

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO PARA TERAPIA TÉRMICA
SUPERFICIAL CON CONTROL DIGITAL, BASADO EN EL
PRINCIPIO PELTIER.

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Alfredo Medina Pérez

ASESOR: Ing. Eduardo Toledo Ponce

Lima, Agosto del 2013

RESUMEN

El presente asunto de estudio contempla el desarrollo de un dispositivo para terapia térmica superficial con el cual se puedan realizar terapias con calor y con frío, teniendo como elemento constructivo principal a la celda Peltier, la cual es un dispositivo termo - electrónico que, dependiendo de la polaridad e intensidad con que se alimenta, produce una diferencia de temperatura entre sus caras, efecto que será utilizado para los fines del presente proyecto.

Para conocer más acerca de la Terapia Térmica se investigó sus efectos fisiológicos, terapéuticos, sus indicaciones y contraindicaciones, los tipos de agentes que las componen y las tecnologías más utilizadas actualmente tanto en el ámbito local como mundial. Se investigó también las aplicaciones actuales más comunes e innovadoras donde podemos encontrar el efecto Peltier, las mismas que sirvieron de base para plantear los bloques que componen el sistema.

Para el desarrollo del dispositivo lo primero que se seleccionó fue la celda Peltier adecuada, de acuerdo a los requerimientos necesarios, luego, en base a las características de la misma, se seleccionó el sensor de temperatura y la forma de control digital a emplear, la cual fue implementada en un microcontrolador adecuado a los requerimientos del sistema. La etapa de potencia fue seleccionada de acuerdo a la forma de control elegida. Para que el usuario pueda introducir los parámetros de control se diseñó una interfaz amigable y sencilla. El calor generado en la cara caliente de la celda Peltier es menguado por medio de un bloque de disipación compuesto por un disipador y un ventilador, correctamente seleccionados para evitar que la celda Peltier se degrade rápidamente.

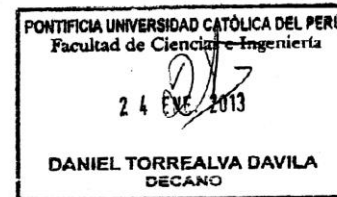
Luego del diseño y la habilitación de cada uno de los subsistemas que componen el dispositivo se procedió a realizar las pruebas en conjunto, realizando pruebas operativas en vacío y sobre la piel, logrando controlar la temperatura de la forma planteada inicialmente.

FACULTAD DE
 CIENCIAS E
 INGENIERÍA

 PONTIFICIA
 UNIVERSIDAD
 CATÓLICA
 DEL PERÚ

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Desarrollo de un dispositivo para terapia térmica superficial con control digital, basado en el principio Peltier.
 Área : Bioingeniería # 1022
 Asesor : Eduardo Toledo Ponce.
 Alumno : Alfredo Medina Pérez.
 Código : 20040228
 Fecha : 13/09/2012


Descripción y Objetivos

Actualmente el efecto termoeléctrico Peltier, que consiste en la diferencia de temperatura producida por el paso de una corriente eléctrica a través de dos metales semiconductores, está siendo muy difundido ya que, poder refrigerar rápidamente una zona concreta y de reducido tamaño, resulta muy útil en múltiples aplicaciones tales como en Fisioterapia y Estética.

La Fisioterapia es la rama de las Ciencias de la Salud que interviene, por medio de técnicas y/o agentes físicos, cuando la persona se encuentra en riesgo de alterar sus adecuadas funciones motrices. Por otra parte, la Medicina Estética utiliza los métodos necesarios, ya sean quirúrgicos, físicos o farmacológicos, para la restauración, mantenimiento y promoción de la estética. Entre los diferentes tipos de agentes físicos utilizados en Fisioterapia y Estética encontramos a los agentes térmicos los cuales transfieren energía al paciente para producir un aumento o descenso de la temperatura del tejido y así lograr los efectos deseados.

La presente tesis tiene como objetivo desarrollar un dispositivo para terapia térmica superficial con el cual, haciendo uso del principio Peltier, se puedan efectuar terapias tanto con calor como con frío, mediante un adecuado control digital.

Para el desarrollo del dispositivo planteado se diseñará y habilitará el circuito de obtención y acondicionamiento de la señal proveniente del sensor de temperatura, el algoritmo para el microcontrolador que realizará el control digital de la temperatura, la interfaz que permitirá el ingreso de datos por parte del usuario y la visualización de parámetros, la etapa de potencia que proveerá la señal necesaria para el funcionamiento de la o las celda Peltier previamente seleccionadas, así como la fuente de poder que proporcionará la energía eléctrica al sistema.

Adicionalmente se diseñará la carcasa y el dispositivo que disipará el calor no utilizado.

 MÁXIMO 50 PÁGINAS

 PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
 SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA
 Dr. Ing. BENJAMÍN CASTAÑEDA APHAN
 Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

FACULTAD DE
CIENCIAS E
INGENIERÍAPONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO**

Título : Desarrollo de un dispositivo para terapia térmica superficial con control digital, basado en el principio Peltier.

Índice

Introducción

1. Terapia Térmica Superficial y Termoelectricidad
2. La Celda Peltier aplicada a un dispositivo para Terapia Térmica Superficial.
3. Diseño del Dispositivo de terapia térmica superficial.
4. Simulación, desarrollo y pruebas en conjunto de los subsistemas.

Conclusiones

Recomendaciones

Bibliografía

Anexos

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA

Dr. Ing. BENJAMÍN CASTAÑEDA APHAN
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería ElectrónicaMÁXIMO 50 PÁGINAS

Dedico esta Tesis a mi madre, por ser el pilar más importante de mi familia y por demostrarme siempre su amor y apoyo incondicional sin importar nuestras diferencias de opiniones o creencias.

A mi padre, que a pesar de su ausencia física siempre está a mi lado compartiendo los momentos más importantes de mi vida y a mi hermanita Andrea por todo el amor y cariño que nos tenemos.



Agradecimientos

A mi asesor,
profesores de los
diferentes cursos y a
esta prestigiosa casa
de estudios por haber
contribuido en mi
crecimiento y
formación profesional.



ÍNDICE

Índice	3
Índice de figuras.....	6
Índice de tablas.....	10
Índice de ecuaciones	13
Abreviaturas.....	13
Introducción	13
Capítulo 1: Terapia Térmica Superficial y Termoelectricidad.....	14
1.1 Fisioterapia	14
1.1.1 Termoterapia.....	15
1.1.1.1 Efectos Fisilógicos.....	15
1.1.1.2 Efectos Terapeuticos e indicaciones	16
1.1.1.3 Contraindicaciones	17
1.1.2 Crioterapia.....	18
1.1.2.1 Efectos Fisilógicos.....	18
1.1.2.2 Efectos Terapeuticos e indicaciones	19
1.1.2.3 Contraindicaciones	19
1.2 Medicina Estética.....	19
1.3 Transferencia de calor	20
1.3.1 Transferencia de calor por Convección.....	20
1.3.2 Transferencia de calor por Conducción.....	21
1.3.3 Transferencia de calor por Radiación.....	22
1.4 Termoelectricidad	23
1.4.1 Efecto Seebeck	23
1.4.2 Efecto Peltier	24
1.4.3 La celda Peltier.....	25
Capítulo 2: La celda Peltier aplicada a un dispositivo para Terapia Térmica Superficial	27
2.1 Estado del arte.....	27
2.1.1 Presentación del asunto de estudio	27
2.1.2 Estado de la investigación.....	28
2.1.2.1 Tecnologías utilizadas en Fisioterapia y Estética.....	28

2.1.2.2	Aplicaciones del efecto Peltier	34
2.1.3	Síntesis sobre el asunto de estudio.....	37
2.2	Problemática.....	38
2.2.1	Variables externas.....	38
2.2.2	Variables internas.....	39
2.2.3	Declaración del marco problemático	40
2.3	Objetivos.....	41
2.3.1	Objetivo general	41
2.3.2	Objetivos específicos	41
Capítulo 3:	Diseño del Dispositivo de terapia térmica superficial.....	42
3.1	Modelo teórico del dispositivo.....	42
3.2	Elección de la celda Peltier	43
3.2.1	Temperaturas mínimas y máximas requeridas	43
3.2.2	Área de aplicación.....	44
3.2.3	Celda Peltier seleccionada.....	45
3.3	Diseño de la Interface usuario-máquina	46
3.3.1	Interface propuesta	46
3.3.2	Etapa de visualización de parámetros.....	46
3.3.3	Etapa de selección de parámetros	47
3.3.3.1	Arreglo anti-rebote.....	47
3.3.4	Elección de los Leds indicadores y forma de conexión	49
3.4	Sensor de temperatura	51
3.4.1	Elección del sensor adecuado	51
3.4.2	Conexión utilizada del sensor	52
3.4.3	Acondicionamiento previo a la digitalización	54
3.5	Etapa de Control.....	55
3.5.1	Elección del control digital.....	55
3.5.2	Requerimientos del Microcontrolador	56
3.5.3	Elección del Microcontrolador	57
3.5.4	Cálculo de los parametros de control	57
3.6	Etapa de potencia.....	59
3.6.1	Elección del excitador adecuado.....	59

3.6.2	Diseño de la etapa de potencia	61
3.7	Tarjeta principal	62
3.7.1	Asignación de pines del microcontrolador	62
3.7.2	Diseño de la tarjeta principal	62
3.8	Fuente de alimentación.....	64
3.8.1	Potencia requerida por el sistema	64
3.8.2	Diseño de las etapas y elección de componentes	64
3.9	Disipación de calor	67
Capítulo 4: Simulación, desarrollo y pruebas en conjunto de los subsistemas.....		68
4.1	Implementación de la etapa de control	68
4.1.1	Diagrama de flujo del programa	68
4.1.2	Simulación de funcionamiento	71
4.2	Implementación y pruebas de la etapa de Potencia	74
4.3	Implementación y pruebas de la tarjeta principal.....	76
4.4	Pruebas en conjunto de los subsistemas	80
4.4.1	Ensamble del sistema	80
4.4.2	Pruebas en vacío (sin contacto con ningún cuerpo).....	81
4.4.3	Prueba en contacto con la piel	85
Conclusiones		88
Recomendaciones		89
Bibliografía.....		90
Anexos		

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Ciclo de refrigeración.	21
Figura 1.2. Convección natural	21
Figura 1.3. Transferencia de calor por conducción en la dirección “x” [2]	22
Figura 1.4. Longitud de onda, energía y temperatura [15].	23
Figura 1.5. Efecto Seebeck [33].	24
Figura 1.6. Densidad electrónica vs Temperatura en el Silicio [6].	24
Figura 1.7. Efecto Peltier [33].	25
Figura 1.8. Celda Peltier y sus múltiples pastillas semiconductoras [31].	26
Figura 1.9. Pastilla semiconductoras [31].	26
Figura 2.1. Equipo para terapia con ultrasonido [20].	28
Figura 2.2. Ejemplo de aplicación DOC [38].	29
Figura 2.3. Equipo DOC [38].	29
Figura 2.4. Equipo de Radiofrecuencia [9].	29
Figura 2.5. Electrodo [9].	29
Figura 2.6. Tanque de compresas Chattanooga [21].	30
Figura 2.7. Distintas formas de compresas [21].	30
Figura 2.8. Bloque de parafina [21].	31
Figura 2.9. Tanque de parafina [21].	31
Figura 2.10. Equipo de tratamiento con Fluido terapia [20].	31
Figura 2.11. Lámpara para tratamiento con luz infrarroja [20].	32
Figura 2.12. Parches de calor [21].	32
Figura 2.13. Diferentes tipos de compresas frías [20].	33
Figura 2.14. Tanque para compresas y ciclo de refrigeración [20].	33

Figura 2.15. Aplicación de compresión fría controlada [20].	34
Figura 2.16. Equipo de Crioterapia de la marca DEMIK.	36
Figura 2.17. Equipo DERMOLIFT de la marca MEDITEA.	36
Figura 2.18. Problemática externa [elaboración propia].	38
Figura 2.19. Variables de la problemática interna [elaboración propia].	39
Figura 3.1. Diagrama de bloques de los subsistemas y su interrelación.	43
Figura 3.2. Aplicador de Crioterapia y celda Peltier utilizada.	44
Figura 3.3. Especificaciones técnicas de la empresa MELCOR.	45
Figura 3.4. Pulsador anti-rebote.	47
Figura 3.5 Desempeño del pulsador anti-rebote.	49
Figura 3.6. Control del LED por transistor en Corte - Saturación.	50
Figura 3.7. Polarización del sensor, lineal en el rango (2°C a 150°C).	52
Figura 3.8. Arreglo recomendado por el fabricante para distancias.	53
Figura 3.9. Cable apantallado de tres hilos.	54
Figura 3.10. Control de temperatura con un intervalo de tiempo alto.	58
Figura 3.11. Oscilación disminuye con un tiempo menor de muestreo.	59
Figura 3.12. Diagrama esquemático de la etapa de potencia.	61
Figura 3.13. Diagrama esquemático de la tarjeta principal.	63
Figura 3.14. Etapas de la fuente de alimentación.	64
Figura 3.15. Puente rectificador de onda completa.	65
Figura 3.16. Esquemático de la fuente de alimentación.	67
Figura 4.1. Diagrama de flujo del programa.	68
Figura 4.2. Declaración de elementos para simulación.	71
Figura 4.3. Temperatura registrada.	72
Figura 4.4. Modo programación.	72

Figura 4.5. Sesión de Termoterapia.	72
Figura 4.6. Valor de PD7, PD6y PD5 tratamiento de Termoterapia.	73
Figura 4.7. Sesión iniciada con Crioterapia.	73
Figura 4.8. Valor de PD7, PD6y PD5 tratamiento de Crioterapia.	73
Figura 4.9. BOARD de tarjeta de potencia generado en EAGLE.	74
Figura 4.10. Vista posterior de la tarjeta Driver.	74
Figura 4.11. Vista delantera de la tarjeta Driver.	74
Figura 4.12. Prueba de driver polarizado en directa.	75
Figura 4.13. Prueba del driver polarizado en inversa.	75
Figura 4.14. Prueba de voltaje.	75
Figura 4.15. Prueba de corriente.	75
Figura 4.16. BOARD de la tarjeta principal.	76
Figura 4.17. Tarjeta principal.	76
Figura 4.18. Mensaje de inicio, mostrado al encender la tarjeta.	77
Figura 4.19. Temperatura registrada por el sensor.	77
Figura 4.20. Programando una temperatura de 10°C.	78
Figura 4.21. Tratamiento iniciado a una temperatura de 10°C.	78
Figura 4.22. Programando una temperatura de 40°C	78
Figura 4.23. Tratamiento iniciado a una temperatura de 40°C.	79
Figura 4.24. Mensaje mostrado al comienzo del tratamiento.	79
Figura 4.25. Mensaje mostrado al detener el tratamiento.	79
Figura 4.26. Ensamble del sistema.	80
Figura 4.27. LM35 sobre la celda por medio de una silicona.	80
Figura 4.28. Temperatura programada para crioterapia.	81
Figura 4.29. Posición de sensores.	81

Figura 4.30. Posición de las puntas de osciloscopio.	82
Figura 4.31. Lectura de la termocupla sobre la celda operando a 7°C.	82
Figura 4.32. Señal de voltaje a la salida del driver para 7°C.	83
Figura 4.33. Temperatura programada para termoterapia.	84
Figura 4.34. Lectura de la termocupla sobre la celda operando a 35°C.	84
Figura 4.35. Señal de voltaje a la salida del driver para 35°C.	84
Figura 4.36. Prueba en vacío a 5°C.	85
Figura 4.37. Aplicación de tratamiento a 5°C.	86
Figura 4.38. Señal de 5°C en vacío.	87
Figura 4.39. Señal de 5°C en contacto con la piel.	87
Figura 4.40. Señal transitoria.	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1. Comparación de precios entre LCD y DISPLAYS.	46
Tabla 3.2. Comparación de precios entre teclado matricial y pulsadores.	47
Tabla 3.3. Sensores de temperatura y sus características.	51
Tabla 3.4. Comparación entre control ON –OFF y control PID.	55
Tabla 3.5. Requerimiento de pines del microcontrolador.	56
Tabla 3.6. Tabla comparativa Atmega8L, Atemega16L y PIC16F877a	57
Tabla 3.7. Comparación entre diferentes excitadores para Peltier.	60
Tabla 3.8. Asignación de pines del microcontrolador.	62
Tabla 3.9. Forma de conexión de la pantalla LCD	63
Tabla 3.10. Requerimientos de la fuente de alimentación.	64

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1: Ley de Newton transferencia de calor por convección [15]	20
Ecuación 2: Transferencia de calor por conducción en una dirección Unidimensional [15].	21
Ecuación 3: Ley de Stefan Boltznam para la transferencia de calor Por radiación [15].	22
Ecuación 4: F.E.M inducida por el Efecto Seebeck [33].	23
Ecuación 5: Calor movilizado debido al Efecto Peltier [33].	25
Ecuación 6: Voltaje en el tiempo en un capacitor [40].	47
Ecuación 7: Corriente en el tiempo en un capacitor [40].	47
Ecuación 8: Tiempo aproximado hasta que el condensador se estabilice, Expresado en función de T. [40]	48
Ecuación 9: Calculo de la frecuencia de corte en un filtro pasabajos de Primer orden [4]	53
Ecuación 10: Cálculo de un LSB o mínimo nivel de variación.	54
Ecuación 11: Calor disipado por efecto Joule [15].	75

ABREVIATURAS

°C. : Grados Centígrados.
mA. : Mili ampere.
A.: Ampere.
mV.: Mili voltio.
V.: Voltaje.
s.: Segundo.
ms.: Milisegundo.
m.: Metro.
cm.: Centímetro.
mm.: Milímetro.
W.: Watts.
HZ.: Hertz.
Cal.: Calorías.
Kcal: Kilocalorías.
J.: Joule.
N.: Newton.
UF: Microfaradio.
 Ω : Ohm.
VAC: Voltaje alterno.
VDC: voltaje continuo.
ADC: conversor análogo digital.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, producto del boom tecnológico que se está viviendo, nuevas tecnologías surgen constantemente o se modernizan las ya existentes y toman otro enfoque, los campos de la Medicina Física y Estética no podían ser la excepción.

Actualmente los tratamientos con Agentes Físicos (calor, frío, electricidad), se utilizan de manera diversa y para múltiples beneficios, tanto en lo que respecta a la salud y bienestar corporal, como con fines estéticos, y los nuevos dispositivos que surgen utilizan efectos ya conocidos pero enfocados de un modo distinto, tanto en la parte aplicativa (nuevas formas o modos de aplicación) como en la constructiva (elementos o nuevas tecnologías utilizadas en la elaboración de un instrumento o dispositivo que utiliza efectos ya conocidos), es en este último enfoque donde se ubica el proyecto desarrollado.

La presente Tesis busca desarrollar un dispositivo para terapia térmica con el cual se puedan realizar terapias con calor y con frío y que utilizará como base para su elaboración la celda Peltier, la cual es un dispositivo termo-electrónico que utiliza el efecto Peltier, el mismo que será utilizado debido a sus características especiales las cuales serán mencionadas en el primer capítulo.

A continuación se abordarán algunos conceptos e información acerca de las bondades de la aplicación de Termoterapia, lo tipos de mecanismos de transferencia de calor y la termoelectricidad.

CAPÍTULO 1

TERAPIA TÉRMICA SUPERFICIAL Y TERMOELECTRICIDAD.

En el presente capítulo se abordarán algunos conceptos e información necesaria para el correcto desarrollo y entendimiento de la tesis.

1.1 FISIOTERAPIA

Etimológicamente, el término Fisioterapia proviene de las voces griegas *physis*, 'naturaleza', y *therapeia*, 'tratamiento', por lo tanto, desde el punto de vista etimológico Fisioterapia significa “tratamiento por la naturaleza” [9]. Existen múltiples definiciones para Fisioterapia, entre las cuales se encuentra la aceptada en 1967 por la WCPT (World Confederation For Physical Therapy) la cual define a la Fisioterapia como “El arte y la ciencia del tratamiento físico, es decir, el conjunto de técnicas que mediante la aplicación de medios físicos curan, previenen, recuperan y readaptan a los pacientes susceptibles de recibir tratamiento físico” y añaden “Es uno de los pilares básicos de la terapéutica, de los que dispone la medicina para curar, prevenir y readaptar a los pacientes susceptibles de recibir tratamiento físico. Estos pilares están constituidos por la Farmacología, la Cirugía, la Psicoterapia y la Fisioterapia” [5].

Otro concepto bastante difundido de Fisioterapia fue planteado en 1968 por la OMS (Organización Mundial de la Salud) la cual define a la Fisioterapia como: “El arte y la ciencia del tratamiento por medio de ejercicio terapéutico, calor, frío, luz, agua, masaje y electricidad”. Destaca entre los objetivos del tratamiento “El alivio del dolor, el aumento de la circulación, la prevención, la recuperación de la disfunción y la máxima recuperación de fuerza, movilidad y coordinación” [5].

A continuación se expondrá acerca de la Terapia Térmica y la Crioterapia, los efectos fisiológicos, terapéuticos y las contraindicaciones de cada uno de estos tipos de tratamientos.

1.1.1 TERMOTERAPIA.

Se define como el tratamiento de enfermedades y lesiones mediante la aplicación terapéutica del calor por medio de agentes térmicos. El calor utilizado en el tratamiento puede ser aplicado por radiación, conducción o convección, conceptos que se desarrollarán más adelante dentro de este capítulo, o una combinación de ellos, utilizando para este fin diversos métodos y sus efectos pueden ser medidos a nivel superficial o a nivel de tejido profundo [21].

1.1.1.1 EFECTOS FISIOLÓGICOS

Los efectos Fisiológicos de una aplicación de Termoterapia son variados y se miden en todos los niveles y sistemas como se verá a continuación.

Efecto a nivel celular: Aumenta el metabolismo celular pero, luego de alcanzar un nivel determinado, aunque siga aumentando la temperatura, el proceso metabólico disminuirá.

Efecto sobre la circulación sanguínea: El efecto más resaltante es el de termorregulación que va a actuar a nivel local produciendo inicialmente una vasoconstricción de breve duración para luego producir una vasodilatación con la que se obtiene una hipertermia. Además de esta reacción local, se va a producir en toda la superficie corporal una reacción vasomotora.

Efecto de la acción profunda de la termorregulación: produce una hipertermia profunda simultánea a la superficial. También va a tener una acción refleja como consecuencia de las modificaciones vasomotoras de la aplicación local que se va a reflejar en zonas dístales a la aplicación en forma de hiperemia y que va a producir efectos importantes en nuestro organismo, como son la mejoría de la nutrición celular, un aumento de la reabsorción de productos patógenos, y una acción bactericida, antiinflamatoria y analgésica.

Efecto en el corazón: El aumento del calor produce taquicardia, la tensión arterial se modifica un poco en las aplicaciones locales y a medida que aumenta la zona de aplicación aumenta también la temperatura del estímulo

y disminuye la presión sanguínea con un aumento de volumen por minuto.

Efectos sobre la sangre: El calor aplicado va a inducir que el PH sanguíneo se alcalinice, disminuyendo la coagulación sanguínea, la glucemia y la viscosidad de la sangre por que hay un mayor aporte linfático a los tejidos.

Efectos sobre el aparato digestivo: Las aplicaciones locales de calor menguan las secreciones y aumentan el tono y la motilidad de la musculatura gástrica con una disminución del tiempo de vaciamiento y aumenta el peristaltismo intestinal (movimiento intestinal).

