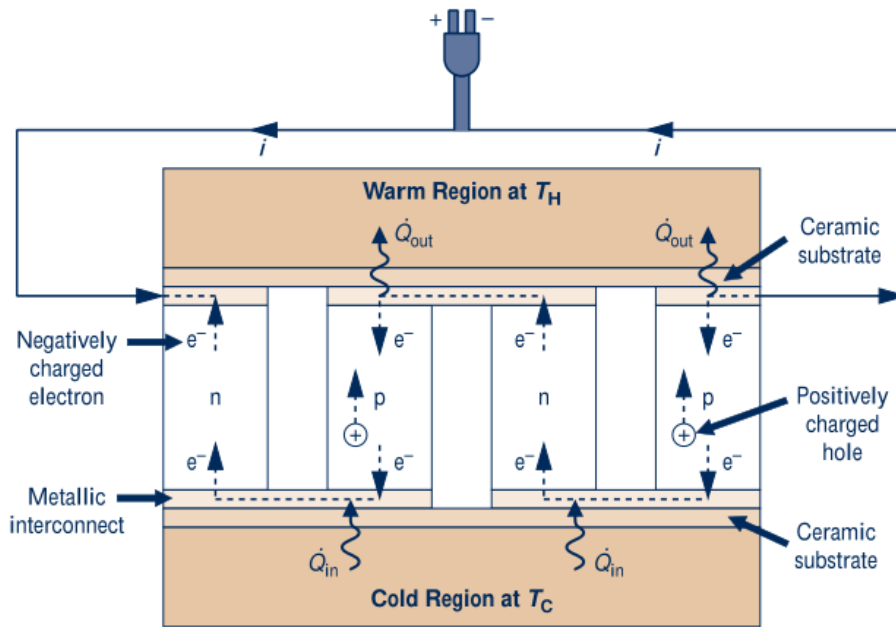


Ilustración 11. Esquema básico de funcionamiento de una célula peltier [15].

3.2.2.1 Construcción de las células peltier

Para la construcción de las células peltier, se realiza un circuito en serie, como el mostrado en la ilustración anterior, las cuales se unen mediante un metal de interconexión el cual los une eléctricamente, además se unen térmicamente en paralelo. También como hemos visto anteriormente en esta unión se emplean materiales semiconductores con baja conductividad térmica y una alta conductividad eléctrica para la unión P&N, por último las capas externas son de materiales cerámicos con alta conductividad térmica.

En la siguiente ilustración veremos el esquema completo de construcción de una célula peltier:

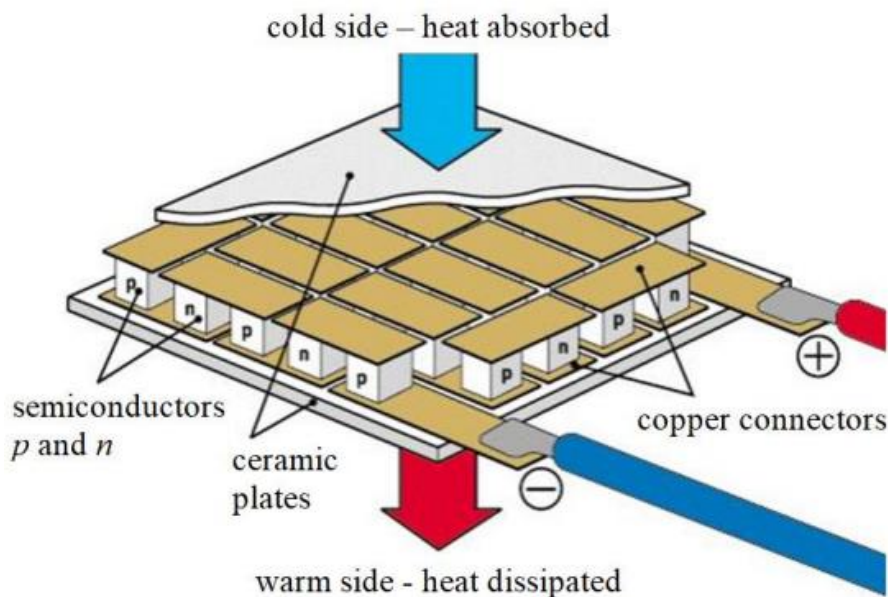


Ilustración 12. Circuito de construcción de una célula peltier [22].

1. Material unión P&N :

Los materiales empleados para las uniones P&N suele ser los siguientes semiconductores (Bi₂Te₃, Sb₂Te₃, Bi₂Se₃, PbTe, Si-Ge), depende del fabricante cual se emplee, y no suele estar reflejado en las hojas de datos.

2. Material interconexión eléctrica y terminales de conexión:

Los materiales empleados para la interconexión eléctrica depende del fabricante, se suelen emplear metales con alta conductividad eléctrica, o dicho de otra forma con baja resistividad eléctrica [9] “cobre ($\rho_{20^\circ} = 0,01786 [\Omega \cdot \text{mm}^2/\text{m}]$), aluminio $\rho_{20^\circ} = 0,02857 [\Omega \cdot \text{mm}^2/\text{m}]$ ”, pero lo comentado anteriormente depende del fabricante ya que existen metales y otros materiales nuevos por ejemplo el “grafeno” con conductividades eléctricas mayores y no se suele especificar en las hojas de datos con cual está construida la célula peltier.

3. Material para los lados frío-caliente, sustratos cerámicos

Los materiales que podemos encontrar para los 2 lados, donde en una parte se conectará un disipador “Heatsink”, con el cual disiparemos el calor generado en la cara caliente y en la otra parte, el lado frío el dispositivo a enfriar, suelen ser de estos sustratos cerámicos (Al₂O₃, AlN, BeO), a continuación veremos un ejemplo donde se ve de forma ilustrativa esta conexión:

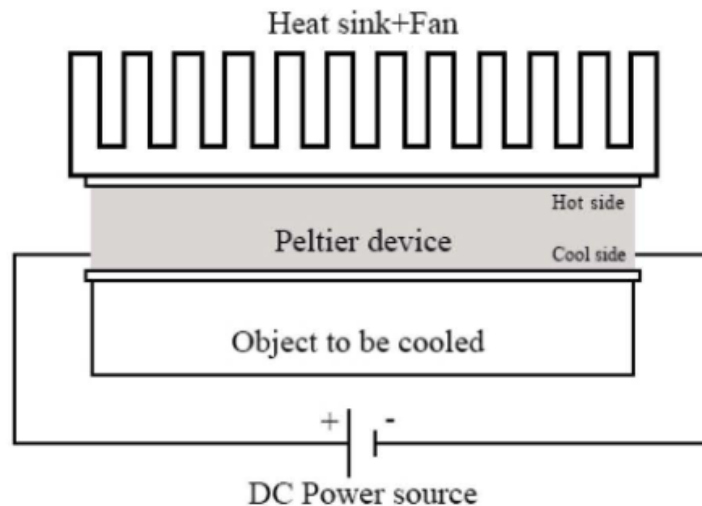


Ilustración 13. Elementos que conectan los lados fríos y calientes en una célula peltier [20].

3.2.2.2 Ecuaciones de potencia

En este apartado vamos a mostrar las ecuaciones de potencia, que rigen la potencia consumida de una célula peltier y la potencia de refrigeración extraídas de [14]:

1. Potencia consumida:

$$P_{cp}[W] = (\alpha_p - \alpha_n) \cdot I_{cp} \cdot (T_2 - T_1) + I_{cp}^2 \cdot (R_p + R_n) \quad [3.2]$$

Si simplificamos para una comprensión más sencilla queda:

$$P_{cp}[W] = \alpha_{cp} \cdot I_{cp} \cdot \Delta T + I_{cp}^2 \cdot R_{cp} \quad [3.3]$$

2. Potencia de refrigeración:

$$Q_{cp}[W] = (\alpha_p - \alpha_n) \cdot I_{cp} \cdot T_1 - (T_2 - T_1) \cdot (K_p + K_n) - \left(\frac{I_{cp}^2 \cdot (R_p + R_n)}{2} \right) \quad [3.4]$$

Si simplificamos para una comprensión más sencilla queda:

$$Q_{cp}[W] = \alpha_{cp} \cdot I_{cp} \cdot T_1 - \Delta T \cdot K_{cp} - \frac{I_{cp}^2 \cdot R_{cp}}{2} \quad [3.5]$$

3. Potencia eléctrica consumida:

La potencia eléctrica que se consume sí que se puede hallar con los parámetros nominales que se proporcionan en las hojas de datos y haciendo referencia a las ecuaciones [3.4] y [3.5], quedaría tal que así:

$$P_{electrica_{cp}}[W] = I_{cp}^2 \cdot R_{cp} \quad [3.6]$$

“Como veremos más adelante los fabricantes no dan parámetros como α_{cp} , K_{cp} o R_{cp} , pero sí proporcionan graficas donde se refleja el comportamiento del modelo de fabricante en con unas condiciones dadas, lo que será imprescindible para elegir una célula peltier y otra”

3.2.2.3 Aplicaciones de las células peltier

En este apartado, se van a mencionar brevemente aplicaciones para las cuales se pueden y se usan células peltier, cabe mencionar que su uso es muy poco frecuente debido que son poco eficientes, cómo se puede intuir si se presta atención a las ecuaciones de la potencia de refrigeración [3.5] y [3.4], además de ser componentes delicados y contando con más desventajas que veremos en el siguiente apartado.

Algunas de las aplicaciones son las siguientes:

- Refrigeran de neveras/aparatos portátiles de corriente continua.
- Aplicaciones donde se requiere de un control lo más preciso posible.
- En refrigeración de ciertos circuitos integrados que deben de estar a una temperatura baja de funcionamiento como por ejemplo para disminuir la temperatura de servidores o de ordenadores con gran consumo.
- En aplicaciones de electrónica de potencia para refrigeración de semiconductores de potencia, donde la poca eficiencia de la célula peltier no es relevante.
- En aplicaciones donde el espacio es muy reducido y no es posible el uso de enfriamiento con compresores/condensadores.

En resumen las aplicaciones pueden ser de un gran ámbito, pero teniendo en cuenta su eficiencia, muchas aplicaciones en las que se usan son en el ámbito de la investigación y productos donde se requiere de esta tecnología. También como se ha nombrado en sistema donde no exista red eléctrica y la alimentación sea de corriente continua.

3.2.2.4 Ventajas y desventajas de las células peltier

1. Ventajas:

- Control preciso de la potencia de refrigeración aplicada, lo que aporta a ciertos campos como el de productos muy específicos o a nivel de investigación la creación de productos que de otra forma sería mucho más complejo.
- Compatibles con sistemas portátiles alimentados con baterías.
- Versatilidad, pueden tanto enfriar como calentar, dependiendo de cómo se aplique la diferencia de potencia.
- Pueden ser emplazados en lugares donde otro sistema de refrigeración por tamaño sería inviable.

2. Desventajas:

- Son muy caros en comparación con otros sistemas de refrigeración y muy poco eficientes.
- Son componentes muy delicados, un mal montaje puede hacer que la célula peltier se destruya fácilmente o que su funcionamiento no sea el esperado.

- Hay que tener mucha atención a que material se emplea para su montaje, ya que fácilmente puede existir un puente térmico, si se usa pasta térmica y son difíciles de sustituir si son ensamblados con ciertos thermal pads, incluso provocar su destrucción para poder cambiar de célula peltier.
- Requieren de un sistema de potencia de potencia para su control, además de necesitar grandes disipadores, heatsinks o sistemas de refrigeración líquida, encareciendo más el producto.
- Son de grosor muy fino, por lo que en el momento de los ensamblajes hay que tener especial cuidado en no destruirlos.
- Si en el lado caliente de la célula peltier no existe un disipador el cual sea capaz de evacuar toda la potencia a la que está siendo sometida la célula peltier, tienden a alcanzar rápidamente altas temperaturas, destruyendo de forma rápida el dispositivo.

“Las ventajas y desventajas nombradas, además de a ver sido buscadas, se basan en gran parte de la experiencia del autor al trabajar con dicho componente durante varios años. Las células peltier tienen grandes posibilidades de aplicación, pero hay que tener en cuenta que es un componente delicado con el que trabajar de forma efectiva”.

3.2.2.5 Ejemplo de características básicas ofrecidas por fabricantes

En este apartado vamos a mostrar las características ofrecidas por un fabricante [21], con lo que nos podemos hacer una idea general de lo que nos vamos a encontrar cuando busquemos que célula peltier elegir.

Thermoelectric Cooler Performance Specifications

TEC1-127090-62X62 W150mm

Hot Side Temperature(°C)	25 °C	50 °C
Qmax (Watts)	77.1	88
Delta Tmax(°C)	67	75
I _{max} (Amps)	9	9
V _{max} (Volts)	15.4	16.4
Module Resistance(Ohms)	1.44	1.63

**Tolerances for thermal and electrical parameters ± 10%.

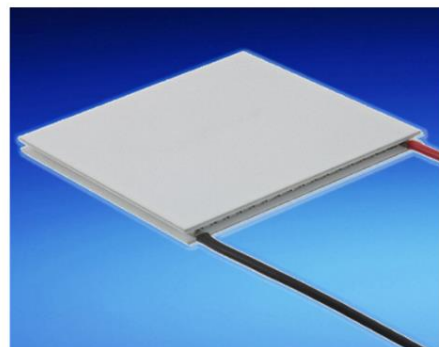


Ilustración 14. Características célula peltier TEC1-127090 del fabricante P&N Technology.

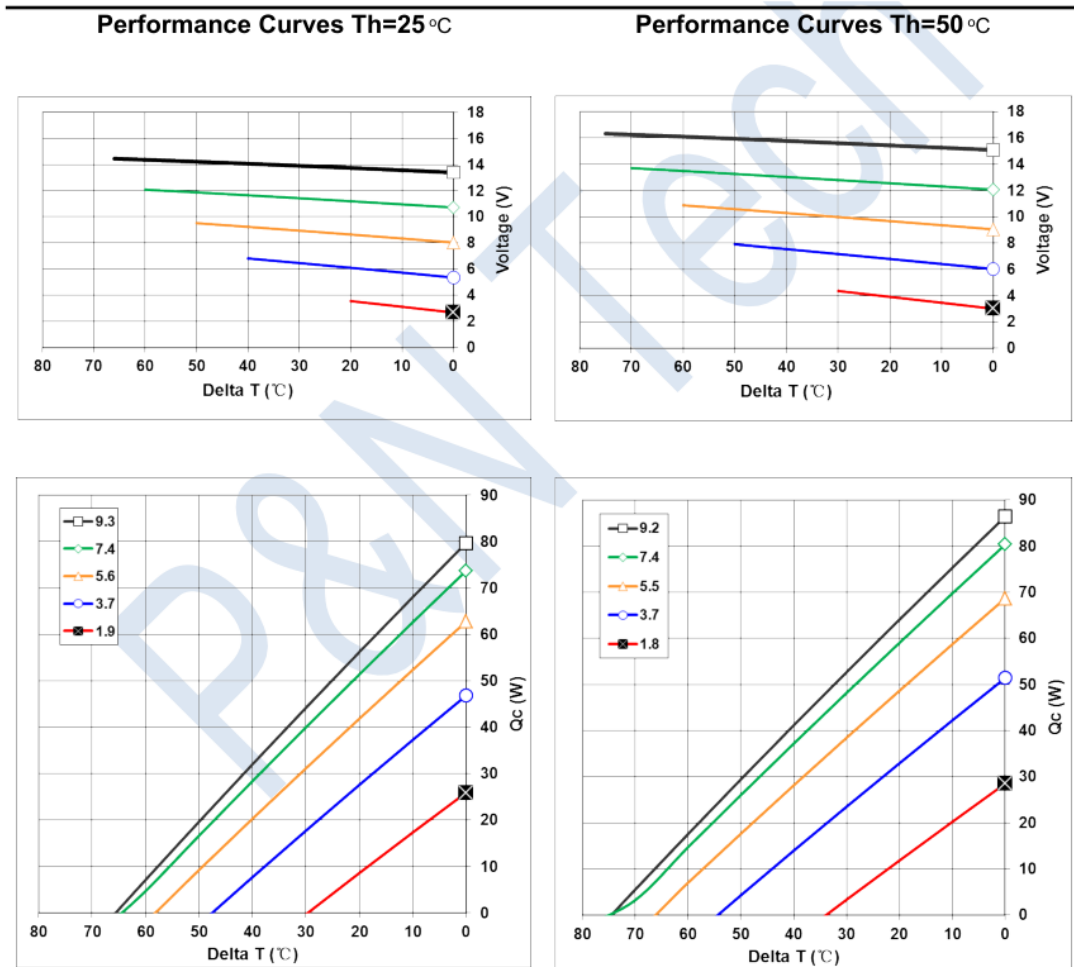


Ilustración 15. Curvas de funcionamiento con temperatura en la cara caliente a 25[°C] y a 50[°C].

Operation Tips:

- Max Operating Temperature: **90°C.**
- Do not exceed I_{max} or V_{max} when operating module.

Ilustración 16. Ejemplo precauciones a tener en cuenta en las células peltier.

3.2 CONVERTIDOR DC/DC BUCK

En este apartado, vamos a ver de forma breve la topología del convertidor dc/dc reductor “buck”, se mostraran algunas configuraciones del mismo, desde el circuito ideal hasta el circuito buck síncrono más empleado en los últimos años dado la optimización de la electrónica de potencia, más concretamente en la fabricación de los semiconductores de potencia “Mosfets de carburo de silicio” capaces de acercarse con sus características a un convertidor buck ideal.

3.3.1 Convertidor dc/dc buck ideal

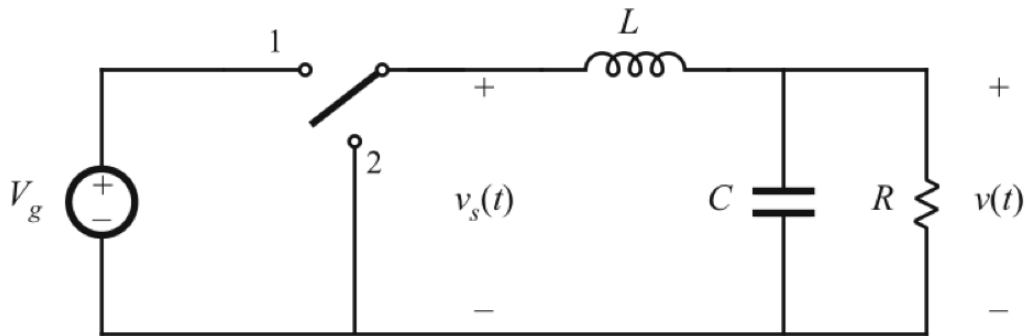


Ilustración 17. Circuito convertidor buck ideal [1].

3.3.2 Convertidor dc/dc buck clásico y buck síncrono

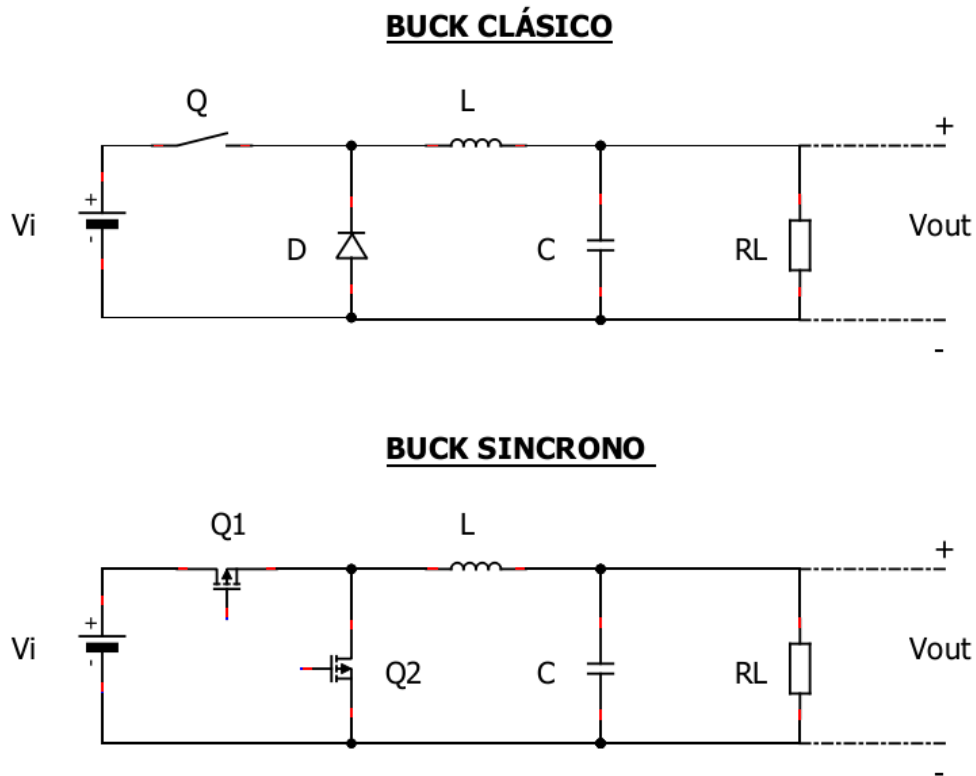


Ilustración 18. Convertidor buck, circuito clásico y circuito buck síncrono.

3.3.3 Ecuación ciclo de trabajo convertidor buck y comportamiento ideal

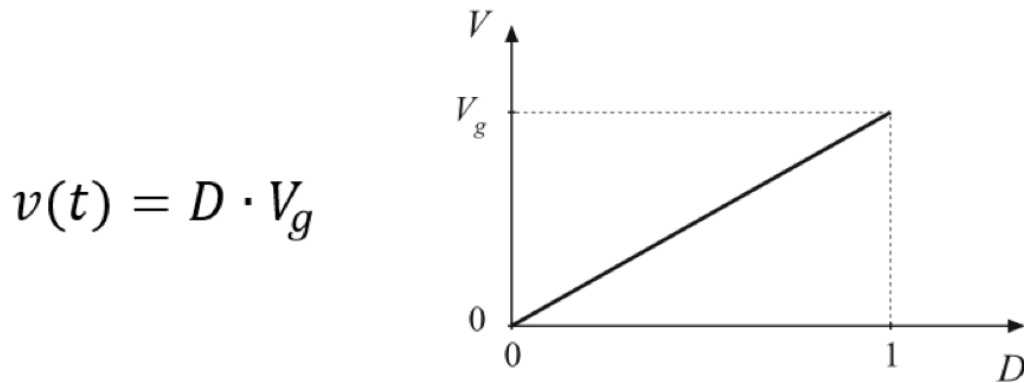


Ilustración 19. Ecuación de tensión de salida en función del ciclo de trabajo y su respuesta ideal [1].

“En la ilustración mostrada, se puede ver la ecuación en la que la tensión de salida, como máximo va a ser la tensión de entrada, esto en la realidad no se cumple, debido a todos los comportamientos de los componentes pasivos reales que no se tienen en cuenta. Por lo tanto hay que tener en cuenta que en la realidad, el ciclo de trabajo nunca podrá ser igual a “1” para funcionar correctamente, puede acercarse, pero las características físicas del sistema lo van a limitar, ya que los componentes pasivos no son ideales ni los semiconductores que se emplean.”

3.3.4 Ecuaciones de diseño de componentes pasivos inductor y condensador

1. Diseño de rizado de corriente en el inductor [24] e inductor:

$$I_{L(riz)} = \frac{V_i - V_o}{L} \cdot D \cdot T \quad [3.7]$$

$$L = \frac{V_i - V_o}{I_{L(riz)}} \cdot D \cdot T \quad [3.8]$$

2. Diseño del rizado de tensión en el condensador de salida [24] y condensador:

$$V_{O(riz)} = \frac{1}{8 \cdot C} \cdot I_{Lriz} \cdot T \quad [3.9]$$

$$C = \frac{1}{8 \cdot V_{O(riz)}} \cdot I_{Lriz} \cdot T \quad [3.10]$$

3.3.5 Funciones de transferencia de planta de tensión $G_v(j\omega)$ y corriente $G_i(j\omega)$

1. Función de transferencia planta de tensión $G_v(j\omega)$ [25]:

Frecuencia del cero, polo y factor de amortiguamiento respectivamente, se considera "R" mucho mayor a R_c :

$$\omega_z = \frac{1}{R_c \cdot C}; \quad \omega_n = \frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}; \quad Q = \frac{\sqrt{L \cdot C}}{\frac{L}{R} + R_c \cdot C} \quad [3.11]$$

$$G_v(j\omega) = V_i \cdot \frac{1 + j \cdot \frac{\omega}{\omega_z}}{1 + \frac{1}{Q \cdot \omega_n} \cdot j\omega - \frac{\omega^2}{\omega_n^2}} \quad [3.12]$$

2. Función de transferencia planta de corriente $G_i(j\omega)$ [25]:

Frecuencia del cero, polo y factor de amortiguamiento respectivamente, se considera "R" mucho mayor a R_c :

$$\omega_z = \frac{1}{R_c \cdot C}; \quad \omega_n = \frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}; \quad Q = \frac{\sqrt{L \cdot C}}{\frac{L}{R} + R_c \cdot C} \quad [3.13]$$

$$G_i(j\omega) = \frac{V_i}{R} \cdot \frac{1 + j \cdot \frac{\omega}{\omega_z}}{1 + \frac{1}{Q \cdot \omega_n} \cdot j\omega - \frac{\omega^2}{\omega_n^2}} \quad [3.14]$$

"Las funciones de transferencia mostradas, son aproximaciones de la dinámica del comportamiento del convertidor dc/dc buck, en los casos reales, la situación se empieza a complicar, si se tienen en cuenta las caídas de tensión en los semiconductores, la resistencia en serie en la bobina "Rs" etc. Por lo tanto ayudan al modelado y a diseñar el control, pero a la hora de probar el convertidor real en una tarjeta de potencia, el comportamiento no es tan ideal como pueda parecer en todas las ecuaciones mostradas, también hay que tener especial atención en el factor de amortiguamiento, ya que si se produce resonancia en la dinámica del sistema real, es relativamente sencillo destruir los semiconductores seleccionados".