Efectos sobre el aparato urinario: El calor produce un aumento de la diuresis y acelera el vaciado vesical, en aplicaciones hipertérmicas que generan mucha sudoración produce oliguria.

Efectos sobre el sistema respiratorio: El calor produce un aumento de la frecuencia respiratoria y un aumento del contenido de vapor de agua del aire inspirado, que va a producir un mecanismo de termorregulación.

Efectos sobre el sistema nervioso: Los estímulos calientes de poca duración aumentan la sensibilidad y los de larga duración la disminuyen, produciendo sedación y analgesia.

Efectos a nivel muscular: el calor produce relajación muscular, es antiespasmódico y mengua la fatiga, disminuye la excitabilidad, aumenta la elasticidad muscular y disminuye el tono.

Efectos sobre la piel: El calor produce un aumento de la temperatura, con modificaciones locales circulatorias y sudoración. También va a producir una mayor evaporación de agua a través de la piel aumentando su permeabilidad y una disminución de la sensibilidad de las terminaciones nerviosas táctiles.

1.1.1.2 EFECTOS TERAPEUTICOS E INDICACIONES

Efecto antiinflamatorio: Puede utilizarse en inflamaciones, excepto cuando estas se encuentran en fase aguda.

Efecto analgésico: Se obtiene a los pocos minutos. La intensidad de la analgesia depende del grado de temperatura, el tiempo de aplicación y de las condiciones del paciente.

Efecto antiespasmódico: Actúa sobre los espasmos y contracturas musculares, tanto si son músculos esqueléticos o vísceras.

Efecto revulsivo: La termoterapia intensa local puede producir un aumento de la circulación sanguínea.

Efecto cauterizante: el calor aplicado en una zona limitada y con una intensidad muy superior a la tolerancia cutánea, produce la destrucción de los tejidos por quemadura, cauterizando una herida abierta.

Indicaciones:

Aparato locomotor: en contusiones musculares y articulares, artritis, artrosis, esguinces, mialgias, desgarros musculares.

Sistema nervioso: en neuralgias, neuritis, contracturas y espasmos de origen central.

Aparato circulatorio: en enfermedades vasculares como la arterioesclerosis.

Aparato urogenital: en nefritis cistitis, litiasis.

Aparato digestivo: dolores gástricos, cólicos.

Aparato respiratorio: bronquiectasias, laringitis, pleuritis.

Enfermedades metabólicas: como la obesidad.

Sobre la piel: en procesos inflamatorios como los abscesos.

1.1.1.3 CONTRAINDICACIONES

Como todo tratamiento la Termoterapia también tiene sus contraindicaciones, como por ejemplo aplicaciones a personas que sufren alguna enfermedad cardíaca, patologías psicológicas depresivas, afecciones inflamatorias de la cavidad abdominal como la apendicitis, inflamaciones agudas en el aparato locomotor y pacientes que tomen medicación con anticoagulantes.

1.1.2 CRIOTERAPIA

Se define como el Conjunto de procedimientos que utilizan el efecto del frío con fines terapéuticos, aplicado por medio de agentes físicos. [20].

El frío sustrae calor del organismo, enfriándolo. La intensidad de actuación dependerá de distintos factores como son la diferencia térmica entre el agente y la piel y la rapidez con la que se aplica. Cuanto más rápido y más frío, mayor efecto terapéutico.

1.1.2.1 EFECTOS FISIOLÓGICOS

Efectos debido a un estímulo de corta duración: Provoca como primera reacción una vasoconstricción con descenso de la temperatura local, si el estímulo es de larga duración se ponen en marcha otros mecanismos, como el aumento del metabolismo de glúcidos y grasas en hígado y músculos, produciendo una contracción muscular.

Efectos sobre los vasos sanguíneos: Un estímulo de corta duración pero intenso va a producir una vasoconstricción, volviéndose la piel pálida. Al retirar la aplicación, en la piel aparece una hiperemia y se produce a nivel local una vasodilatación. También disminuye la frecuencia cardiaca, aumento de la presión arterial, que puede disminuir al comenzar la vasodilatación.

Efectos sobre el aparato respiratorio: Un estímulo frío produce al principio una inspiración profunda, seguida de una pausa y, luego, una gran expiración con movimientos respiratorios acelerados.

Efectos sobre los músculos: Una aplicación de corta duración produce una excitación y facilita la actividad muscular. En aplicaciones breves y repetidas aumenta la potencia muscular, las aplicaciones prolongadas o intensas dificultan la contracción muscular, aumentando el espasmo en casos de espasticidad pudiendo llegar a producir convulsiones, un aumento de tono muscular en aplicaciones breves en el tiempo y una disminución en aplicaciones de larga duración.

Efectos sobre el aparato digestivo: Produce relajación de los espasmos espásticos.

Efectos sobre el aparato urinario: produce un aumento de la diuresis.

Efectos sobre el sistema nervioso: los estímulos breves son excitantes. Si son prolongados va a producir anestesia en la zona de aplicación, reduciendo la capacidad nerviosa, disminución de los reflejos cutáneos por modificaciones en la conductibilidad y la conducción.

Efectos sobre la piel: Disminuye su temperatura, se debe tener cuidado ya que se pueden producir quemaduras por frío extremo.

1.1.2.2 EFECTOS TERAPEUTICOS E INDICACIONES

Tiene los siguientes efectos: Antiinflamatorio, analgésico, antiespasmódico y reabsorción de edemas, por lo que está indicado en casos de apendicitis, peritonitis agudas, vómitos, ya que relaja el estomago. Procesos cardiacos en general, procesos hemorrágicos, enfermedades vasculares periféricas.

Traumatismos mecánicos como contusiones, fracturas, desgarros musculares y hematomas, porque disminuye el edema y el dolor.

Procesos inflamatorios, inflamaciones bacterianas ya que el frío disminuye la toxicidad bacteriana.

Inflamaciones reumatoides agudas y subagudas, el frío disminuye la destrucción del cartílago, bursitis, disminuye la tumefacción y el dolor.

1.1.2.3 CONTRAINDICACIONES

Está contraindicado en personas alérgicas al frío, pacientes que sufren problemas vasculares, diabetes, síndrome de RAYNAUD, Vasculitis, Urticaria al frío, Crioglobulemia, Hipersensibilidad al frío, Hemoglobulinuria, enfermedades cardiovasculares graves.[5][7][10][20][21]

1.2 MEDICINA ESTÉTICA

La Medicina Estética es la práctica que aplica las técnicas necesarias, ya sean Médicas o Quirúrgicas para la restauración, mantenimiento y promoción de la estética, la salud y el bienestar del individuo.

La Medicina Estética es una actividad especializada que reúne los tres criterios que definen una especialidad médica, los cuales son:

Objetivo unificado, existencia de una base científica y técnica, y demanda social [8].

1.3 TRANSFERENCIA DE CALOR

Las formas de transferencia de calor son las siguientes:

1.3.1 TRANSFERENCIA DE CALOR POR CONVECCIÓN

La transferencia de calor se produce por intermedio de un fluido, sea líquido o gas en movimiento, el cual transporta el calor entre zonas con diferente temperatura. Por ejemplo, la transferencia de calor en el ciclo de refrigeración, es el gas refrigerante el que lleva el calor en el ciclo, como se muestra en la *figura 1.1*.

La transferencia de calor por convección se clasifica en natural y forzada. En la convección forzada el movimiento del fluido se debe a medios externos, como un ventilador o una bomba, en la convección natural el movimiento del fluido se debe a causas naturales, como el efecto de flotación, el cual se manifiesta con la subida del fluido caliente y el descenso del fluido frío, como se observa en la *figura 1.2*.

La convección forzada se clasifica a su vez en interna o externa dependiendo si se fuerza a fluir por un canal confinado (superficie interior), como en el caso del ciclo de refrigeración o por una superficie abierta (superficie exterior) [15].

La transferencia de calor por convección se expresa con la Ley del Enfriamiento de Newton:

$$\frac{dQ}{dt} = hA_s(T_s - T_{inf}) \dots\dots\dots(\text{Ecuación 1})$$

Donde “h” es el coeficiente de convección, “A_s” es el área del cuerpo en contacto con el fluido, “T_s” es la temperatura en la superficie del cuerpo y “T_{INF}” es la temperatura del fluido lejos del cuerpo.

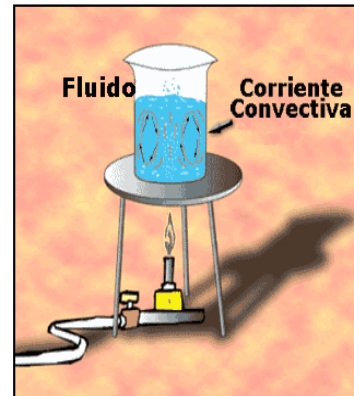
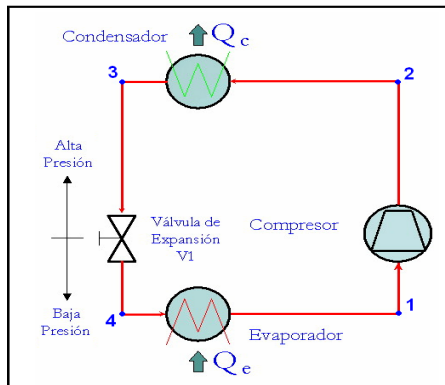


Figura 1.1. Ciclo de refrigeración [6]. Figura 1.2. Convección natural [6].

1.3.2 TRANSFERENCIA DE CALOR POR CONDUCCIÓN

Es la transferencia de energía térmica debido al contacto directo, tiende a igualar la temperatura dentro de un cuerpo o entre diferentes cuerpos en contacto por medio de la transferencia de energía cinética de las partículas (sin flujo de materia). El parámetro principal que regula la conducción de calor en los materiales es la conductividad térmica, la cual es una propiedad física que representa la capacidad de conducción de calor o capacidad de un material de transferir el movimiento cinético entre sus propias moléculas o a las moléculas de otro material con el que esté en contacto directo [15].

La ley de Fourier modela este tipo de conducción térmica, la cual establece que la transferencia de calor por conducción en una dirección determinada, es proporcional al área normal a la dirección del flujo de calor y a la gradiente de temperatura en esa dirección (ver figura 1.3) para un flujo de calor unidimensional, en este caso la dirección x, se tiene:

$$\frac{dQ_x}{dt} = -kA \frac{\partial T}{\partial x} \dots\dots\dots(\text{Ecuación 2})$$

Donde:

$\frac{dQ_x}{dt}$ Es la tasa de flujo de calor que atraviesa la superficie S.

K es la constante de conductividad térmica (Resistencia térmica = 1/K).

T es la temperatura.

t es el tiempo.

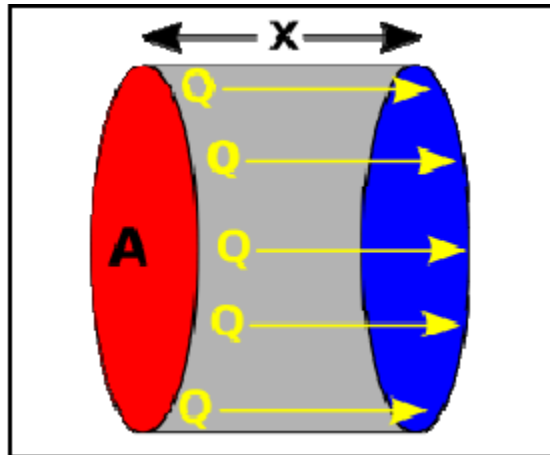


Figura 1.3 .Transferencia de calor por conducción en la dirección “x” [2].

1.3.3 TRANSFERENCIA DE CALOR POR RADIACIÓN

Se denomina radiación térmica o radiación calorífica a la emitida por un cuerpo debido a su temperatura, no requiere de un medio porque se propaga por el vacío en forma de ondas electromagnéticas. Todos los cuerpos emiten radiación electromagnética, siendo su intensidad y frecuencia directamente proporcionales a la temperatura del cuerpo en cuestión, como se observa en la *figura 1.4*. La cantidad de energía que abandona una superficie en forma de calor radiante depende de la temperatura absoluta y la naturaleza de la superficie [15]. La cantidad de energía radiante emitida o calor radiado viene determinada por la Ley de Stefan-Boltzmann, de acuerdo con esta ley, el calor radiado es proporcional a la temperatura absoluta del cuerpo elevada a la cuarta potencia, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$P = \alpha (\sigma T^4) S \dots\dots\dots \text{(Ecuación 3)}$$

Donde:

- P es la potencia radiada.

- α es un coeficiente que depende de la naturaleza del cuerpo, $\alpha = 1$ para un cuerpo negro perfecto.
- S es el área de la superficie que irradia.
- σ es la constante de Stefan-Boltzmann con valor de $5,67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$
- T es la temperatura absoluta del cuerpo.

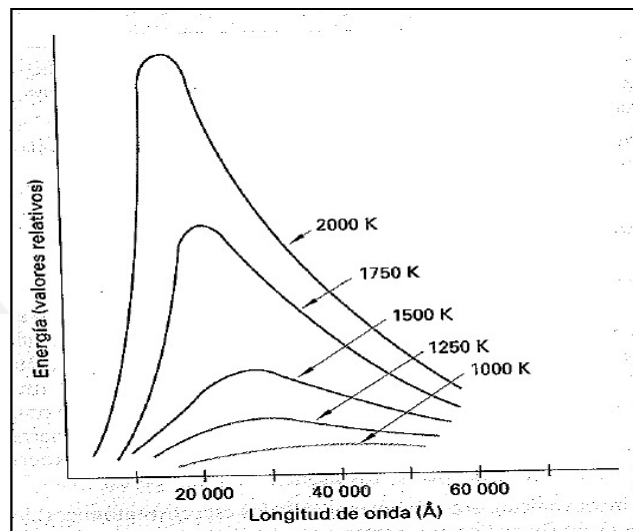


Figura 1.4. Longitud de onda, energía y temperatura [15].

1.4 TERMOELECTRICIDAD

1.4.1 EFECTO SEEBECK

Consiste en la aparición de una diferencia de potencial (f.e.m. termoeléctrica o de Seebeck) en los extremos de un material cuando se somete a una diferencia de temperatura, como se observa en la *figura 1.5*. Este fenómeno se debe a que la concentración de los portadores de carga en un material es función de la temperatura, como se observa en la *figura 1.6*, de esta forma, al mantener los extremos del material a distinta temperatura, las concentraciones de carga en ellos serán distintas, produciéndose así un flujo de portadores desde el extremo con concentración mayor al de menor concentración, generándose así un campo eléctrico [6][3][30].

La f.e.m. termoeléctrica que se genera se expresa como:

$$E = \sigma (\Delta T) \dots\dots\dots \text{(Ecuación 4)}$$

Donde:

- σ representa el coeficiente de Seebeck del material.
- ΔT la diferencia de temperatura entre los extremos.

Esta propiedad se observa de una manera más evidente en los materiales semiconductores que en los metales, debido a que se producen valores de f.e.m. mucho más elevados.

Este efecto se utiliza para fabricar transductores de temperatura a los que conocemos con el nombre de Termocuplas.

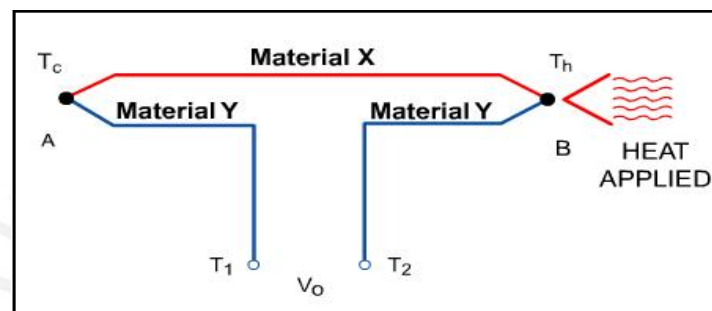


Figura 1.5. Efecto Seebeck [33].

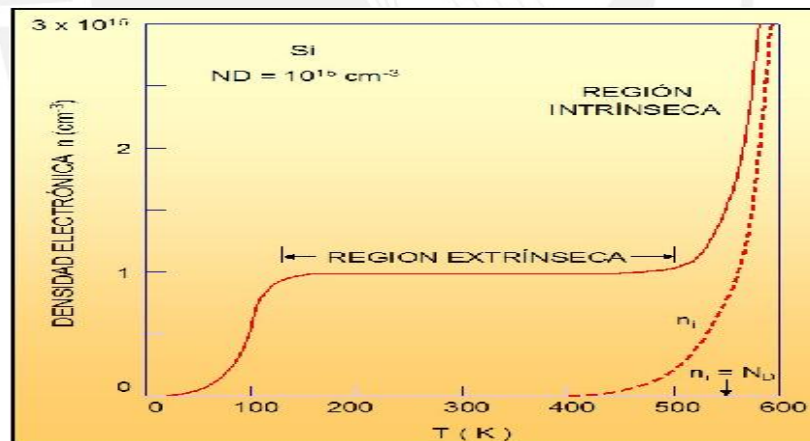


Figura 1.6. Densidad electrónica vs Temperatura en el Silicio [6].

1.4.2 EFECTO PELTIER

El efecto Peltier realiza la acción inversa al efecto Seebeck, lo cual consiste en la aparición de una diferencia de temperatura a partir de la aplicación de una diferencia de potencial eléctrico. El efecto Peltier ocurre cuando una corriente pasa a través de dos metales similares y semiconductores (tipo-n y

tipo-p) que están conectados entre sí por medio de dos uniones o juntas Peltier. La corriente conduce una transferencia de calor de una unión a otra. Una se enfría mientras que la otra se calienta, como se puede apreciar en la *figura 1.7* [6] [3].

Una manera sencilla para entender el funcionamiento de este efecto es notar que cuando los electrones fluyen de una junta a otra, una de las uniones queda con una baja densidad de portadores, por lo que su cinética atómica disminuye, lo que conlleva a que la temperatura de esa unión baje, en cambio, se incrementa la densidad de portadores de la otra junta, por lo que su cinética y temperatura aumentan. Visto de una manera macroscópica, cuando se aplica una diferencia de potencial que induce una corriente a través del circuito, se desprende calor de una unión (enfria) el mismo que es absorbido por la otra unión (caliente), el calor de Peltier absorbido por esta unión por unidad de tiempo Q , es igual a [30]:

$$Q = \Pi_{AB} I = (\Pi_A - \Pi_B) I \dots\dots\dots \text{(Ecuación 5)}$$

Donde:

- Π_A y Π_B son los coeficientes de Peltier de cada material por separado.
- I es la corriente aplicada

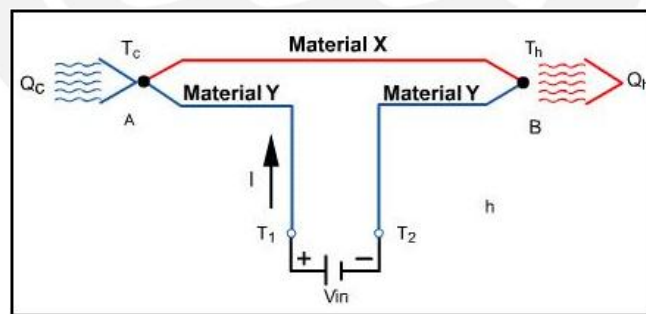


Figura 1.7. Efecto Peltier [30].

1.4.3 LA CELDA PELTIER

La celda Peltier, que se muestra en la *figura 1.8*, es un dispositivo termoeléctrico compuesto de semiconductores de bismuto de telurio tipo N (cargas libres) y tipo P (huecos libres) conectados eléctricamente en serie y térmicamente en paralelo (*ver figura 1.9*), estos se conectan entre sí a través

de uniones de cobre. La aplicación de una diferencia de potencial eléctrico genera una corriente a través de estos dos materiales semiconductores la cual produce el efecto Peltier descrito anteriormente. La cantidad de pastillas semiconductoras (ver figura 1.8) depende del modelo de celda Peltier a emplear y de los requerimientos de flujo de calor del sistema. Asimismo, las dimensiones están definidas por la superficie de contacto que debe haber entre el peltier y el objeto a enfriar o calentar [12].

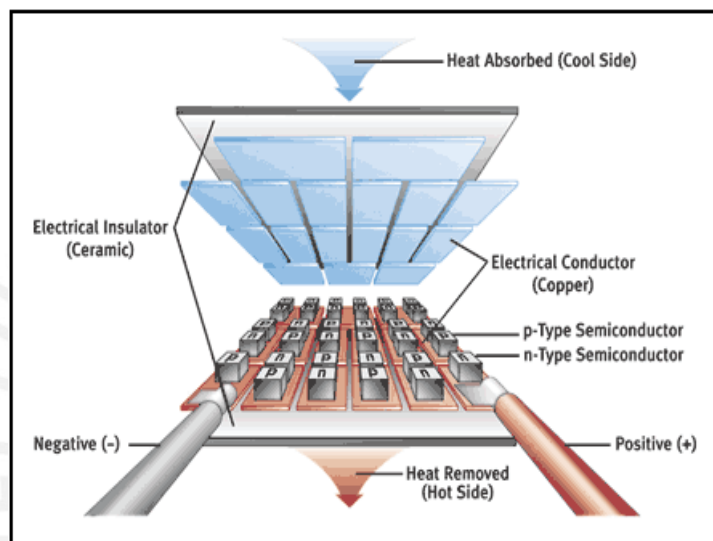


Figura 1.8. Celda Peltier y sus múltiples pastillas semiconductoras [31].

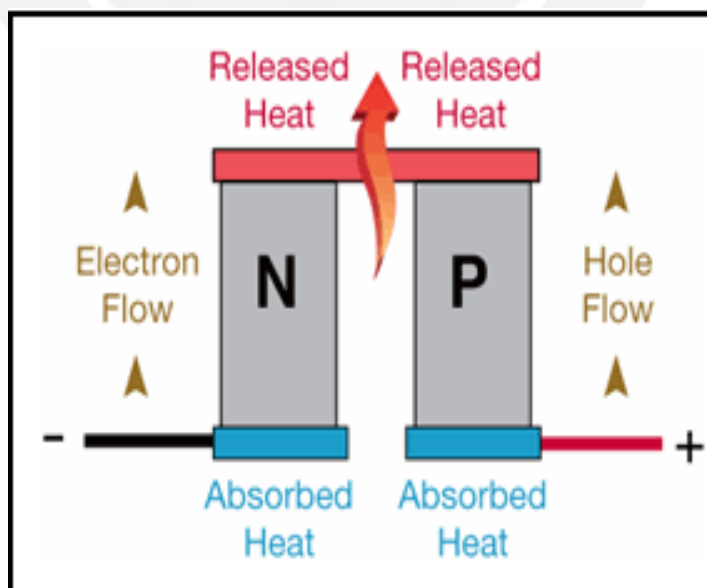


Figura 1.9. Pastilla semiconductor [31].

CAPÍTULO 2

LA CELDA PELTIER APLICADA A UN DISPOSITIVO PARA TERAPIA TÉRMICA SUPERFICIAL

2.1 ESTADO DEL ARTE

2.1.1 PRESENTACIÓN DEL ASUNTO DE ESTUDIO

Entre los agentes y medios Físicos que forman parte de la Fisioterapia y Medicina Estética se encuentran los agentes Térmicos los cuales transfieren energía al paciente para producir un aumento o descenso de la temperatura del tejido. La Crioterapia es la aplicación terapéutica del frío mientras que la Termoterapia es la aplicación terapéutica del calor, cada uno de los cuales se utiliza para distintos beneficios, como se expuso en el capítulo anterior [5][20]. Por otra parte, en los últimos años la termoelectricidad ha avanzado enormemente, por ello hoy en día la mayoría de las personas ha oído hablar sobre este fenómeno, o al menos ha visto alguna aplicación en el mercado, como por ejemplo las neveras portátiles.