4. SISTEMA PROPUESTO

En este apartado se va a presentar el sistema de refrigeración propuesto, tanto a nivel general como a nivel particular, dado que está compuesto por distintos sistemas de la física, también se va a citar el método científico el cual el ser humano utiliza de forma natural, pero a veces se nos olvida. También se va a comentar el objetivo a cumplir del sistema general y de donde viene, ya que esta idea viene de años con un sin fin de errores para paliar un dolor crónico el cual era las migrañas crónicas y durante este último año 2021-2022 se ha añadido otro más como secuela de una depresión severa, el cual es una cefalea tensional.

4.1 MÉTODO CIENTÍFICO

Como se ha comentado en las líneas anteriores, el método científico en el homo sapiens sapiens, se aplica de forma natural desde que tan solo tene unos pocos meses de vida y empezamos a interactuar con el entorno.

Por ello el autor considera apropiado nombrarlo en este documento, ya que a través de él, el autor ha podido avanzar con el sistema que se va a proponer en el siguiente apartado, desde la observación hasta la experimentación y la obtención de resultados.

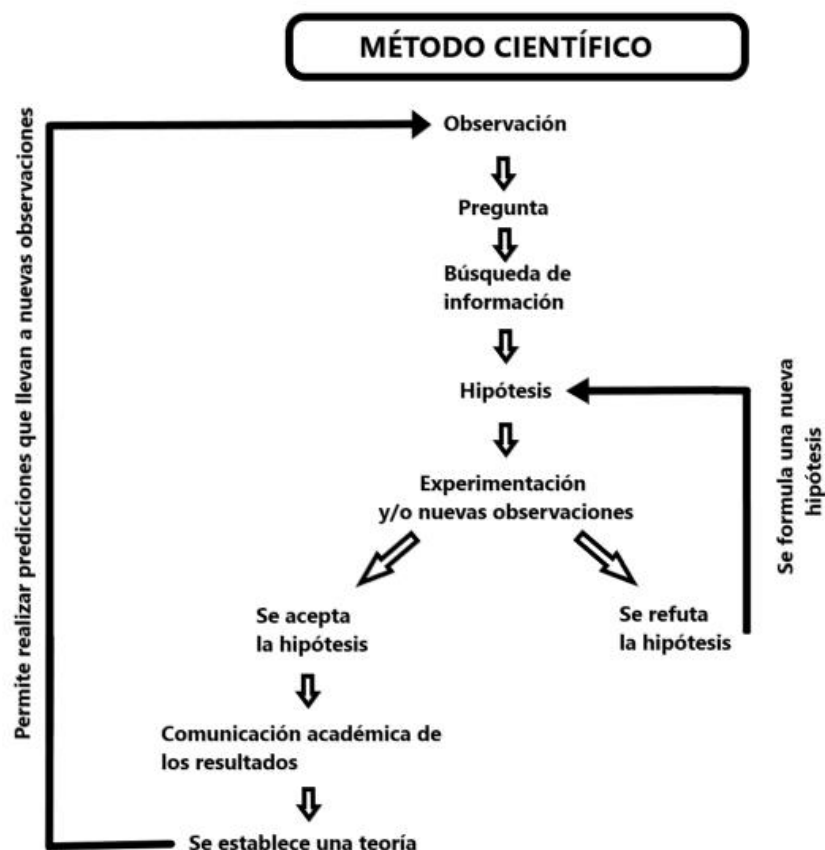


Ilustración 20. Esquema método científico [23].

4.2 SISTEMA PROPUESTO GENERAL

En este apartado, se va a mostrar el sistema propuesto de forma general, para poder observar una visualización general de cómo va a funcionar el sistema. En los siguientes apartados se entrara con esquemas más en detalle, en sistemas como el térmico y sistema que se rige el área de estudio de la mecánica de fluidos, en este esquema general no se verá la parte electrónica/eléctrica, sin embargo hay que tener en cuenta que sin ella claramente, no podría funcionar el sistema térmico ni el de mecánica de fluidos.

Por último en este apartado se va a comentar el objetivo principal del mismo, y un ejemplo grafico del mismo.

A continuación se muestra el esquema general del sistema propuesto:

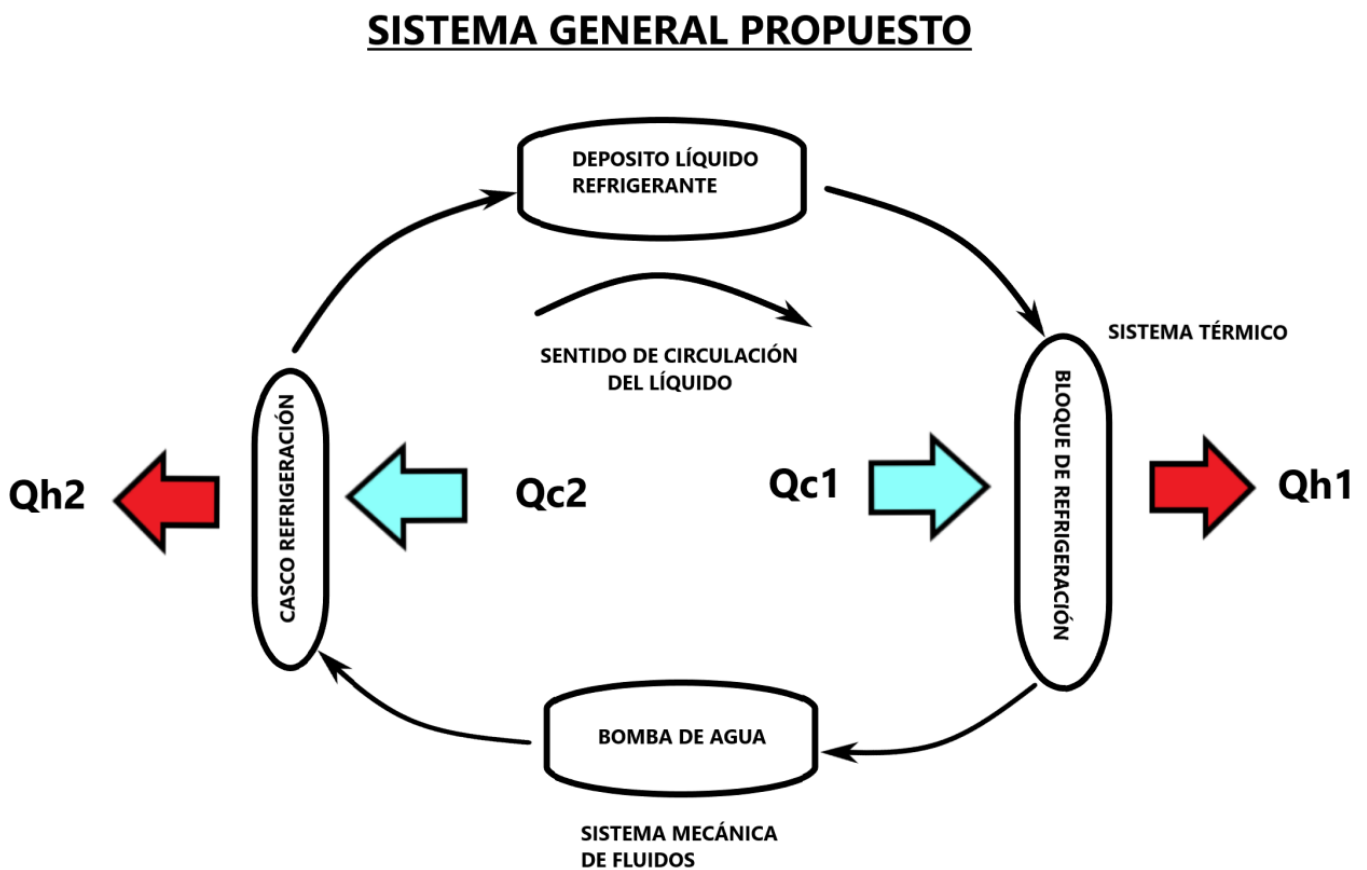


Ilustración 21. Esquemas general sistema de refrigeración propuesto.

Ahora tras haber hablado del método científico y tener un contexto del esquema general del sistema de refrigeración completo, se va a comentar el objetivo principal del presente documento y del sistema de refrigeración.

Como se ha comentado al principio de este apartado, a través de los años el autor del presente TFM, ha probado además de gran variedad de fármacos sin ningún resultado significativo, electroterapia con dispositivos TEMs, un sinnúmero de visitas a fisioterapeutas y más pruebas las cuales no son de importancia comentarlas, pero si hay una, en la cual se basa el presente documento y es nombrada en el apartado 3, la cual es la crioterapia.

A través de ensayo tras ensayo aplicando crioterapia principalmente con cold packs, se observaba, como al principio de la sesión el frío era tan intenso que causaba dolor” **cold packs recién sacados del congelador y colocados en su funda correspondiente**”, luego que el sistema térmico tan solo tenía una pequeña franja de tiempo”5-10 minutos” donde la aplicación del frío era óptima, es decir ni el frío era demasiado fuerte, ni demasiado leve. Tras este punto óptimo el sistema cada vez empezaba a ser menos relevante y por lo tanto dejaba demasiado temprano de provocar un alivio en el paciente. Lo recién comentado es la semilla del presente trabajo, ya que por que no diseñar un sistema, el cual aplicase frío a necesidad del paciente, siendo capaz de regular la potencia de refrigeración aplicada, sin contar una parte muy importante, la eliminación del principio de sensación de dolor y la posibilidad de mantener el nivel de frío óptimo por tiempo prolongado. A continuación se muestra una gráfica ejemplo, del objetivo que pretende conseguir el sistema de refrigeración en primera instancia.

COMPARACIÓN RESPUESTA TEMPORAL COLD PACKS vs SISTEMA PROPUESTO DE REFRIGERACIÓN OBJETIVO

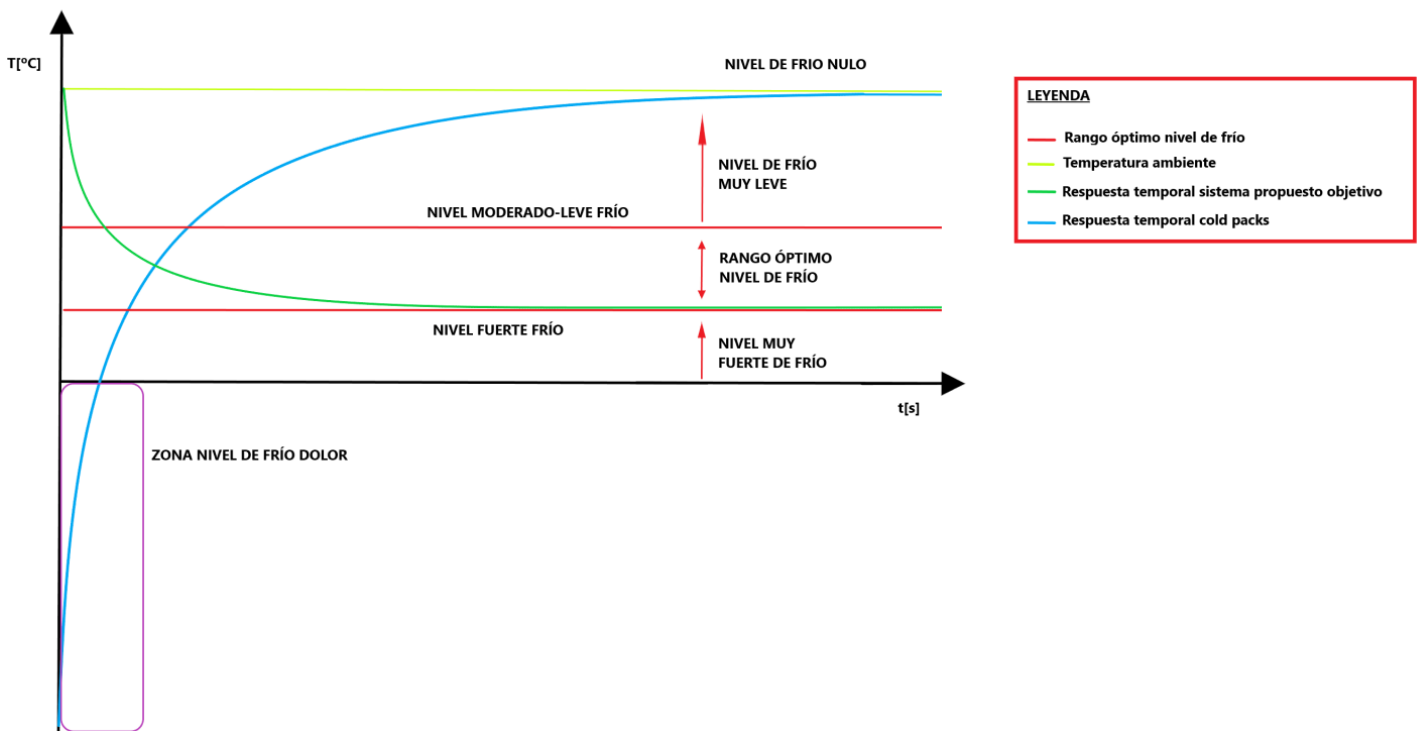


Ilustración 22. Ejemplo gráfico del objetivo que se pretende conseguir con el sistema de refrigeración propuesto, con los actuales cold packs comerciales.

4.3 SISTEMA TÉRMICO

En este apartado vamos a ver un esquema más detallado del sistema térmico propuesto, el cual requiere de tres elementos para poder realizar una refrigeración del fluido que circulara por el sistema térmico, siendo el elemento principal de funcionamiento del sistema, la célula peltier de la cual se habla de forma apropiada en el apartado 3, los 3 elementos principales del sistema térmico, son los siguientes:

1. **Bloque de refrigeración.**
2. **Dos células peltier.**
3. **Dos sistemas de refrigeración líquida.**

El esquema del sistema térmico es el siguiente:

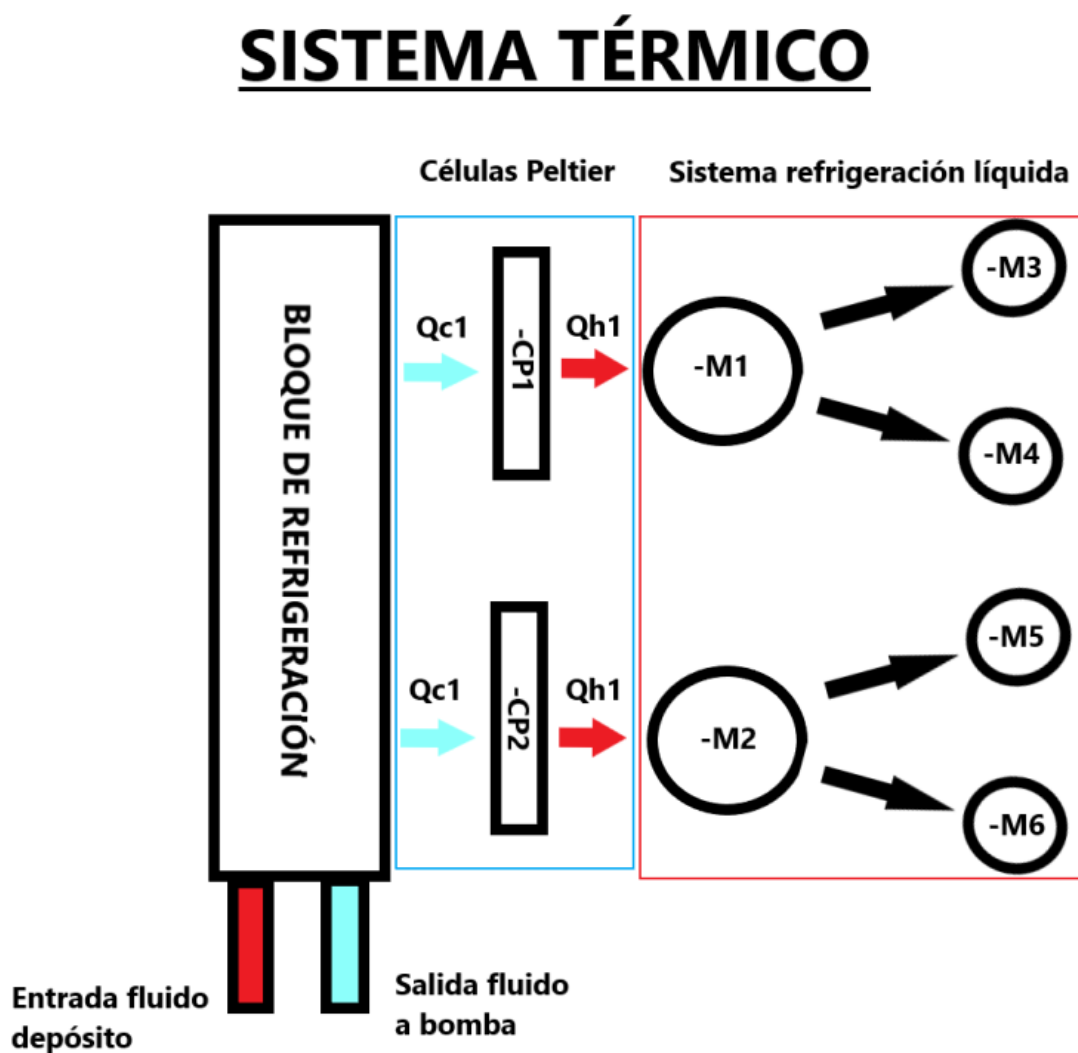


Ilustración 23. Esquema general del sistema térmico.

4.4 SISTEMA MECÁNICA DE FLUIDOS

El sistema de mecánica de fluidos es el encargado de mover el fluido elegido, el cual es líquido refrigerante, ya que las temperaturas que se alcanzan en el bloque de refrigeración, como veremos en el apartado 7, son muy por debajo de 0 [°C], por lo que se requiere de tal líquido para que el sistema de mecánica de fluidos sea capaz de funcionar.

El elemento principal del sistema de mecánica de fluidos es la bomba la cual propulsa el fluido, siendo capaz de variar la velocidad del mismo, y por lo tanto la dinámica del mismo sistema, que más adelante en los apartados 7 y 8 se verá cuál es su importancia.

Los elementos principales del sistema de mecánica de fluidos son los siguientes:

1. **Bomba de agua.**
2. **Bloque de enfriamiento.**
3. **Depósito de líquido refrigerante.**
4. **Casco de refrigeración.**
5. **Sistema de tuberías de distintas propiedades físicas y su aislamiento.**

El esquema del sistema de mecánica de fluidos propuesto es el siguiente:

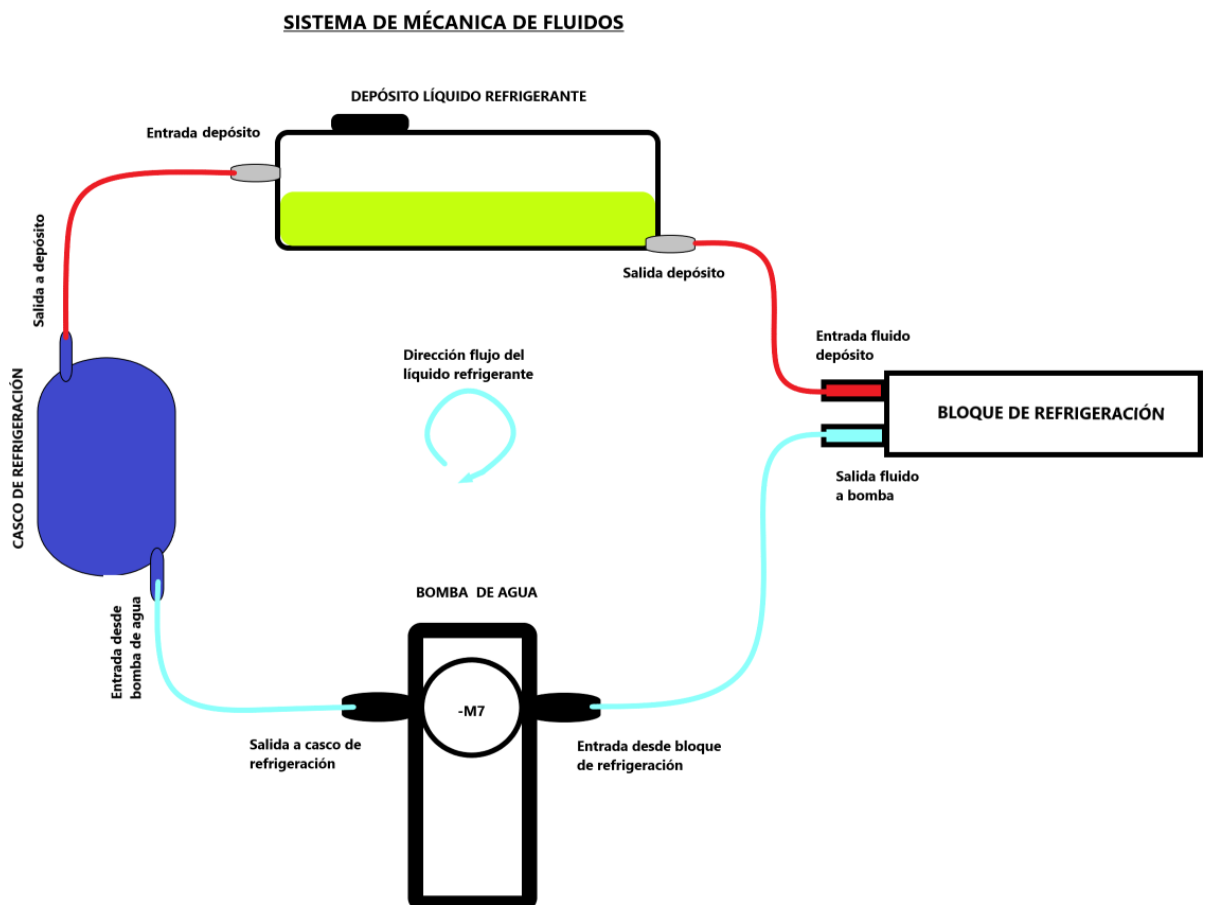


Ilustración 24. Esquema del sistema de mecánica de fluidos propuesto.

4.5 SISTEMA ELECTRÓNICO/ELÉCTRICO

En este apartado, se va a mostrar un esquema el cual pueda dar alimentación, tanto al sistema térmico como al sistema de mecánica de fluidos. El sistema electrónico/eléctrico se hace así imprescindible al igual que el resto de sistemas para conseguir un sistema de refrigeración, el cual sea regulable, al menos en la prueba de concepto y en un prototipo 0 por el usuario, y pueda ajustar la potencia aplicada al sistema térmico, tanto a las células peltier, como al sistema de refrigeración líquida, así como en el sistema de mecánica de fluidos ser capaz de variar el nivel de flujo en el sistema completo, mediante la bomba de agua.

El sistema electrónico/eléctrico tiene como principales elementos los siguientes:

1. Fuente de alimentación I para alimentar sistema térmico completo.
2. Fuente de alimentación II para alimentar sistema de mecánica de fluidos.
3. Convertidor electrónico con topologías buck o buck/boost para controlar el sistema de refrigeración líquida que necesitan las células peltier.
4. Conectores cocodrilo para dar alimentación desde las fuentes de alimentación.
5. Cable de secciones adecuadas y bornes para poder realizar el conexionado eléctrico.

El esquema del sistema electrónico/eléctrico propuesto es el siguiente:

SISTEMA ELECTRÓNICO/ELÉCTRICO PARA ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA DE MECÁNICA DE FLUIDOS

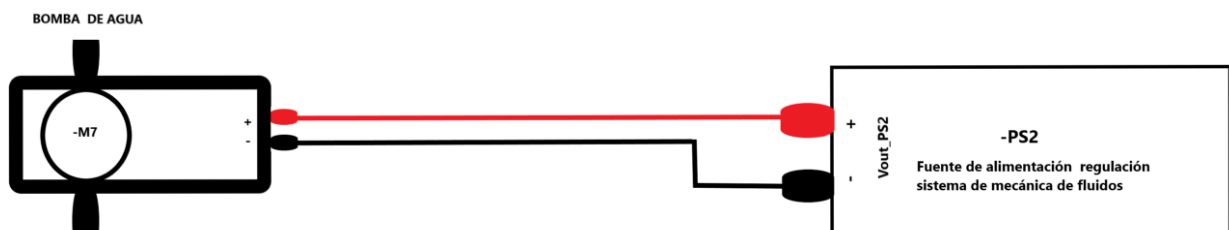


Ilustración 25. Sistema electrónico/eléctrico para la alimentación del sistema de mecánica de fluidos.

SISTEMA ELECTRÓNICO/ELÉCTRICO PARA ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA TÉRMICO

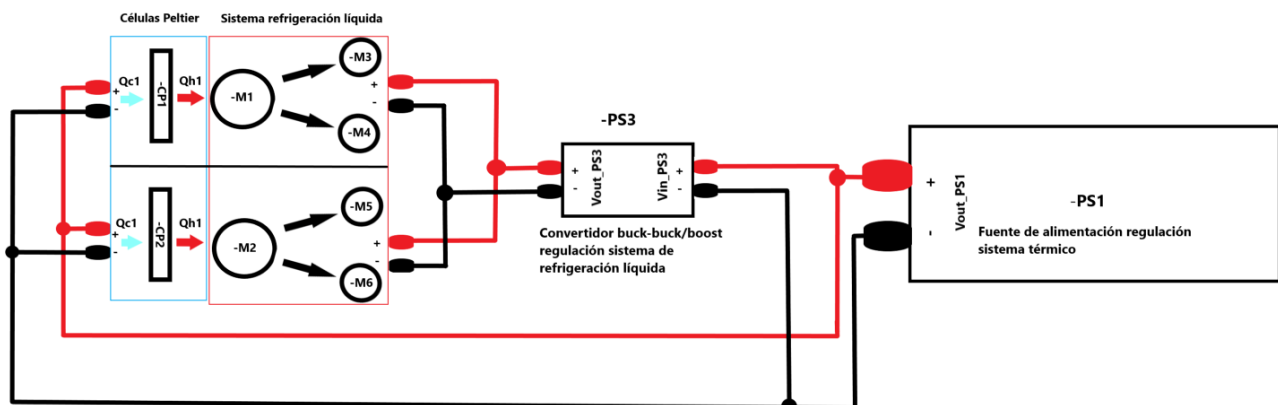


Ilustración 26. Sistema electrónico/eléctrico para la alimentación del sistema térmico.