El hecho de poder refrigerar o calentar una zona concreta y de reducido tamaño permite pensar en múltiples aplicaciones, las cuales despiertan un interés cada vez mayor por parte de las universidades, institutos, así como de las empresas de distintos rubros por hacer sus productos cada vez más eficientes. [34]

El estado de la investigación muestra las tecnologías que actualmente se utilizan en los tratamientos con agentes térmicos, los cuales se catalogan en Termoterapia (profunda y superficial) y Crioterapia, así como las aplicaciones donde actualmente se encuentra presente el Efecto Peltier.

2.1.2 ESTADO DE LA INVESTIGACIÓN

2.1.2.1 TECNOLOGÍAS UTILIZADAS EN FISIOTERAPIA Y ESTÉTICA.

TERMOTERAPIA

En termoterapia los tratamientos se dividen en tratamientos de calor profundo y de calor superficial, se cuentan con agentes térmicos para cada tipo de tratamiento, a continuación se describirá los más utilizados.

AGENTES DE CALOR PROFUNDO

Tratamiento con Ultrasonido

Se denomina ultrasonido a la vibración sonora de oscilaciones y ondas mecánicas cuyas frecuencias superan los 20 KHZ, la cual puede ser obtenida por un efecto piezoeléctrico o piezoeléctrico inverso. [39]

La aplicación de ultrasonido tiene tanto efectos mecánicos como térmicos que se producen debido a la fricción de la onda con el tejido y va a estar en correspondencia con la intensidad, tipo de emisión y frecuencia. El tratamiento con ultrasonido tiene varias aplicaciones terapéuticas, entre las cuales destacan el tratamiento del dolor (efecto analgésico) y de la hiperemia [20]. El equipo para terapia con ultrasonido se muestra en la *figura 2.1*.



Figura 2.1. Equipo para terapia con ultrasonido [20].

Diatermia de Onda Corta (DOC).

Induce un aumento de la temperatura en profundidad debido a la intensidad del campo magnético que genera, el cual puede ser continuo o pulsado. Para la aplicación se sitúa la zona a tratar entre dos electrodos que forman el par condensador, como se muestra en la *figura 2.2*, entre los que se genera un campo que varía de polaridad 27 120 000 veces por segundo generando en el dieléctrico (en este caso la zona a tratar del cuerpo del paciente) una fuerza electromotriz que será la responsable del calentamiento debido al desplazamiento de los iones libres (efecto ionizante) [38]. La forma característica del equipo se muestra en la *figura 2.3*.



Figura 2.2. Ejemplo de aplicación DOC [38]. *Figura 2.3. Equipo DOC [38].*

Radiofrecuencia.

Se utiliza principalmente para fines estéticos, produce efectos tales como rejuvenecimiento facial, tratamiento de acné, reafirmación cutánea. El equipo se puede observar en la *figura 2.4*, el generador de radiofrecuencia aporta una corriente alterna de 6 MHz a través de un electrodo mono polar (*ver figura 2.5*) con el fin de depositar un calentamiento volumétrico en los tejidos de forma dirigida [9].

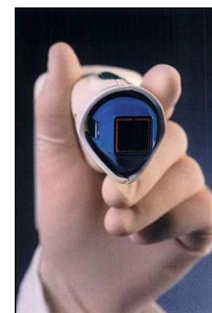


Figura 2.4. Equipo de Radiofrecuencia [9]. *Figura 2.5. Electrodo [9].*

AGENTES DE CALOR SUPERFICIAL

Compresas o Bolsas de Calor

Transfieren calor al paciente por conducción. Se sitúa las bolsas o compresas en un tanque lleno de agua, la cual se calienta por medio de una resistencia calefactora controlada por un termostato que mantiene la temperatura de las compresas dentro del rango ajustado previamente (Ver *figura 2.6*) [5][21]. Hay distintos tipos de compresas, como se observa en la *figura 2.7*, y se utiliza en el tratamiento las que mejor se adapten a la zona del cuerpo a tratar.



Figura 2.6. Tanque de compresas Chattanooga [21].

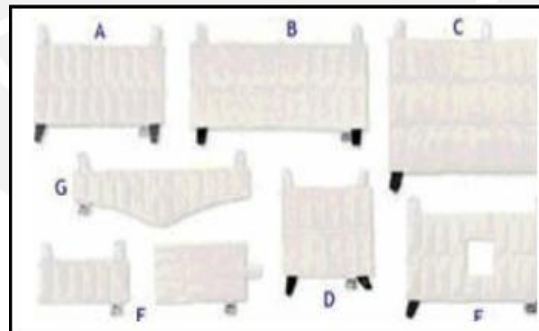


Figura 2.7. Distintas formas de compresas [21].

Parafina

La parafina es una mezcla de alcanos, la que se utiliza en Fisioterapia debe ser blanca, inodora e insípida, como se muestra en la *figura 2.8*. Se emplea con puntos de fusión entre los 43°C a 47° C. Para su aplicación se coloca la parafina en un tanque (ver *figura 2.9*) con una resistencia interna sumergida

en agua para uniformizar el calor y así lograr que la parafina se derrita correctamente, para la posterior aplicación sobre la zona del cuerpo a tratar [21].



Figura 2.8. Bloque de parafina [21]. *Figura 2.9. Tanque de parafina [21].*

Fluido terapia

Transfiere calor por convección. Consiste en un aparato que contiene partículas de celulosa en polvo por medio de las cuales se hace circular una corriente de aire caliente, superponiéndolas y moviéndolas de forma que actúan como un líquido. El paciente introduce la parte del cuerpo a tratar dentro del aparato, donde flota como si estuviera en agua. El terapeuta puede controlar tanto la temperatura como el grado de agitación de las partículas, como se aprecia en la *figura 2.10.* [21]



Figura 2.10. Equipo de tratamiento con Fluido terapia [21].

Tratamiento con Radiación Infrarroja

Trasmite calor al paciente por radiación y existen dos tipos:

No luminosos: Emite gran cantidad de infrarrojos de onda larga (entre los 1500 y 2500nm) y su profundidad no es mayor a los 2 o 3 cm.

Luminosos: Emiten gran cantidad de IR proximales y luz visible y alcanza una profundidad de penetración entre 5 y 10 mm (ver figura 2.11). [21][5]



Figura 2.11. Lámpara para tratamiento con luz infrarroja [21].

Parches de Calor

Pueden calentarse por medio eléctrico (electrodos) o mezclando componentes químicos introducidos en una bolsa (ver figura 2.12). La temperatura final alcanzada se encuentre entre 40 a 42°C, no conserva el calor por mucho tiempo [21].



Figura 2.12. Parches de calor [21].

CRIOTERAPIA

Bolsas de Frio o Compresas Frías

Las bolsas o compresas de frio se llenan con un gel compuesto de sílice o una mezcla de solución salina con gelatina, para mantenerse en estado semisólido a una temperatura entre 0°C y 5°C , y están cubiertas con vinilo. Al igual que las compresas calientes tienen distintas formas para cada lugar específico del cuerpo, como se pueden apreciar en la *figura 2.13*. Las compresas se mantienen en su temperatura de trabajo almacenándola en tanques de enfriamiento los cuales utilizan como principio de funcionamiento el ciclo termodinámico de refrigeración, ver *figura 2.14*. [5][20]



Figura 2.13. Diferentes tipos de compresas frías [20].

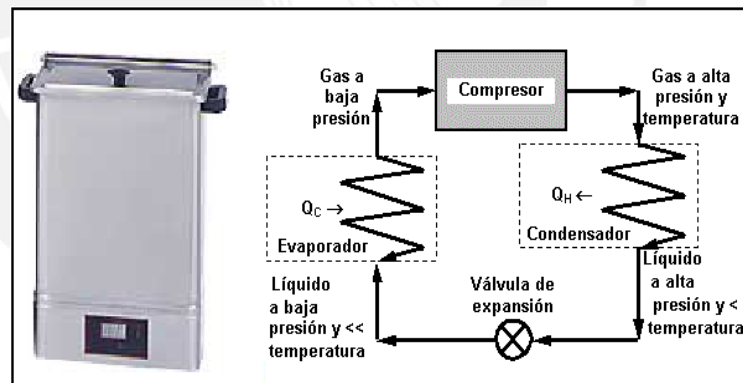


Figura 2.14. Tanque para compresas y ciclo de refrigeración [20].

Compresión Fría Controlada

Las unidades de compresión fría controlada bombean agua fría y aire al interior de la manga que se coloca envolviendo a la extremidad del paciente, como se aprecia en la *figura 2.15*. La compresión se aplica por el inflado intermitente de la manga con aire. Las unidades de compresión fría controlada se usan sobre todo después de una intervención quirúrgica para

el control de la inflamación y el edema postoperatorio, o a alguna lesión deportiva [5] [20].



Figura 2.15. Aplicación de compresión fría controlada [20].

2.1.2.2 APLICACIONES DEL EFECTO PELTIER

El Efecto Peltier tiene múltiples aplicaciones los cuales parten del correcto control sobre el mismo y las características constructivas que se requieran. Algunas de estas aplicaciones son, por ejemplo:

APLICACIONES ELECTRÓNICAS, ELÉCTRICAS E INDUSTRIALES

- **Enfriamiento del procesador de una computadora:** Incrementando de esta forma la eficiencia y el tiempo de vida del mismo [34].
- **Enfriamiento de diodos laser:** Teniendo listos los diodos de forma más rápida para la siguiente aplicación o disparo, incrementando así, como en el caso anterior, su eficiencia y tiempo de vida [8].
- **Enfriamiento de cabinas:** enfriando ciertos ambientes o espacios específicos los cuales deben estar a una temperatura determinada [2].
- **Sistema de aire acondicionado portátil termoeléctrico:** Como es el tema de algunos proyectos de tesis en el que se trata de crear un ambiente acondicionado utilizando como base del proyecto el principio Peltier [27].

APLICACIONES MÉDICAS Y DE LABORATORIO

- **Enfriamiento del aplicador de Radiofrecuencia:** Los aplicadores de RF cuentan con módulos de enfriamiento Peltier para producir un adormecimiento en la zona de aplicación y así disminuir el dolor durante el tratamiento [9].
- **Enfriamiento de Láseres médicos:** Para tenerlos preparados de forma más rápida para la siguiente aplicación y para que el diodo no sufra daños debido al calor remanente [8].
- **Mantenimiento de muestras en condiciones de refrigeración:** Para poder contar con pequeños enfriadores para la conservación de muestras de laboratorio en condiciones adecuadas, que no ocupen mucho espacio y no sean ruidosos.
- **Estabilización de temperatura en instrumentos sensibles:** Ciertos instrumentos de laboratorio deben ser operados a una temperatura adecuada y se utiliza el efecto Peltier para lograrlo, debido a al reducido tamaño que pueden tener ciertos modelos de celdas Peltier [18].
- **PCR – ciclos térmicos:** Como se ve en algunos temas de tesis también se utiliza este efecto para la replicación de ADN [12].
- **Dispositivos para crioterapia - termoterapia:** Aunque existen algunos cuantos dispositivos actualmente en el mercado, algunos de los cuales mencionaré a continuación, no son muchos los dispositivos que se ven en el mercado local, por lo que es un foco bastante atractivo por las ventajas que ofrece.

A- EQUIPO CRIOTERMOTERAPIA DE LA MARCA DEMIK

Es un equipo que tiene como base para la aplicación una celda Peltier, la cual utiliza únicamente dos tensiones para la alimentación de la misma. La más elevada, para utilizar tratamientos con Crioterapia, la menor para tratamientos con Termoterapia. Estas tensiones de alimentación cambian cuando se presiona el botón metálico que se ve en la *figura 2.16*. El dispositivo cuenta además con un ventilador, que se activará cuando se utilice crioterapia, para

disipar el calor generado en la cara opuesta. Se puede observar que el dispositivo cuenta con tres LEDs indicadores (ver figura 2.16), que indican al usuario el tipo de tratamiento que se está utilizando y si está en funcionamiento.



Figura 2.16. Equipo de Crioterapia de la marca DEMIK.

B- DERMOLIFT - MEDITEA

Equipo de procedencia Argentina, cuenta con múltiples aplicadores para distintos tratamientos entre los que se encuentra el aplicador para Crioterapia y Termoterapia que utiliza una celda Peltier para generar el calor y frío de acuerdo a lo que requiera el usuario, no regula la temperatura ya que utiliza dos únicas tensiones de alimentación (ver figura 2.17).



Figura 2.17. Equipo DERMOLIFT de la marca MEDITEA.

APLICACIONES EN CONSERVACIÓN DE ALIMENTOS

- **Vitrinas refrigeradas en puntos de vista:** Para conservar alimentos en puntos de vista reducidos para captar la atención de los clientes.
- **Neveras y calentadores portátiles:** Como es el caso de pequeños calentadores y enfriadores en forma de taza para poder calentar o enfriar las bebidas [2].
- **Contenedores de transporte de alimentos:** Para transportar pequeñas cantidades de alimentos para el consumo individual sin el riesgo de que el alimento se malogre.

2.1.3 SÍNTESIS SOBRE EL ASUNTO DE ESTUDIO

De acuerdo al recuento anterior de las diferentes tecnologías existentes en el mercado para realizar terapia térmica, se puede observar lo siguiente:

- Se requiere un control de la temperatura de forma que se pueda aplicar una temperatura constante sobre una zona del cuerpo del paciente durante un tiempo adecuado (**determinado según el criterio del terapeuta**). Los métodos empleados actualmente en nuestro medio local utilizan una temperatura no constante durante el tratamiento, ya que el agente físico se enfría (si es que se trata de una compresa caliente o parafina) o se calienta (si es que se trata de una compresa fría) una vez que entra en contacto con la zona del cuerpo a tratar del paciente.
- Tanto termoterapia superficial como crioterapia son importantes, ya que ambos tipos de tratamientos tienen sus bondades.
- La mayoría de agentes térmicos vienen secundados de un aparato grande que es el encargado de mantener la temperatura en el nivel deseado, **existe la necesidad de un dispositivo que sea independiente de estos aparatos y pueda ser movilizado con facilidad.**
- El uso del efecto Peltier no es muy difundido actualmente en el ámbito de la rehabilitación (medicina física) pese a su pequeño tamaño y gran rango de temperaturas que permite, es por esto que se utilizará el mismo para el desarrollo del dispositivo.

2.2 PROBLEMÁTICA

2.2.1 VARIABLES EXTERNAS

Las variables externas se muestran en la *figura 2.18*.

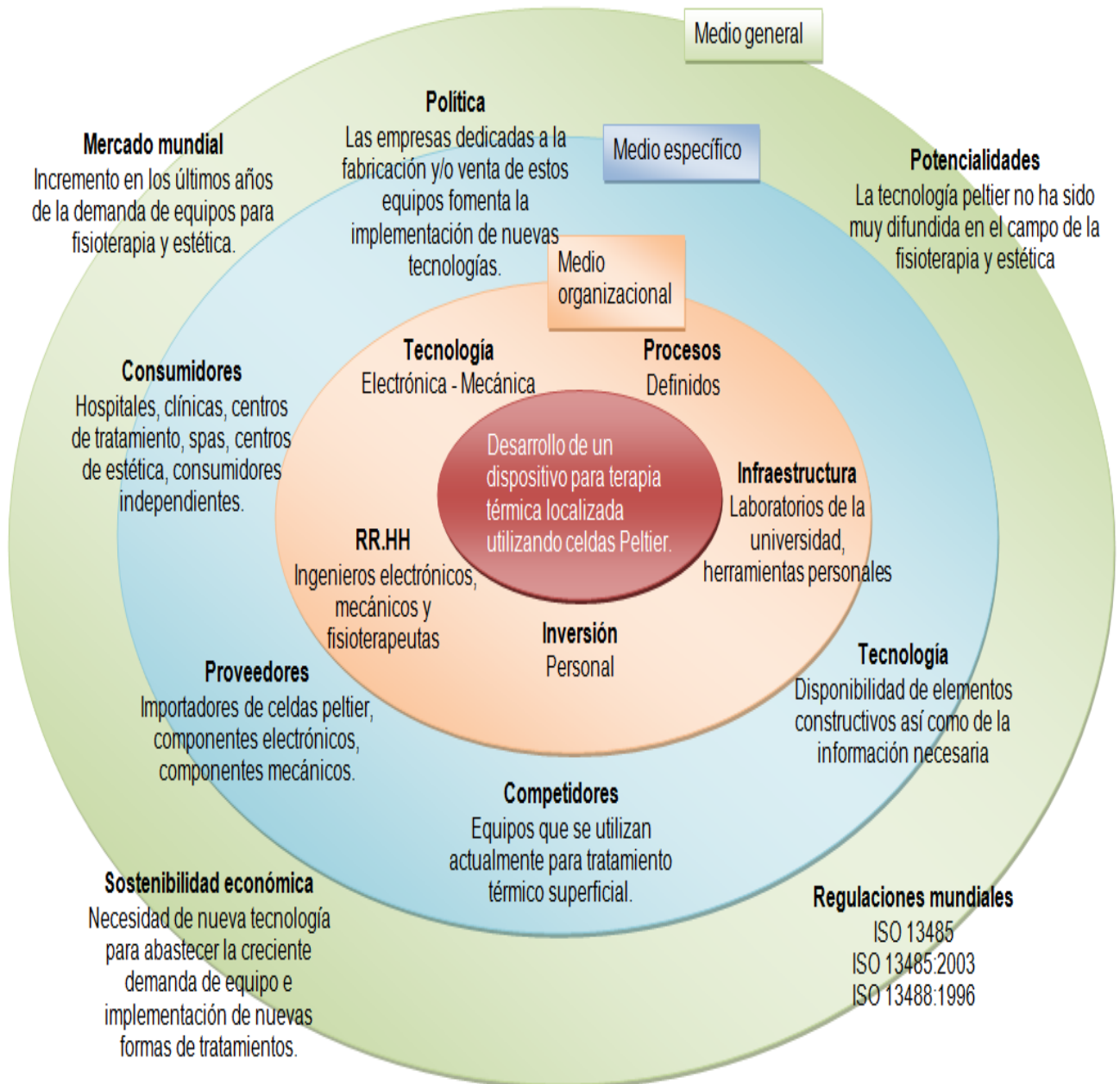


Figura 2.18. Problemática externa [elaboración propia].

2.2.2 VARIABLES INTERNAS

Las variables internas de muestran en la *figura 2.19*.

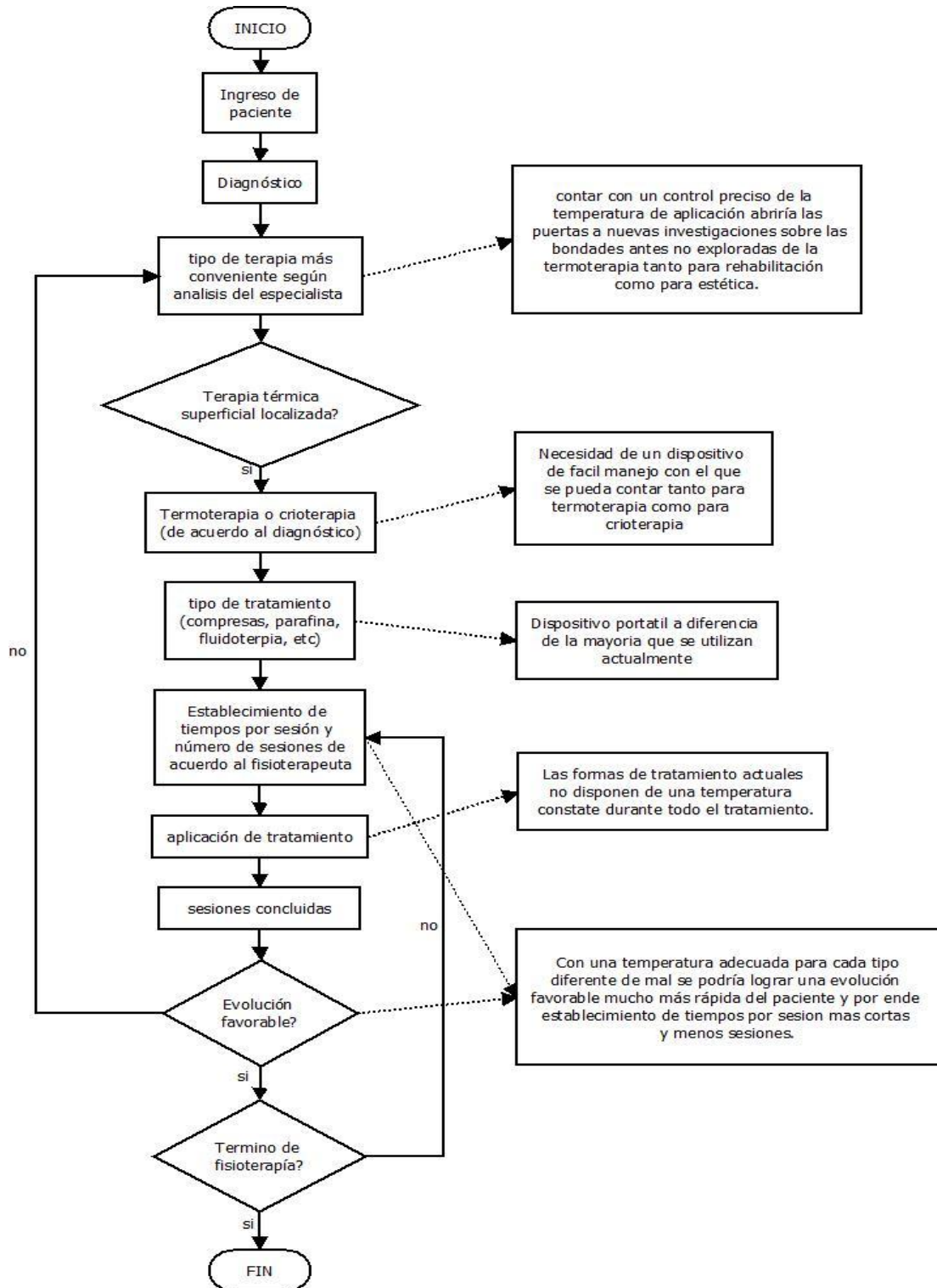


Figura 2.19. Variables de la problemática interna [elaboración propia].

2.2.3 DECLARACIÓN DEL MARCO PROBLEMÁTICO

Luego de Investigar los distintos tipos de Agentes Físicos utilizados para terapia Térmica superficial, no se encontró información sobre una temperatura estándar de tratamiento ni para Termoterapia ni Crioterapia, ya que los autores consultados solo hacen mención de rangos de temperatura, tampoco se encontró información acerca de las bondades de la aplicación de una temperatura programable y constante durante todo el tratamiento, lo cual sería un tema de estudio interesante ya que abriría las puertas a nuevas formas de tratamiento y protocolos clínicos haciendo uso de Termoterapia y Crioterapia.

Por otro lado se observó que la tecnología Peltier no es muy difundida en el campo de la Terapia Térmica a pesar de que alcanza rápidamente la temperatura de trabajo y se puede utilizar tanto para tratamientos con Crioterapia como con Termoterapia, lo cual brinda un panorama más atractivo para desarrollar, además que la demanda mundial de equipos para rehabilitación y estética ha crecido en los últimos años (mayor número de hospitales, clínicas, centros especializados, etc.), lo que hace que la necesidad de nuevas tecnologías y formas de aplicación sea indispensable.