5. SISTEMA DE REFRIGERACIÓN

5.1 SISTEMA TÉRMICO

En este apartado se va a empezar, realizando un cálculo aproximado con un material de baja conductividad, para tener un contexto de la potencia de refrigeración que se va a requerir. Como se vio en el apartado 3 las células peltier son muy poco eficientes, por ello en la propuesta del sistema térmico se propone colocar dos células peltier, para tener cierto margen.

Por otro lado en este apartado se seleccionaran los materiales los cuales van a componer el sistema térmico el cual será probado en el apartado 7, donde se realiza la prueba de concepto para así validarlo o descartar el sistema y los materiales seleccionados.

5.1.1 Cálculo aproximado del flujo de calor “Q” para el módulo de refrigeración
Para realizar un cálculo aproximado del flujo de calor “Q[W]”, nos vamos a ir a la ecuación de la ley de Fourier, para la transmisión de calor mediante conducción.

$$Q = -k \cdot A \cdot \left(\frac{\Delta T}{\Delta x} \right) \quad [5.1]$$

Siendo:

- Q: El flujo de calor en [W].
- K: Conductividad térmica [W/m·K].
- A: El área de la superficie en la que se va a realizar la transmisión de calor [m²].
- ΔT: La diferencia de temperatura entre ambos lados [K].
- Δx: El espesor entre cada uno de los lados [m]

Ahora con todo lo nombrado vamos a realizar una aproximación del flujo de calor en una célula peltier típica de 40x40x3,2 [mm], con los materiales de la unión P&N con la conductividad térmica K del material Bi₂Te₃, K=1,6 [W/m·K] [26] y con una ΔT=60[K].

$$Q_{cp(ref)} = -k_{Bi_2Te_3} \cdot A_{ref} \cdot \left(\frac{\Delta T_{ref}}{\Delta x_{ref}} \right) = 1,6 \left[\frac{W}{m \cdot K} \right] \cdot 0,04[m] \cdot 0,04[m] \cdot \left(\frac{60[K]}{0,0032[m]} \right) = -48[W] \quad [5.2]$$

$$Q_{cp(ref)} = -48[W] \quad [5.3]$$

“Haciendo un cálculo tan solo de referencia, con medidas estándar de células peltier, con las propiedades de uno de los materiales empleados para la unión P&N Bi₂Te₃ y con una diferencia que podría darse cuando observamos las curvas de funcionamiento de por ejemplo la mostrada en el apartado 3, obtenemos un flujo de

calor en valor absoluto de $Q_{cp(ref)}=48$ [W], la cual será la potencia de refrigeración de referencia de ejemplo , por lo que la potencia eléctrica aplicada en las células peltier deberá de ser mucho mayor debido a la baja eficiencia que poseen”.

Con lo comentado se va a proceder a escoger células peltier de precio asequible y de una potencia eléctrica muy superior a la potencia de refrigeración obtenida de referencia

5.1.2 Selección células peltier y almohadillas térmicas

Con que lo que se ha podido ver en el apartado anterior, el cual es tan solo un ejemplo orientativo para podernos hacernos una idea de la potencia de refrigeración necesaria, para obtener una determinada ΔT entre ambas caras de la célula peltier, se procede a la selección de las células peltier “CP1” y “CP2” con una potencia eléctrica del alrededor del doble de la potencia de refrigeración de referencia obtenida.

1. La célula peltier escogida tiene las siguientes características:

- Modelo: TEC1-12709.
- Número de parejas: 127.
- Dimensiones 40x40x3,2 [mm].
- Tensión nominal 12 [V]
- Corriente nominal 9 [A].
- Funcionamiento de 0-15,4[V]y de 0- 9 [A].
- Temperatura de funcionamiento: -40 [°C] a 90 [°C].
- Máxima potencia de refrigeración: 98,5[W] (Th=50 [°C]), 88,7 [W] (Th=27 [°C]).
- Máxima diferencia de temperatura: 75[°C] (Th=50[°C]), 68[°C] (Th=27 [°C]).

“Las características citadas de la célula peltier escogida, no se toman como ciertas hasta que se demuestre que su consumo a tensión nominal es el que se menciona al igual que su potencia, dado que se adquieren online de webs con bajos precios y de fabricantes que no proporcionan las hojas de datos, por lo que su comportamiento real se pondrá a prueba en los ensayos de la prueba de concepto para afirmar o desmentir estas características”.



Ilustración 27. Célula peltier TEC1-12709 100[W] para CP1 y CP2.

2. Almohadillas térmicas seleccionadas:

En este punto se van a seleccionar las almohadillas térmicas o más conocidas como Thermal Pads. Los Thermal Pads, hay de todo tipo, con distintas dimensiones y propiedades físicas como la conductividad térmica “k”, la cual como hemos visto es crucial para la transmisión de flujo de calor por conducción.

Para este proyecto se han seleccionado Thermal pads con una conductividad térmica mejorable pero también con un precio más alto, aunque se ha primado el poder montar y desmontar las células peltier, ya que en los montajes no todo sale bien a la primera.

Comentar que hay ciertos tipos de Thermal Pads “referencia de fabricante Laird”, los cuales tienen grandes conductividades térmicas además de tener dimensiones de grosor muy pequeñas comparado con las almohadillas térmicas que se van a seleccionar o similares. También tienen una desventaja enorme, descubierta fruto de su uso, el cual es a la hora de desmontar las células peltier se hace complicado, incluso llegando a poder destruir la célula peltier.

Por último comentar que el uso de pasta térmica, aunque ofrezcan altas conductividades térmicas y no todas son compatibles con el material cerámico de los lados frío y caliente de las células peltier, contando también con otra desventaja observada en experimentos es la posibilidad de crear un puente térmico,” Hay que tener en cuenta que el grosor de las células peltier es de tan solo unos milímetros”

Con todo lo comentado, se ha intentado justificar la elección de las almohadillas térmicas teniendo en cuenta el coste, la facilidad para montar y desmontar las células peltier y la eliminación de la posibilidad de obtener un puente térmico.

Las almohadillas térmicas seleccionadas son las siguientes, las cuales vienen en packs de 6 almohadillas de 3 grosores distintos:

- 4 Thermal Pads de $6[\text{W}/\text{m}\cdot\text{k}]$ y grosor de $0,5 [\text{mm}]$.
- 4 Thermal Pads de $6[\text{W}/\text{m}\cdot\text{k}]$ y grosor de $1 [\text{mm}]$.
- 4 Thermal Pads de $6[\text{W}/\text{m}\cdot\text{k}]$ y grosor de $1,5 [\text{mm}]$.

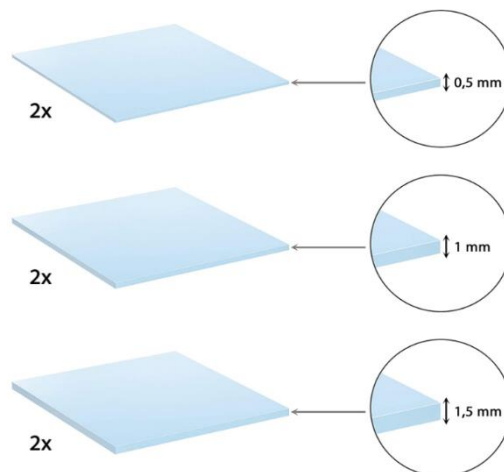


Ilustración 28. Thermal Pads seleccionados con $6[\text{W}/\text{m}\cdot\text{k}]$.

5.1.3 Selección sistema de refrigeración líquida

En este punto se va a seleccionar un sistema de refrigeración líquida con doble ventilador 120x240[mm], por la versatilidad que tienen en el montaje, en contra de otras alternativas, como podría ser disipador de aluminio con ventilación forzado, disipadores de aluminio con heatpipes o sistemas de refrigeración líquida con tan solo un ventilador de 120x120[mm] y con una relación calidad/precio razonable

Existen sistemas de refrigeración líquida de tres ventiladores con mayor potencia de disipación, al igual que sistemas como el que se va a elegir, sin embargo con unas mayores prestaciones y también mayor precio.

El sistema de refrigeración líquida para incorporar mediante los Thermal Pads seleccionados con la cara caliente de la célula peltier seleccionada es el siguiente:

- Modelo: Master Liquid Lite 240 MLW-D24M-A20PW-R1.
- Bomba de disipación dual.
- 2 ventiladores de 120 x 120 [mm].
- Dimensiones: 141 x 272 x 320 [mm].
- Peso: 1,1 [Kg].
- Voltaje nominal: 12 [V]



Ilustración 29. Sistema de refrigeración líquida doble 120 x 240 [mm].

Se selecciona un sistema de refrigeración líquida doble para cada célula peltier, el sistema está compuesto por 2 ventiladores de 120x120[mm] y una bomba de agua y se distribuyen de la siguiente manera para el conexionado eléctrico, mostrado en el apartado 4.

1. **Célula peltier CP1: Bomba de agua “M1”, ventiladores “M3” y “M4”.**
2. **Célula peltier CP2: Bomba de agua “M2”, ventiladores “M5” y “M6”.**

5.1.4 Selección bloque de refrigeración

En este punto se escoge el bloque de enfriamiento el cual va a ser construido de aluminio con las siguientes dimensiones 40x160x12 [mm], estos bloques se suelen emplear para la disipación de calor mediante refrigeración líquida en CPUs con alto consumo.

En el bloque de enfriamiento, se ensamblaran las caras frías de las dos células peltier "CP1" y "CP2", con los Thermal pads seleccionados

El bloque seleccionado es el siguiente:



Ilustración 30. Bloque de refrigeración 40 x 160 x 12 [mm].

5.1.5 Selección materiales aislamiento bloque de refrigeración

Los materiales para aislar tanto el bloque de aislamiento, como otros elementos del sistema de refrigeración como el depósito de líquido refrigerante o el casco de refrigeración.

Son rollos de aislantes térmicos y adhesivos de distintos grosores de caucho butílico 10[mm], 5[mm] y 3[mm].



Ilustración 31. Aislante térmico sistema de refrigeración de 10[mm], 5[mm] y 3[mm].

5.2 SISTEMA MÉCANICA DE FLUIDOS

En este apartado se van a escoger distintos elementos, para hacer posible un circuito cerrado, por donde pueda fluir un líquido refrigerante por el bloque de enfriamiento y trasladarlo a el casco de refrigeración el cual será el que este en contacto con el paciente para aliviar el dolor crónico/inflamación a tratar.

Se van a preseleccionar dos bombas de agua distintas, que se nombraran como "M7" en los esquemas eléctricos. Una es de baja presión y otra de alta presión, ya que los materiales que van a servir como tuberías tienen distintos diámetros interiores y distintas propiedades físicas, por lo tanto, se dejan las dos opciones abiertas, las cuales durante la realización de la prueba de concepto del sistema de mecánica de fluidos se seleccionara o se descartara una o ambas.

También se va a escoger un depósito para líquido refrigerante de coche y las tuberías pertinentes con distintos diámetros y de distintos materiales.

5.2.1 Selección bomba de agua de baja presión

La primera bomba a seleccionar es una bomba de baja presión sumergible como las que se suelen emplear en peceras, estanques o fuentes de agua.

Las características de la bomba seleccionada son las siguientes:

- Modelo: AD20P-1230C.
- Dimensiones 55x34x41[mm].
- Voltaje nominal: 12 [V].
- Corriente nominal: 0,4[A].
- Potencia nominal: 4,8[W].
- Flujo de 240 Litros Hora.
- Diámetro de entrada y salida de 8[mm].



Ilustración 32. Bomba de agua de baja presión 12[V], 4,8[W].

5.2.2 Selección bomba de agua de alta presión

La segunda bomba de agua es de alta presión, ya destinada a uso más industrial donde se requiere de una mayor presión.

Las características de la bomba seleccionada son las siguientes:

- Modelo: Bomba autocebante de diafragma de alta presión CYBERNOVA.
- Presión: 100 [PSI]; 6,9[bar].
- Dimensiones: 165 x 100x 50 [mm].
- Voltaje nominal: 12[V].
- Corriente nominal: 5[A].
- Potencia nominal: 60 [W]
- Flujo: 4 [l/min].
- Peso: 650 [g].
- Diámetro entrada y salida 10[mm]



Ilustración 33. Bomba de alta presión de diafragma 12 [V], 60 [W].

5.2.3 Selección de depósito para líquido refrigerante

Como se ha comentado al principio, se selecciona para depositar el líquido refrigerante un depósito de líquido refrigerante de coche de 1,5l.



Ilustración 34. Depósito para líquido refrigerante.

5.2.4 Selección de materiales para las tuberías y su aislamiento

En este punto, se van a seleccionar distintos tubos de diámetros distintos y de materiales distintos como son los tubos de látex, PVC y silicona.

A continuación se muestran los distintos tipos de materiales seleccionados:

TUBO DE LATEX



Diámetro interior: 2[mm]
Diámetro exterior: 4[mm]

TUBO DE PVC



Diámetro interior: 8[mm]
Diámetro exterior: 10[mm]

TUBO DE SILICONA



Diámetro interior: 3[mm]
Diámetro exterior: 7[mm]

Ilustración 35. Tubos seleccionados de látex, PVC y silicona

Por último para aislar los tubos que interconectan los elementos del sistema de mecánica de fluidos, los cuales son principalmente de PVC, se emplea el siguiente tubo de aislamiento de LDPE revestido de polietileno expandido con una conductividad de $k=0.038[W/k \cdot m]$:



Ilustración 36. Tubo de aislamiento tuberías sistema mecánica de fluidos.

6. SISTEMA ELECTRÓNICO/ELÉCTRICO

Este apartado, tiene como objetivo la selección del material electrónico/eléctrico necesario, para llevar a cabo una prueba de concepto con la cual poder validar el sistema térmico y el sistema de mecánica de fluidos vistos en el apartado 5, los cuales requieren de fuentes de alimentación de laboratorio y si es necesario de convertidores electrónicos adicionales, además de instrumentación para realizar las medidas de temperaturas y las medidas eléctricas.

Por lo tanto se va a hacer una primera selección para la prueba de concepto, y en el caso de resultar el sistema de refrigeración valido tanto en la prueba de concepto, como en los ensayos con pacientes, ya se va a tener de antemano una preselección de fuente de alimentación general y de los convertidores para el desarrollo de un prototipo 0.

Por último veremos los planos eléctricos que se aplican tanto en el apartado 7, como en el apartado 8, y unos planos eléctricos con la preselección de material realizada en este mismo apartado.

6.1 SELECCIÓN ELECTRÓNICA PRUEBA DE CONCEPTO

6.1.1 Selección fuentes de alimentación y convertidores electrónicos dc/dc

A través de este punto, se van a seleccionar dos fuentes de alimentación de laboratorio, una para el control del sistema térmico y otra para el control de la bomba del sistema de mecánica de fluidos, además se seleccionara un convertidor DC/DC buck/boost, para controlar el sistema de refrigeración líquida independientemente de las células peltier.

1. Fuente de alimentación de laboratorio sistema térmico PS1:

La fuente de alimentación que se va a escoger a continuación va a alimentar al sistema térmico completo por una parte a las células peltier y el convertidor dc/dc "PS3" que se escoge en los siguientes puntos.

La fuente de alimentación escogida tiene las siguientes características:

- Modelo: Hanmatek HM310T.
- Rango de tensión 0-32 [V].
- Rango de corriente 0-10[A].
- Seis modos de configuración de parámetros posible M1-M6.
- Protección contra sobretensión y contra sobre corriente.
- Dos salidas USB 5[V]/1,5[A].
- Posibilidad de controlar con PC, mediante interfaz USB,
- Panel con medidas simultaneas de tensión, corriente, potencia y tiempo del ensayo.



Ilustración 37. Fuente de alimentación de laboratorio HANMATEK HM3107, control sistema térmico.

2. Fuente de alimentación de laboratorio sistema mecánica de fluidos PS2:

La fuente de alimentación que se va a escoger a continuación va a realizar el control de la bomba del sistema de mecánica de fluidos.

La fuente de alimentación escogida tiene las siguientes características:

- Modelo: IPSXP KPS1203D.
- Rango de tensión 0-30 [V].
- Rango de corriente 0-10[A].
- Protección contra sobretensión y contra sobre corriente.
- Panel con medidas simultaneas de tensión, corriente.



Ilustración 38. Fuente de alimentación de laboratorio IPSXP KPS1203D, control bomba de sistema mecánica de fluidos.

3. Convertidor buck/boost sistema de refrigeración líquida PS3:

El convertidor buck/boost que se va a escoger a continuación va a realizar el control del sistema de refrigeración líquida del sistema térmico, alimentado desde la fuente de alimentación "PS1".

El convertidor seleccionado tiene las siguientes características:

- Modelo: Buck/Boost ZK4KX 35[W].
- Rango de tensión de entrada 5-30 [V].
- Rango de tensión de salida 0,5-30 [V].
- Rango de corriente 0-4[A].
- Resolución de tensión 0.01 [V].
- Resolución de corriente 0.001[A].
- Medida de potencia [W], capacidad de carga [Ah], tiempo[h].
- Protección contra sobretensión y contra sobre corriente.



Ilustración 39. Convertidor buck/boost ZK4KX 35[W], control sistema de refrigeración líquida.

6.1.2 Selección registrador de temperatura termopar tipo K

En este apartado se selecciona un registrador de temperatura de termopares de 2 canales, con el cual se realizarán las medidas de temperatura en el sistema de refrigeración y se obtendrán los datos pertinentes.

El registrador seleccionado tiene las siguientes características:

- Modelo: Registrador Proster de 2 canales de termopares.
- Exactitud del +/- 0,1 % + 0,6 [°C].
- Lectura de termopares tipo K/J/T/E/R/S/N.
- Medida simultánea de T1, T2 y diferencia de temperatura T1-T2.

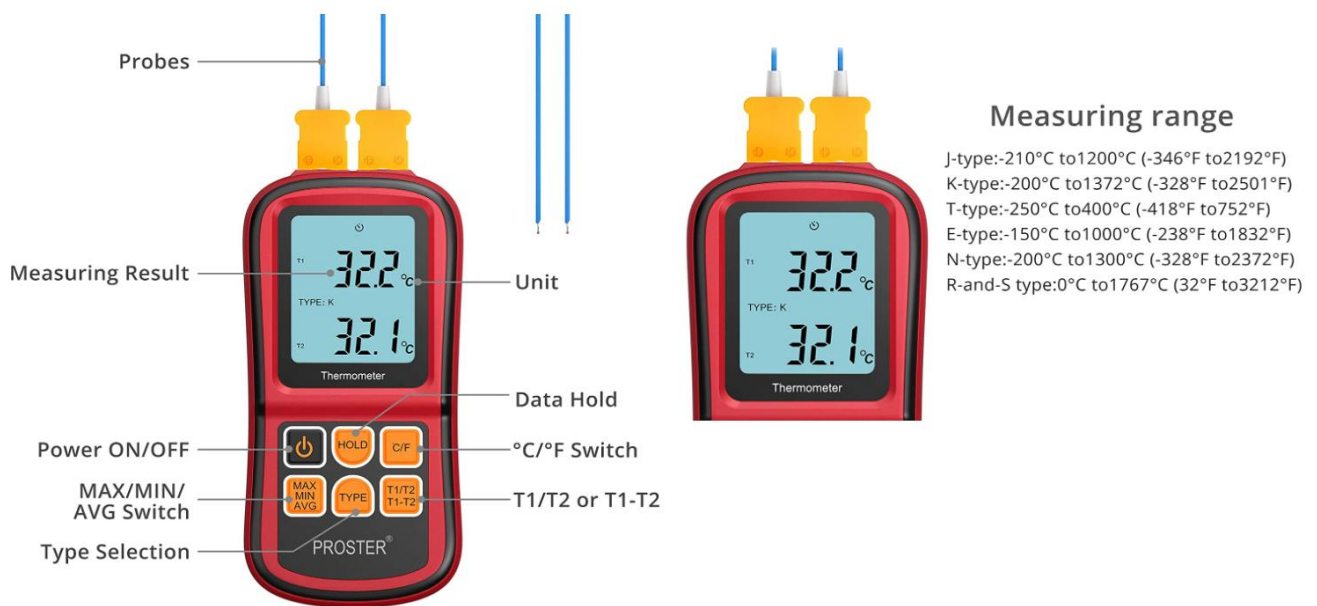


Ilustración 40.Registrador Proster de 2 canales de termopares tipo K/J/T/E/R/S/N.

6.1.3 Selección multímetro/pinza amperimétrica AC/DC.

En este apartado se selecciona una pinza amperimétrica, para poder realizar medidas de corriente sin necesidad de interferir en el circuito, con ella podremos realizar las medidas oportunas de tensión y especialmente de corriente para poder validar que el consumo que tienen las dos células peltier seleccionadas (CP1-CP2) es aproximadamente igual.

La pinza amperimétrica seleccionada tiene las siguientes características:

- Modelo: KAIWEETS 206D.
- Número de cuentas 6000.
- Lectura de True rms.
- Función de Low Pass Filter.
- Funciones de HOLD, máximos y mínimos e iluminación de pantalla.

- Precisión:

PRECISION

Tensión en CC:	600mV/6V/60V/600V $\pm(0.5\%+3)$	Capacitancia:	10nF/100nF/1mF/10mF/100mF/1mF/10mF/100mF $\pm(4.0\%+3)$
Tensión en CA:	6V/60V/600V $\pm(1.0\%+3)$	Resistencia(ohms):	600 Ω /6k Ω /60k Ω /600k Ω /6M Ω /60M Ω $\pm(1.0\%+3)$
Amperios en CC:	60A/600A $\pm(2.5\%+5)$	Frecuencia:	10Hz/100Hz/1kHz/10kHz/100kHz/1MHz/10MHz $\pm(0.5\%+5)$
Amperios en CA:	6A/60A/600A $\pm(2.5\%+5)$	Temperatura (°C, °F) :	-40°C~1000°C $\pm(1.0\%+2)$, -40°F~1832°F $\pm(1.0\%+2)$

Ilustración 41.Precision pinza amperimétrica KAIWEETS 206D.



Ilustración 42.Pinza amperimétrica KAIWEETS HT206D.

6.2 SELECCIÓN ELECTRÓNICA PROTOTIPO 0

A través de este punto, se van a seleccionar los siguientes elementos, una fuente de alimentación AC/DC, para dar alimentación al sistema, un convertidor con topología buck para el control de las células peltier y dos convertidores con topología buck/boost, uno para el control del sistema de refrigeración líquida del sistema térmico y otro para el control de la bomba del sistema de mecánica de fluidos.

6.2.1 Selección fuente de alimentación general convertidor AC/DC

A continuación se va a escoger la fuente de alimentación general AC/DC "PS1", la cual tiene las siguientes características:

- Modelo: S-360-24 REDREX Tech.
- Tensión entrada 110/220 [V] AC, +-15%, 50/60[Hz].
- Tensión de salida 24 [V].
- Corriente de salida 15 [A].
- Potencia de salida 360 [W]



Ilustración 43. Fuente de alimentación general prototipo 0, 360[W].

6.2.2 Selección convertidor buck dc/dc control células peltier

A continuación se va a escoger el convertidor buck para el control de las células peltier “PS4”, el cual tiene las siguientes características:

- Modelo: XY-5008 HKFZ.
- Tensión entrada 6-55 [V].
- Tensión de salida 0-50 [V].
- Corriente de salida 0-8 [A].
- Potencia de salida 400 [W].
- Topología buck síncrono.



Ilustración 44. Convertidor buck control células peltier prototipo 0.

6.2.3 Selección convertidores dc/dc sistema térmico y de mecánica de fluidos

Para la selección de los convertidores buck/boost del prototipo 0 se va a escoger el mismo convertidor escogido previamente para el control del sistema de refrigeración líquida de la prueba de concepto "PS3".

En este caso los dos convertidores vendrán alimentados por la fuente de alimentación general "PS1" AC/DC con tensión de salida 24 [V], siendo un convertidor empleado para el control del sistema de refrigeración líquida del sistema térmico y otro convertidor igual para el control de la bomba del sistema de mecánica de fluidos del prototipo 0.

1. El convertidor "PS2" alimentara el del sistema de refrigeración líquida del sistema térmico, del prototipo 0.
2. El convertidor "PS3" alimentara la bomba del sistema de mecánica de fluidos del prototipo 0.

El convertidor seleccionado tiene las siguientes características:

- Modelo: Buck/Boost ZK4KX 35[W].
- Rango de tensión de entrada 5-30 [V].
- Rango de tensión de salida 0,5-30 [V].
- Rango de corriente 0-4[A].
- Resolución de tensión 0.01 [V].
- Resolución de corriente 0.001[A].
- Medida de potencia [W], capacidad de carga [Ah], tiempo[h].
- Protección contra sobretensión y contra sobre corriente.



Ilustración 45. Convertidor buck/boost ZK4KX 35 [W], es seleccionado para el control del sistema de refrigeración líquida "PS2" y otro convertidor igual para el control de la bomba del sistema de mecánica de fluidos "PS3" del prototipo 0 .