2.3 OBJETIVOS

2.3.1 OBJETIVO GENERAL

El objetivo de la presente Tesis es desarrollar un dispositivo para terapia Térmica superficial con el cual, haciendo uso del efecto Peltier, se puedan efectuar terapias tanto con calor como con frío, mediante un adecuado control digital.

2.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Desarrollo de una etapa eficaz de sensado y acondicionamiento de la señal de temperatura que sea lineal dentro del rango de trabajo.
2. Desarrollo de un programa adecuado para el microcontrolador que realice la adquisición de datos del sensor de temperatura, control de la celda Peltier y de la interface Usuario - máquina.
3. Desarrollo de una etapa de potencia que servirá de nexo entre el microcontrolador y la celda Peltier.
4. Diseño y habilitación de una fuente de potencia con capacidad de entregar la corriente suficiente para alimentar todo el sistema.
5. Adicionalmente se diseñará la carcasa y se seleccionará el bloque disipador de calor para la celda Peltier (disipador, ventilador).

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE TERAPIA TÉRMICA SUPERFICIAL

3.1 MODELO TEÓRICO DEL DISPOSITIVO

Como se expuso anteriormente tanto Crioterapia como Termoterapia son importantes, es por ello que el presente dispositivo utilizará ambos tipos de terapia. Se considerará para lo fines del presente proyecto una resolución de 1°C para la temperatura, debido a que esta es una resolución mayor a la empleada actualmente por los dispositivos comerciales y se considera adecuada. Para lograr la temperatura deseada se hará uso de una celda Peltier la cual, dependiendo de la polaridad de alimentación e intensidad de la corriente, generará una diferencia de temperatura entre sus caras, en la que una de ellas calentará y la otra enfriará.

Se propone un control digital sobre la celda Peltier por lo que se seleccionará un microcontrolador adecuado para implementar el algoritmo de control, el cual, mediante una etapa de potencia, realizará el control de la celda Peltier.

Para realizar un control adecuado es necesario registrar durante todo el tiempo la temperatura de la celda Peltier, por lo que se necesitará un transductor de temperatura (componente que convierte la magnitud física de temperatura en una magnitud eléctrica) correctamente seleccionado y posicionado sobre la cara de la celda a controlar.

El usuario necesitará ingresar la temperatura de trabajo a utilizar en el tratamiento, por lo que se contará con una interface usuario - máquina con una etapa de selección correctamente diseñada para poder programar la temperatura de trabajo con la resolución exigida, además será necesario visualizar la temperatura programada, por lo que se contará con una etapa de visualización. Se debe contar también con una fuente de alimentación con capacidad de energizar todo el sistema.

El diagrama de bloques del sistema se muestra en la *figura 3.1*.

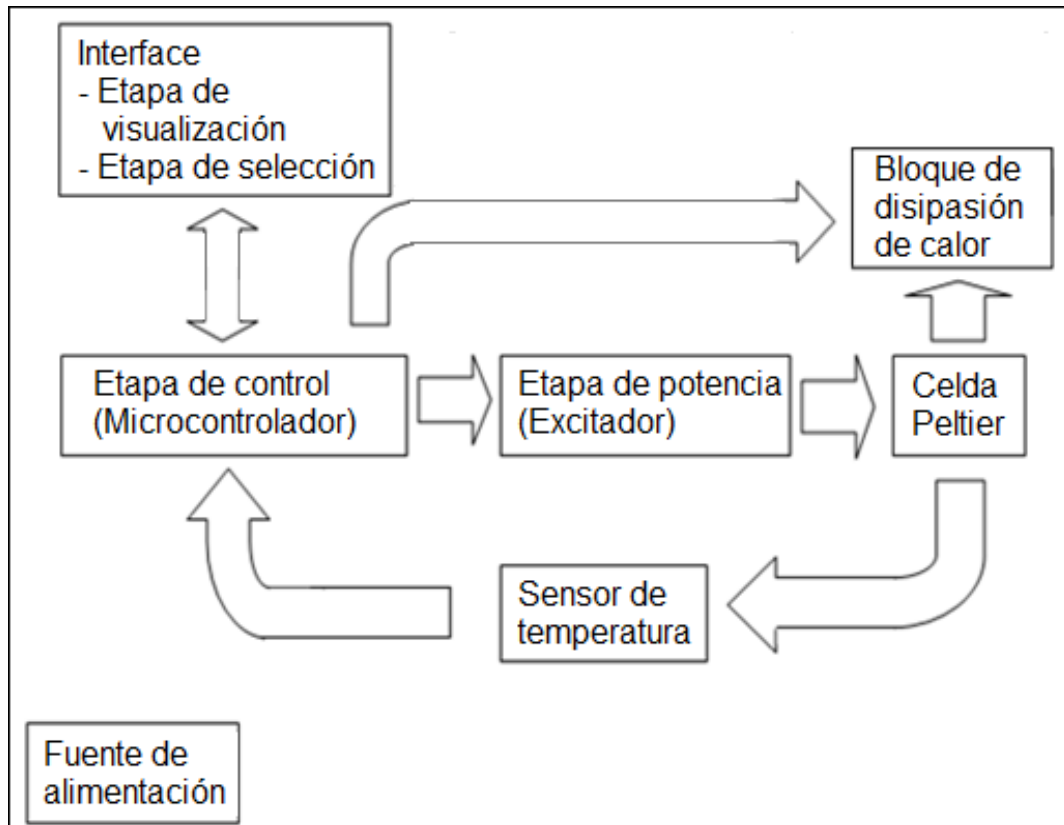


Figura 3.1. Diagrama de bloques de los subsistemas y su interrelación.
[Elaboración propia].

3.2 ELECCIÓN DE LA CELDA PELTIER.

3.2.1 TEMPERATURAS MÍNIMAS Y MÁXIMAS REQUERIDAS.

Para fijar la temperatura mínima que debe alcanzar la celda Peltier se investigó acerca de las temperaturas mínimas utilizadas en los tratamientos con Crioterapia, las cuales fluctúan entre 0°C y 5°C dependiendo de la naturaleza del agente físico, siendo los agentes que se calientan de una manera más rápida cuando entran en contacto con la zona del cuerpo del paciente a tratar (con una conductividad térmica alta) los que se aplican con temperaturas mínimas más bajas [20]. Se optó por elegir una temperatura mínima igual a 5°C ya que la celda Peltier la mantendrá constante y uniforme en su superficie durante toda la aplicación. Contar con temperaturas menores a la indicada podría representar un riesgo para el paciente ya que si se excede un cierto límite el frío ya no se comporta como agente beneficiario sino como nocivo para el tejido.

De igual modo, para fijar la temperatura máxima que debe alcanzar la celda Peltier se investigó acerca de las temperaturas máximas utilizadas en los tratamientos más comunes con Termoterapia (compresas calientes, parafina), las cuales fluctúan entre 45°C y 55°C dependiendo de la naturaleza del agente físico [21], siendo los agentes que se enfrían más rápidamente al entrar en contacto con la zona del cuerpo a tratar del paciente (con una conductividad térmica alta) los que se aplican con temperaturas máximas más elevadas. Se optó por elegir una temperatura máxima igual a 45°C ya que la celda Peltier generará una temperatura constante y uniforme en toda su superficie durante la aplicación. Contar con temperaturas mayores a la indicada representaría un riesgo para el paciente debido a que podría derivar en daño a los tejidos por quemadura.

3.2.2 ÁREA DE APLICACIÓN

Se considera para seleccionar el área de aplicación de la celda Peltier una región pequeña debido a que se utilizará terapia térmica localizada.

Tomando como referencia las dimensiones de las celdas Peltier utilizadas en dispositivos para crio-termoterapia actuales, como la utilizada por el aplicador del equipo DERMOLIFT de la marca Meditea, que utiliza una única celda Peltier como se aprecia en la *figura 3.2*.



Figura 3.2. Aplicador de crio-termoterapia y celda Peltier utilizada.

Dicha Celda Peltier presente en el aplicador tiene unas medidas de 3 cm de lado y 3 cm de ancho montada sobre un bloque metálico, por lo que se seleccionará una celda Peltier que cumpla con estas medidas.

3.2.3 CELDA PELTIER SELECCIONADA

Se toma como base para la elección de la celda Peltier la hoja de datos de la empresa MELCOR (ver figura 3.3), ya que se tiene a disposición celdas Peltier de dicho proveedor. De acuerdo a los factores evaluados anteriormente se optó por elegir el modelo **CP 1.0-127-06L**, debido a que cuenta con una diferencia de temperatura máxima de 67°C, lo cual abarca el rango de temperatura planteado y sus dimensiones físicas son: de largo 3 cm, de ancho 3 cm y 4 mm de espesor, por lo que son las adecuadas. Dicha celda consume una corriente máxima de 2.5 A cuando se conecta a una tensión de alimentación máxima de 15.4 V y produce un desplazamiento de calor máximo de 21.4 W. Se hará uso de un voltaje de alimentación de la celda de 12 V porque se considera que con este valor es suficiente para llegar a los límites de temperatura propuestos (5°C y 45°C), lo cual será corroborado durante las pruebas operativas en vacío y sobre la piel.

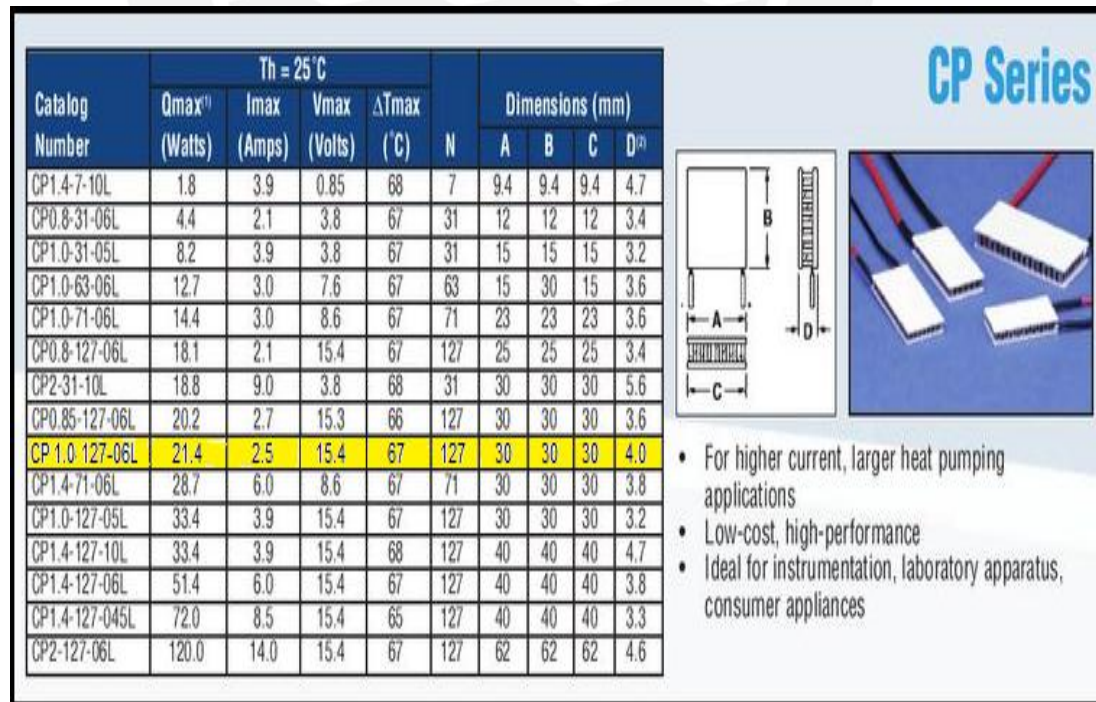


Figura 3.3. Especificaciones técnicas de la empresa MELCOR.

3.3 DISEÑO DE LA INTERFACE USUARIO - MÁQUINA

3.3.1 INTERFACE PROPUESTA

La interface constará de un dispositivo para la visualización de los parámetros de una forma adecuada. La única variable que podrá modificar el usuario es la temperatura (debido a que, para los fines del proyecto, no se consideró necesario modificar el tiempo ya que se consideró criterio del terapeuta, el cual detendrá el dispositivo cuando lo considere conveniente) por lo que se contará con tres pulsadores para la etapa de selección, con uno de ellos se podrá ingresar al modo programación, comenzar el tratamiento y detenerlo; Con los otros dos pulsadores se modificará la temperatura a programar (aumentar ó disminuir). Además, se contará con una etapa de tres LEDS indicadores, uno que se activará cuando se seleccione Termoterapia, otro que se activará cuando se seleccione Crioterapia y por último un LED que nos indicará cuando se haya alcanzado a la temperatura de operación.

3.3.2 ETAPA DE VISUALIZACIÓN DE PARÁMETROS

Para esta etapa se escogió entre hacer uso de DISPLAYS de 7 segmentos o una pantalla LCD de 16x2. Finalmente se optó por la pantalla LCD ya que los parámetros pueden ser presentados de una manera visualmente más sencilla y atractiva para el usuario y la diferencia de precios es favorable en comparación con la cantidad de DISPLAYS, con sus respectivos drivers, requeridos para los fines del proyecto, como se aprecia en la *tabla 3.1*.

Utilizar LCD 16x2			Utilizar DISPLAY 7 segmentos		
Precio	Componente	Cantidad	Precio	Componente	Cantidad
S/. 11.00	LCD 16x2	1	S/. 1.50	DISPLAY	3
S/. 1.00	Espadín hembra	1	S/. 3.00	Driver DISPLAY	3
S/. 1.00	Espadín macho	1	S/. 0.5	Socket Driver	3
Precio total S/. 13.00			Precio total S/. 15.00		

*Tabla 3.1. Comparación de precios entre utilizar LCD y DISPLAYS.
[Elaboración propia].*

3.3.3 ETAPA DE SELECCIÓN DE PARÁMETROS

Como se planteó en la parte de interface propuesta, se eligió trabajar con 3 pulsadores, ya que el único parámetro a variar es la temperatura (aumentarla o disminuirla), por lo que es más sencillo, eficiente, ocupa un espacio más reducido y, como se muestra en la comparativa de precios de la *tabla 3.2*, es más barato que utilizar un teclado matricial. Los pulsadores se irán a conectar a 3 pines del microcontrolador (elegido posteriormente) utilizando un arreglo anti-rebote para evitar problemas de ruido y facilitar la programación.

Teclado Matricial	Cantidad	Pulsadores	Cantidad
Costo: S/. 15.00	1	Costo: S/. 1.00	3
Costo total S/.15.00		Costo total S/. 3.00	

Tabla 3.2. Comparación de precios entre teclado matricial y pulsadores. [Elaboración propia].

3.3.3.1 ARREGLO ANTI-REBOTE

El arreglo anti-rebote utilizado para los pulsadores de selección se puede observar en la *figura 3.4*.

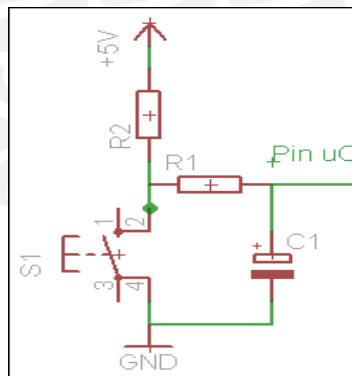


Figura 3.4. Pulsador anti-rebote [elaboración propia].

Las ecuaciones que describen el funcionamiento del arreglo son las del proceso de carga y descarga de un capacitor y se muestran a continuación:

$$V_C = V_{CC} + (V_o - V_{CC}) e^{-t/T} \dots\dots\dots \text{(Ecuación 6)}$$

$$I_C = ((V_{CC} - V_o) e^{-t/T}) / R \dots\dots\dots \text{(Ecuación 7)}$$

Cuando el pulsador S1 se encuentra sin presionar (abierto), el arreglo se comporta como el circuito de carga del condensador C_1 a través de R, donde $R = R_1 + R_2$, V_{cc} es la tensión de alimentación (5V), V_0 es el voltaje inicial en el capacitor, el mismo que se considera 0V (capacitor inicialmente descargado) y $T = R \times C = (R_1 + R_2) \times C_1$.

Cuando el pulsador S1 se presiona, el arreglo se comporta como el circuito de descarga del condensador C_1 a través de la resistencia R, donde $R = R_1$, V_{cc} es la tensión de alimentación (0V), V_0 es el voltaje inicial en el capacitor, el mismo que se considera 5V (capacitor inicialmente cargado) y $T = R \times C = R_1 \times C_1$. El tiempo que demora el condensador para estabilizarse es, en ambos casos, aproximadamente $4 \times T$ (Ecuación 8).

En el momento en que el pulsador S1 se presiona, durante un lapso de tiempo (aproximadamente 20 ms) aparecen los rebotes antes de estabilizarse (como se puede observar en la *figura 3.5*), en ese momento el arreglo se comporta como un circuito alternado de carga y descarga del condensador, por lo tanto, es para este lapso de tiempo donde es necesario hallar los valores de las resistencias y capacitor necesarios para mantener el voltaje en condiciones cuasi estables, como lo muestra la *figura 3.5*, para evitar que el microcontrolador los reconozca como eventos.

El tiempo en “baja” (0V) entre rebotes se encuentra en el orden de los microsegundos (μs) por lo que será necesario seleccionar valores de resistencias y capacitor que den un tiempo de estabilidad considerablemente mayor, para así evitar que el condensador se descargue en el tiempo entre rebotes y genere eventos. Se considerarán los siguientes valores:

Para la etapa de descarga:

Se considera un tiempo de estabilidad de 4 ms (considerado suficiente), por lo que $4 \times T = 4 \times R_1 \times C_1$. Se selecciona valores de $R_1 = 1K\Omega$ y $C_1 = 1\mu F$.

Para el caso de la etapa de carga:

El tiempo en “alta” (5V) entre rebotes es considerablemente mayor al tiempo que se mantiene en “baja” (0V), es por este motivo que se considera un tiempo de estabilidad mayor al de descarga, en este caso 40 ms.

Por lo tanto $40 \text{ ms} = 4 \times R \times C = 4 \times (R_1 + R_2) \times C_1$, siendo $R_1 = 1 \text{ K}\Omega$ y $C_1 = 1 \mu\text{F}$.

$R_2 \approx 10 \text{ K}\Omega$

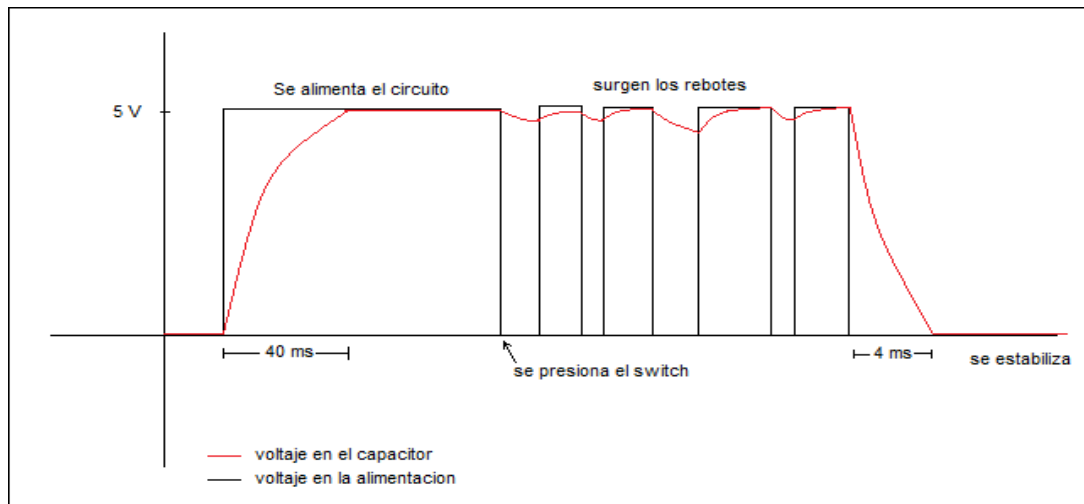


Figura 3.5 Desempeño del pulsador anti-rebote [elaboración propia].

3.3.4 ELECCIÓN DE LOS LEDS INDICADORES Y FORMA DE CONEXIÓN

La elección del color de los LEDS se realizará para que el usuario pueda distinguir claramente y sin ambigüedad el tipo de tratamiento que está utilizando y si la celda se encuentra en la temperatura de trabajo programada para poder comenzar a realizar la aplicación terapéutica.

Es común identificar a la Termoterapia con el color rojo, ya que este color representa el calor, por lo tanto se elige hacer uso de un LED rojo que se activará cuando se utilice Termoterapia Superficial. Por otro lado, el color blanco identifica a la Crioterapia ya que representa al frío, por lo que se hará uso de un LED blanco que se activará cuando se utilice Crioterapia. Por último se elige utilizar un LED verde que se activará cuando se alcance la temperatura de operación, indicando a la persona, de esta manera, que el dispositivo está listo para ser aplicado sobre la zona a tratar.

Para su activación, el microcontrolador seleccionado utilizará 3 pines y realizará el control de los LEDS por medio de un arreglo de transistores

2n3904 (NPN) en configuración corte – saturación (conmutación), como se muestra en la *figura 3.6*, para no sobre exigir corriente al microcontrolador.

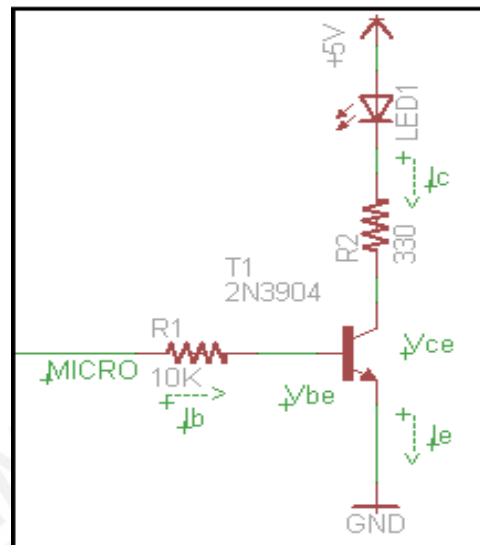


Figura 3.6. Control de LED por medio de un transistor en configuración corte – saturación [elaboración propia].

Cuando la salida del PIN del microcontrolador sea 0V el transistor estará en la región de corte, por lo que la corriente no fluirá de colector a emisor y el LED se mantendrá apagado. Cuando la salida del PIN sea 5V el transistor 2N3904 tendría que entrar en su región de saturación por lo que se hallará los valores de las resistencias R_1 y R_2 requeridas para que esto suceda:

$$R_2 = (5V - V_{LED} - V_{CE})/I_c$$

Se fija el valor de la corriente que circula por el LED en 10 mA ya que este valor asegura su correcto funcionamiento, además $V_{LED} = 1.7V$ (hoja de datos) Según hoja de datos del transistor 2n3904 cuando el transistor se encuentra en saturación: $I_c = 10 \text{ mA}$, $V_{CE} = 0.2 \text{ V}$, $V_{BE} = 0.8 \text{ V}$ ($T = 25^\circ\text{C}$)

$$R_2 = (5V - 1.7V - 0.2V) / 10\text{mA} \approx 330 \Omega$$

Para asegurar la correcta conmutación del transistor se debe realizar el cálculo del valor de R_1 en función de h_{FE} mínimo = 20 (hoja de datos).

$$R_1 = (5V - V_{BE})/ I_B$$

$$I_B = I_c/h_{FEMIN} = 10 \text{ mA} / 20 = 0.5 \text{ mA}$$

$$R_1 = (5V - 0.8V)/0.5 \text{ mA} \approx 10K\Omega.$$

3.4 SENSOR DE TEMPERATURA.

3.4.1 ELECCIÓN DEL SENSOR ADECUADO.

Para realizar la elección del sensor de temperatura adecuado se deben tener en cuenta varios factores, tales como temperatura máxima y mínima requerida, velocidad de respuesta, costo.