6.3 DISEÑO ESQUEMAS ELÉCTRICOS PRUEBA DE CONCEPTO Y PROTOTIPO 0

6.3.1 Diseño esquemas eléctricos para prueba de concepto

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
A	SISTEMA DE REFRIGERACIÓN PARA PACIENTES CON DOLOR CRONICO																
B																	
C																	
D																	
E																	
F																	
G																	
H																	
Autor: Jose Vicente Fomes Castro																	
Fecha: 02/09/2022																	
PORTADA SISTEMA REFRIGERACIÓN																	
Archivo: Sistema de refrigeración																	
Folio: 1/5																	

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
--	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----	----	----	----	----	----	----

LEYENDA PRUEBA DE CONCEPTO

COMPONENTE	DESCRIPCION
-PS1	FUENTE DE ALIMENTACIÓN LABORATORIO DC 0-32V/0-10A Hammatek
-PS2	FUENTE DE ALIMENTACIÓN LABORATORIO DC 0-30V/0-10A IPSXP
-PS3	CONVERTIDOR BUCK/BOOST DC-DC 0-30V/0-4A ZK-4KX
-CP1	CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA
-CP2	CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA
-M1	BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER
-M2	BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER
-M3	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER
-M4	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER
-M5	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER
-M6	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER
-M7	BOMBA DE DIAGRAMA DE ALTA PRESION 12 V/100PSI CYBERNOVA

A

B

C

D

E

F

G

H

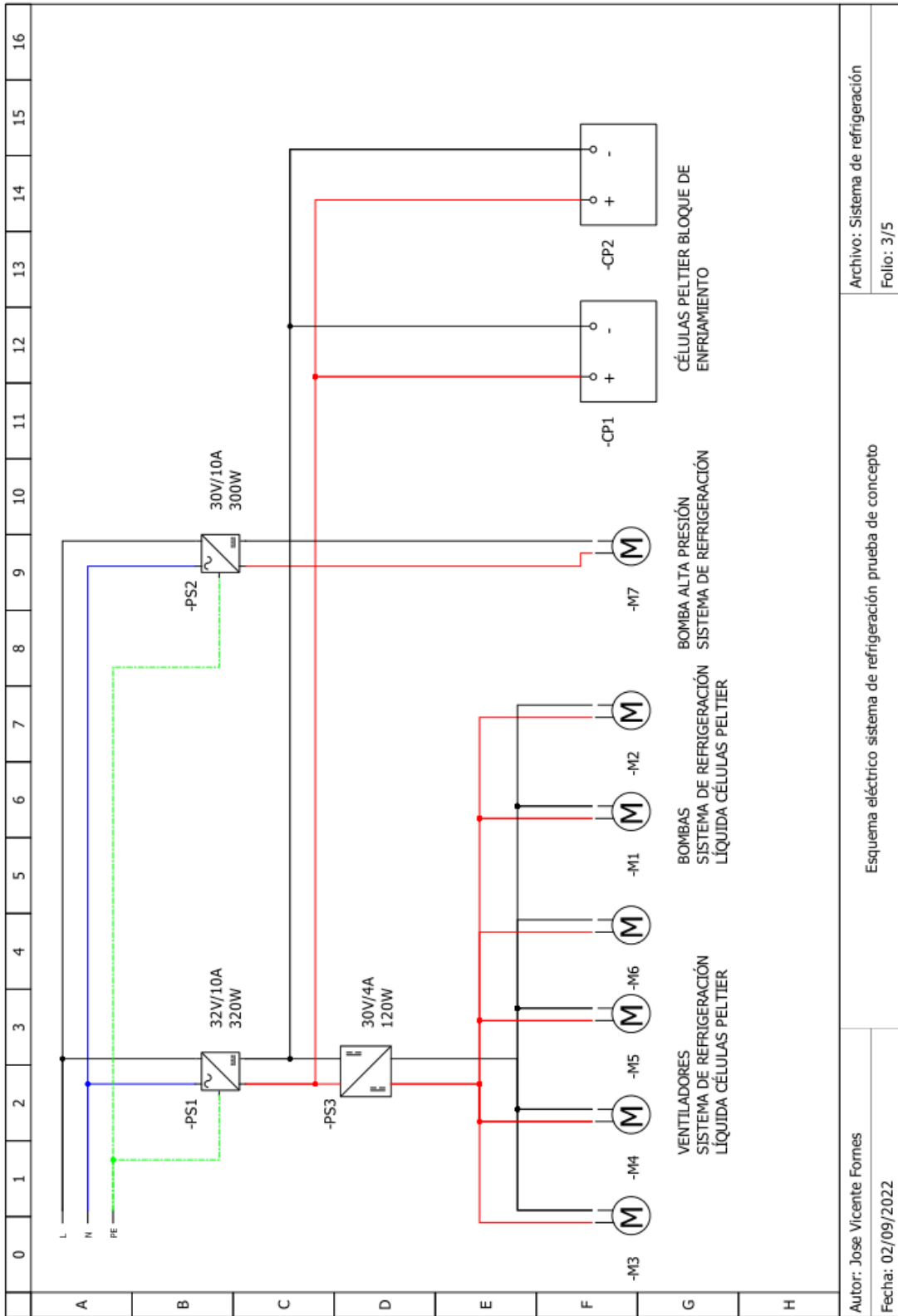
Autor: Jose Vicente Fomes Castro

Fecha: 02/09/2022

LEYENDA PRUEBA DE CONCEPTO

Archivo: Sistema de refrigeración

Folio: 2/5



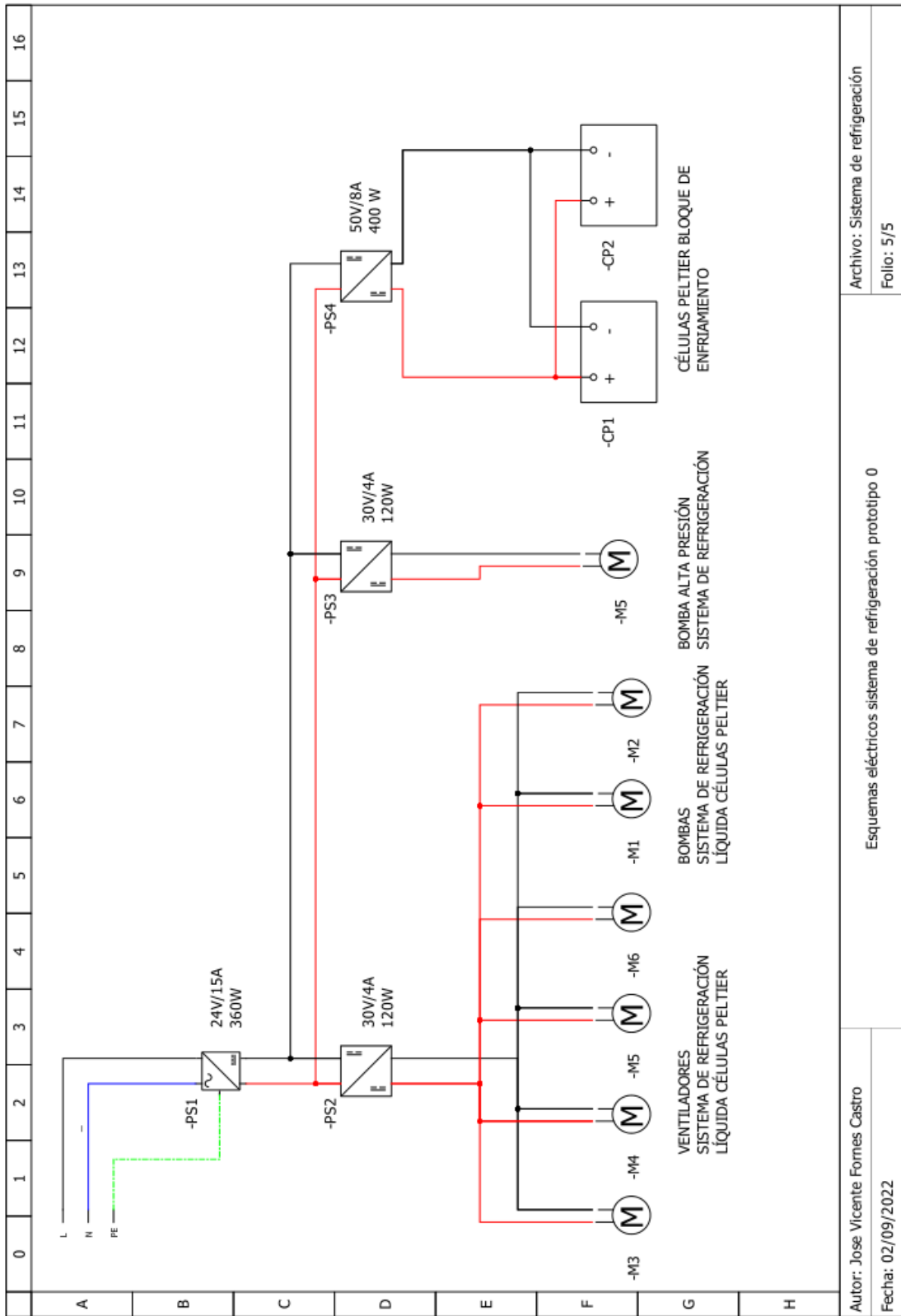
Archivo: Sistema de refrigeración
 Folio: 3/5

Esquema eléctrico sistema de refrigeración prueba de concepto

Autor: Jose Vicente Fornes
 Fecha: 02/09/2022

6.3.2 Diseño esquemas eléctricos para prototipo 0

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16																												
A	<u>LEYENDA PROTOTIPO 0</u>																																												
B	<table border="1"> <thead> <tr> <th>COMPONENTE</th> <th>DESCRIPCION</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>-PS1</td> <td>FUENTE DE ALIMENTACIÓN AC/DC 24V/15A 360W YXD WISH</td> </tr> <tr> <td>-PS2</td> <td>CONVERTIDOR BUCK/BOOST DC-DC 0-30V/0-4A ZK-4KX</td> </tr> <tr> <td>-PS3</td> <td>CONVERTIDOR BUCK/BOOST DC-DC 0-30V/0-4A ZK-4KX</td> </tr> <tr> <td>-PS4</td> <td>CONVERTIDOR BUCK DC/DC 0-50V/0-8A 400W XY-5008 HKFZ</td> </tr> <tr> <td>-CP1</td> <td>CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA</td> </tr> <tr> <td>-CP2</td> <td>CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA</td> </tr> <tr> <td>-M1</td> <td>BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER</td> </tr> <tr> <td>-M2</td> <td>BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER</td> </tr> <tr> <td>-M3</td> <td>VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER</td> </tr> <tr> <td>-M4</td> <td>VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER</td> </tr> <tr> <td>-M5</td> <td>VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER</td> </tr> <tr> <td>-M6</td> <td>VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER</td> </tr> <tr> <td>-M7</td> <td>BOMBA DE DIAGRAMA DE ALTA PRESION 12 V/100PSI CYBERNOVA</td> </tr> </tbody> </table>																	COMPONENTE	DESCRIPCION	-PS1	FUENTE DE ALIMENTACIÓN AC/DC 24V/15A 360W YXD WISH	-PS2	CONVERTIDOR BUCK/BOOST DC-DC 0-30V/0-4A ZK-4KX	-PS3	CONVERTIDOR BUCK/BOOST DC-DC 0-30V/0-4A ZK-4KX	-PS4	CONVERTIDOR BUCK DC/DC 0-50V/0-8A 400W XY-5008 HKFZ	-CP1	CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA	-CP2	CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA	-M1	BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER	-M2	BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER	-M3	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER	-M4	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER	-M5	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER	-M6	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER	-M7	BOMBA DE DIAGRAMA DE ALTA PRESION 12 V/100PSI CYBERNOVA
COMPONENTE	DESCRIPCION																																												
-PS1	FUENTE DE ALIMENTACIÓN AC/DC 24V/15A 360W YXD WISH																																												
-PS2	CONVERTIDOR BUCK/BOOST DC-DC 0-30V/0-4A ZK-4KX																																												
-PS3	CONVERTIDOR BUCK/BOOST DC-DC 0-30V/0-4A ZK-4KX																																												
-PS4	CONVERTIDOR BUCK DC/DC 0-50V/0-8A 400W XY-5008 HKFZ																																												
-CP1	CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA																																												
-CP2	CÉLULA PELTIER 12V TEC1-12709 100W/ 40X40mm RUSPELA																																												
-M1	BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER																																												
-M2	BOMBA DUAL DE 12V COOLER MASTER																																												
-M3	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER																																												
-M4	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER																																												
-M5	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER																																												
-M6	VENTILADOR DE AIRE DE 12V / 120X120mm COOLER MASTER																																												
-M7	BOMBA DE DIAGRAMA DE ALTA PRESION 12 V/100PSI CYBERNOVA																																												
C																																													
D																																													
E																																													
F																																													
G																																													
H																																													
Autor: Jose Vicente Fomes Castro													Archivo: Sistema de refrigeración																																
Fecha: 02/09/2022													Folio: 4/5																																



Archivo: Sistema de refrigeración

Folio: 5/5

Esquemas eléctricos sistema de refrigeración prototipo 0

Autor: Jose Vicente Fomes Castro

Fecha: 02/09/2022

7. PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA DE REFRIGERACIÓN

A través de este apartado, primero se va a observar el comportamiento de los distintos sistemas, primero el sistema térmico, en segundo lugar el sistema de circulación de fluido “sistema de mecánica de fluidos”, por último se analizará la respuesta temporal del sistema completo sin paciente en dos modalidades, realizando primero un enfriamiento del bloque de enfriamiento y cuando sea estable, activar el sistema de mecánica de fluidos, el segundo ensayo cuando se active el sistema, será todo el sistema completo a la vez, por último se analizará temporalmente la respuesta temporal que tiene el casco de refrigeración colocado en la cabeza con el sistema apagado y así observar su respuesta conectado a la cabeza, teniendo como referencia como se comenta en el apartado 3, que la temperatura superficial del cuerpo humano es de aproximadamente 34 [°C].

7.1 PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA TERMICO

Durante este apartado, nos centraremos en cómo se desarrolla el montaje del sistema de térmico de refrigeración con los componentes seleccionados en el apartado 5 y analizaremos su respuesta.

7.1.1 Desarrollo/montaje del sistema de refrigeración

El material principal con el que cuenta este montaje es el seleccionado en el apartado 5 y es el siguiente:

- Bloque de aluminio 160 x 40 x12 [mm].
- Dos células peltier 12 [V] **TEC-12709** 100 [W]”Según características fabricante”.
- Cuatro thermal pads para los lados fríos y calientes de las células peltier.
- Dos sistemas de refrigeración líquida con doble ventilador 240 x 120 [mm]
- Aislantes adhesivos de distintos espesores para aislar el bloque de aluminio
- Alambre de acero colocación peltiers-bloque de enfriamiento-sistemas de refrigeración líquida.
- Registrador de temperatura de 2 termopares Proster.
- Dos sondas termopar tipo K medida interior bloque de enfriamiento y temperatura ambiente.
- Fuente de alimentación “PS1” Hanmatek HM310T 32[V]-10[A] alimentación células peltier.
- Fuente de alimentación “PS2” IPSXP 30[V]-10[A] alimentación sistemas de refrigeración líquida.

A continuación se muestran varias ilustraciones del montaje, desde el principio hasta obtener el sistema térmico completo para realizar el ensayo:

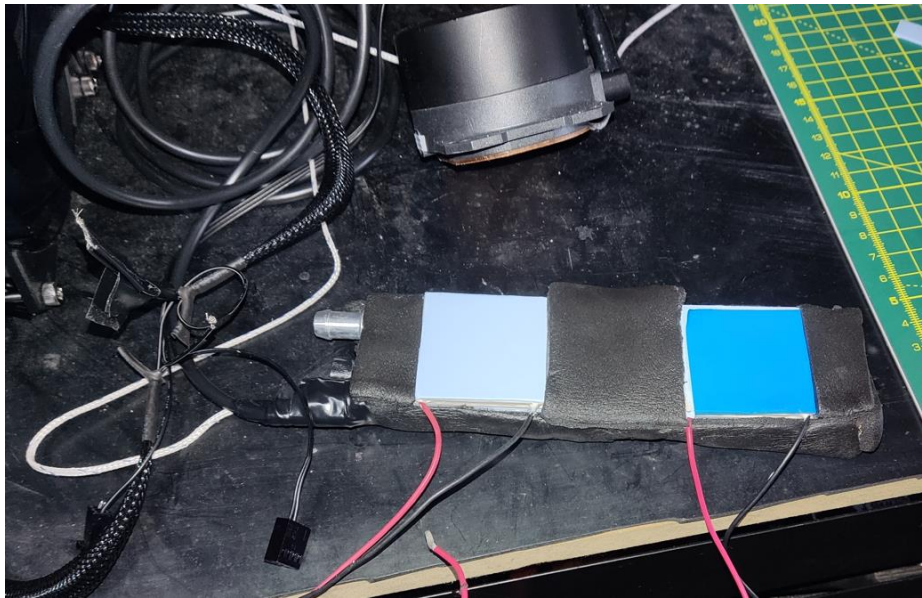


Ilustración 46. Montaje 2 células peltier 100W en bloque de enfriamiento etapa inicial.



Ilustración 47. Montaje 2 células peltier 100W en bloque de enfriamiento etapa final.



Ilustración 48. Montaje completo ensayo sistema térmico.

7.1.2 Respuesta temporal bloque enfriamiento

En este punto vamos a mostrar dos medidas realizadas con el registrador de temperatura y la respuesta temporal que obtenemos del bloque de enfriamiento, respecto al ambiente, donde:

- T1=Temperatura en el interior del bloque de enfriamiento
- T2=Temperatura ambiente
- $\Delta T = (T2-T1)$ El medidor nos ofrece la ΔT como $(T1-T2)$, para los gráficos lo que nos interesa es el valor absoluto de ΔT obtenida por lo tanto, se analizara su valor absoluto.

La configuración de las fuentes de alimentación es la siguiente:

- PS1 "células peltier" a 14,2 [V]; 6,6[A]
- PS2 "Sistemas de refrigeración líquida" a 12,1 [V]; 1,13[A]
- La temperatura ambiente durante el ensayo se mantiene prácticamente constante entre 17,6-18 [°C].
- Duración del ensayo 1020[s].

Primero vamos a ver la respuesta temporal que obtenemos en el interior del bloque de enfriamiento T1:

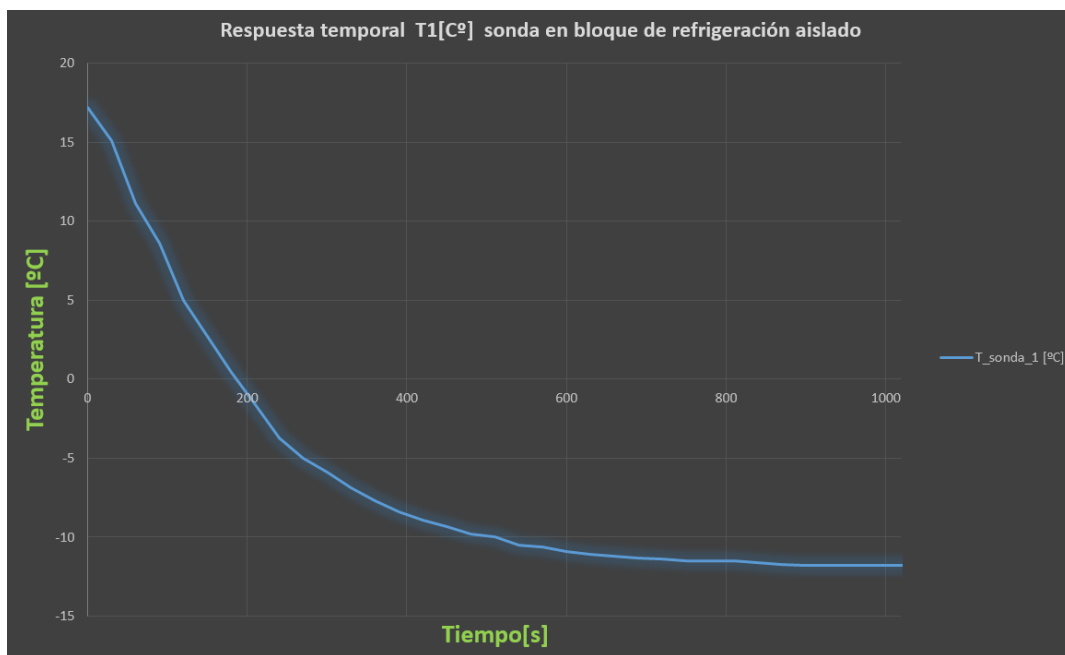


Ilustración 49. Respuesta temporal temperatura en el interior del bloque de enfriamiento.

De la respuesta temporal del bloque de enfriamiento se obtiene como en poco más de 15 minutos "900[s]" la temperatura decrece como un sistema de primer grado como es un sistema térmico y como partiendo de una medida inicial del ambiente $T2 \approx 17,6$ [°C] y la temperatura inicial en el bloque de enfriamiento, $T1 \approx 17,2$ [°C].

Al final del ensayo con una temperatura ambiente $T_2 \approx 18[^\circ\text{C}]$, la cual se ha mantenido prácticamente constante, se consigue una temperatura en el bloque de enfriamiento de $T_1 \approx -11,8 [^\circ\text{C}]$. Lo que supone una diferencia de temperatura de aproximadamente $30[^\circ\text{C}]$.

A continuación se muestra la respuesta temporal de $\Delta T (T_1-T_2)$, donde podremos observar y analizar la respuesta obtenida y algunas medidas tomadas durante el ensayo.

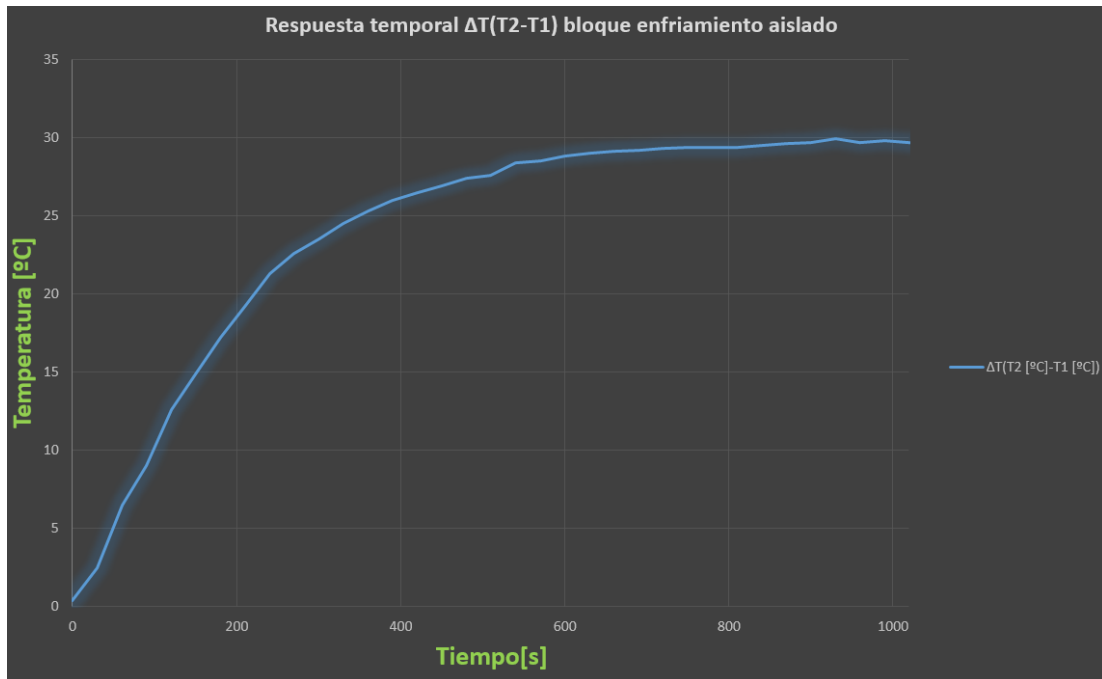


Ilustración 50. Respuesta temporal diferencia de temperatura entre el ambiente y el bloque de enfriamiento.



(1)

(2)

Ilustración 51. (1) Medida de temperatura en bloque de enfriamiento "T1" y Ambiente "T2", (2) Diferencia de temperatura entre bloque de enfriamiento y ambiente "T1-T2".

En el comportamiento del sistema térmico aislado, en modo estático sin incluir el sistema de mecánica de fluidos, podemos ver como la ΔT es de aproximadamente $30[^\circ\text{C}]$, por lo tanto podemos concluir como el sistema funciona responde de forma coherente y conseguimos una alta ΔT entre el bloque de enfriamiento y al ambiente, además de su rápida respuesta de poco más de 15 minutos, dado que los sistemas térmicos, tienen una respuesta temporal lenta.

En el siguiente punto, se realizan algunas observaciones y se mostraran medidas del registrador de temperatura, realizadas en distintos momentos durante el ensayo.

En el presente documento, el objetivo no es tener un sistema controlado mediante reguladores PI u otro tipo de reguladores, si no tener un control manual que se ajuste personalmente a cada usuario, dado que el dolor no es para nada sencillo de cuantificar, dicho esto mediante las gráficas mostradas se puede obtener una aproximación de la función de transferencia del sistema térmico estático para un posterior control en futuros trabajos si así se precisara, así como de todas las respuestas temporales que se van a obtener en los apartados 7 y 8 del presente documento.

7.1.3 Observaciones y conclusiones del sistema térmico

En este punto vamos a realizar unas ligeras observaciones las cuales tienen una gran relevancia y algunas conclusiones que podemos extraer:

- Tras la realización del ensayo del sistema térmico se obtiene que las células peltier compradas no cumplen con valores nominales $12[\text{V}]$, $9[\text{A}]$, ni se acercan de lejos, entre las dos peltier consumen una potencia eléctrica $P_{S1} \approx 94 [\text{W}]$, en el ensayo donde la tensión aplicada es de $14,2[\text{V}]$. Se mide con sonda de corriente continua la corriente que circula por cada una de las células peltier y las corrientes son parejas por lo tanto la potencia eléctrica de cada célula peltier en la realización de este ensayo es de $P_{\text{cpeltier}} \approx 47 [\text{W}]$, por lo que los datos del fabricante **"comprado por tiendas online/material barato"** están muy lejos de la realidad y como se ve en el las ecuaciones de potencia de las células peltier del apartado 3, la potencia de refrigeración es aún menor, ya que una de las desventajas de las células peltier es que son sistemas poco eficientes.
- La celeridad con la que disminuye la temperatura dentro del bloque de refrigeración es muy significativa, dado que la potencia aplicada no ha sido la esperada ni muy de lejos y el sistema ha respondido obteniendo el bloque de enfriamiento aislado una ΔT de prácticamente $30[^\circ\text{C}]$, conociendo además que los sistemas térmicos suelen ser procesos lentos, dependiendo de la aplicación industrial.
- Por último podemos verificar como el sistema térmico ha obtenido una respuesta temporal con la que el enfriamiento del bloque de enfriamiento es importante, llegando a poder ver la entrada del bloque de refrigeración completamente helado.

7.2 PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA MÉCANICA DE FLUIDOS

En la prueba de concepto del sistema de mecánica de fluidos, vamos a probar distintos materiales y distintas bombas como se habla en el apartado 5, las cuales son una bomba normal de uso en acuarios de baja presión y otra de alta presión, así como distintos materiales para realizar el circuito de mecánica de fluidos.

7.2.1 Desarrollo/montaje del sistema con distintos elementos

7.2.1.1 Montaje sistema con bomba de baja presión

Para el primer ensayo de baja presión con el que cuenta este montaje seleccionado en el apartado 5 en la parte de mecánica de fluidos, es el siguiente:

- Depósito de líquido refrigerante de coche de 1,4litros.
- Bomba de agua de 12 [V]-3,6[W] y caudal de 240[litros/h].
- Líquido refrigerante anticongelante -18[°C]
- Tubo de PVC de diámetro interior 8[mm], diámetro exterior 10[mm].
- Tubo de látex de diámetro interior 2[mm], diámetro exterior 4[mm].
- Casco para adaptable a la cabeza, con tubo de látex seleccionado.
- Fuente de alimentación IPSXP 30[V]-10[A] alimentación bomba.

A continuación se muestra el montaje realizado para este sistema:

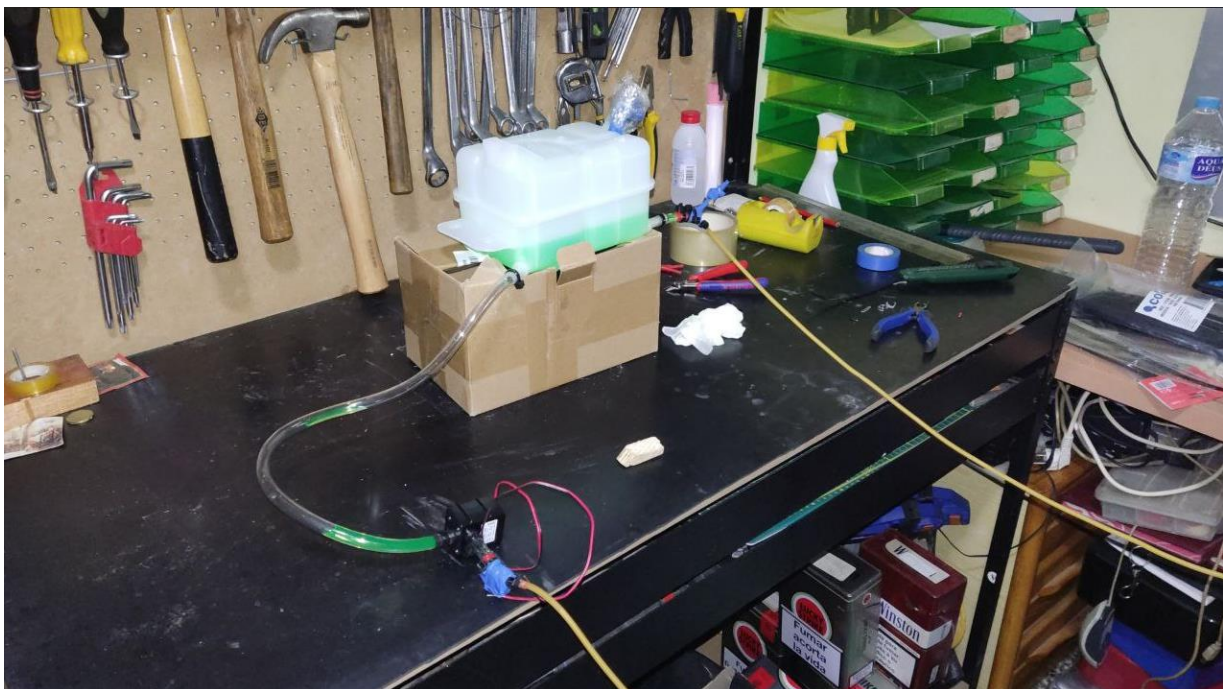


Ilustración 52. Montaje sistema de mecánica de fluidos con bomba de agua baja presión.

“Durante el ensayo se podía observar como la bomba no generaba la presión suficiente para que el fluido (líquido refrigerante) circulara por el casco que había sido creado con el tubo de látex de 2[mm]. Por lo que se puede afirmar que este montaje fue un fracaso al no poder funcionar con la hipótesis de partida que se tenía, en el siguiente punto vemos cómo se comporta el sistema con la bomba de alta presión y el casco de látex”

7.2.1.2 Montaje sistema con bomba de alta presión

El segundo ensayo se realiza con la bomba de alta presión, los materiales empleados son los siguientes:

- Depósito "tapper" de 1 litro.
- Bomba de agua alta presión de 12 [V]-5[A] y 100[PSI]; 6,895[bar].
- Líquido refrigerante anticongelante -18[°C]
- Tubo de látex de diámetro interior 2[mm], diámetro exterior 4[mm].
- Casco para adaptable a la cabeza, con tubo de látex seleccionado.
- Fuente de alimentación IPSXP 30[V]-10[A] alimentación bomba.

A continuación se muestra el montaje realizado para este sistema:



Ilustración 53. Montaje sistema de mecánica de fluidos con bomba de agua de alta presión.

“Durante el ensayo se puede observar como la bomba, en este caso si es capaz de mover el fluido a través del delgado tubo de látex de 2[mm] de diámetro interior, pero se observa como el material se expande.

Por lo tanto el sistema no es válido para el propósito para el cual es montado, cómo observación de este ensayo el cual es el segundo fracaso en la realización del sistema de mecánica de fluidos se puede demostrar como el látex se dilata y así de cierta forma demostrar científicamente por que los preservativos están fabricados con látex.”

7.2.2 Selección del sistema de mecánica de fluidos y conclusiones

Tras los dos ensayos con fracaso como resultado para el objetivo del sistema propuesto, se emplean distintos materiales para realizar la tubería, los cuales en el apartado 5 se nombran, ahora van a ser empleados tras científicamente demostrar que el látex no ha sido valido para la realización del sistema de mecánica de fluidos del sistema de refrigeración.

Los materiales seleccionados para el sistema de mecánica de fluidos son los siguientes:

- Depósito "tapper" de 1 litro **"solo para prueba de concepto del sistema aislado de mecánica de fluidos"**.
- Depósito de líquido refrigerante de coche de 1,4litros.
- Bomba de agua alta presión de 12 [V]-5[A] y 100[PSI]; 6,895[bar].
- Líquido refrigerante anticongelante -18[°C]
- Tubo de silicona de diámetro interior 3[mm], diámetro exterior 7[mm].
- Casco adaptable para distintas partes del cuerpo realizado con tubo de silicona.
- Fuente de alimentación IPSXP 30[V]-10[A] alimentación bomba de alta presión.

A continuación se muestra el montaje final del sistema de mecánica de fluidos aislado del sistema completo:



Ilustración 54. Prueba de concepto sistema de mecánica fluidos con casco de refrigeración.

Tras el aprendizaje de los fracasos de los anteriores ensayos, por fin se consigue un sistema el cual es capaz de mover de forma correcta el líquido refrigerante, el cual será el que sea enfriado por el sistema térmico visto en el apartado anterior. Por lo cual se valida el funcionamiento de sistema mostrado, en el siguiente apartado se realizara la unión de ambos sistemas y se analizaran las respuestas que se obtienen sin paciente.

7.3 PRUEBA DE CONCEPTO SISTEMA COMPLETO AISLADO DE PACIENTE

En este apartado vamos a realizar distintos ensayos para validar o rechazar el sistema completo, con la unión de los dos sistemas vistos en los apartados anteriores.

Primero se va a mostrar las fases del montaje, en la cual primero veremos la primera prueba de concepto realizada y el montaje final, con el que se realizan los ensayos de la prueba de concepto y los ensayos con paciente.

Tras introducir el contexto con el montaje final de la prueba de concepto, se realizarán tres ensayos, dos de ellos sin paciente y otro con paciente para ver la respuesta temporal del casco de enfriamiento en la cabeza del paciente 0, el primero realizando un enfriamiento previo en el bloque de enfriamiento, el segundo activando todo el sistema desde el inicio, en el tercer ensayo se mostrará la respuesta del casco de enfriamiento en la cabeza del paciente 0 "autor del presente TFM", con el sistema de refrigeración apagado.

Por último se van a comentar las observaciones que podemos extraer de las respuestas temporales de los tres ensayos.

7.3.1 Montaje del sistema de refrigeración completo

Como se ha comentado, en este punto se va a mostrar el montaje con el que se valida o descarta la prueba de concepto del sistema completo y el montaje final con el cual se realizan todos los ensayos, tanto los de la prueba de concepto como los ensayos con pacientes.

7.3.1.1 Montaje validación prueba concepto sistema completo

El primer montaje se realizó esta realizado con los siguientes materiales:

- Depósito de vaciado "tapper" de 1 litro.
- Depósito de líquido refrigerante de coche de 1,4 litros.
- Bomba de agua alta presión de 12 [V]-5[A] y 100[PSI]; 6,895[bar].
- Líquido refrigerante anticongelante -18[°C]
- Tubo de PVC de diámetro interior 8[mm], diámetro exterior 10[mm].
- Bloque de aluminio 160 x 40 x 12 [mm].
- Dos células peltier 12 [V] **TEC-12709** 100 [W]"Según características fabricante".
- Cuatro thermal pads para los lados fríos y calientes de las células peltier.
- Dos sistemas de refrigeración líquida con doble ventilador 240 x 120 [mm]
- Aislantes adhesivos de distintos espesores para aislar el bloque de enfriamiento, depósito y casco de refrigeración.
- Alambre de acero colocación peltiers-bloque de enfriamiento-sistemas de refrigeración líquida.
- Registrador de temperatura de 2 termopares Proster.
- Dos sondas termopar tipo K medida interior bloque de enfriamiento y temperatura ambiente.

- Fuente de alimentación Hanmatek HM310T 32[V]-10[A] alimentación células peltier y sistemas de refrigeración líquida.
- Fuente de alimentación IPSXP 30[V]-10[A] alimentación bomba.
- Tubo de silicona de diámetro interior 3[mm], diámetro exterior 7[mm].
- Casco adaptable para distintas partes del cuerpo realizado con tubo de silicona.
- Funda para casco ajustable de tela.
- Embudo para introducir líquido refrigerante al depósito diseño a medida.
- Tubo de aislamiento tuberías azul, diámetro de 18[mm].
- Estructura de listones de madera de pino, y tablero base de melanina.

A continuación se muestran algunas ilustraciones del primer montaje para validar la prueba de concepto del sistema de refrigeración entero.

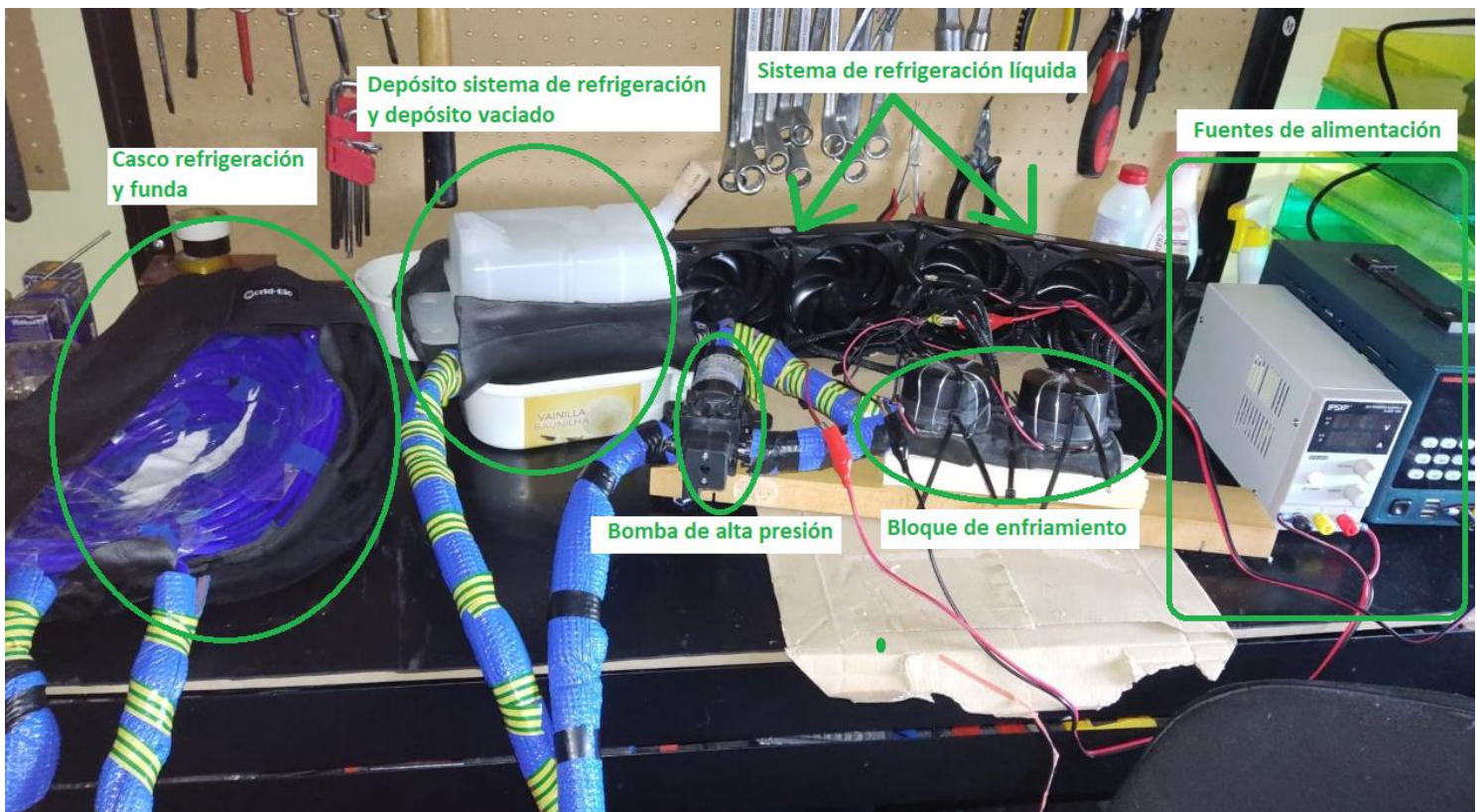


Ilustración 55. Primer montaje sistema completo de refrigeración para validación prueba de concepto, con indicación de los elementos principales del sistema.

La ilustración muestra la primera prueba de concepto con todos los elementos del sistema funcionando correctamente, en las siguientes ilustraciones se podrán ver distintas vistas del montaje ya con una estructura de madera de la prueba de concepto.

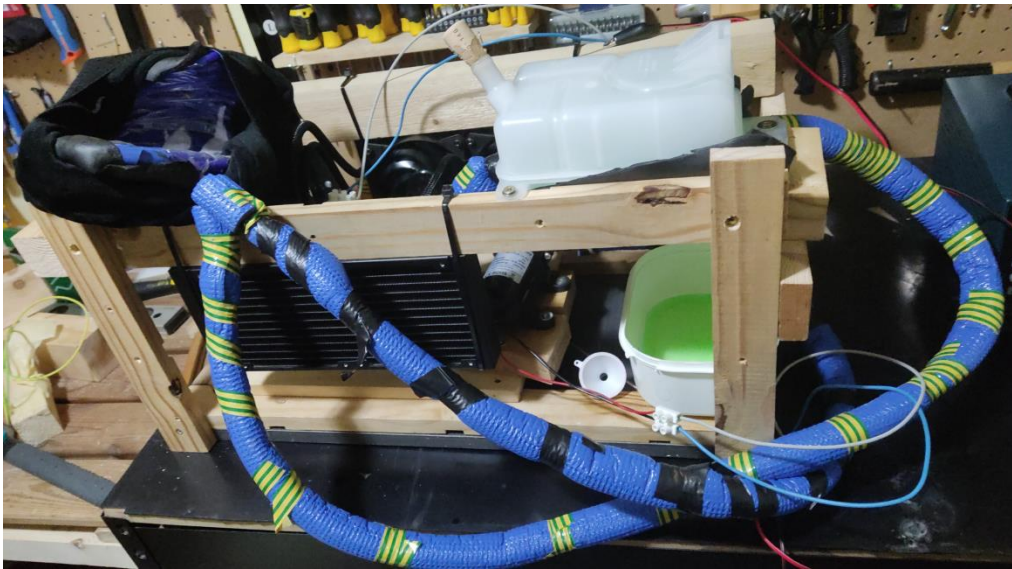


Ilustración 56. Vista general prueba de concepto montaje con estructura.



Ilustración 57. Vista desde arriba prueba de concepto montaje con estructura.



Ilustración 58. Vista en detalle casco de refrigeración.

7.3.1.2 Montaje final ensayos prueba de concepto y ensayos con paciente

En este punto se muestra el montaje final con el que se realizan todos los ensayos de prueba de concepto y ensayos con pacientes y de donde se obtienen todos los datos científicos del presente documento.

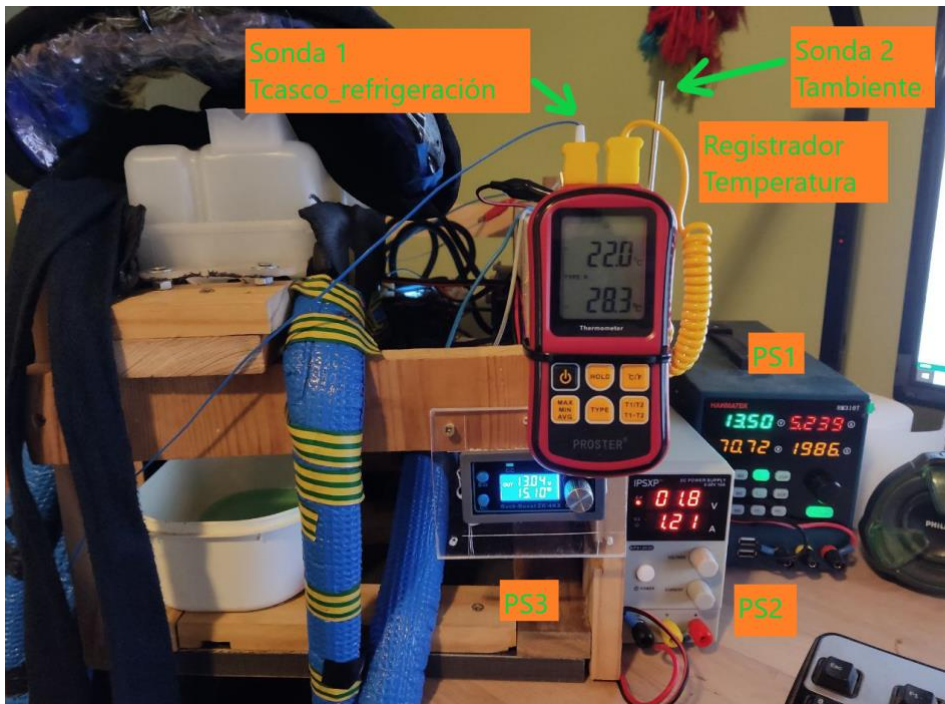


Ilustración 59. Vista frontal final durante ensayo con elementos de medición y fuentes de alimentación empleadas.

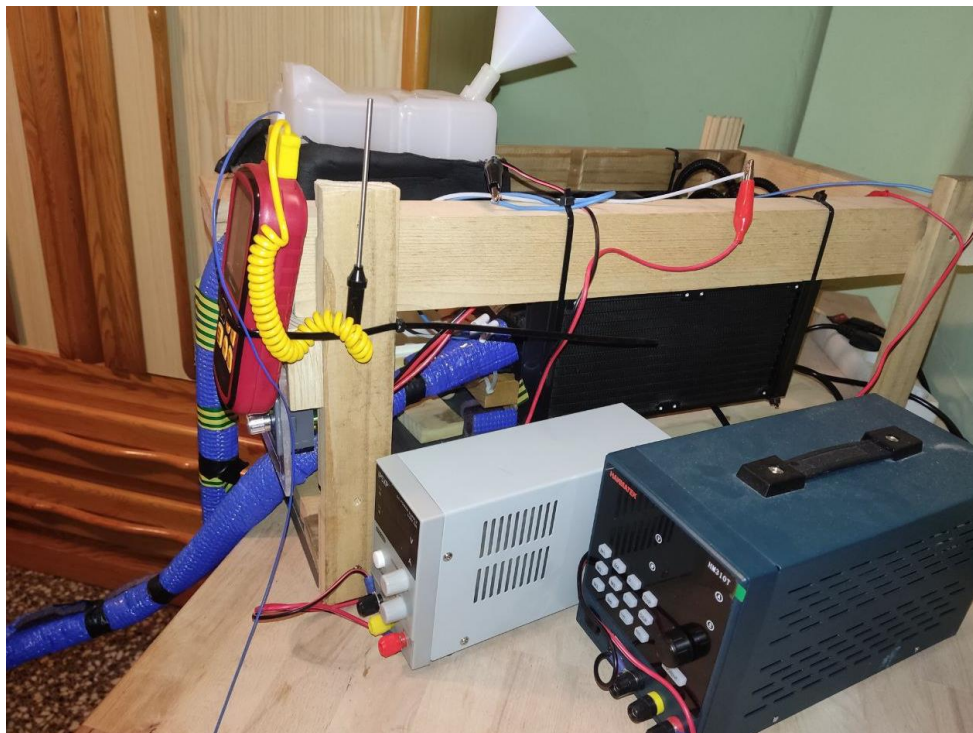


Ilustración 60. Vista lateral montaje final.



Ilustración 61. Vista desde arriba montaje final.



(1)

(2)

Ilustración 62. (1) Vista en detalle de sonda 1 casco de refrigeración, (2) Vista casco de refrigeración con funda térmica.



Ilustración 63. Vista general del sistema de refrigeración durante ensayo con paciente 0.

7.3.2 Función de las fuentes de alimentación y registrador de temperatura

Vamos a ver a continuación, la función que ejerce en el sistema cada una de las fuentes de alimentación mostradas en ilustraciones anteriores y las medidas que se registran el registrador de sondas de temperatura termopar tipo K de dos canales.

1. Fuentes de alimentación:

- PS1 (Hanmatek HM310T 32[V]-10[A]): Alimentación células peltier y PS3.
- PS2 (IPSP 30[V]-10[A]): Alimentación bomba de alta presión con líquido refrigerante.
- PS3 (Convertidor Buck-Boost ZK-4KX): Alimentación del sistema de refrigeración líquida.

2. Registrador de temperatura:

- T1[°C]: Sonda temperatura interior del casco de refrigeración
- T2[°C]: Sonda temperatura ambiente

7.3.3 Respuesta temporal I con enfriamiento previo de bloque de enfriamiento

En este apartado se realiza un ensayo enfriando previamente el bloque de enfriamiento, empleando solamente el sistema térmico y tras un tiempo que ahora se va a definir en la configuración del ensayo, se activa el sistema de mecánica de fluidos, funcionando así todo el sistema de refrigeración completo.

7.3.3.1 Configuración ensayo I con enfriamiento previo y sin paciente

1. Enfriamiento previo del bloque de enfriamiento del sistema térmico activando las fuentes de alimentación PS1 y PS3.

Las tensiones que aplicadas serán constantes durante todo el ensayo

$PS1_{[V]}=13.5 [V]$; $PS1_{[W]}\approx 68,85 [W]$, $PS3_{[V]}=13 [V]$; $PS3_{[W]}\approx 15,1 [W]$

$P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 53,75 [W]$ "**Potencia eléctrica total de las dos células peltier**".

El tiempo de referencia que se toma para activar el sistema de mecánica de fluidos, se selecciona observando la respuesta temporal del sistema térmico, el cual es estable a los 1000 [s].

2. Activar PS2 a partir de los 1000 [s], a tensión constante $PS2_{[V]}=1.8 [V]$; $PS2_{[W]}\approx 2,25 [W]$.
3. Continuar el ensayo hasta los 5000 [s], donde la $\Delta T [^{\circ}C]$ y la temperatura en el interior del casco debe de ser ya prácticamente constante.