Para el presente proyecto se tienen los siguientes requerimientos:

Temperatura máxima: 45°C (explicado anteriormente).

Temperatura Mínima: 5°C (explicado anteriormente).

Velocidad de respuesta: Se midió experimentalmente en el Peltier, utilizando un sensor digital habilitado en base a un sensor LM35, una velocidad de cambio de temperatura de aproximadamente 1°C/s, por lo tanto el tiempo de respuesta mínimo del sensor debe ser de 1s para detectar sin problemas una variación de 1°C cuando el Peltier se encuentre activo. Investigando, se encontraron varios tipos de transductores de temperatura que cumplen con los requerimientos, los cuales se presentan en la *tabla 3.3*.

Sensor.	Temperatura Máxima	Temperatura Mínima	Velocidad de respuesta	Desventajas	ventajas
LM35	150°C	-55°C	alta	-Rango de respuesta reducido.	-Bajo costo -Linealidad -acondicionamiento sencillo. -Facilidad de implementación
Termocuplas	2800°C	-220°C	alta	-No lineal -Poca sensibilidad -Requiere una referencia	- no requiere alimentación -Rango elevado -simple -bajo costo
Termistor	450°C	-195°C	alta	-Frágil -Menor rango. -calentamiento -Costo	-Sensibilidad -Estabilidad -Precisión
Termo resistencias	850°C	-250°C	alta	- Elevado costo -Baja sensibilidad -complejidad -Fragilidad	-Linealidad -Estabilidad -Rango de temperatura

Tabla 3.3.Sensores de temperatura y sus características [elaboración propia].

De los cuales se eligió el transductor de temperatura LM35 por las siguientes razones:

- Respuesta lineal en °C dentro del rango de trabajo propuesto.
- Fácil acondicionamiento de señal, si es que fuera necesario.
- Bajo nivel de ruido.
- Velocidad de respuesta adecuada.
- Bajo costo.

3.4.2 CONEXIÓN UTILIZADA DEL SENSOR.

El transductor de temperatura LM35 tiene una respuesta lineal dentro de un rango de temperatura determinado, el cual dependerá de la polarización con la que ha sido conectado. En el diseño se hará uso de la polarización mostrada en la *figura 3.7*, donde podemos observar que el sensor se conecta a GND y V_s , que puede ser un voltaje desde 4V a 20V, para el caso del presente proyecto se utilizará un voltaje de 5V. Con esta configuración el transductor entrega una variación lineal, dentro del rango que va desde los 2°C a los 150°C, de 10mV por grado centígrado.

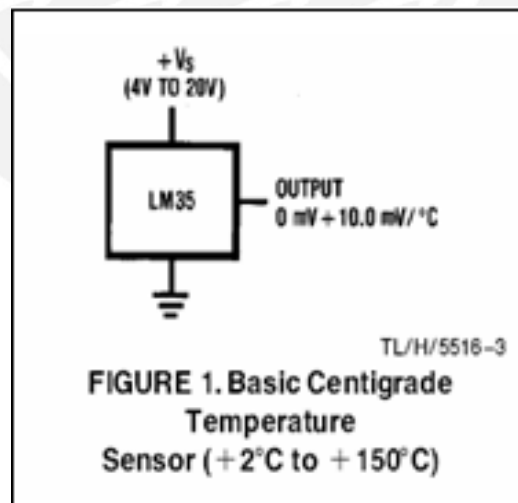


Figura 3.7. Polarización del sensor, lineal en el rango (2°C a 150°C) [Hoja de datos].

Para disminuir la degradación de la señal producto de los campos electromagnéticos se utilizará un cable apantallado, también conocido como cable blindado, el cual es un tipo de cable recubierto por una malla o un tubo metálico, que actúa de jaula de Faraday para evitar el acople de ruidos y otras interferencias (ver figura 3.9).



Figura 3.9. Cable apantallado de tres hilos [foto propia].

3.4.3 ACONDICIONAMIENTO PREVIO A LA DIGITALIZACIÓN

Los Microcontroladores consultados que cumplen con los requerimientos del proyecto, los mismos que se expondrán más adelante, cuentan con un modulo de conversión análogo/digital de más de 8 bits y además poseen un voltaje de referencia interno de 2.56V, por lo tanto, hallando el valor de 1 LSB a 8 bits de resolución y teniendo como voltaje de referencia los 2.56V se puede ver que:

$$1 \text{ LSB} = V_{\text{REF}} / 2^n \dots\dots\dots \text{(Ecuación 10)}$$

Donde V_{REF} es el voltaje de referencia y n es la resolución del conversor.

$$1 \text{ LSB} = 2.56\text{V} / 2^8$$

$$1 \text{ LSB} = 10\text{mV} = 1^\circ\text{C}$$

El módulo AD del microcontrolador a elegir tendrá 10 bits de resolución, lo cual será suficiente para contar con una precisión de:

$$1 \text{ LSB} = 2.56\text{V} / 2^{10}$$

$$1\text{LSB} = 2.5 \text{ mv}$$

$$\text{Precisión} = 2.5\text{mV}/10\text{mV}/^\circ\text{C} = \frac{1}{4} ^\circ\text{C}.$$

Por lo que se contará con una precisión de $\frac{1}{4}$ °C, lo cual es suficiente para realizar un control adecuado de la celda Peltier debido a la resolución de 1°C elegida para el presente proyecto.

3.5 ETAPA DE CONTROL

3.5.1 ELECCIÓN DEL CONTROL DIGITAL

Los tipos de control digital más utilizados para una Celda Peltier son el control PID, PI, PD y el control ON-OFF. Se analizará el control PID, ya que combina las bondades del control PD y PI, y el control ON-OFF. En la tabla 3.4 se presenta un análisis comparativo de ambas formas de control [23][24].

Tipos de control digital realimentados	PID	ON – OFF
Variable a controlar	e(t)	e(t)
Parámetros a calcular en base al Error.	-Proporcional -Integral -Derivativo	Señal de salida se activa o no.
Ventajas	-Implementación sencilla. -Disminución de las oscilaciones.	-implementación sencilla. -oscilación dependiente del tiempo programado para la acción correctora. -Comúnmente utilizado en la industria.
Desventajas	-Sensible al ruido debido a su componente derivativa. -No es sencillo de sintonizar (hallar los parámetros correctos) -Necesidad de un modelo matemático preciso. -Efectividad disminuye debido a efectos externos no modelados (fricción, transferencia de calor, etc.).	- Las oscilaciones nunca desaparecen. - Poco efectivo en presencia de retardos temporales.

Tabla 3.4. Comparación entre control ON – OFF y control PID [elaboración propia].

Se optó por elegir el control ON–OFF por lo siguiente.

- La celda Peltier es un dispositivo cuyas caras llegan a temperaturas determinadas dependiendo del voltaje de alimentación que se tenga, pero no se mantiene constante, existen fluctuaciones debido a la naturaleza misma de la celda Peltier, fluctuaciones de la temperatura

ambiente y factores adicionales como la transferencia de calor de la Celda a cuerpos adyacentes (el presente dispositivo va a ir en contacto con el cuerpo del paciente por lo que los factores serían los diferentes tipos de pieles, grasa corporal, porcentaje de la celda Peltier en contacto con la piel, eficiencia de la celda). Estos factores hacen que obtener un modelo matemático exacto de transferencia de calor resulte complicado y que hallar los parámetros correctos para el algoritmo de control PID se torne tedioso y poco confiable ya que las condiciones de control variarían al entrar la celda en contacto con otro cuerpo de características térmicas diferentes (temperatura, conductividad).

- Se utilizará para el control de la celda Peltier un voltaje constante de alimentación, el mismo que polarizará la celda en directa o en inversa dependiendo del tipo de tratamiento programado. La temperatura programada se alcanzará realizando el control ON OFF sobre los flancos de subida o bajada de temperatura generados al alimentar la celda Peltier con este voltaje, manteniendo de este modo la temperatura adecuada.

3.5.2 REQUERIMIENTOS DEL MICROCONTROLADOR

En la *tabla 3.5* se presenta el requerimiento de pines.

Dispositivo	Pines requeridos
Control LCD	10
Transductor de temperatura	1
Control del driver	3
Pulsadores de selección	3
Leds indicadores	3
Control del ventilador	1
Pines totales requeridos	21

Tabla 3.5. Requerimiento de pines del microcontrolador.

El microcontrolador seleccionado deberá contar con un mínimo de 21 pines. El número de pines requeridos puede disminuir ya que los 3 Leds indicadores y el ventilador pueden ser controlados simultáneamente por los 3 pines que controlan la etapa de potencia, debido a que estos se activan y

desactivan dependiendo de la programación efectuada, como se verá más adelante, por lo tanto el requerimiento de pines bajará de 21 a 17.

Los Microcontroladores investigados que cumplen con los requerimientos necesarios se muestran en la *tabla 3.6*.

Características	Atmega8L	PIC16F877	Atmega16L
Conversor A/D	10 bits	10 bits	10 bits
Canales ADC	6	8	8
Temporizadores	3 temporizadores	3 temporizadores	3 temporizadores
Número de pines I/O	23	40	40
Voltaje de alimentación	2.7 V – 5.5V	2V – 5.5V	2.7V – 5.5V
Referencia interna ADC	2.56 V	2.56 V	2.56V
Precio	S/. 11.00	S/. 19.00	S/. 16.00

*Tabla 3.6. Tabla comparativa entre Atmega8L, Atmega16L y PIC16F877a.
[Elaboración propia].*

3.5.3 ELECCIÓN DEL MICROCONTROLADOR

Como se puede observar, los tres Microcontroladores cumplen con las especificaciones necesarias para el desarrollo del presente proyecto, de los cuales se optó por el Atmega8L por las siguientes razones.

- Posee las herramientas necesarias, ya que cuenta con un número suficiente de pines, un conversor AD de 10 bits con 6 canales de entrada (resolución y número de canales suficientes para el propósito del proyecto), una fuente de referencia interna para el conversor de 2.56V, además cuenta con 3 temporizadores programables.
- Bajo costo, como se observa en la comparativa de precios de la *tabla 3.6*.
- Facilidad de programación, debido a que es el microcontrolador con el que se tiene mayor experiencia programando y se cuenta con sus diferentes módulos de programación y simulación a la mano.

3.5.4 CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS DE CONTROL

El tipo de control a utilizar es el ON-OFF por lo que se tiene que hallar el número de veces por segundo, como mínimo, que se debe efectuar la medición de temperatura y variación de la alimentación de salida hacia la Celda, para mantenerla con un nivel de temperatura lo más estable posible y que no presente oscilación. Se midió experimentalmente, utilizando un

termómetro digital habilitado en base al sensor LM35, que la velocidad de variación de la celda Peltier seleccionada, alimentándola con un voltaje de 12V, es aproximadamente $1^{\circ}\text{C}/\text{s}$, por lo que para detectar variaciones de 1°C y poder efectuar el control conforme a estas variaciones se deberá tener un tiempo mínimo entre mediciones de 1 segundo, pero se quiere actuar sobre variaciones menores para hacer que la temperatura sea menos oscilante y evitar curvas de respuesta como se aprecia en la *figura 3.10*, en la cual la temperatura oscila con una amplitud pronunciada alrededor de la temperatura de control.

El ADC del microcontrolador seleccionado va a detectar variaciones con una resolución de $\frac{1}{4}^{\circ}\text{C}$ (valor hallado anteriormente) por lo tanto se tendrá una incertidumbre de $\frac{1}{4}^{\circ}\text{C}$ por encima y por debajo de la temperatura de control, esta será la oscilación aceptada del sistema debido a la resolución escogida. Para poder detectar estas variaciones el tiempo entre muestras debe ser como mínimo de:

$$1\text{segundo} / 4 = 250\text{ms.}$$

Por lo que necesariamente se debe utilizar un tiempo de muestreo inferior a este valor para hacer que el rizado observado en la *figura 3.10* sea más pequeño y pase a ser como el de la *figura 3.11*, observando una respuesta cuasi estable en la temperatura programada.

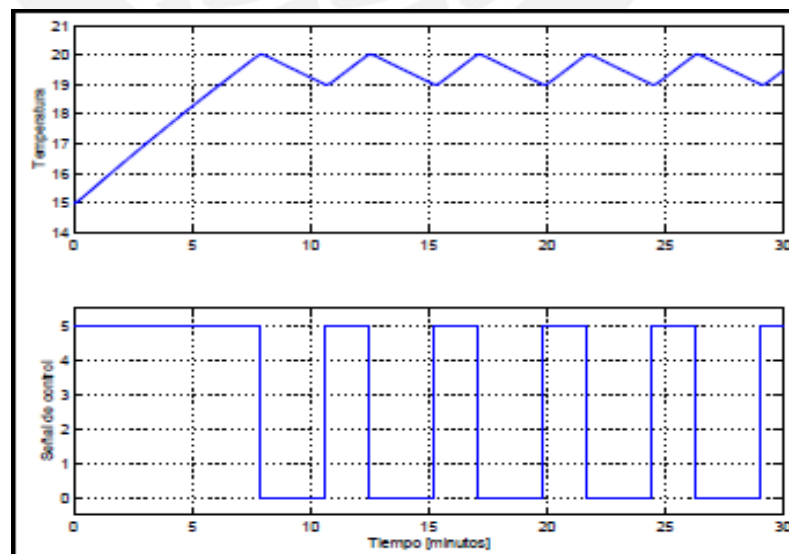


Figura 3.10. Control de temperatura con un intervalo de tiempo alto.

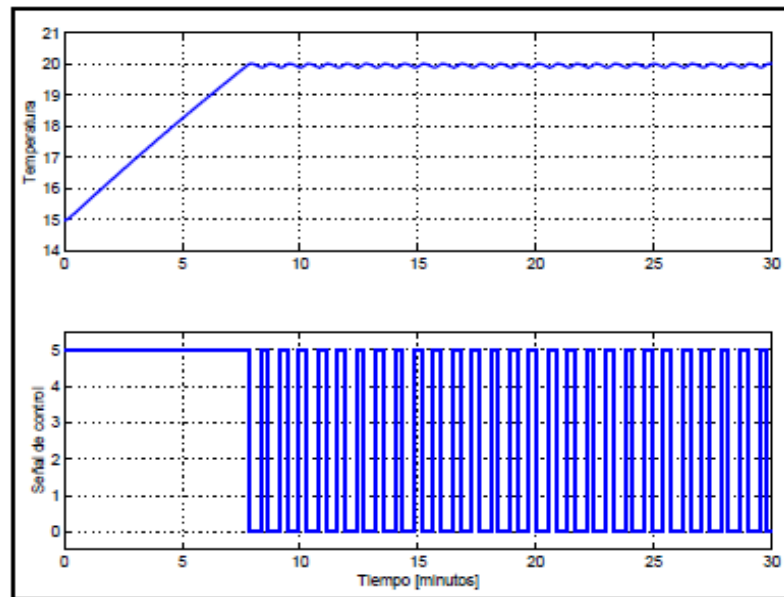


Figura 3.11. Oscilación disminuye con un tiempo menor de muestreo.

El valor elegido para la programación será de 20 ms, que es menor a los 250 ms, para así poder detectar sin problemas las variaciones de temperatura.

3.6 ETAPA DE POTENCIA

3.6.1 ELECCIÓN DEL EXCITADOR ADECUADO

La cara de la Celda Peltier con la cual se va a realizar el tratamiento debe enfriar ó calentar de acuerdo al tipo de tratamiento seleccionado. Para lograrlo se debe variar la polaridad de la alimentación de la misma y se debe controlar para poder contar con una temperatura de acuerdo a lo programado por el usuario.

Se investigaron varias formas para habilitar la etapa de potencia para el control de la celda Peltier, muchas de las cuales son análogas a la forma de control de un motor DC, ya que parten del mismo principio (en el motor DC se debe cambiar la polaridad y el tiempo de la misma para lograr que se mueva en un sentido o en otro y con la velocidad adecuada), la diferencia principal radica en que al momento de invertir o detener el giro de un motor DC, se generan campos electromagnéticos que inducen una corriente que puede dañar el microcontrolador que lo maneja, por lo que se debe tener un cuidado adicional al momento de conectar la etapa de potencia a la etapa de

control, situación que no ocurre en el caso de la celda Peltier ya que no se generan estos campos.

Las formas más usadas de excitadores se presentan en la *tabla 3.7*.

Tipo de Driver a utilizar	ventajas	Desventajas
Max 1968	-Controlador específico para celdas Peltier	-Precio. -Disponibilidad en el mercado local. -Baja tensión de alimentación de la celda (hasta 5.5V)
Puente H con MOSFETS	-Bajo costo -Facilidad de operación	-Espacio -Disipación de calor -Caída de tensión -Implementación
L298n	-Bajo costo -Espacio reducido -Facilidad de operación	-Disipación de calor -Caída de tensión

Tabla 3.7. Comparación entre diferentes excitadores de potencia para Peltier [elaboración propia].

De las formas descritas se eligió utilizar el driver integrado para motores DC, el L298n por lo siguiente:

- Entrega la corriente necesaria para el funcionamiento de la Celda Peltier, ya que, según los datos de la celda y lo medido experimentalmente, la corriente máxima que consume es de 2.5 A, el integrado L298n tiene 2 salidas cada una de las cuales entrega 2 A como máximo, pero, según lo especificado por el fabricante, si se conectan estas dos salidas en paralelo se puede lograr una corriente máxima de 4 A, lo cual es superior a consumo de la celda Peltier.
- Reducido tamaño, ya que si se hiciera uso de los MOSFETS se deberían utilizar un mínimo de 4 con sus respectivos disipadores de calor, lo cual incrementaría el precio y el área de la tarjeta, en cambio la tarjeta driver del L298n tendría unas dimensiones más reducidas y la disipación de calor estaría concentrada en un solo punto.
- Facilidad de uso e implementación, ya que cuenta únicamente con 3 pines de control (para motores DC, en este caso la celda Peltier), 2 de

los cuales nos indican la polaridad de la salida y el tercero la entrada de habilitación (E) la cual se utiliza para un control PWM.

- Bajo costo, debido a que uno de estos integrados se puede encontrar en el mercado local a un precio de S/.10.

3.6.2 DISEÑO DE LA ETAPA DE POTENCIA

El diagrama esquemático con las conexiones y sus respectivos componentes se muestra en la *figura 3.12*, el cual fue generado utilizando el programa EAGLE versión 5.6.0 light.

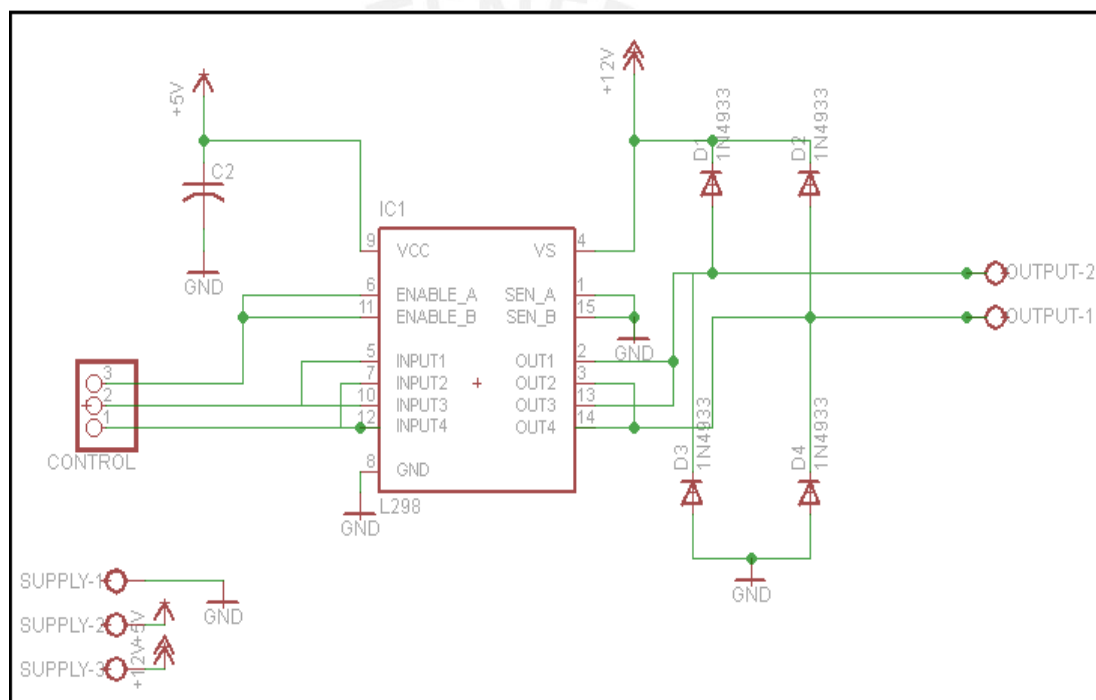


Figura 3.12. Diagrama esquemático de la etapa de potencia [elaboración propia].

Se puede observar que las entradas de control y salidas de potencia se encuentran en paralelo para duplicar la corriente máxima que puede entregar el integrado. Se utilizaron diodos a la salida del excitador por recomendación del fabricante en su respectiva hoja de datos, dado que esta inversión se puede realizar varias veces por segundo, se optó por utilizar diodos rápidos MUR480, que resisten hasta 4 A de corriente [hoja de datos].

En la entrada lógica de 5V (V_{CC}) se colocó un capacitor de 0.1 μF (104) como recomendación del fabricante [hoja de datos], para evitar ruido en la entrada.

3.7 TARJETA PRINCIPAL.

3.7.1 ASIGNACIÓN DE PINES DEL MICROCONTROLADOR

La asignación de pines para cada etapa se muestra en la *tabla 3.8*.

Elemento	Pin seleccionado del Microcontrolador
Datos del LCD	PB0,PB1,PB2,PB3,PB4,PB5,PB6,PB7
Control del LCD	PC2,PC1,PC0
Pulsador programar/start/stop	PD2
Pulsador aumentar temperatura	PD1
Pulsador disminuir Temperatura	PD0
Control Driver	PD7,PD6,PD5
Led rojo, Led azul, Led verde	PD7, PD6,PD5
Control del ventilador	PD7
Transductor de temperatura	PC5

Tabla 3.8. Asignación de pines del microcontrolador [elaboración propia].

3.7.2 DISEÑO DE LA TARJETA PRINCIPAL

En la entrada del pin de RESET se coloca un pulsador con su respectivo circuito anti-rebote, como se muestra en la parte superior izquierda de la *figura 3.13*, para que al momento de presionarlo sólo genere un evento de RESET. Los cálculos que sustentan los valores seleccionados fueron realizados en la sección “3.3.3.1. Arreglo Anti - Rebote”.

Se colocó un capacitor 0.1 μF (104) entre 5V y GND para disminuir el ruido en la alimentación, también un capacitor entre el pin AREF y GND, por recomendación del fabricante [hoja de datos], debido a que se va a utilizar el voltaje de referencia interno de 2.56V para el ADC.

Para controlar la pantalla LCD, cuya forma de conexión se muestra en la *tabla 3.9*, se utilizará todo el puerto B del Atmega8L como puerto de datos, conexión que se declara en la *tabla 3.8*, debido a que es más sencillo para la programación que utilizar sólo 4 pines.