7.3.3.2 Respuesta temporal ensayo I con enfriamiento previo y sin paciente

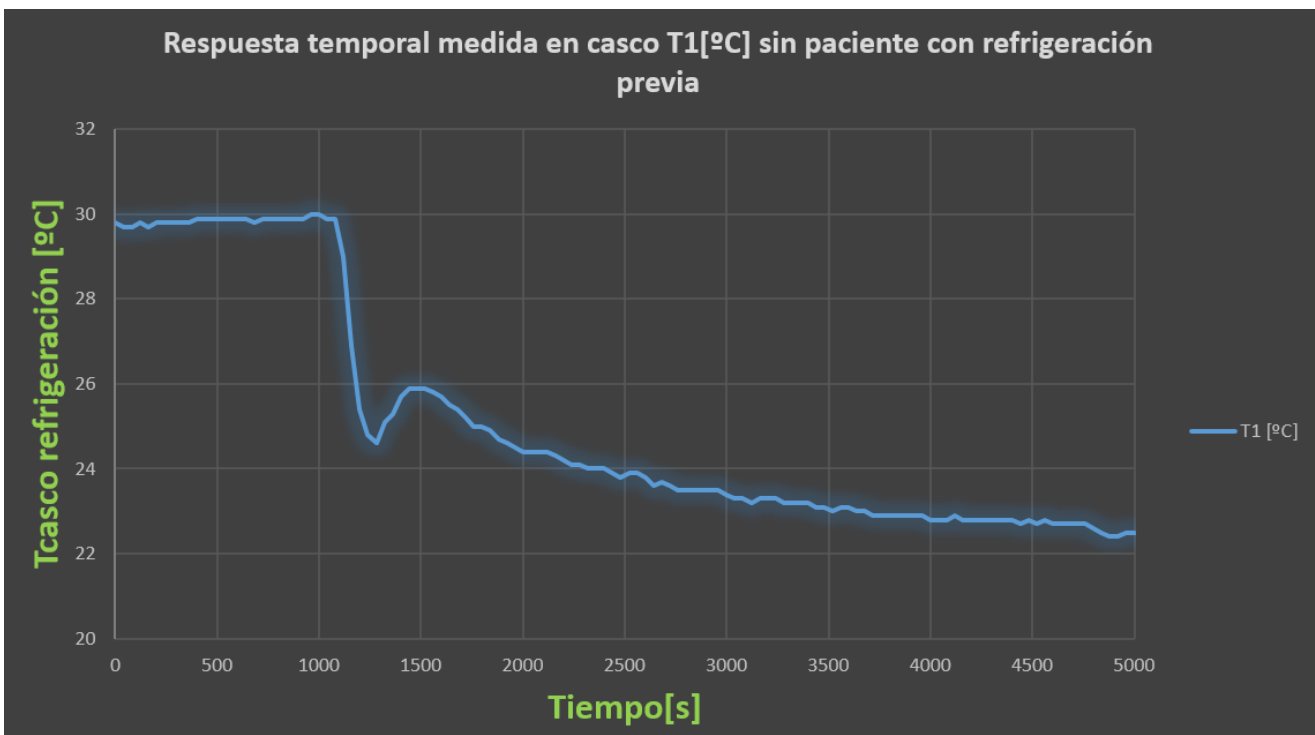


Ilustración 64. Respuesta temporal T1 [°C] termopar en el interior del casco de refrigeración sin paciente y con refrigeración previa.

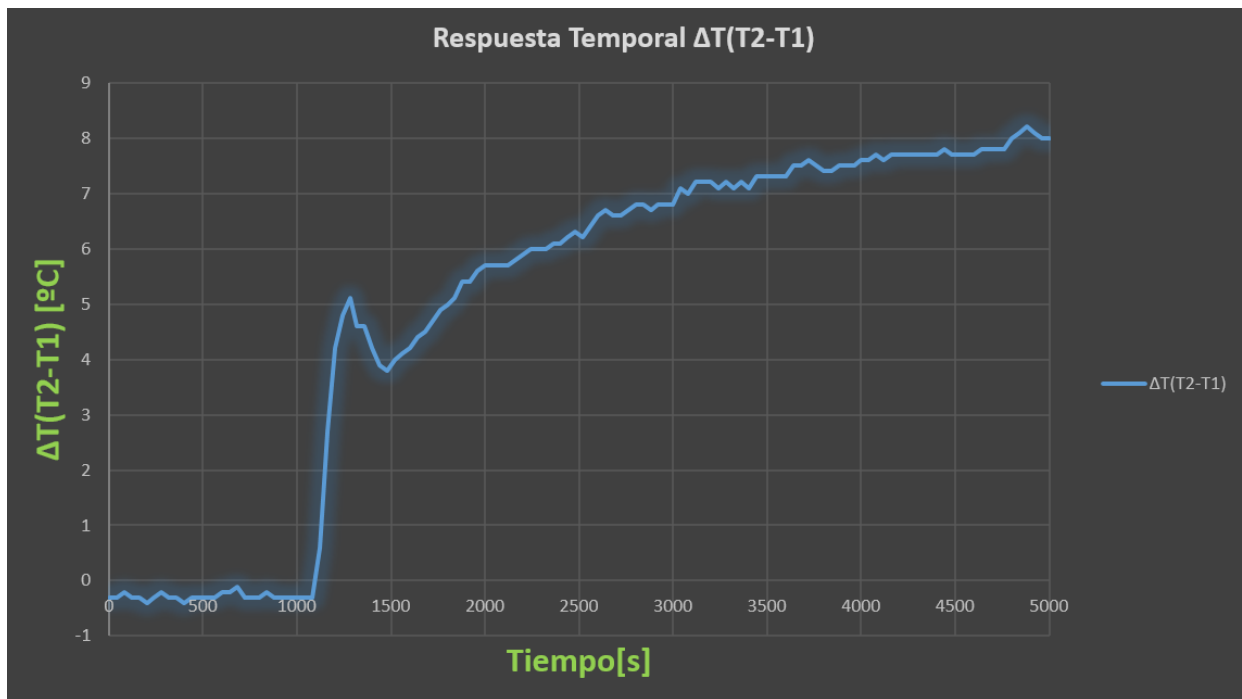


Ilustración 65. Respuesta temporal $\Delta(T2-T1)$ sin paciente y con refrigeración previa.

7.3.3.3 Observaciones y conclusiones del ensayo I

De las respuestas temporales obtenidas tanto de la temperatura T1, termopar situado en el casco de refrigeración como de la $\Delta T(T2-T1)$ obtenida observamos lo siguiente:

- Hasta el segundo 1000 como no podría ser de otra forma la temperatura T1 y la ΔT obtenidas son prácticamente constantes ya que el sistema de mecánica de fluidos está apagado y no circula fluido alguno por el sistema de refrigeración, la variación que se observa es debida a los ligeros cambios de la temperatura ambiente T2.
- Cuando el sistema de mecánica de fluidos se activa la temperatura en el casco de refrigeración baja bruscamente llegando a su pico de 5,1 [°C] en tan solo 280 [s], esta subida se debe a el líquido en el bloque de enfriamiento que empieza a circular por el sistema y se empieza a enfriar todo el líquido del sistema.
- A partir de este pico el sistema baja 1,1 [°C] en 240 [s], esta bajada rápida de 1,1 [°C], se debe a que todo el líquido del sistema de refrigeración que se encontraba a temperatura ambiente, tiene que ser enfriado.
- Con la observación de este fenómeno que podemos ver en las respuestas temporales de T1 mínima y la ΔT máxima, el sistema alcanza su T1 y su ΔT mínima en el segundo 4880 siendo T1=22,4 [°C] y $\Delta T=8,2$ [°C], estando ya el sistema estable y con pequeñas variaciones dependientes de la temperatura ambiente T2.
- Para concluir, el sistema sin paciente alcanza una temperatura T1 más que suficiente para aliviar el dolor mediante crioterapia, ya que uno de los límites de la crioterapia que se comenta en el apartado 3 es bajar la temperatura superficial a un mínimo de 25 [°C], por lo que observando esta respuesta con una temperatura ambiente de T2≈30 [°C], se puede dar el sistema de

- refrigeración como válido, aun faltando las respuestas temporales de los ensayos con paciente del apartado 8.

7.3.4 Respuesta temporal II sin previo enfriamiento de bloque de enfriamiento

En este apartado se realiza un ensayo funcionando desde el principio todo el sistema de refrigeración completo tanto el sistema térmico y el sistema de mecánica de fluidos.

7.3.4.1 Configuración ensayo II sin enfriamiento previo y sin paciente

1. En este ensayo se enciende el sistema completo desde el segundo "0" PS1, PS2 PS3, sin realizar enfriamiento previo alguno.
2. Las tensiones que aplicadas serán constantes durante toda la duración del ensayo $PS1_{[V]}=13.5 [V]$; $PS1_{[W]}\approx 71 [W]$, $PS3_{[V]}=13 [V]$; $PS3_{[W]}\approx 15,1 [W]$, $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 55,9 [W]$, $PS2_{[V]}=1.8 [V]$; $PS2_{[W]}\approx 2,25 [W]$.
3. Continuar el ensayo hasta los 5000 [s], donde la $\Delta T [^{\circ}C]$ y la temperatura en el interior del casco debe de ser ya prácticamente constante, tal como se realizó en el ensayo anterior.

7.3.4.2 Respuesta temporal ensayo II sin enfriamiento previo y sin paciente

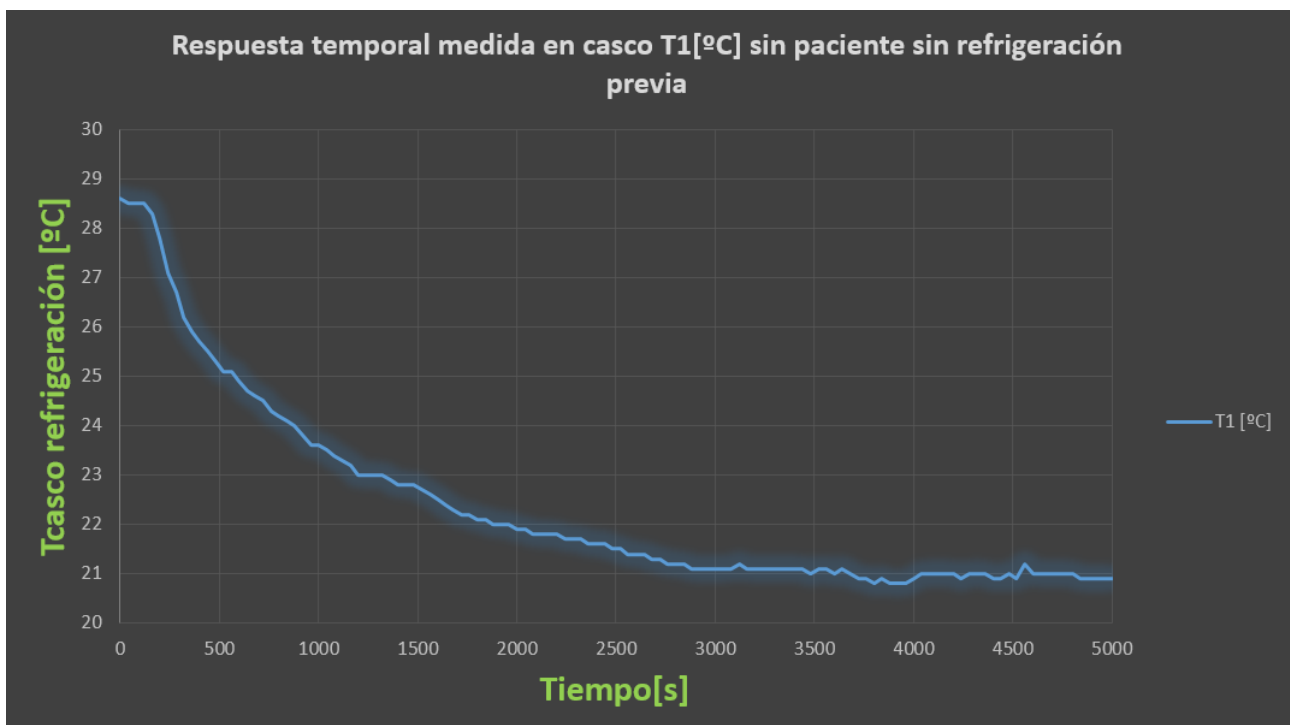


Ilustración 66. Respuesta temporal T1 [°C] termopar en el interior del casco de refrigeración sin paciente y sin refrigeración previa.

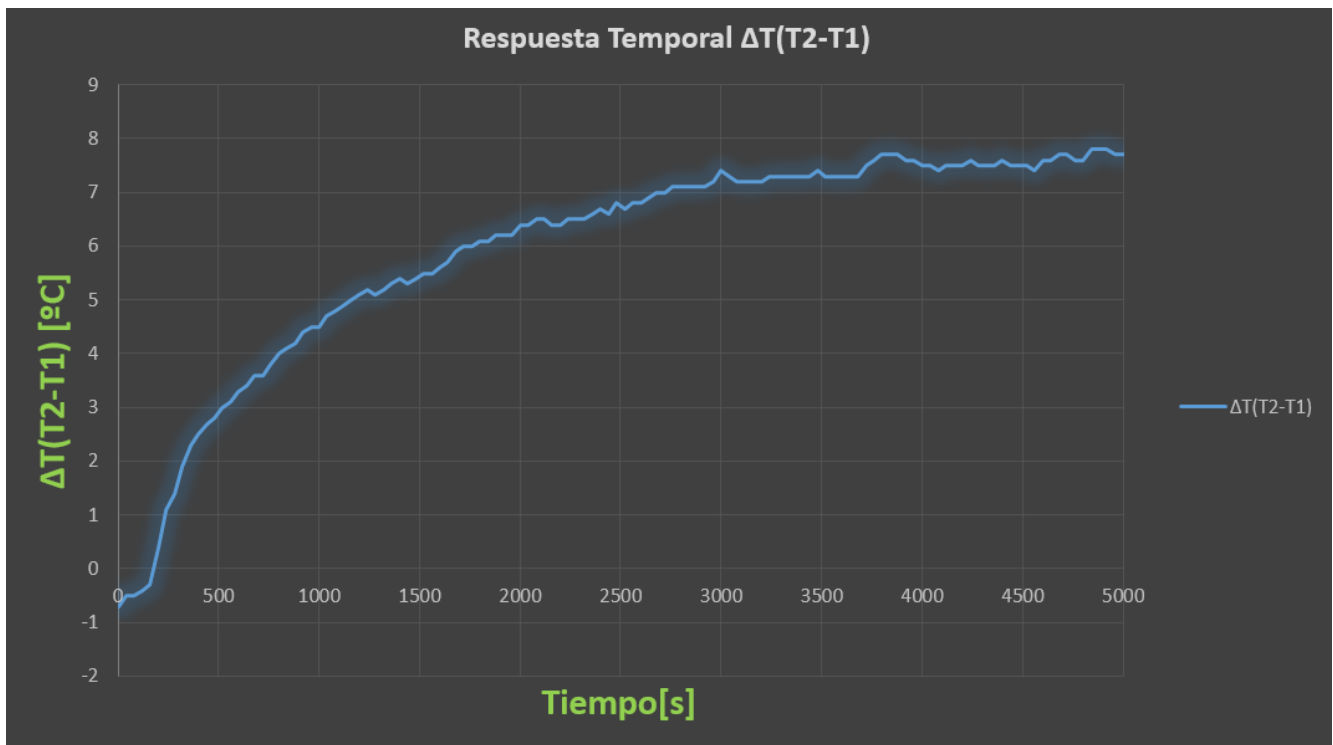


Ilustración 67. Respuesta temporal $\Delta(T_2-T_1)$ sin paciente y sin refrigeración previa.

7.3.4.3 Observaciones y conclusiones del ensayo II

- En este ensayo el cual ya empieza con todo el sistema de refrigeración funcionando desde el principio, se puede observar una respuesta temporal limpia como se espera de un sistema térmico el cual tiene una respuesta natural de primer grado.
- Se observa como el sistema a partir de los 3000 [s], ya ha alcanzado la estabilidad térmica casi al 100%, quedando dependiente de la temperatura ambiente T_2 .
- T_1 sistema alcanza su T_1 mínima y su ΔT máxima en el rango de 4840 [s] y 4920 [s] alcanzando $T_1=20,9$ [°C] y $\Delta T=7,8$ [°C], estando ya el sistema estable y con pequeñas variaciones dependientes de la temperatura ambiente T_2 , la cual se mantiene estable en $T_2 \approx 28,6$ [°C].
- Para concluir, el sistema sin paciente funcionando todo el sistema de refrigeración desde el principio, podemos ver como la ΔT obtenida con el sistema ya estable es muy similar al sistema con enfriamiento previo y los tiempos donde se estabiliza el sistema son prácticamente los mismos.
- Por lo tanto podemos ver como con una temperatura ambiente de $T_2 \approx 28,6$ [°C] el sistema da de sobra para cumplir con las temperaturas necesarias para realizar una correcta crioterapia en pacientes con dolor crónico, ahora falta ver en el siguiente apartado se sigue cumpliendo con condiciones que validen el sistema, como estos ensayos lo validan.

7.3.5 Respuesta temporal III con casco refrigeración en cabeza con sistema apagado

En este apartado se pretende obtener la respuesta temporal térmica del sistema donde se va a aplicar la crioterapia en el paciente 0, el cual este lugar es la cabeza al tener diagnosticada migrañas crónicas y cefalea tensional crónica.

Todo el ensayo se realiza con el sistema de refrigeración apagado

7.3.5.1 Configuración ensayo III sistema apagado y con paciente

1. Todo el ensayo se realiza con sistema de refrigeración apagado.

No se aplicara tensión alguna durante toda la duración del ensayo por lo tanto $PS1 [V]=0 [V]$, $PS2 [V]=0 [V]$, $PS3 [V]=0 [V]$ y la duración será de 2000[s].

7.3.5.2 Respuesta temporal ensayo III sistema apagado y con paciente

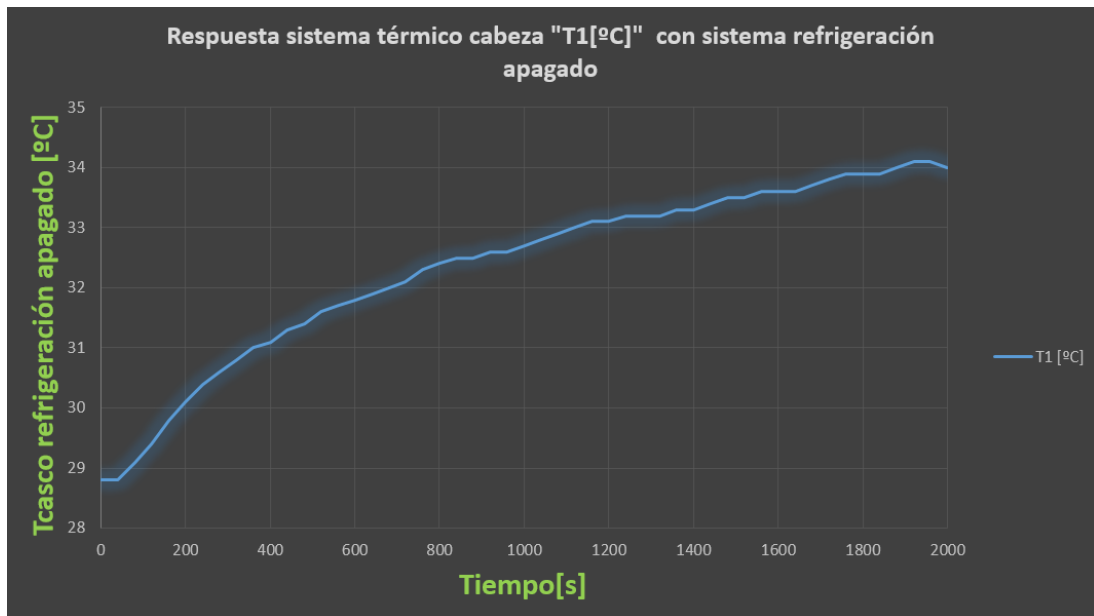


Ilustración 68. Respuesta temporal en casco de refrigeración T1 con paciente y con el sistema de refrigeración apagado.



Ilustración 69. Respuesta temporal en casco de refrigeración ΔT con paciente y con el sistema de refrigeración apagado.

7.3.5.3 Observaciones y conclusiones del ensayo III

- Este ensayo se realiza para ver la respuesta aislada de la cabeza del paciente 0. Como se puede observar la estabilidad del sistema se empieza a situar sobre los 1800[s].
- Al final del ensayo el cual tiene una duración de 2000[s], podemos observar cómo se alcanza en el casco de refrigeración "T1" la temperatura superficial del cuerpo humano que es de aproximadamente 34 [°C].
- Además obtenemos como al final del ensayo como en esos 2000 [s] obtenemos una $\Delta T \approx 4,5$ [°C], con una temperatura ambiente prácticamente constante $T_2 \approx 29,5$ [°C].
- Se puede deducir del ensayo que si la temperatura ambiente fuera mayor a la obtenida en la realización del ensayo realizado, la ΔT sería menor dado que la temperatura superficial del cuerpo humano se sitúa sobre los 34[°C].
- En el apartado 8 pondremos a prueba las respuestas temporales obtenidas con el sistema sin paciente, con la obtenida en esta última respuesta temporal, en la cual se obtiene la respuesta temporal del sistema donde se va a aplicar la crioterapia.

8. ENSAYOS PACIENTE 0 CEFALEA TENSIONAL Y MIGRAÑAS

En el apartado anterior, obteníamos que el sistema de refrigeración para alivio de dolores crónicos en la prueba de concepto funcionaba correctamente y con rangos de temperatura más que suficientes, para aplicar terapia de frío “Crioterapia”.

Ahora en este apartado llega el momento de ponerlo a prueba con un paciente real, en este caso con el paciente 0, el cual es el autor del presente TFM y tiene las siguientes dolencias y que tratamiento se emplea para intentar controlar las dolencias.

1. Dolencias/Diagnósticos clínicos:

- Migrañas crónicas desde 2012, situadas en la región temporal derecha y occipitotemporal derecha.
- Cefalea tensional crónica desde noviembre del 2021, derivada de un estado de depresión severa, situada en diadema parietal bilateral con dolor opresivo.
- Estas dolencias generan un agotamiento “sensación de fatiga” por parte del paciente 0 tras días o semanas de mantenimiento de altos niveles de la combinación de cefalea tensional crónica más migrañas crónica.

2. Tratamiento migrañas:

- Para la migraña el tratamiento seguido es infiltración de 3 viales de Botox de 50UI, en región frontal, temporooccipital derecha, temporal izquierda, 3 inyecciones a nivel parietal **“Reduce la intensidad y la frecuencia de forma significativa aunque sin poder en ningún momento conseguir eliminarla”**.
- Inacid 25[Mg] 2-3c/día.

3. Tratamiento cefalea tensional:

- Diacepan 5[Mg] 0-1-0 “1 pastilla a medio día”. **“El paciente requiere de ingesta de mayores dosis con aumento de dolor llegando a suministrarse para sobre llevar el dolor 6-8 pastillas/día”**.
- Norbitrol Forte 25/10 [Mg] **“Amitriptilina+medazepan”** 1c/noche.

4. Tratamiento depresión:

- Aremis 100 [Mg] 1c/mañana.
- Stilnox 10 [Mg] 1c/noche **“Empleado en situaciones de insomnio y en situaciones de alta intensidad de dolor, siendo junto a los demás tratamientos la única vía con todo el tratamiento citado de dormir/quedarse inconsciente el paciente para no sentir el dolor de dicha intensidad”**.

Con todo lo citado el autor del presente trabajo desarrollo el montaje bajo los efectos de todos estos fármacos con los conocimientos transversales adquiridos durante los años de diversas investigaciones de carácter personal para realizar la prueba de concepto. Su uso diario ha podido validar la eficacia del el sistema a través de los meses y los ensayos los cuales se van a mostrar en los siguientes puntos.

Gracias al uso del sistema de refrigeración para alivio de dolor en pacientes crónicos montado previamente antes de la redacción del presente documento “TFM” ha sido posible la redacción del mismo.

8.1 RANGOS DE REFERENCIA DE NIVEL DE DOLOR, TEMPERATURA Y FLUJO

En este apartado se van a poner de manifiesto las referencias seleccionadas para obtener unos rangos con los que poder reflejar de la mejor forma posible los datos obtenidos de los ensayos

8.1.1 Rangos referencia de nivel de dolor

1. Alivio nulo.
2. Alivio muy leve.
3. Alivio leve.
4. Alivio moderado.
5. Alivio fuerte.
6. Alivio muy fuerte.
7. Dolor.

“Hay que dejar claro que el dolor tiene carácter subjetivo, ya que depende de la sensibilidad de cada persona, por lo tanto hay que tener cuidado ya que para nada es sencillo de clasificar científicamente por no poder obtener parámetros físicos obtenidos tras una medición que indiquen el nivel de dolor”.

8.1.2 Rangos de temperatura aplicada en casco de refrigeración y nivel de frio

RANGOS TEMPERATURA CASCO T1[°C]	NIVEL FRIO
T1>34	NULO
33-29	MUY LEVE
29-27	LEVE
27-26	MODERADO
26-24	FUERTE
24-20	MUY FUERTE

“Los rangos se han clasificado teniendo en cuenta el apartado 3 donde se indica que en la práctica de la crioterapia, la temperatura superficial del cuerpo humano en la zona tratada no debería de ser inferior a 25 [°C] durante tiempos prolongados. Aunque existen terapias que se aplican con temperaturas muy por debajo de los 0[°C], para aplicaciones concretas como son aplicaciones deportivas de alto nivel y con tiempos de decenas de segundos o muy pocos minutos”

8.1.3 Rangos referencia de nivel de tensión aplicada a bomba y nivel de flujo

RANGOS VOLTAJE BOMBA[V]	NIVEL FLUJO
1.6-2	MUY LENTO
2.1-2.6	LENTO
2.7-3.4	MODERADO
3.5-4.2	RÁPIDO
4.3-5	MUYRÁPIDO

“Los rangos que se muestran son la referencia obtenida de voltaje/flujo tras centenas de ensayos realizados y que tan solo se le pueden aplicar a la bomba de diafragma de alta presión de 100[PSI] del fabricante Cybernova seleccionada, por lo tanto estos rangos de referencia, tan solo son válidos para el sistema de refrigeración creado y con esta bomba de alta presión concreta, por su comportamiento”

“El sistema se ha testado con flujos mayores y con tensiones mayores, sin embargo los rangos citados son el rango adecuado para que se puede trabajar sin someter a esfuerzos innecesarios al sistema de refrigeración diseñado. Un mal uso aplicando mayores niveles de tensión por encima de los 9 [V] podrían hacer llegar al límite al sistema dañando el sistema de refrigeración y en casos con mayor tensión aplicada a la bomba de alta presión, la destrucción o daño significativo del sistema de refrigeración”.

8.2 ENSAYOS PACIENTE 0

8.2.1 Ensayo I paciente 0 dolores crónicos cefalea tensional y migrañas

En este primero ensayo se realizará una primera parte sin paciente de enfriamiento previo de todo el sistema de refrigeración completo, teniendo en cuenta los tiempos de establecimiento del sistema obtenidos en los ensayos del apartado 7 los cuales eran próximos a 3000 [s], a partir de ahí se seguirán unas pautas donde ya el casco es colocado en el paciente 0 con una duración de 9000 [s].

8.3.1.1 Configuración ensayo I con paciente

Pautas a seguir:

1. Enfriamiento previo de todo el sistema sin paciente:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 71$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=1.8$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 2,25$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 56$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 1 (0-3000[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Sin paciente.

2. Etapa con paciente y flujo muy lento:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 70,5$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=1.8$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 2,25$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 55,5$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 2 (3000-5000[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Con paciente

3. Etapa con paciente y flujo lento:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 71$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=2,2$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 3,3$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 56$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 3 (5000-7000[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Con paciente

4. Etapa con paciente y flujo moderado:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 71$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=2,6$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 4,29$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 56$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 4 (7000-9000[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Con paciente

8.3.1.2 Respuesta temporal ensayo I con paciente

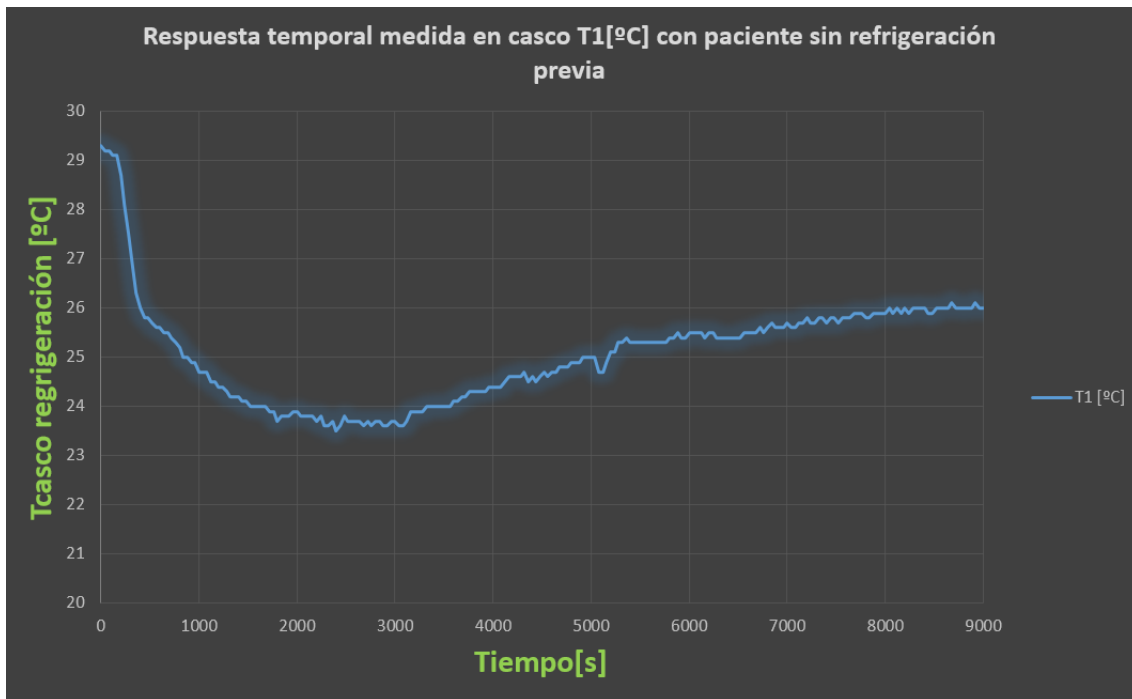


Ilustración 70. Respuesta temporal medida en casco de refrigeración T1 [°C], con paciente en etapas 2-3-4 y sin enfriamiento previo, ensayo I con paciente.

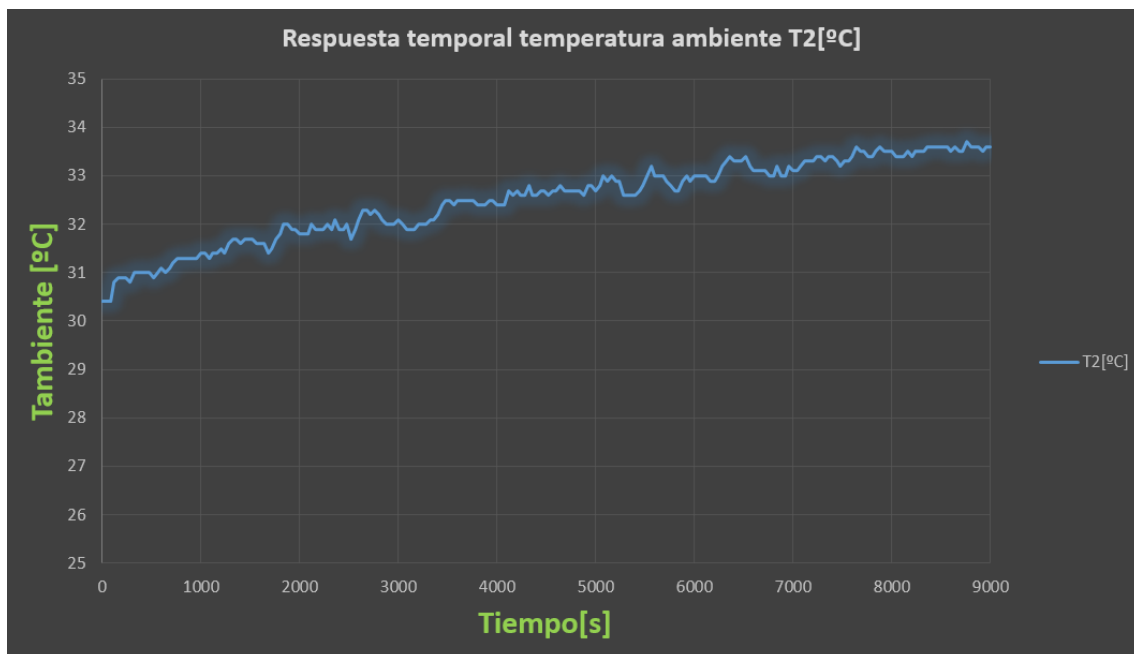


Ilustración 71. Respuesta temporal temperatura ambiente T2 [°C], con paciente en etapas 2-3-4 ensayo I con paciente.

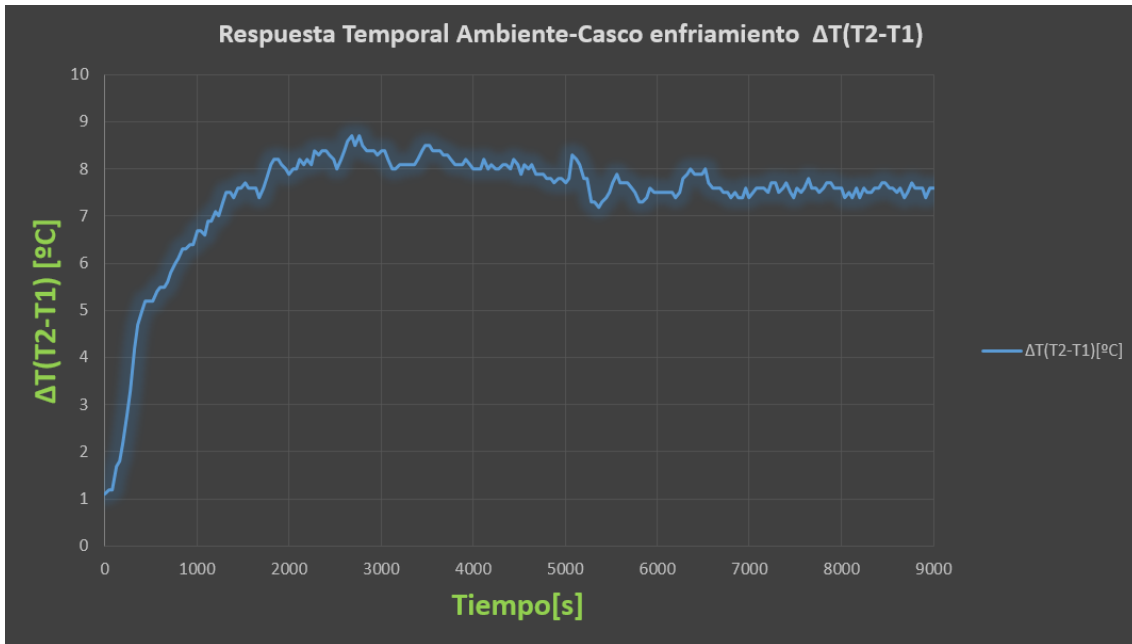


Ilustración 72. Respuesta temporal ambiente-casco enfriamiento $\Delta T (T2-T1)$ [°C], con paciente en etapas 2-3-4 ensayo I con paciente.

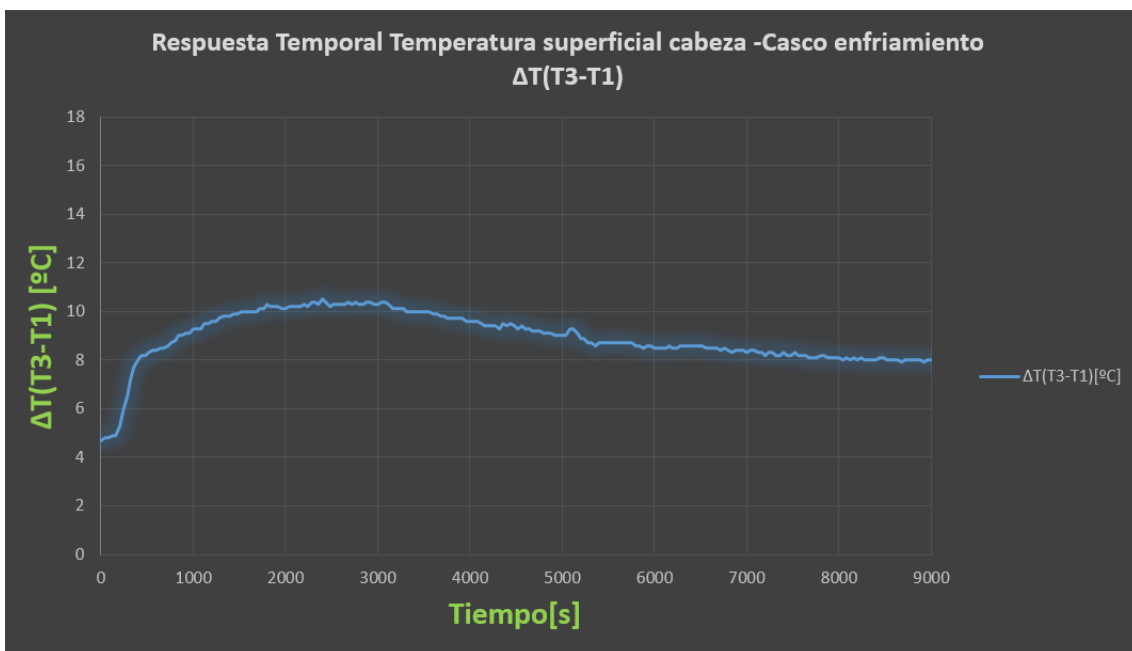


Ilustración 73. Respuesta temporal temperatura superficial de referencia-casco enfriamiento $\Delta T (T3-T1)$ [°C], con paciente en etapas 2-3-4 ensayo I con paciente.

8.3.1.3 Observaciones y conclusiones del ensayo I con paciente

1. Resultados de niveles de alivio de dolor paciente en ensayo I:

PAUTA	NIVEL FRIO	NIVEL ALIVIO MASAJE/VIBRACIÓN	NIVEL FLUJO	NIVEL ALIVIO PACIENTE
1	FUERTE	NULO(NO PACIENTE)	MUY LENTO	NULO(NO PACIENTE)
2	FUERTE	MUY LEVE	MUY LENTO	MUY LEVE-LEVE
3	FUERTE	LEVE	LENTO	LEVE-MODERADO
4	FUERTE	MODERADO	LENTO	MODERADO-FUERTE

2. Observaciones y conclusiones:

- En la primera fase de este ensayo, la cual es hasta los 3000[s], donde el paciente 0, todavía no se ha colocado el casco de refrigeración, vemos como el sistema de refrigeración completo en este tiempo llega a alcanzar mínimos de temperatura en el casco de $T1 \approx 23,5$ [°C], con una temperatura ambiente en los tiempos donde se alcanzan los mínimos, de $T2 \approx 32$ [°C], alcanzando en estos rangos de tiempo(2500-3000 [s]), unas diferencias de temperatura mínimas de $\Delta T(T2-T1) \approx 8,5$ [°C] y $\Delta T(T3-T1) \approx 10,3$ [°C].En esta parte no existe alivio en paciente, ya que no lo tiene colocado en la cabeza el casco de refrigeración.
- En la segunda fase que va de los 3000[s] a los 5000[s], el paciente se incorpora el casco de refrigeración en la cabeza, con el mismo nivel de flujo que en la primera fase. Ahora vemos como $T1$, se va incrementando en este tiempo, también hay que decir que la temperatura ambiente $T2$ acompaña aumentando aproximadamente 1[°C] en este tiempo. Las respuestas temporales de las diferencias de temperatura, son un poco más bajas que sin paciente, pero no hay una brusca caída, manteniéndose así en esta fase $\Delta T(T2-T1) \approx 8$ [°C] y $\Delta T(T3-T1) \approx 10$ [°C] al principio de la segunda fase y de $\Delta T(T3-T1) \approx 9$ [°C], al final del ensayo lo que repercute , ahora ya si se consigue un alivio muy leve al principio y leve al final de la fase en el paciente aun manteniendo un nivel fuerte de frio.
- La tercera fase va de los 5000[s] a los 7000[s], durante este rango de tiempo se aumenta el flujo de muy lento a lento. En el instante se aumenta el flujo, la temperatura en el casco de refrigeración $T1$ disminuye de forma rápida, pero con un impacto de tan solo 0,3 [°C] aproximadamente. Está disminución rápida pero de poco impacto se ve también reflejada en las gráficas donde se analizan las $\Delta T(T2-T1)$ y

- $\Delta T(T3-T1)$. En el rango de tiempo de la tercera fase la temperatura ambiente tiene subidas y bajadas las cuales repercuten directamente en las demás gráficas, cómo no podría ser de otra forma, ya que el funcionamiento del sistema de refrigeración tiene una dependencia dinámica en función de la temperatura ambiente $T2$. Las diferencias que se consiguen al final de la tercera fase puesto la temperatura ambiente es más constante son $\Delta T(T2-T1) \approx 7,5[^\circ\text{C}]$ y $\Delta T(T3-T1) \approx 8,4[^\circ\text{C}]$, si volvemos a ver los datos obtenidos durante el tiempo de la segunda fase se puede observar cómo han bajado las ΔT ligeramente y como el alivio de dolor al inicio se mantiene leve y progresa hasta ser moderado, lo cual ya se puede empezar a observar como la relevancia del nivel de flujo es crucial para el alivio en el paciente.
- Por último en la cuarta fase con las pautas realizadas, y con un flujo en el límite superior de flujo lento, se puede observar como al principio de la cuarta fase (7000[s]-7500[s]), la temperatura en el casco de refrigeración aumenta siendo $T1 \approx 25,5[^\circ\text{C}]$ y a partir de ahí hasta el final del ensayo (7500[s]-9000[s]), conseguir prácticamente constante $T1 \approx 26[^\circ\text{C}]$, prácticamente proporcional a la subida de la temperatura ambiente $T2$ de $0,5[^\circ\text{C}]$ aproximadamente. La diferencia de temperatura se mantiene prácticamente constante durante toda la cuarta fase siendo de $\Delta T(T2-T1) \approx 7,5[^\circ\text{C}]$, aproximadamente igual al final de la tercera fase, la diferencia de temperatura respecto a la referencia superficial $\Delta T(T3-T1)$, baja ligeramente con la subida ligera de la temperatura ambiente situándose en $\Delta T(T3-T1) \approx 8[^\circ\text{C}]$ al final del ensayo. Vemos como el flujo aun estando en el rango de nivel de flujo lento, consigue con un nivel fuerte de frío como en las anteriores fases, ser otra vez crucial en el nivel de alivio del paciente siendo de moderado al principio y fuerte al final del ensayo.
- Por lo que podemos concluir que con una relación de nivel de frío fuerte, el alivio total del paciente depende de forma casi imprescindible del nivel de flujo que le aplicamos al sistema, sin contar que también se obtiene un alivio por masaje al aumentar el flujo y el casco de refrigeración aumentar la vibración del mismo.

8.2.2 Ensayo II paciente 0 dolores crónicos cefalea tensional y migrañas

En el segundo ensayo, el paciente 0 va a estar conectado al sistema de refrigeración desde el principio, la duración global del ensayo será de 5600 [s] y se van a realizar 5 pautas donde a través de los meses de validación del sistema se han observado ciertos puntos óptimos o puntos singulares de funcionamiento del sistema en el paciente 0.

8.3.2.1 Configuración ensayo II con paciente

Pautas a seguir:

1. Etapa con paciente y flujo muy lento:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 71,5$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=2$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 2,7$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 56,5$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 1 (0-1800s).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Sin paciente.

2. Etapa con paciente y flujo lento:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 71,5$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=2,4$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 3,72$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 56,5$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 2 (1800-3000[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Con paciente

3. Etapa con paciente y flujo moderado:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 71,5$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=3,2$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 6,24$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 56,5$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 3 (3000-4200[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Con paciente

4. Etapa con paciente y flujo rápido:

- Configuración fuentes de alimentación $PS1_{[V]}=13.5$ [V]; $PS1_{[W]}\approx 71,5$ [W], $PS3_{[V]}=13$ [V]; $PS3_{[W]}\approx 15$ [W], $PS2_{[V]}=3,8$ [V]; $PS2_{[W]}\approx 8,74$ [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier $P_{2cpeltier_{[W]}}\approx 56,5$ [W].
- Rango de tiempo de la pauta 4 (4200-5000[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34 [°C].
- Con paciente

5. Etapa con paciente y flujo muy rápido:

- Configuración fuentes de alimentación PS1[V]=13.5 [V]; PS1[W]≈71,5 [W], PS3[V]=13 [V]; PS3[W]≈15 [W], PS2[V]= 4,4 [V]; PS2[W]≈12,32 [W].
- Potencia eléctrica consumida en total por las células peltier P_2cpeltier[W]≈56,5 [W].
- Rango de tiempo de la pauta 5 (5000-5600[s]).
- Temperatura superficial de la piel de referencia T3 [°C] ≈ 34[°C].
- Con paciente

8.3.2.2 Respuesta temporal ensayo II con paciente

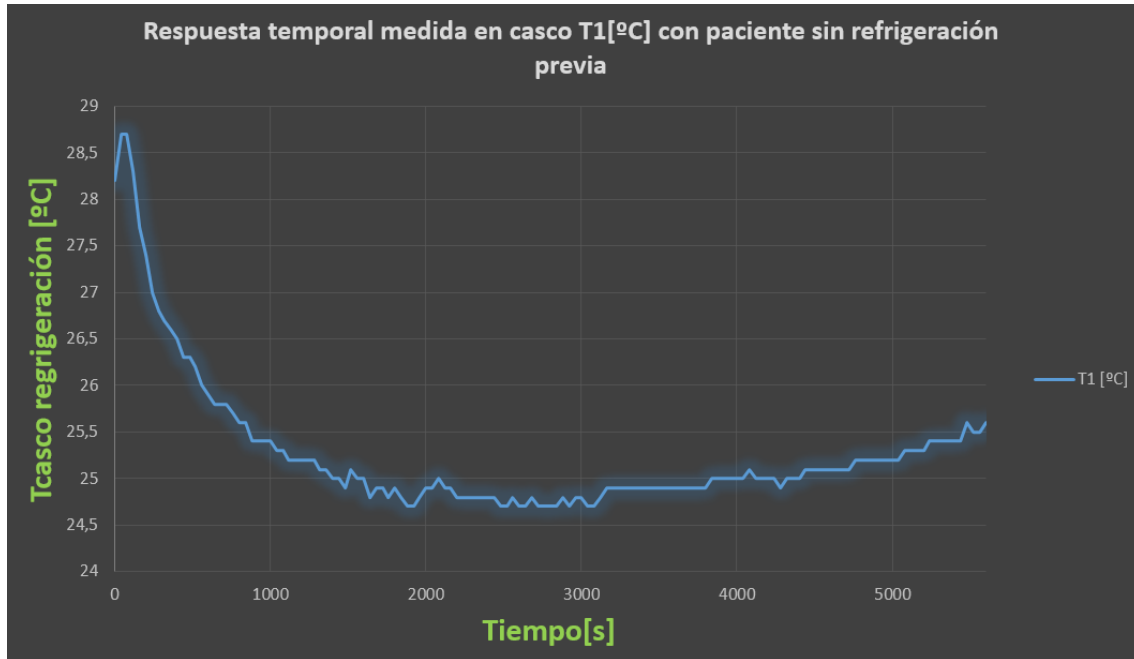


Ilustración 74. Respuesta temporal medida en casco de refrigeración T1 [°C] sin enfriamiento previo ensayo II con paciente.

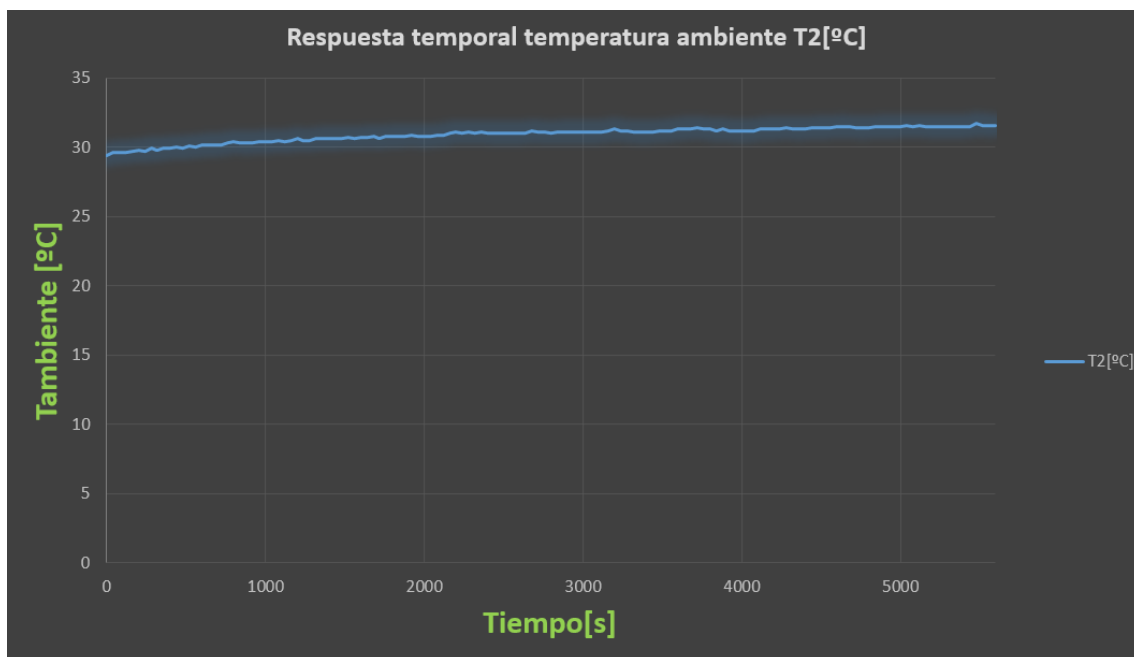


Ilustración 75. Respuesta temporal temperatura ambiente T2 [°C] ensayo II con paciente.

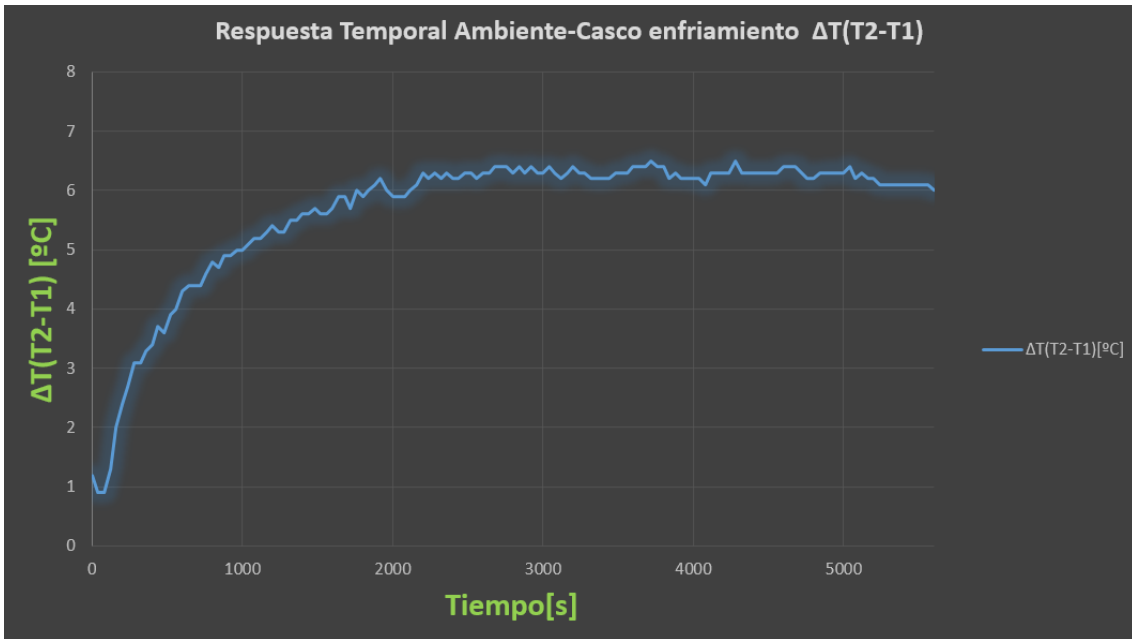


Ilustración 76. Respuesta temporal ambiente-casco enfriamiento $\Delta T (T2-T1)$ [°C] ensayo II con paciente.