Número de PIN del LCD	Valor de conexión
1	0V
2	5V
3	Potenciómetro 10K
4	PC1
5	PC2
6	PC0
7	PB0
8	PB1
9	PB2
10	PB3
11	PB4
12	PB5
13	PB6
14	PB7
VK	5V
VA	0V

Tabla 3.9. Forma de conexión de la pantalla LCD [elaboración propia].

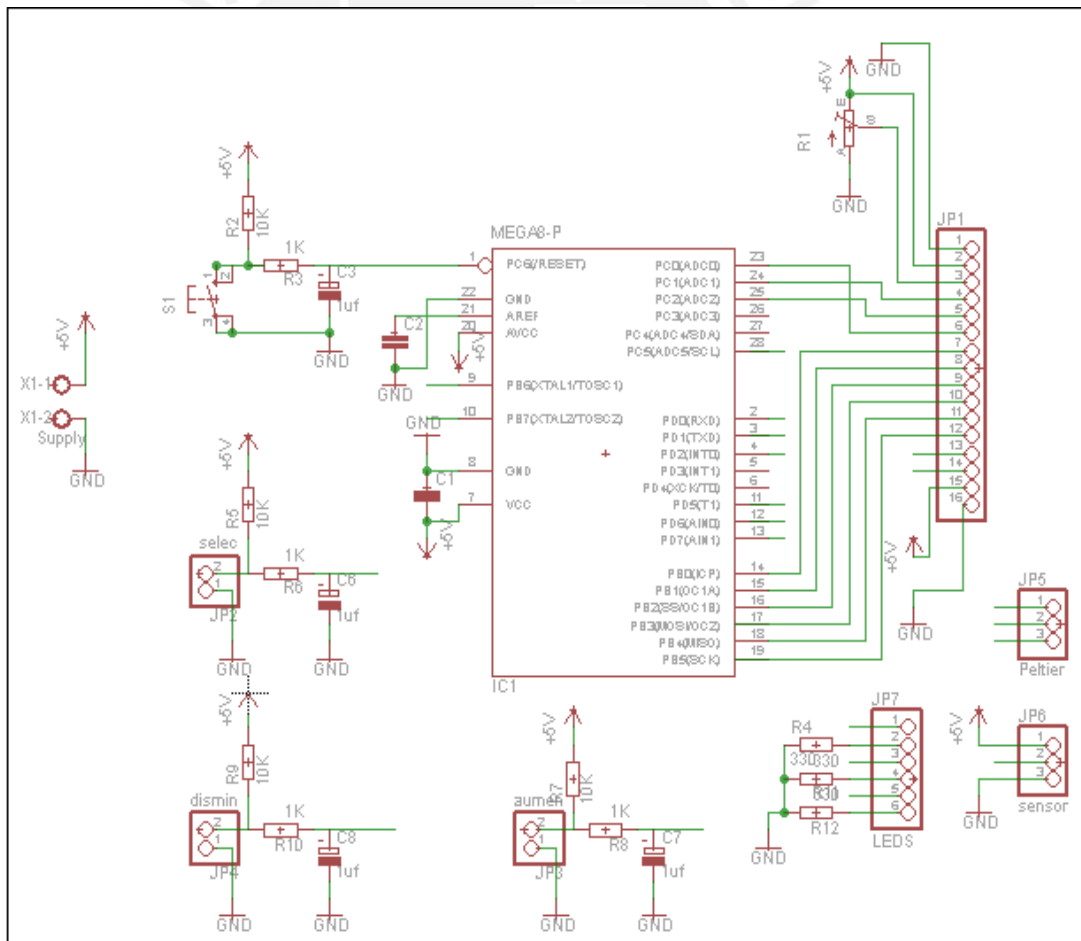


Figura 3.13. Diagrama esquemático de la tarjeta principal [elaboración propia].

En el diagrama esquemático mostrado en la *figura 3.13*, desarrollado utilizando el programa EAGLE, se puede apreciar que la alimentación de la tarjeta se realiza por medio de una bornera con dos entradas (5V y GND), 3 conectores tipo PINHEAD de 2x1 pines para los pulsadores de programación, un bloque PINHEAD de 16x1 pines para la conexión del LCD, un conector PINHEAD de 3x1 para la alimentación y entrada de la señal del transductor de temperatura, un conector PINHEAD de 6x1 para los Leds indicadores y ventilador, y por ultimo un conector PINHEAD de 3x1 para el control del driver de potencia.

3.8 FUENTE DE ALIMENTACIÓN

3.8.1 POTENCIA REQUERIDA POR EL SISTEMA

En la tabla 3.10 se muestra el consumo requerido por cada elemento.

Elemento	Voltaje de alimentación (V)	Corriente Máxima (A)	Número de elementos
Celda Peltier	12	2.5	1
Ventilador	12	0.5	1
Microcontrolador + Pantalla LCD	5	0.05	1
LED	5	0.01	3
Corriente máxima total : 2.83 A			

Tabla 3.10. Requerimientos de la fuente de alimentación [elaboración propia].

3.8.2 DISEÑO DE LAS ETAPAS Y ELECCIÓN DE COMPONENTES.

Las etapas consideradas para el diseño de la fuente de alimentación se muestran en la *figura 3.14*.

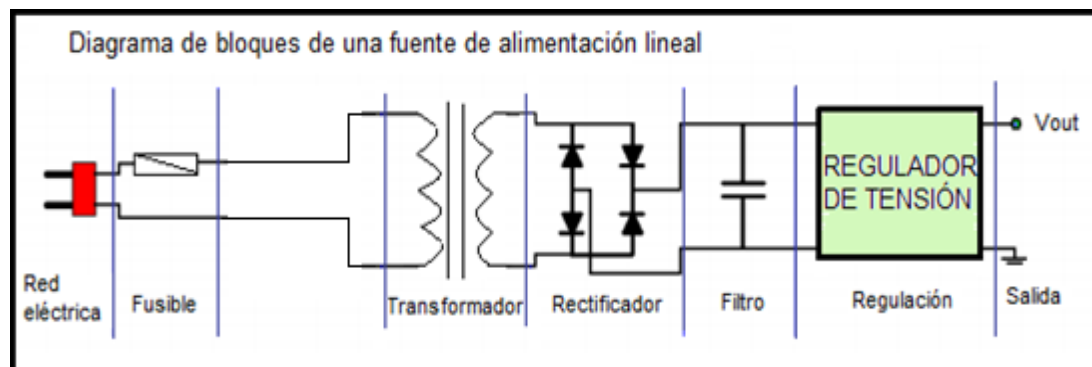


Figura 3.14. Etapas de la fuente de alimentación [elaboración propia].

La red eléctrica con la que se alimentará el sistema será la local, cuyas características eléctricas son 220 VAC (tensión eficaz) y 60HZ.

La etapa de rectificación elegida utilizará diodos con capacidad de soportar una corriente mayor a la corriente máxima en un arreglo de rectificación de onda completa tipo puente, como se muestra en la *figura 3.15*.

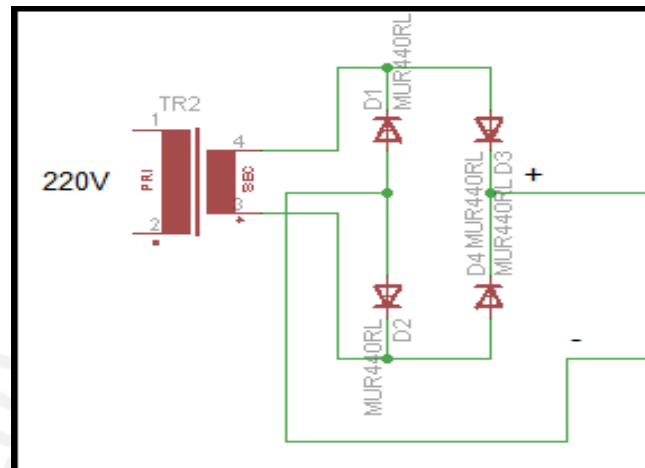


Figura 3.15. Puente rectificador de onda completa [elaboración propia].

Para el diseño de la fuente de alimentación se hará uso de las curvas de Schade, para lo que se tendrá que hacer algunos cálculos previos [22]:

Se considerará $R_s = 0.5 \Omega$ (valor típico de la impedancia de la fuente).

Se busca un $V_{MED} = 15 \text{ V}$ a la entrada de los reguladores de 12V para asegurar el correcto funcionamiento de los mismos ya que, por recomendación del fabricante, la tensión de entrada debe ser por lo menos 3V mayor al de la salida debido al rizado (Ripple) siempre presente.

$$R_L (\text{Impedancia de la carga}) = V_{MED} / I_{TOTAL} = 15 \text{ V} / 2.83 \text{ A} = 5.3 \Omega$$

$$\text{Por lo tanto, } R_s / R_L \% = (0.5 \Omega / 5.3 \Omega) \times 100 = 9.43 \approx 10$$

Se Considerará un factor de Ripple (V_{RMS} / V_{MED}) del 5% ya que es suficiente dado que se contará con rectificadores, se puede observar en el **Anexo 4.1** que $\omega C R_L = 13$

Se sabe que $\omega = 2\pi f$, donde $f = 60 \text{ Hz}$

$$C = 13 / (2\pi \times 60 \times 5.3) = 6506.3 \mu\text{F}$$

Por lo que se seleccionará un valor de capacitor de 6800 uF por ser un valor comercial.

Teniendo el valor de $\omega C R_L$ se obtiene, utilizando la curva de Schade del **Anexo 4.2**, un valor de $V_{MED} / V_P = 75\%$, por lo que $V_P = 15V / 0.75 = 20 V$

Ahora se obtiene la corriente eficaz (I_{RMS}) que circula por los diodos del puente, la misma que será la entregada por el secundario del transformador, teniendo en cuenta que, como se trata de un rectificador de onda completa, $n=2$, por lo que $R_s / nR_L = 5$, $n\omega C R_L = 26$ y que $I_{MED} = 2.83 A$.

Se obtiene, haciendo uso de la curva de Schade del **Anexo 4.3**, el siguiente valor:

$$I_{RMS} / I_{MED} = 2.3$$

$$I_{RMS} = I_{RMSSEC} = 2.83 A \times 2.3 = 6.509 A$$

Según lo hallado anteriormente $V_P = 20V$, Pero para hallar el valor pico real que se requiere a la salida del secundario del transformador se debe adicionar la caída de tensión producto de los diodos, la cual será $V_D = 0.7V$ en cada diodo, siendo dos diodos los que se encuentran trabajando por vez debido a la configuración tipo puente, por lo que la tensión requerida en el secundario será:

$$V_{PSECUN} = V_P + 2V_D$$

$$V_{PSECUN} = 20 V + 2 \times 0.7 V = 21.4 V$$

Con estos valores ya se puede realizar el dimensionamiento del transformador requerido, sabiendo que la red local tiene un $V_{EFICAZ} = 220 V$, por lo que $V_{PPRIM} = V_{EFICAZ} \times \sqrt{2} = 311.13 V$

Hallando el número de espiras requerido:

$$N = V_{PPRIM} / V_{PSECUN} = 311.13 V / 21.4 V = 14.53 \approx 14.$$

Con el valor de la corriente eficaz requerida en el secundario y conociendo el número de espiras, se halla la corriente eficaz requerida en el primario:

$$I_{RMSPRIM} = I_{RMSSEC} / N = 6.509 A / 14 = 0.465 A$$

Por lo que se requerirá un transformador con capacidad de entregar una corriente mayor a 0.465 A.

Se seleccionará un transformador con una relación $N = 14$ y con capacidad de entregar una corriente máxima de 1 A en el primario, dejando un margen de trabajo para asegurar el correcto funcionamiento del mismo y evitar el sobrecalentamiento cuando se trabaje a máxima carga.

Se seleccionará un fusible de 0.5 A en el primario para proteger al transformador y al dispositivo en caso de una sobre corriente.

Se seleccionará diodos MUR 460 para el puente de diodos ya que son capaces de soportar la corriente necesaria.

Los reguladores seleccionados son: Un 7805 (microcontrolador, LEDs), un L7812 (ventilador, posteriormente explicado) y un 78T12 (ya que entrega una corriente máxima de 3A) para la celda Peltier, el esquemático se muestra en la *figura 3.16*

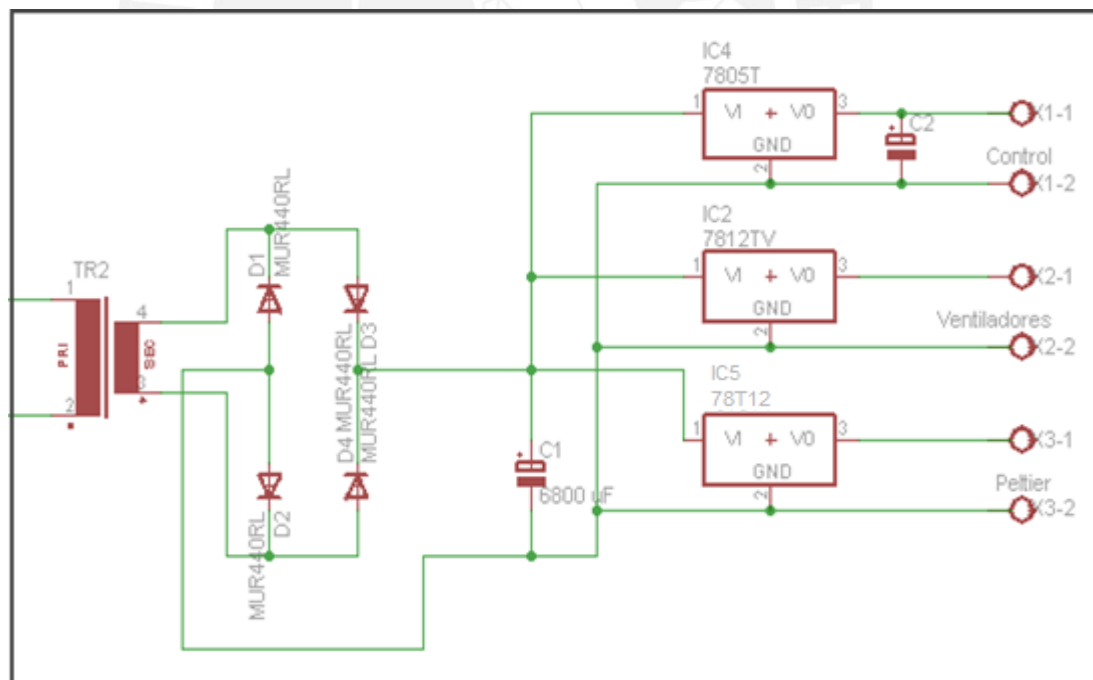


Figura 3.16. Esquemático de la fuente de alimentación [Elaboración propia].

3.9 DISIPACIÓN DE CALOR

Los cálculos y elección de disipadores se muestran en el Anexo 2.

CAPÍTULO 4 SIMULACIÓN, DESARROLLO Y PRUEBAS EN CONJUNTO DE LOS SUBSISTEMAS.

4.1 IMPLEMENTACIÓN DE LA ETAPA DE CONTROL

4.1.1 DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA

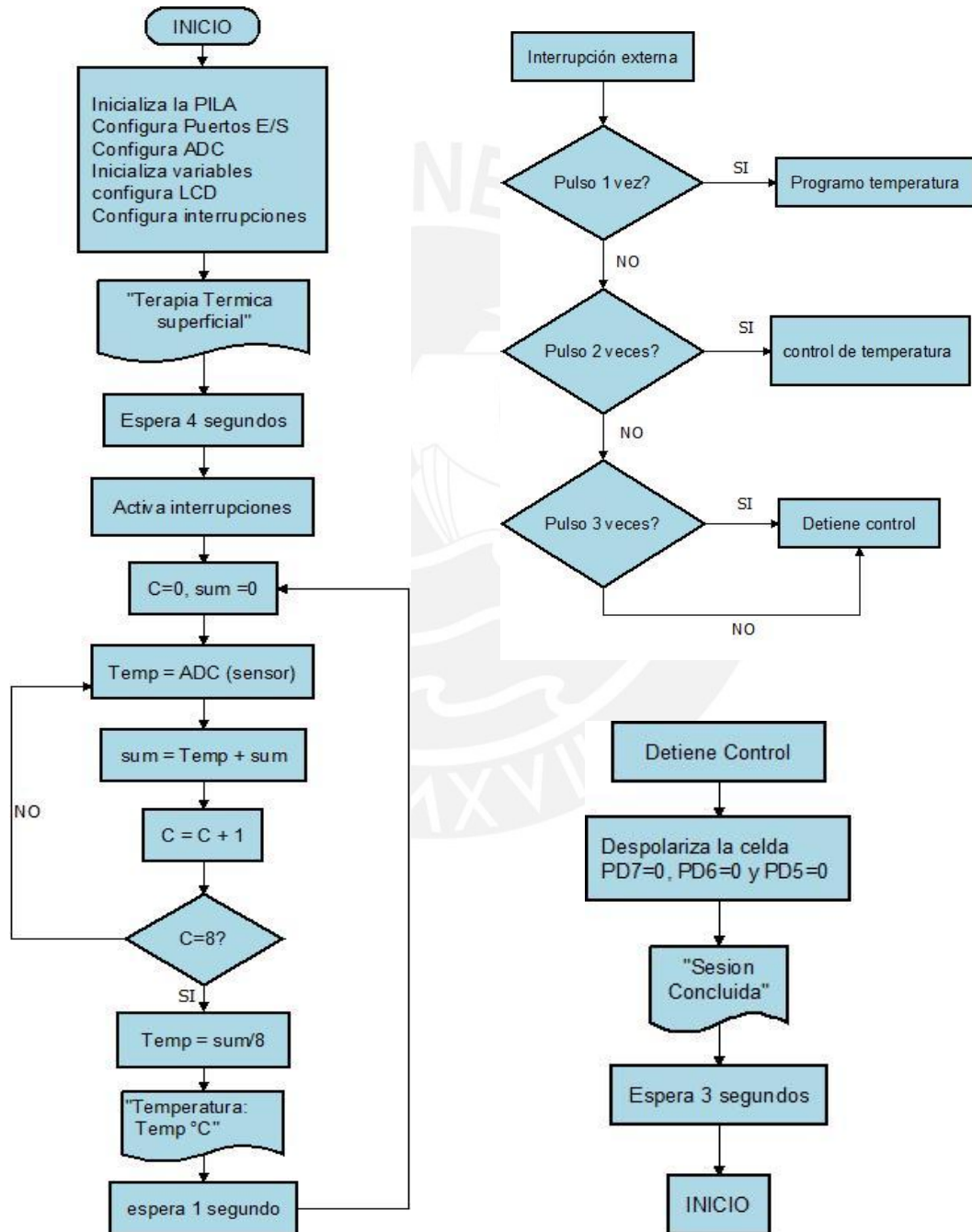
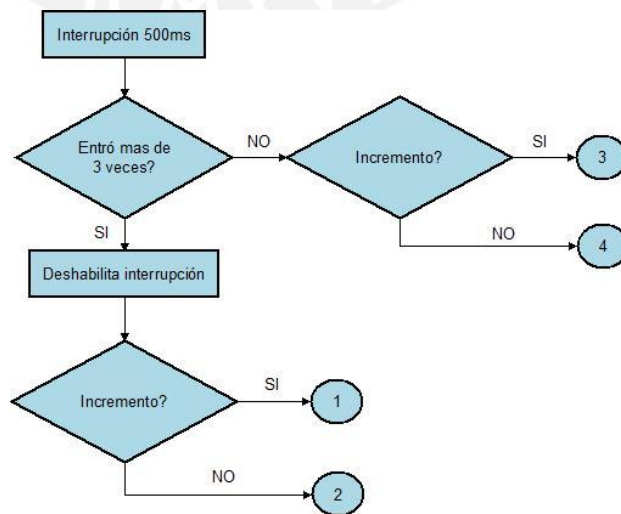
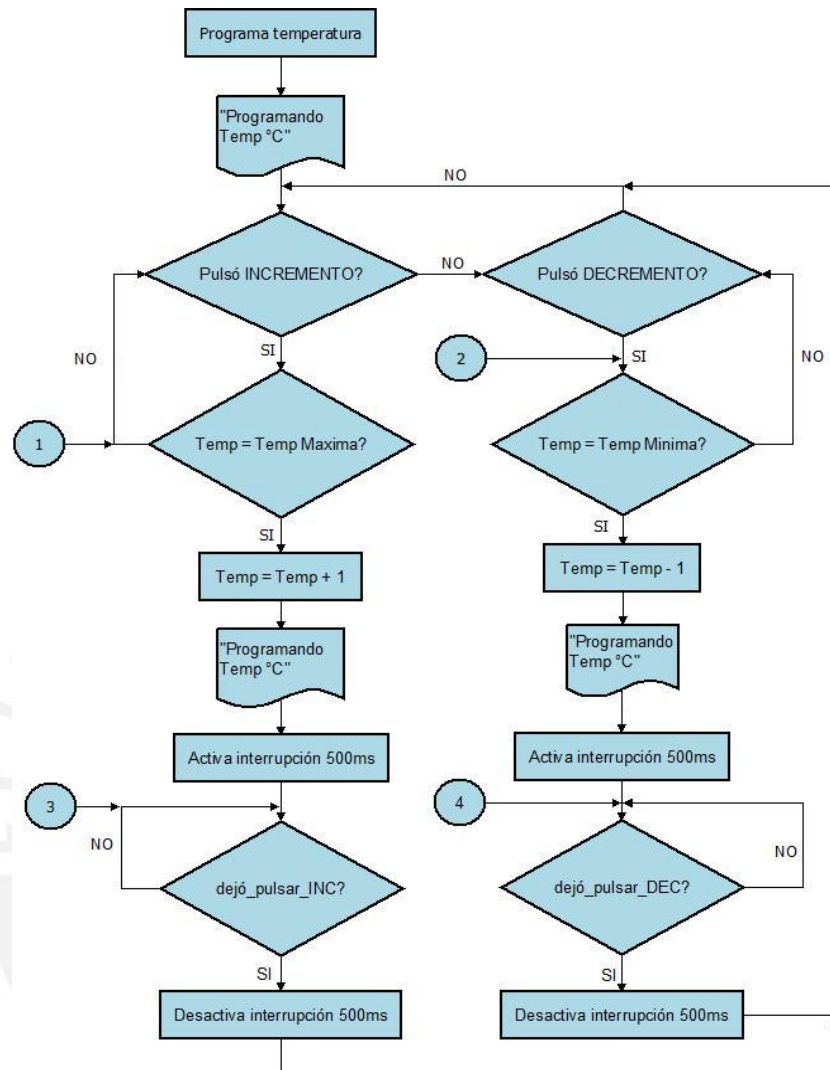
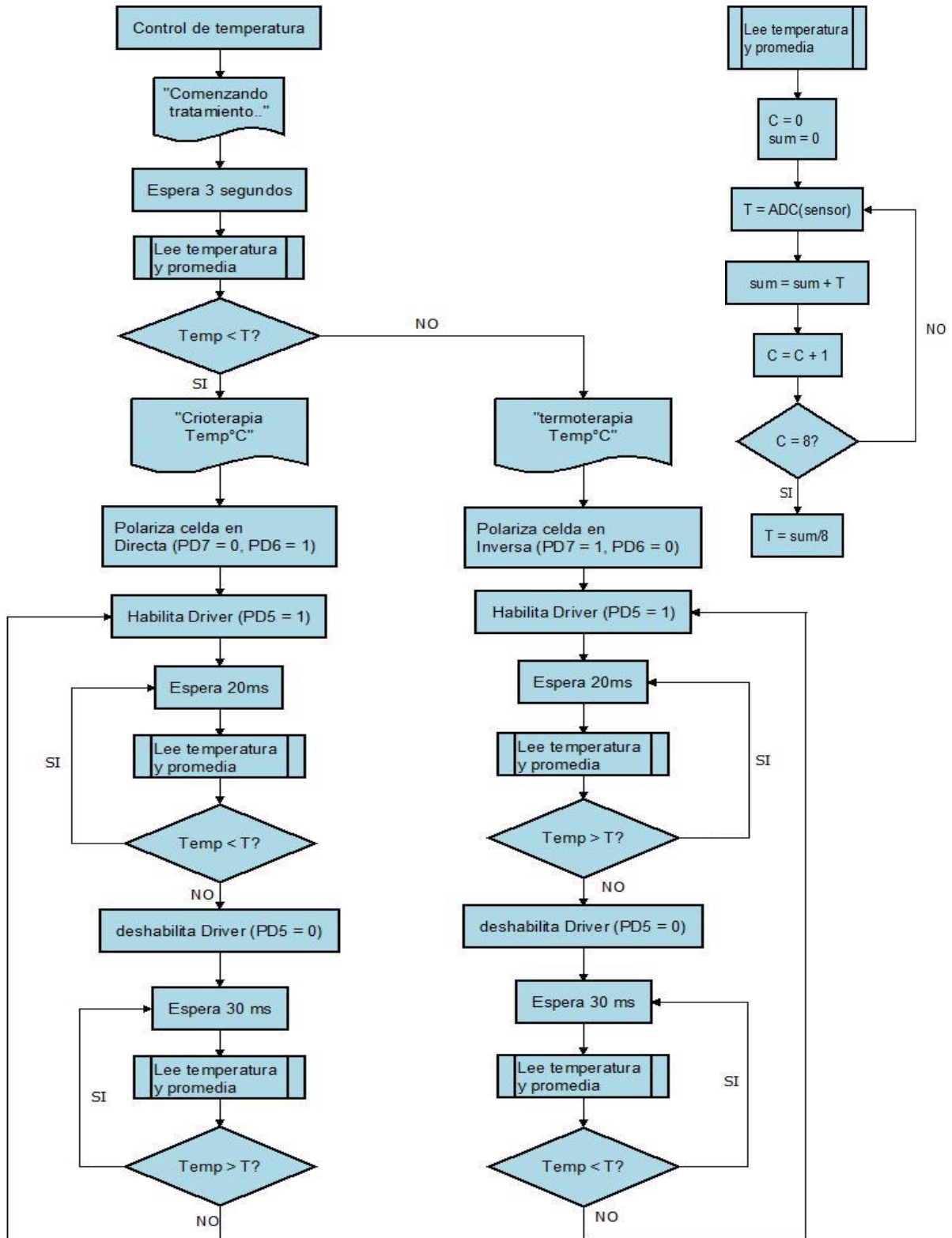


Figura 4.1. Diagrama de flujo del programa [elaboración propia].

4.1.1 DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA (continuación)



4.1.1 DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA (Continuación)



El código del programa se muestra en el Anexo 1.

4.1.2 SIMULACIÓN DE FUNCIONAMIENTO

Se utilizó el programa VMLAB versión 3.15 para la programación del algoritmo de control. Para corroborar el correcto funcionamiento del algoritmo se utilizó la herramienta de simulación provista por el mismo programa, en el cual se deben declarar todas las conexiones, desde la alimentación del microcontrolador, frecuencia del reloj, periféricos, señales de entrada, hasta elementos de medición, como se muestra en la *figura 4.2*, con el fin de simular correctamente el algoritmo previamente compilado.

```
.MICRO "ATmega8"
.PROGRAM "princ.asm"
.TARGET "princ.hex"

.TRACE                ; Activate micro trace

; Following lines are optional; if not included
; exactly these values are taken by default
; -----
.POWER VDD=5 VSS=0    ; Power nodes
.CLOCK 1meg          ; Micro clock
.STORE 250m          ; Trace (micro+signals) storage time

; Micro nodes: RESET, AREF, PB0-PB7, PC0-PC6, PD0-PD7, ACO, TIM10VF, ADC6, ADC7
; Define here the hardware around the micro
; -----

X1 LCD(16 2 250K) PC1 PC2 PC0 PB7 PB6 PB5 PB4 PB3 PB2 PB1 PB0; PC0=E, PC1=RS, PC2=R/W
;PORTB: Datos

R1 VDD PD2 10K
K0 PD2 VSS

R2 VDD PD1 10K
K1 PD1 VSS

R3 VDD PD0 10K
K2 PD0 VSS

V PC5 VSS SLIDER_1(0 0.5) ;x: Panel sliders 1 - 3

.plot V(PD7)
.plot V(PD6)
.plot V(PD5)
```

Figura 4.2. Declaración de elementos para simulación [elaboración propia].

Durante los primeros 4 segundos luego de iniciada a la simulación se observa el mensaje “Terapia Térmica superficial”, posteriormente se visualiza la temperatura registrada por el sensor, como se observa en la *figura 4.3*, dicha temperatura es simulada en este caso por el potenciómetro Slider_1 el cual puede variar de 0V a 0.5V, como se declara en la *figura 4.2*,

simulando así una variación de temperatura de 0°C a 50°C del sensor de temperatura.

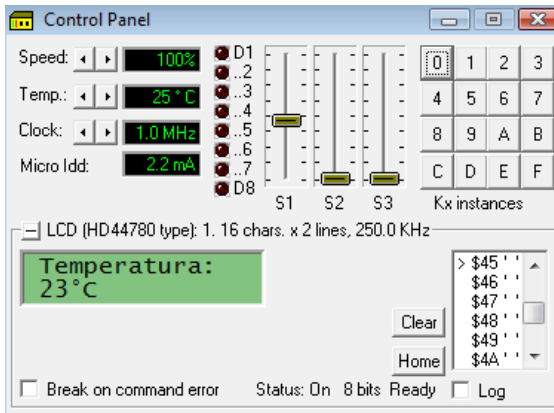


Figura 4.3. Temperatura registrada.
[elaboración propia]

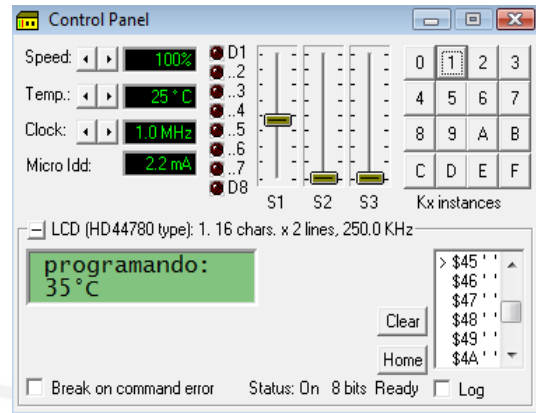


Figura 4.4. Modo programación
[elaboración propia].

Se presiona el pulsador K0 para ingresar al modo programación, donde se puede variar la temperatura (aumentar o disminuir) con los pulsadores K1 y K2 (ver figura 4.4). Pulsando nuevamente K0 se da inicio al control de temperatura donde, dependiendo de la temperatura programada, el algoritmo interpretará si se trata de Termoterapia (ver figura 4.5) o Crioterapia (ver figura 4.7) y polarizará los pines PD7 y PD6 de acuerdo a este criterio (ver figura 4.6 y figura 4.8), PD5 se conecta al pin ENABLE del driver el cual se mantendrá en 5V hasta que se alcance la temperatura de trabajo, luego alternará siguiendo la lógica descrita anteriormente en el diagrama de flujo, para mantener el nivel de la temperatura programada.

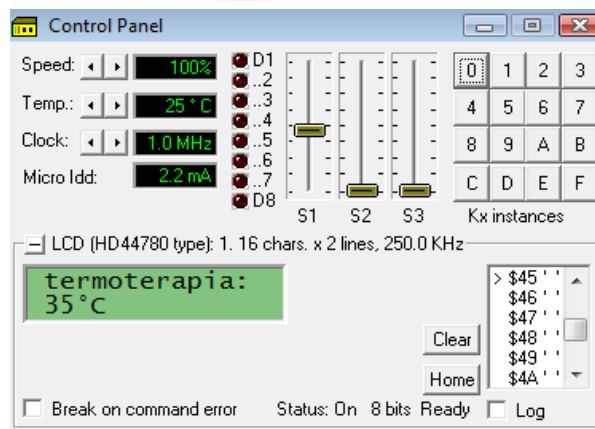


Figura 4.5. Sesión de Termoterapia [elaboración propia].

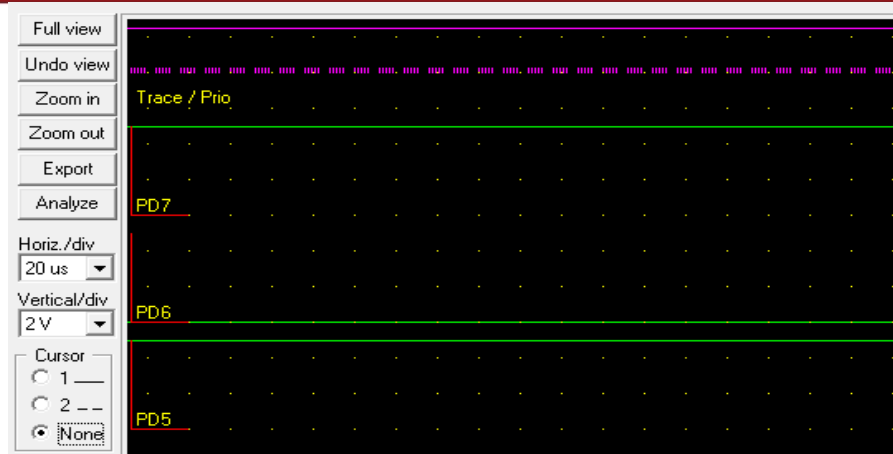


Figura 4.6. Valor de PD7, PD6y PD5 durante el tratamiento de Termoterapia [elaboración propia].

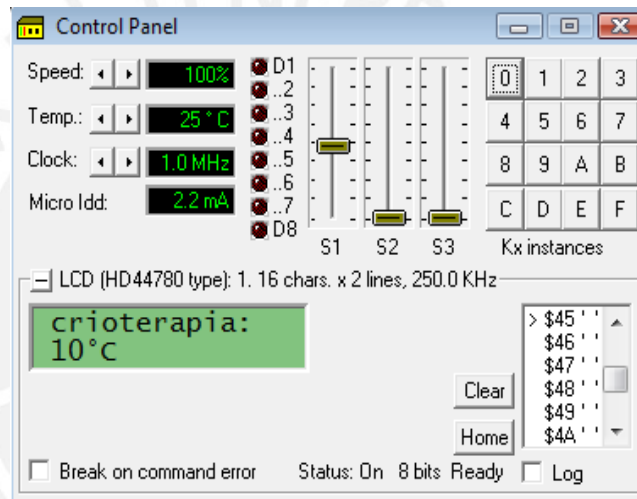


Figura 4.7. Sesión iniciada con Crioterapia [elaboración propia].



Figura 4.8. Valor de PD7, PD6y PD5 durante el tratamiento de Crioterapia [elaboración propia].

4.2 IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DE LA ETAPA DE POTENCIA.

El BOARD generado con el programa EAGLE versión 5.6.0, a partir del esquemático mostrado en la sección “diseño de la etapa de potencia” del capítulo anterior, es el que se muestra en la *figura 4.9*.

Se puede observar en las *figura 4.10* y *4.11* que el área de la tarjeta fabricada y con sus componentes soldados es pequeña.

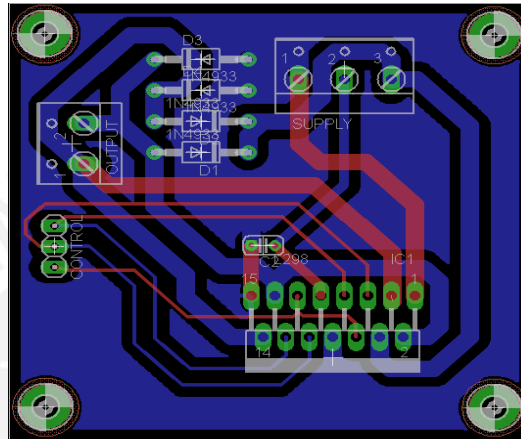


Figura 4.9. BOARD de tarjeta de potencia generado en el programa EAGLE [elaboración propia].

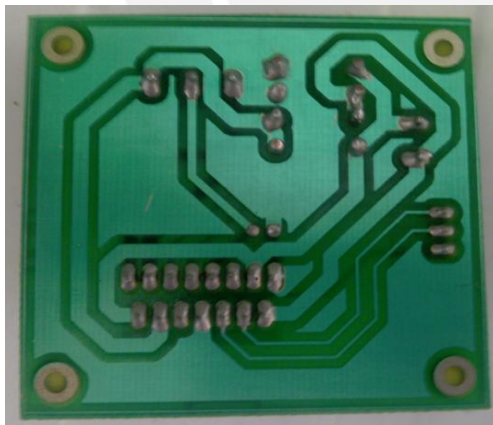


Figura 4.10.

Vista posterior y delantera de la tarjeta de potencia [elaboración propia].

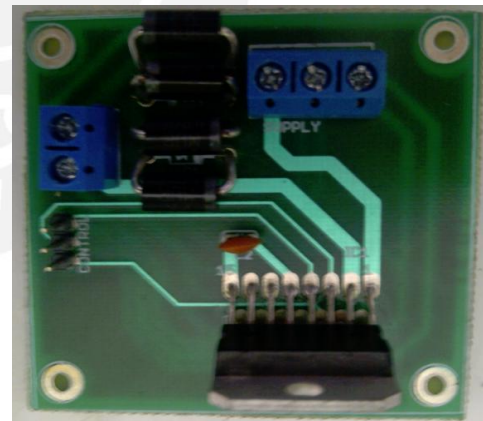


Figura 4.11.

Se realizaron las pruebas operativas alimentando la tarjeta con un voltaje de 15V y 5V. Se simulon las señales de control conectando permanente el pin ENABLE a 5v y los otros dos pines a 5V y 0V, de forma alternada, para obtener la variación de la polaridad en la salida (ver la *figura 4.12* y *4.13*).

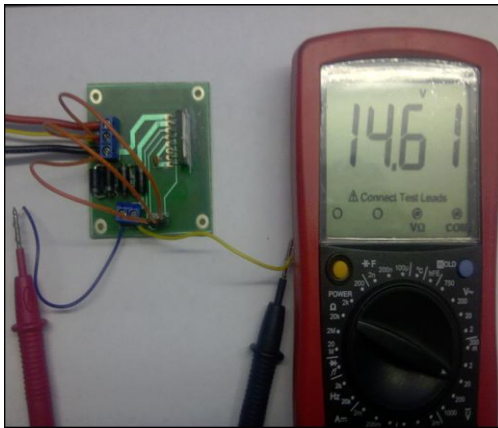


Figura 4.12. Prueba de la tarjeta polarizado en directa.

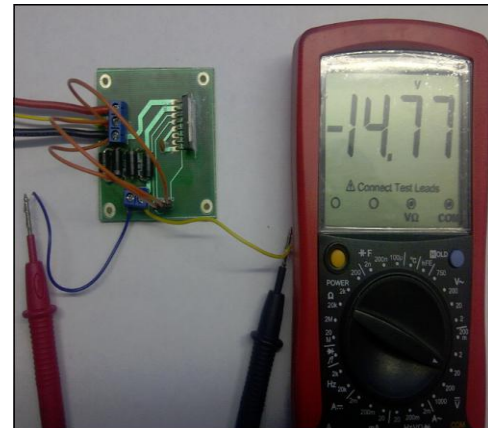


Figura 4.13. Prueba de la tarjeta Polarizado en inversa.

Se observa que se realiza la inversión de polaridad pero se aprecia una leve caída de tensión debido al integrado L298n. Después se procedió a realizar las pruebas conectando la celda Peltier en directa, como se muestra en la figura 4.14 y figura 4.15.

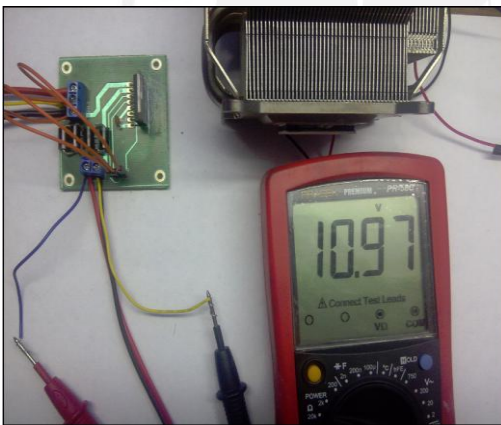


Figura 4.14. Prueba de voltaje.



Figura 4.15. Prueba de corriente.

En las pruebas realizadas se puede observar una caída de tensión en el L298n debido a sus características constructivas por salida y a los diodos de aproximadamente 4.0V y una corriente que circula por el mismo de 2.06 A, como se muestra en la figura 4.15, por lo que:

Calor en el integrado = caída de voltaje (V) x corriente (A)..... (Ecuación 11)

Calor en el integrado = $4.0V \times 2.06 A = 8.24 \text{ watt}$.

Se selecciona un disipador que tenga la capacidad de evacuar de forma eficiente este calor para evitar que el integrado L298n se deteriore al trabajar fuera de su rango de temperatura de operación.

Los cálculos y la elección del disipador se muestran en el **Anexo 2**.

4.3 IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DE LA TARJETA PRINCIPAL

En la *figura 4.16* se observa el BOARD de la tarjeta principal, generada a partir del esquemático expuesto en la sección “diseño de la tarjeta principal” del capítulo anterior y en la *figura 4.17* se muestra la tarjeta con los componentes soldados.

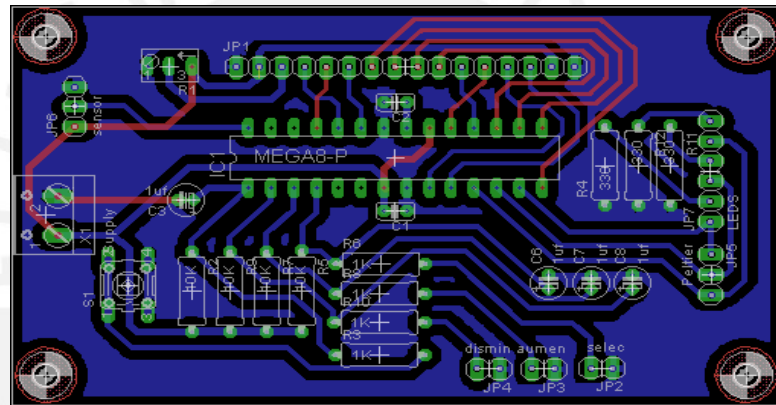


Figura 4.16. BOARD de la tarjeta principal [elaboración propia].

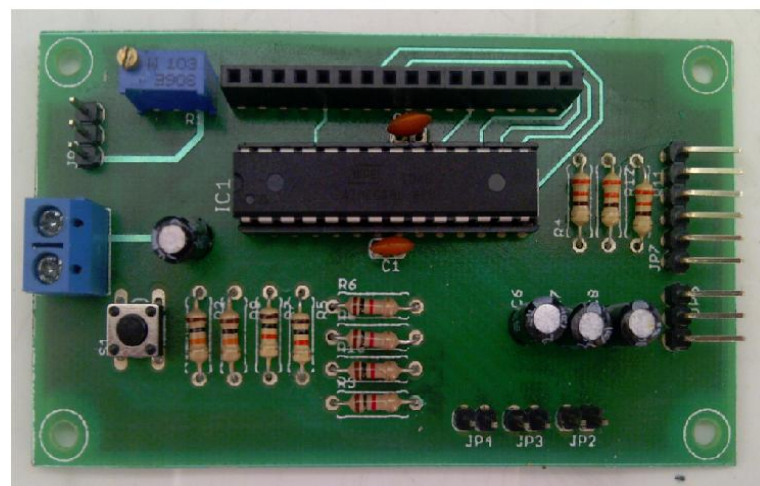


Figura 4.17. Tarjeta principal [elaboración propia].

Se realizó la conexión de la tarjeta principal a la tarjeta del sensor de temperatura, los pulsadores, los LEDs indicadores de funcionamiento y la pantalla LCD para corroborar su correcto funcionamiento.

Luego de alimentar la tarjeta principal con las tensiones adecuadas, durante los 4 primeros segundos se observa el mensaje de inicio (ver *figura 4.18*), posteriormente se muestra en pantalla la temperatura registrada por el sensor (ver *figura 4.19*) la misma que se actualizará cada segundo hasta que se presione el pulsador de programación.



Figura 4.18. Mensaje de inicio mostrado al encender la tarjeta.

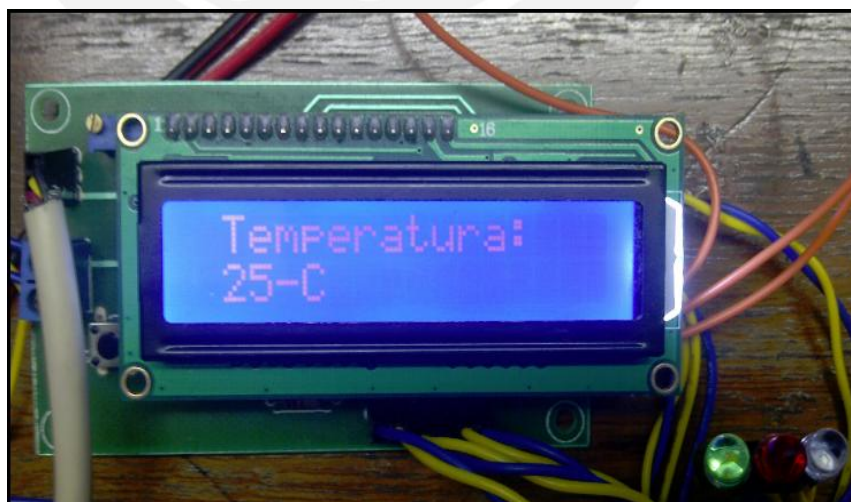


Figura 4.19. Temperatura registrada por el sensor.

Luego de programar una temperatura menor a la ambiental (ver *figura 4.20*) y de dar inicio al tratamiento, se mostrará el mensaje “Crioterapia:” y la temperatura programada, adicionalmente los LEDS blanco y verde (hasta que se llegue la temperatura de operación) se encenderán (ver *figura 4.21*).



Figura 4.20. Programando una temperatura de 10°C.



Figura 4.21. Tratamiento iniciado a una temperatura de 10°C.



Figura 4.22. Programando una temperatura de 40°C.

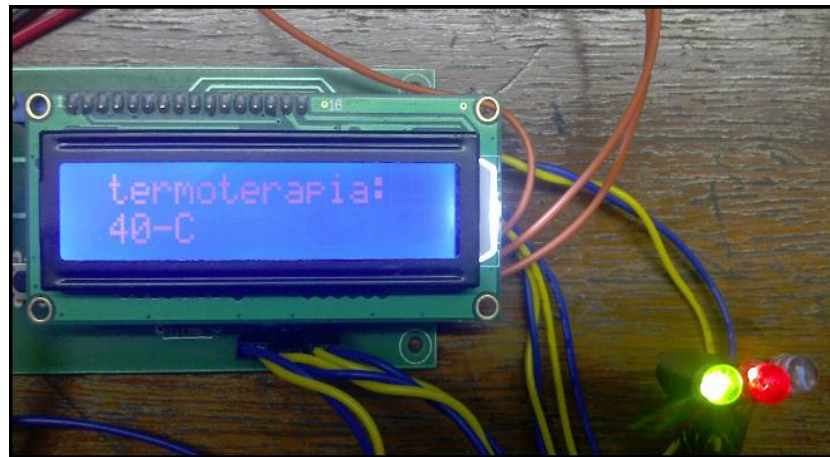


Figura 4.23. Tratamiento iniciado a una temperatura de 40°C.