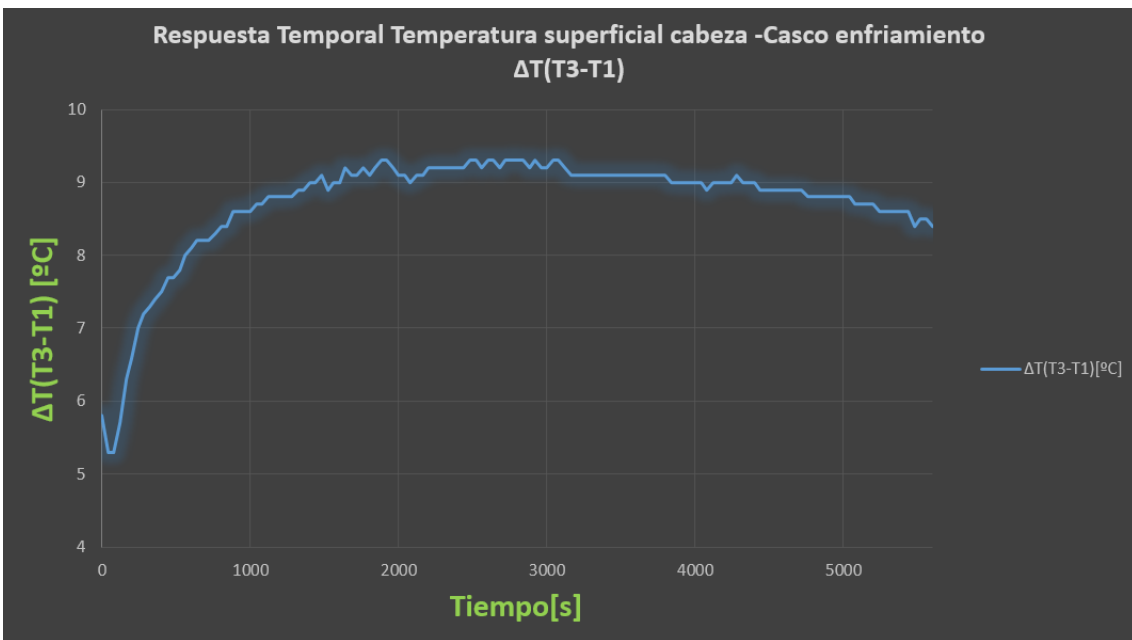


Ilustración 77. Respuesta temporal temperatura superficial de referencia-casco enfriamiento $\Delta T (T3-T1)$ [°C] ensayo II con paciente.

8.3.2.3 Observaciones y conclusiones del ensayo II con paciente

1. Resultados de niveles de alivio de dolor paciente en ensayo II:

PAUTA	NIVEL FRIO	NIVEL ALIVIO MASAJE/VIBRACIÓN	NIVEL FLUJO	NIVEL ALIVIO PACIENTE
1	LEVE-FUERTE	MUY LEVE	MUY LENTO	MUY LEVE-LEVE
2	FUERTE	LEVE	LENTO	LEVE
3	FUERTE	MODERADO	MODERADO	MODERADO
4	FUERTE	MODERADO	RÁPIDO	FUERTE
5	FUERTE	FUERTE	MUY RÁPIDO	MUY FUERTE

2. Observaciones y conclusiones:

- En la primera fase de este ensayo el paciente 0 ya empieza con el casco colocado, esta fase tiene una duración de 1800[s] y un nivel de flujo muy lento, así como al principio hay un nivel de frío leve, y al final de la primera fase el nivel de frío ha aumentado a nivel de frío fuerte. En las primeras muestras de datos, se puede ver como la temperatura del casco de refrigeración empieza a aumentar y luego ya empieza a disminuir, este hecho se debe a la respuesta temporal de la cabeza con el casco de refrigeración, la cual se pudo analizar en el ensayo III del apartado 7. Tras esta breve subida, la temperatura empieza a disminuir de forma rápida hasta alcanzar una temperatura en el casco de refrigeración de $T1 \approx 25$ [°C], con una temperatura ambiente $T2 \approx 30,8$ [°C] y unas diferencias de temperatura en la parte final de la primera fase de $\Delta T(T2-T1) \approx 6$ [°C] y $\Delta T(T3-T1) \approx 9,2$ [°C], el alivio de dolor del paciente en esta fase está entre nivel muy leve al principio y a mitad de la fase y a partir de ahí un nivel leve de alivio.
- En la segunda fase el nivel de flujo aumenta a lento y el nivel de frío se mantiene en frío, la duración de esta fase va desde los 1800[s] a los 3000[s], las temperaturas se mantienen prácticamente constantes durante toda la fase, obteniendo una temperatura en el casco de refrigeración de $T1 \approx 24,8$ [°C], con una temperatura ambiente $T2 \approx 31$ [°C] y unas diferencias de temperatura $\Delta T(T2-T1) \approx 6,3$ [°C] y $\Delta T(T3-T1) \approx 9,2$ [°C], por lo que podemos observar como el sistema está manteniendo las temperaturas aumentando el nivel de flujo y obteniendo un nivel de alivio de dolor leve durante toda la segunda fase.

- En la tercera fase el nivel de flujo aumenta de lento a moderado y el nivel de frío se sigue manteniendo en frío fuerte, la duración de esta fase va desde los 3000[s] a los 4200[s], las temperaturas se mantienen prácticamente constantes durante toda la fase, obteniendo una temperatura en el casco de refrigeración de $T_1 \approx 25$ [°C], con una temperatura ambiente $T_2 \approx 31,2$ [°C] y unas diferencias de temperatura $\Delta T(T_2 - T_1) \approx 6,3$ [°C] y $\Delta T(T_3 - T_1) \approx 9$ [°C], aun con nivel de flujo moderado vemos como son prácticamente iguales las temperaturas obtenidas con una ligera disminución en las diferencias de temperatura pero obteniendo un nivel de alivio de dolor leve continuado de la segunda fase en el principio de la tercera y obteniendo en un alivio de dolor moderado, prácticamente en toda la fase, aquí se vuelve a observar científicamente con los datos obtenidos como el nivel de flujo marca el nivel de alivio conseguido junto con un nivel de frío fuerte.
- En la cuarta fase el nivel de flujo aumenta de moderado a rápido y en un nivel de frío fuerte, la duración de esta fase es más breve que las anteriores y va desde los 4200[s] a los 5000[s], las temperaturas se mantienen durante toda la cuarta fase, obteniendo una temperatura en el casco de refrigeración de $T_1 \approx 25,2$ [°C], con una temperatura ambiente $T_2 \approx 31,5$ [°C] y unas diferencias de temperatura $\Delta T(T_2 - T_1) \approx 6,3$ [°C] y $\Delta T(T_3 - T_1) \approx 8,8$ [°C], aun siendo las diferencias de temperatura algo menores o iguales el nivel de alivio obtenido aumenta a un nivel fuerte de alivio, por esa misma razón el ensayo es más breve.
- En la quinta y última fase el nivel de flujo aumenta de rápido al rango de nivel de flujo más rápido del sistema de refrigeración y manteniendo incluso con este nivel de flujo un nivel de frío fuerte, la duración de esta fase es más breve que en la cuarta fase y va desde los 5000[s] a los 5600[s], las temperaturas se elevan ligeramente durante toda la quinta fase, obteniendo una temperatura en el casco de refrigeración de $T_1 \approx 25,5$ [°C], con una temperatura ambiente $T_2 \approx 31,5$ [°C] y unas diferencias de temperatura menores de $\Delta T(T_2 - T_1) \approx 6,1$ [°C] y $\Delta T(T_3 - T_1) \approx 8,5$ [°C]. Otra vez seguida, podemos ver como la temperatura en el casco de refrigeración está en el rango definido como nivel fuerte y como a través de los ensayos el nivel de alivio está directamente relacionado con el nivel de flujo, obteniendo en esta última fase un nivel de alivio muy fuerte.
- También comentar además de lo que se ha hablado en las cinco fases de este ensayo, que los puntos óptimos donde se encuentra un nivel de alivio, el cual es agradable y más llevadero para una duración mayor en la terapia en la segunda y tercera fase del ensayo, siguiendo las pautas 2 y 3 respectivamente.

- El balance de consumo de las corrientes de las células peltier es medido con una sonda de corriente y la corriente individual de cada célula peltier es de $I_{cpeltier} \approx 2$ [A], alimentadas a 13,5[V] cada una.
- Los ensayos en paciente han podido demostrar la relevancia del nivel de frio aplicado y como existe una fuerte relación entre el nivel de alivio del paciente y el nivel de flujo aplicado al líquido refrigerante que circula en el sistema de refrigeración.

“Por último quisiera comentar que además de los dos ensayos realizados en los cuales se han podido obtener de forma relativamente precisa, con instrumentación adecuada que ha hecho posible el registro de temperatura, medidas de tiempo y mediciones eléctricas, tensión, corriente y potencia. El sistema de refrigeración lleva en funcionamiento diario desde varios meses antes de la redacción del presente documento y se ha probado en dos personas más sin registros precisos. Primero en una mujer joven con las dos piernas inflamadas, aplicando 15 minutos a cada pierna la cual remitía alivio significativo y en una mujer de avanzada edad en una inflamación de rodilla la cual indicaba en escala de alivio de 0 a 10 puntos entre 7 y 8 puntos de alivio con una duración más prolongada de alrededor de 40 minutos, al no estar registrados como los ensayos mostrados no se muestra más información”

9. PRESUPUESTO

En el presente apartado se incluye el presupuesto del coste de la realización y estudio del trabajo de fin de master.

En el presupuesto se incluyen las horas dedicadas a la realización al estudio, el desarrollo y la ejecución de los ensayos pertinentes, así como pruebas de estrés realizadas durante varios meses de uso prolongado de funcionamiento del sistema de refrigeración.

Se añade también el coste del software de licencias necesario para la ejecución del presente trabajo de fin de grado.

El coste de las horas dedicadas se estima con la tabla salarial 2022 del convenio colectivo del metal de Valencia, en el grupo 1, clasificación profesional "Ingenieros y Licenciados".

El coste de ingeniero electrónico I+D que se refleja sería el salario bruto percibido por el trabajador por cuenta ajena, si el proyecto se realizase por parte de un autónomo, el presupuesto sería más elevado ya que el precio hora no sería el que se ha puesto para este caso.

Coste ingeniero electronico I+D			
Función	Cantidad[horas]	Precio[€/h]	Total[€]
Estudio previo	160	16,41825521	2626,92083
Diseño	140	16,41825521	2298,55573
Construcción/Validación			6567,30208
Funcionamiento/Test de estrés	400	16,41825521	
Ensayos	120	16,41825521	1970,19063
Redacción	160	16,41825521	2626,92083
Total servicio			16089,8901

SOFTWARE			
Licencias Software	Cantidad[unidad]	Precio[€/u]	Total[€]
Microsoft Windows 7	1	74,99	74,99
Office profesional plus	1	75,99	75,99
Qelectroetch	1	0	0
Total licencias software			150,98

LISTA DE MATERIALES					
Item	Descripcion	Cantidad	Fabricante	Precio unidad [€]	Precio Total[€]
1	Thermal Pad 50 x 50 mm con conductividad térmica de 6 W/MK (3 grosos, Cada 2 Piezas: 0,5 mm / 1 mm / 1,5 mm	2	POPSTAR	9,45	18,9
2	12V TEC1-12709 100W refrigerador termoelectrico Peltier Plate 40mm x 40mm disipador de calor blanco	2	Ruspela	15,02	30,04
3	Aislante Térmico Insonorizante Forro Papel Adhesivo 10mm De Espesor Espuma Aislante Acústico Insonorización Coche 60x100cm	1	Sourcing Map	20,99	20,99
4	Aislante Térmico Insonorizante Forro Papel Adhesivo 5mm De Espesor Espuma Aislante Acústico Insonorización Coche 60x100cm	1	Sourcing Map	26,99	26,99
5	Aislante Térmico Insonorizante Forro Papel Adhesivo 3mm De Espesor Espuma Aislante Acústico Insonorización Coche 60x100cm	1	Sourcing Map	16,49	16,49
6	Bloque de refrigeración de Agua de Aluminio para Sistema de disipador de Calor de Agua líquida, radiador de CPU, Bloque de refrigeración de Agua, disipador de Calor para	1	Bewinner	19	19
7	Fuentes de Alimentacion Regulables, Fuente de Alimentación de Laboratorio DC 0-30V / 0-10A	1	IPSPX	61,99	61,99
8	Cooler Master MasterLiquid Lite 240 Refrigeración a Líquido CPU, Bomba de Disipación Dual y Doble Ventilador de Aire de 120 mm, color Negro	2	Cooler Master	62,99	125,98
9	Convertidor Buck/Boost ZK-4KX 35 [W]	1	RELAND SUN	19,82	19,82
10	Depósito de compensación de líquido refrigerante	1	Frankberg	30,99	30,99
11	Manguera de vacío Ramair Filters VAC3MM 10M BL, hecha de silicona, 3 mm x 10 m, color azul	1	Ramair Filters	22,38	22,38
12	Fuente de Alimentación de Banco, Alimentación de Laboratorio Ajustable Portátil 0-10 A/0-32 V, Memoria 6 Grupos de Datos, Control por Computadora y Botón, Operación Automática, Protección Múltiple	1	Hanmatek	112,99	112,99
13	Pinza amperimétrica profesional para medir 600A CA/CC, Tension con 6000 cuentas, valor rms real, autoranfo, NVC, medida pasivos	1	KAIWEETS	48,08	48,08
14	Termómetro Digital de Doble Canal con Dos termómetros de Temperatura Tipo K con retroiluminación LCD para termopar K/J/T/E/R/S/N	1	PROSTER	30,99	30,99
15	Repsol RP717U92 Anticongelante Orgánico 30%, Verde, 5 L -18°C	1	REPSOL	15,6	15,6
16	Bomba autocebante de diafragma de Alta presión de Agua Dulce de DC 12 V 100 PSI 4,5 l/m Caravana/Barco/RV/Jardín (3210)	1	Cybernova	31,97	31,97
17	Tapon del deposito de liquido refrigerante compatible con 1224233 C17045	1	Aerzetix	11,4	11,4
18	Tubo de aislamiento de tuberías, varios tamaños y colores, tubo rojo y azul con espuma para calorifugado de tuberías 18mm	1	DQ-PP	18,99	18,99
19	8mm (diámetro Interior) x 10mm (diámetro Exterior) Tubo Flexible de PVC, Tubo Transparente de 3 Metros Ideal para Tanque y Acuario	1	Kesote	10,99	10,99
20	Estructura madera pino y soporte tabla melamina	1	Leroy Merlin	25	25
PRECIO TOTAL MATERIALES					699,58

COSTE TOTAL PRESUPUESTO	
CONCEPTO	COSTE
Coste ingeniero electrónico I+D	16089,8901
Software	150,98
Lista materiales	699,58
TOTAL SIN IVA	16940,4501
IVA 21%	3557,494521
COSTE TOTAL PRESUPUESTO	20497,94462

10. CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE FUTURO

En este apartado como no, vamos a hacer referencia a las conclusiones generales y a las líneas de futuro que se extraen de la realización del Trabajo de Fin de Master, del Máster Universitario en Ingeniería de Sistemas Electrónicos "MUISE", con el título de "Estudio y desarrollo de un sistema de refrigeración mediante células peltier para alivio de pacientes con dolor crónico".

10.1 CONCLUSIONES

1. El objetivo principal del presente documento, tal como se nombra en el apartado 2 "Objetivos", era, **conseguir un sistema capaz de aliviar dolores crónicos**, este objetivo ambicioso desde primera hora antes de la realización del estudio previo en detalle y de redactar una sola línea del presente documento. Este objetivo se consiguió ensayo tras ensayo y error tras error, principalmente en el sistema de mecánica de fluidos, que como se ve en el apartado 7 en el cual finalmente se emplea la bomba de agua de alta presión, también hacer especial mención que sin haber conseguido el objetivo principal del presente documento, su redacción no habría sido posible, ya que para el autor la única solución por parte de la medicina actual "tratamientos con fármacos" era llegar a un nivel de inconsciencia con la ingesta de algunos de ellos. Por lo que se puede afirmar que el objetivo principal ha sido cumplido, siendo además demostrado científicamente, mediante los ensayos de la prueba de concepto y ensayos con el paciente 0 el cual es el propio autor y a el cual le aliviado de forma muy significativa principalmente la cefalea tensional crónica que sufre desde hace menos de un año, y también la reducción de dolor de la migraña crónica arrastrada ya una década.
2. Los objetivos del sistema térmico así como su implementación con los materiales seleccionados en el apartado 5, han sido más que suficientes para ser capaces de aliviar los dolores crónicos con temperaturas ambientes de alrededor de los 32 [°C]. Hay que recordar sin embargo que en el mismo apartado 5 se mencionaba que se iba a poner en cuestión las células peltier seleccionadas, y así ha sido desmintiendo a través del ensayo realizado en la prueba de concepto del sistema térmico aislado en el apartado 7. Ha sido y es suficiente la potencia de refrigeración que es capaz de generar el sistema de refrigeración, aun así en el próximo prototipo 0, este es uno de los elementos principales en los que hay que realizar una inversión apropiada ya que es uno de los pilares de este TFM.
3. El sistema de mecánica de fluidos, error tras error, como se muestra en el apartado 7, finalmente se pudo conseguir que funcionase de forma correcta, trasladando el fluido desde el bloque de refrigeración hasta el casco de refrigeración que interactúa con el paciente, sin fuga alguna que aunque no se ha hablado en los apartados 7 y 8 es un tema que fue problemático en el montaje. Por lo tanto el sistema de mecánica de fluidos queda validado con los componentes seleccionados, siempre como no puede ser de otra forma con margen de mejora.

4. El sistema electrónico y eléctrico, se puede dar como válida la selección de los materiales elegidos, ya que han hecho posible el funcionamiento tanto del sistema térmico como del sistema de mecánica de fluidos en la prueba de concepto y en los ensayos con pacientes, dejando margen de mejora para el prototipo 0 sería de gran interés realizar.
5. En el desarrollo del presente TFM, se han conectado distintas áreas de conocimiento, las cuales son la fisioterapia, más concretamente la terapia de frío crioterapia, la termodinámica, la mecánica de fluidos y la electrónica de potencia, estos cuatro son los pilares que juntos han sido capaces de conseguir el objetivo principal propuesto.
6. Por último en el apartado de conclusiones, se ha realizado una observación de una alta relevancia, la cual ha sido y es comentada ampliamente y demostrada en el apartado 8, la cual es la influencia de la mecánica de fluidos "Regulación de la velocidad del flujo", con la que se ha observado como su importancia es crucial para el alivio del paciente, siendo capaz de variar el nivel de alivio directamente relacionado con el nivel de flujo y contando con un nivel apropiado "fuerte" de frío.

Esté hecho marca una distancia abismal en comparación con las terapias actuales de crioterapia como por ejemplo los "cold packs", de los cuales el autor ha sido usuario durante años para aliviar el dolor crónico de la migraña crónica, cabe comentar que el objetivo principal previo no era crear un sistema el cual contara con esta característica la cual ha sido fruto de la forma y de los materiales con los que ha sido creado el casco de refrigeración, mencionar que este hecho, qué en el desarrollo de los ensayos ha sido considerado como crucial, no fue realizado a propósito por el autor si no fue, por decirlo de forma apropiada una cualidad del sistema que no estaba planteada en la hipótesis de partida, si no que se ha descubierto en la el desarrollo del mismo sistema de refrigeración.

10.2 LÍNEAS DE FUTURO

1. Tras las conclusiones comentadas en el punto anterior y las conclusiones que se han ido obteniendo en el desarrollo del presente trabajo, principalmente en los apartados 7 y 8.

Como primera línea de futuro que al autor le gustaría nombrar, es el camino que se abre de investigación empleando la prueba de concepto mostrada en el presente documento, o empleando nuevos prototipos, como puede ser el prototipo 0 propuesto. A raíz del presente trabajo sería de gran interés tanto académico como de ayuda al campo de la fisioterapia/medicina, realizar cualquier tipo de TFG, TFM o tesina doctoral, donde se pudiesen analizar un abanico mayor de pacientes, tanto con las dolencias del autor, como otras dolencias crónicas o con inflamaciones de distinta índole. Ya que su investigación podría dar mayores herramientas en la principal función de la medicina, la cual es aliviar sufrimiento y mejorar la calidad de vida de los seres humanos.

2. Como segunda línea de futuro, menos relevante que la primera, pero de ayuda para la misma, sería la realización del prototipo 0 propuesto, así como futuros prototipos donde se haga un diseño de la electrónica de potencia necesaria para manejar el sistema de refrigeración completo, con distintas tarjetas electrónicas, así como tarjetas electrónicas de control que ayuden a una mejor interfaz máquina-usuario.
3. Como tercera línea de futuro, sería de interés indagar más en distintos prototipos con diversas células peltier y mayor variedad de cascos de refrigeración que se puedan ajustar a la necesidad de cada dolencia padecida.
4. Como última línea de futuro me gustaría nombrar la importancia de la divulgación de trabajos de índoles similares al presente, ya no solo en publicaciones científicas entre universidades de todo el mundo, si no la divulgación del conocimiento que se adquiere a través de investigaciones como la realizada y otras de distinto ámbito, ya que el conocimiento debe de estar disponible para el público en general y no solo para ciertos sectores.

11. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Robert W.Erickson,Dragan Maksimovic, "Fundamentals of Power Electronics" Third Edition, Springer.
- [2] Christophe P.Basso,"Transfer Functions of Switching Converters Fast Analytical Techniques at Work with Small-Signal Analysis", Faraday Press.
- [3] Michel J.Moran,Howard N.Shapiro, "Fundamentals of Engineering Thermodynamics"Second Edition,John Wiley & Sons, INC.
- [4] Theodore Wildi,"Electrical Machines, Drives, and Power Systems"Sixth Edition,Pearson.
- [5] Ned Mohan,Tore M.Undeland,William P.Robbins,"Power Electronics Converters Applications and Design"Third edition, John Wiley & Sons, INC.
- [6] Alan V.Oppenheim,Ronald W.Schafer,"Discrete-Time Signal Processing"Third Edition, Pearson.
- [7] Katsuhiko Ogata,"Ingeniería de Control Moderna"Quinta Edición, Pearson.
- [8] Katsuhiko Ogata,"Sistemas de Control en Tiempo Discreto"Segunda Edición, Pearson.
- [9] Pablo Alcalde San Miguel," Electrotecnia", Paraninfo.
- [10] Muhammad H.Rashid, "Electrónica de potencia: Circuitos, dispositivos y aplicaciones", Tercera Edición, Pearson Prentice Hall, 2004.
- [11] Julián J.Salt Llobregat, Ángel Cuenca Lacruz,Vicente Casanova Calvo,Antonio Correcher Salvador "Control automático: Tiempo Continuo y Tiempo Discreto" Editorial Reverte ED|UPV,2015.
- [12] Tema 16 del Colegio Oficial de Fisioterapeutas de la Comunidad Valenciana.
- [13] Aramburu, C; Muños, E; Igual, C (1988)."Electroterapia, Termoterapia e Hidroterapia".Madrid, Síntesis.
- [14] Ankur Mishra, Manoj Kumar,"Peltier Thermoelectric cooling module", Volume-7, Issue-2, February-2018, IIMT College of Engineering, Greater Noida.
- [15] Michel J.Moran,Howard N.Shapiro, D.Boettner, B.Bailey "Fundamentals of Engineering Thermodynamics"Seventh Edition,John Wiley & Sons, INC.
- [16] Johan Mardini-Bovea, Gabriel Torrez-Díaz, Marian Sabau, Emiro De-la-Hoz-Franco, José Niño-Moreno & Pedro Jessid Pacheco Torres, "A review to refrigeration with thermoelectric energy based on the Peltier effect", Universidad Nacional de Colombia, Sede Medellín Facultad de Minas.
- [17] Dongliang Zhao,Gang Tan, A review of thermoelectric cooling ;materials,modeling and applications,Applied Thermal Engineering (2014), doi: 10.1016/j.applthermaleng.2014.01.074.
- [18] Gurjinder Singh, "Steady state and transient analysis of thermoelectric devices using finite elemt method" (2003), Thesis.Rochester Institute of Technology.

- [19] Bob Paddock, "A guide to online information about: Peltier Thermoelectric Coolers", Circuit Cellar Online, The magazine for computer applications, ChipCenter.
- [20] P.Kungwalrut, A.Numsomran, P.Chaiyasith, J.Chaoreingern, V.Tipsuwanporn, "A PID Controller Design For Peltier-Thermoelectric Cooling System".
- [21] P&N Technology (Xiamen) Co., Ltd., "Thermoelectric Cooler Performance Specifications: TEC1-127090-62X62 W150mm".
- [22] P.Kolber, D.Perczyński, K. Perczyński, B.Landowski, "Efficiency testing of thermoelectric cooling cell base on peltier module", Svatka, Czech Republic, May 14 –17, 2018.
- [23] David Bueno i Torrens, "Neurociencia aplicada a la educación", SINTESIS, 2019.
- [24] Electrónica de potencia, Tema 2 "Fuentes de alimentación conmutadas", Departamento de Ingeniería electrónica, UPV, 2015-2016.
- [25] Sistemas electrónicos industriales, Tema 1 "Modelización de etapas de potencia de convertidores DC/DC", Departamento de Ingeniería electrónica, UPV, 2015-2016.
- [26] Marco A.Ramírez Salinas, Luis Alfonso Villa Vargas, Hector Báez Medina, M. en C.Cristóbal Ramírez Lazo; "Modelado y simulación de dispositivos electrotérmicos", Centro de investigación en Computación, Instituto Nacional, México.