Luego de programar una temperatura mayor a la ambiental (ver figura 4.22) y de dar inicio al tratamiento, se mostrará el mensaje “Termoterapia:” y la temperatura programada, adicionalmente los LEDs rojo y verde (hasta que se alcance la temperatura de operación) se encenderán (ver figura 4.23).

Los mensajes transitorios se observan en la figura 4.24 y figura 4.25.



Figura 4.24. Mensaje mostrado al comenzar el tratamiento.



Figura 4.25. Mensaje mostrado al detener el tratamiento.

Se puede observar que el programa principal se comporta conforme a lo simulado en la sección 4.1.2.

4.4 PRUEBAS EN CONJUNTO DE LOS SUBSISTEMAS

4.4.1 ENSAMBLE DEL SISTEMA

Se realiza el ensamble del sistema (ver *figura 4.26*) conectando el bloque anterior con la tarjeta del excitador de potencia y situando el sensor sobre la cara de la celda Peltier en la que se va a efectuar el control de temperatura, como se muestra en la *figura 4.27*. Para uniformizar la transferencia de calor en la superficie del sensor en contacto con la celda se usa una silicona especial conductora de temperatura, como se puede observar en la *figura 4.27*.

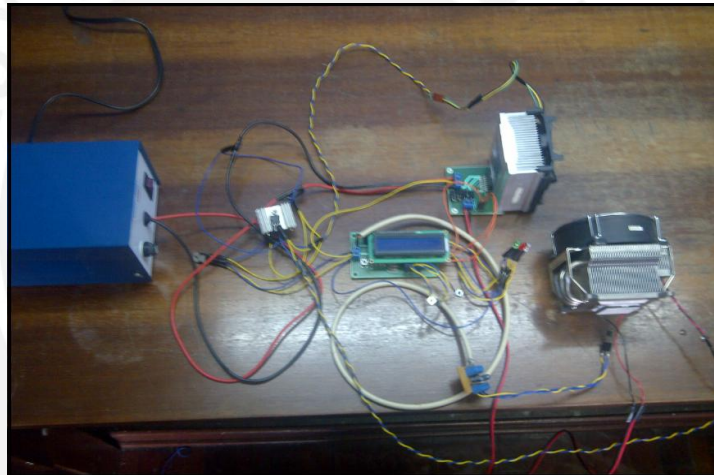


Figura 4.26. Ensamble del sistema.



Figura 4.27. LM35 situado sobre la celda y unido por medio de una silicona conductora de temperatura.

4.4.2 PRUEBAS EN VACIO (SIN CONTACTO CON NINGÚN CUERPO)

Para las pruebas se hará uso de la termocupla del multímetro PRASEK PR-58C la cual cuenta con una sensibilidad de 1°C , que es la que se busca obtener en el sistema, además se utilizará el osciloscopio de la marca GW INSTEK modelo GDS-1102A-U para mostrar la señal de salida del DRIVER de potencia hacia la celda. Se situa la termocupla al lado del sensor LM35 para registrar la misma temperatura (ver *figura 4.29*) y las puntas del osciloscopio en la salida del DRIVER de potencia (ver *figura 4.30*).

Prueba del sistema con Crioterapia a 7°C

Se inicia una sesión con 7°C (ver *figura 4.28*), una vez alcanzada la estabilidad (LED verde parpadeante), se mide la temperatura con la termocupla, la cual es estable en el tiempo y se muestra en la *figura 4.31*. La forma de la señal de salida del DRIVER se observa en la *figura 4.32*, se puede distinguir claramente una señal PWM constante donde el tiempo activo de la celda por ciclo es 2,5 segundos e inactivo de 5 segundos, lo cual nos da un dutty cycle del 33.3% y una frecuencia de $1/(2.5\text{s} + 5\text{s}) = 0.13\text{Hz}$. Estos valores variarán dependiendo de multiples factores como la temperatura programada, temperatura ambiente, flujo de corriente de aire (ya que induciria a una transferencia de calor por convección), eficiencia de la celda (ya que se degrada con el tiempo). El programa automaticamente realizará el ajuste de los valores siguiendo la lógica de control descrita en la sección 4.1.1.



Figura 4.28. Temperatura programada.

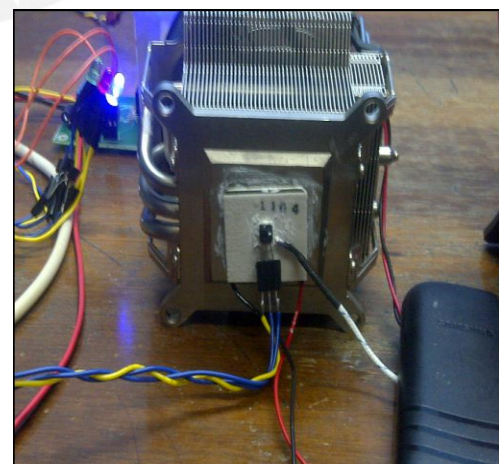


Figura 4.29. Posición de sensores.

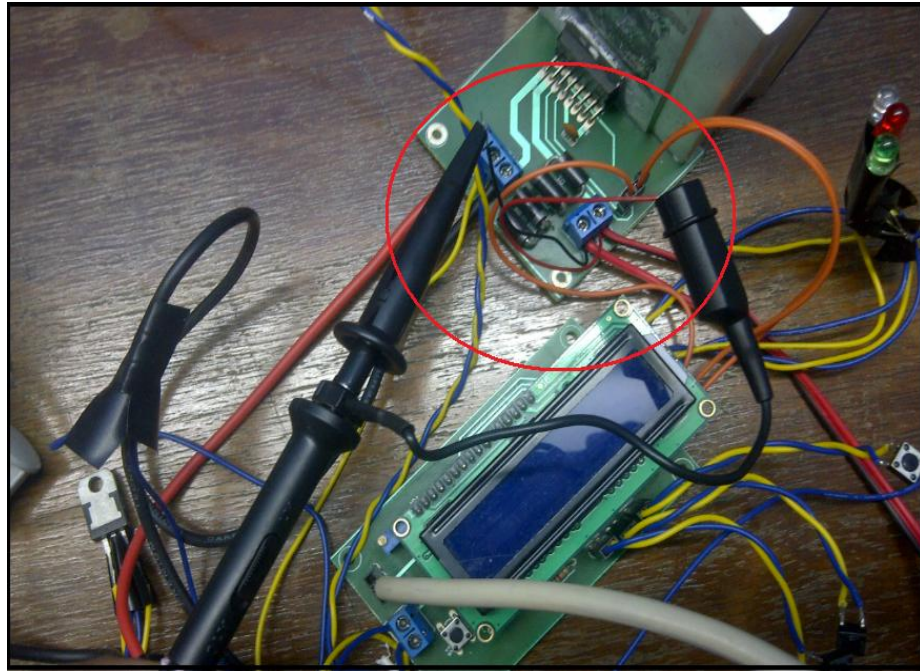


Figura 4.30. Posición de las puntas de osciloscopio.



Figura 4.31. Lectura de la termocupla sobre la celda operando a 7°C.

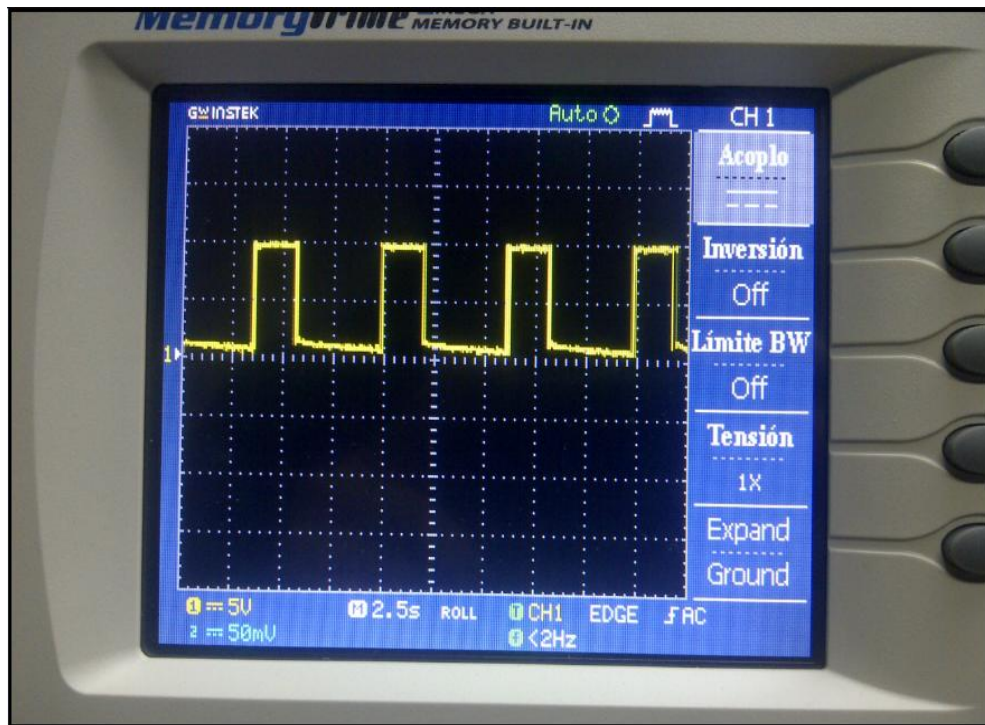


Figura 4.32. Señal de voltaje a la salida del driver para 7°C.

Pruebas del sistema con Termoterapia a 35°C

Se inicia una sesión con 35°C (ver figura 4.33), una vez alcanzada la estabilidad (LED verde parpadeante), se mide la temperatura con la termocupla la cual es estable en el tiempo y se muestra en la figura 4.34. La forma de la señal de salida del DRIVER se observa en la figura 4.35, en este caso también se distingue claramente una señal PWM constante pero de polaridad invertida, donde el tiempo activo de la celda por ciclo es 2,0 segundos e inactivo de 7.5 segundos, lo cual nos da un dutty cycle del 21% y una frecuencia de $1/(2.0s + 7.5s) = 0.105\text{Hz}$. Estos valores variarán dependiendo de multiples factores como la temperatura programada, temperatura ambiente, flujo de corriente de aire (ya que induciría una transferencia de calor por convección), eficiencia de la celda (ya que se degrada con el tiempo). El programa realiza automaticamente el ajuste de los valores siguiendo la lógica de control descrita en la sección 4.1.1.

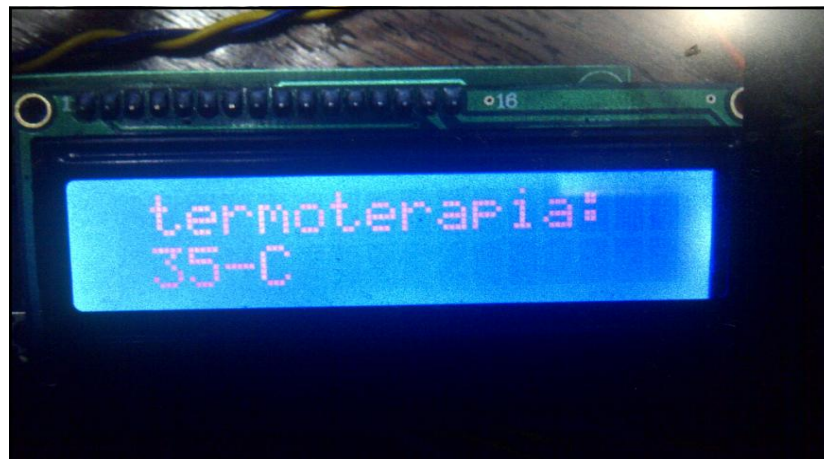


Figura 4.33. Temperatura programada para el tratamiento con Termoterapia.

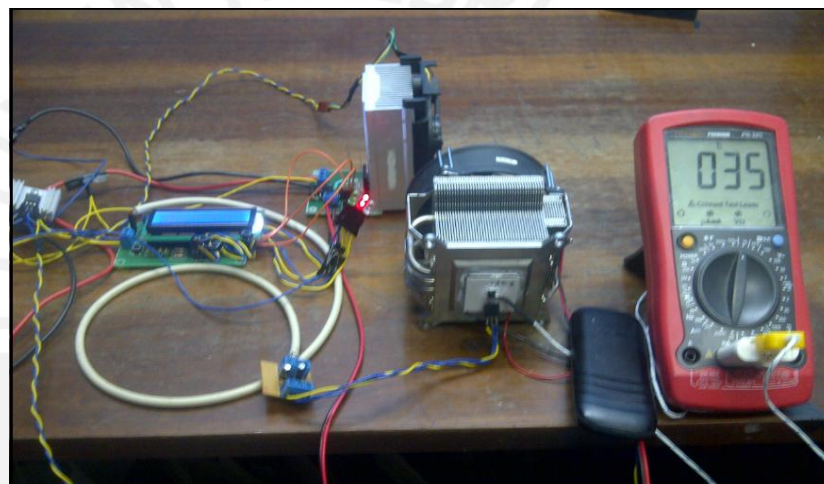


Figura 4.34. Lectura de la termocupla sobre la celda operando a 35°C.

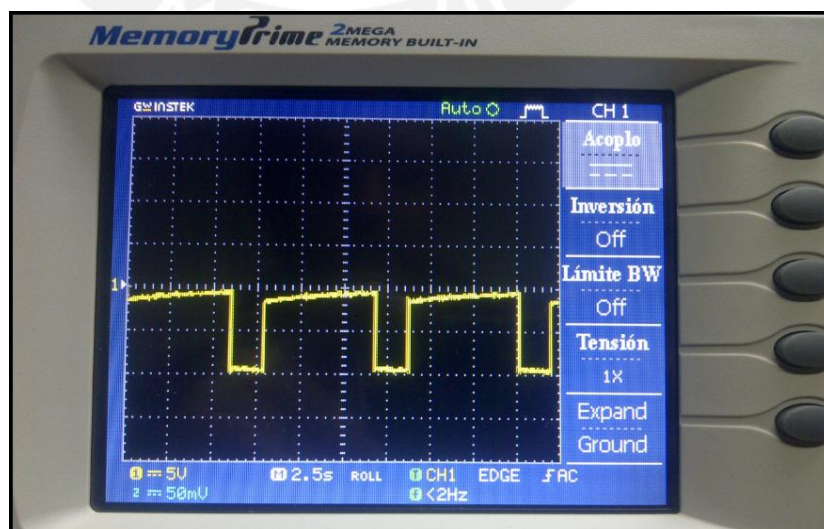


Figura 4.35. Señal de voltaje a la salida del driver para 35°C.

4.4.3 PRUEBA EN CONTACTO CON LA PIEL

Prueba del sistema con una temperatura de 5°C

Se programa una temperatura de 5°C para poder realizar un tratamiento con Crioterapia. Se mide la temperatura en vacío previa a la aplicación para corroborar la estabilidad de la misma, como se muestra en la *figura 4.36*.

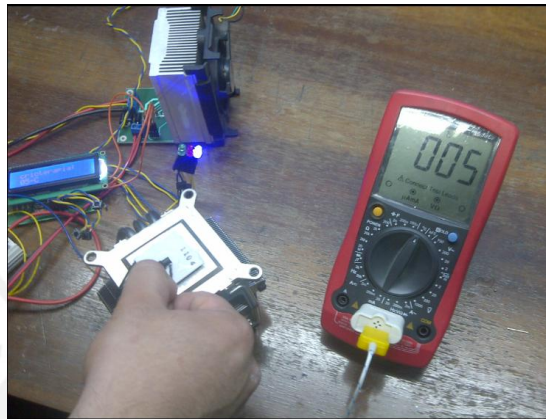


Figura 4.36. Prueba en vacío a 5°C.

En la *figura 4.38* se muestra la señal del osciloscopio a la salida del L298n en vacío, se puede observar una onda PWM constante con un tiempo activo de la celda de 5 segundos y un tiempo inactivo de 3,7 segundos por ciclo lo cual resulta en un DUTTY CYCLE del 57.4 % y una frecuencia de 0.114 HZ., valores debido a la lógica de control descrita en la sección 4.11. Cuando la celda entra en contacto con la piel (ver *figura 4.37*) estos valores varían debido a que la piel posee una resistencia térmica (alrededor de los 5°C/W) [20], se aprecia en la *figura 4.40* que durante los primeros segundos no se tiene una señal con una frecuencia definida pero si se distingue que el DUTTY CYCLE comienza elevado y luego disminuye, esto se debe a que el Peltier, siguiendo la lógica del programa, trata de llegar RAPIDAMENTE a un equilibrio térmico alrededor de la temperatura de control, en este caso 5°C, efecto que se percibe claramente en la zona en tratamiento ya que se siente un frío intenso durante los primeros segundos. Luego de que la temperatura llega a su nivel de control, la señal PWM se estabiliza, como se puede apreciar en la *figura 4.39*, El DUTTY CYCLE y la frecuencia ahora son constantes, el tiempo activo del Peltier en el ciclo es 3 segundos y el tiempo

inactivo es 1 segundo, lo que resulta en un DUTTY CYCLE de 75% y una frecuencia de 0.25 HZ., como se puede apreciar tanto la frecuencia como el DUTTY CYCLE aumentaron en relación con el caso de la prueba en vacío, esto se debe a que las condiciones son distintas, en la prueba en vacío no había cuerpo que enfriar y con el cual llegar a un equilibrio térmico, ahora ese cuerpo es la piel que cuenta con una resistencia térmica y por lo tanto se requiere de un mayor tiempo de activación del Peltier, como se mencionó anteriormente estos valores NO SON CONSTANTES ya que dependen de otros factores como el lugar donde se realiza el tratamiento (no todas las zonas del cuerpo poseen la misma resistencia térmica), área de la celda Peltier cubierta por la Piel (se puede dar el caso que no toda la celda Peltier este cubierta ya que hay zonas del cuerpo las cuales son más delgadas como por ejemplo el brazo o el hombro), tipo de piel (no todas las personas tienen las mismas propiedades de piel, habrá personas que cuentan con piel más gruesa), grasa corporal (ya que la grasa es un aislante térmico natural, lo cual aumentará la resistencia térmica de la zona a tratar) y eficiencia de la celda Peltier (ya que es un dispositivo que se degrada con el tiempo). Factores que influyen directamente al momento de que el programa realiza el control de la temperatura siguiendo el algoritmo de control.



Figura 4.37. Aplicación de tratamiento a 5°C.

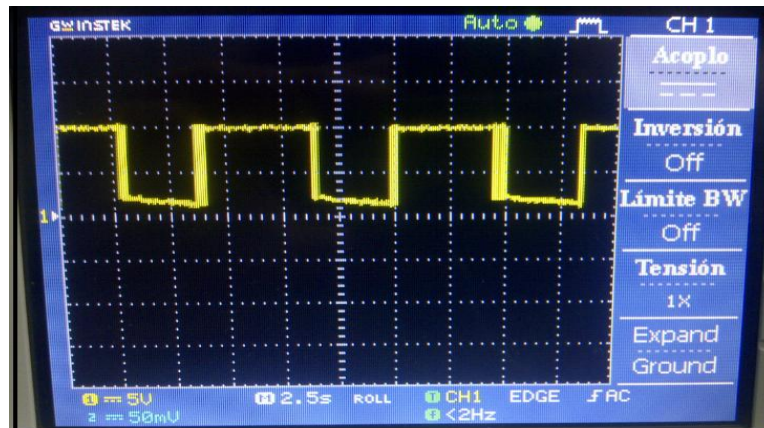


Figura 4.38. Señal de 5°C en vacío.

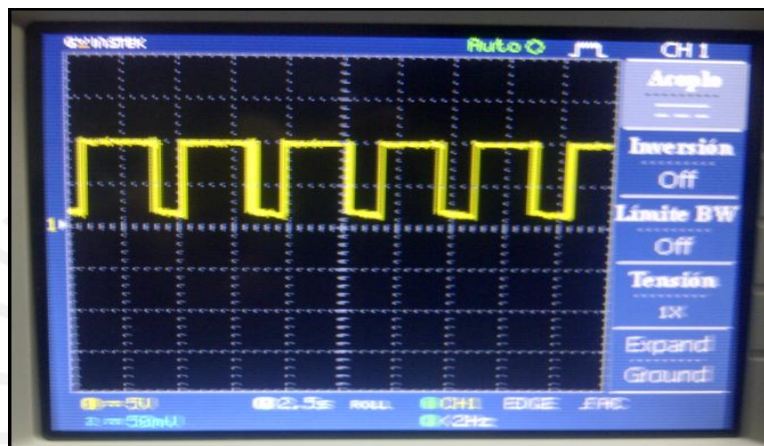


Figura 4.39. Señal de 5°C en contacto con la piel.



Figura 4.40. Señal transitoria.

La prueba del sistema utilizando Termoterapia arroja las mismas conclusiones que las expuestas anteriormente.

El diseño de la carcasa y el equipo terminado se muestra en el Anexo 3.

CONCLUSIONES.

- Para realizar el control ON-OFF, elegido en base a los requerimientos del sistema, se hallaron los parámetros necesarios y se implementaron en el microcontrolador Atmega8L, constatando durante las pruebas operativas tanto en vacío como en contacto con la piel su correcto funcionamiento.
- Se constató que el uso del sensor de temperatura LM35 y su forma de acondicionamiento implementada tanto antes de la digitalización como durante el algoritmo son las correctas, ya que la temperatura medida presenta estabilidad a 1°C de resolución, lo cual permite realizar un control de temperatura adecuado utilizando la forma de control digital seleccionada inicialmente.
- Se logró controlar de forma adecuada la temperatura de la celda Peltier utilizando el puente H integrado para motores DC (L298n) como elemento constructivo principal de la etapa de potencia, constatando así que es posible utilizar este tipo de integrados para realizar el control de temperatura de una celda Peltier.
- Se constató que el bloque de disipación seleccionado para la celda Peltier es el correcto, ya que mantiene la cara caliente de la misma en una temperatura adecuada (45°C , como se sustenta en los cálculos del Anexo 2.) cuando se realiza una aplicación de Crioterapia, evitando así que la celda se degrade rápidamente.
- Se constató durante las pruebas operativas en vacío y sobre la piel que la celda Peltier seleccionada es suficiente para lograr que las temperaturas se encuentren dentro del rango de trabajo planteado (de 5°C a 45°C) durante la aplicación.
- Se verificó que la fuente de poder habilitada es capaz de energizar el sistema completo, lo cual se sustenta en los cálculos realizados para su diseño y en las pruebas operativas realizadas exitosamente.

RECOMENDACIONES

- Si bien se realizó un control de temperatura adecuado, el cual mantiene la temperatura estable en el nivel programado, es necesario realizar un estudio acerca de la sensación térmica provista al paciente y la velocidad de enfriamiento/calentamiento que soportan los tejidos del cuerpo sin dañarse, para así controlar la rampa de velocidad de enfriamiento/calentamiento cuando el dispositivo entra en contacto con la zona del cuerpo a tratar y evitar efectos nocivos.
- Si bien se mantiene la temperatura estable durante el tratamiento sería importante realizar un estudio acerca de las bondades de combinar dentro de un mismo tratamiento diferentes temperaturas respetando las rampas de calentamiento/enfriamiento propuesta en el primer inciso, lo cual daría paso a la creación de diferentes protocolos clínicos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ALLEN TIPLER, Paul; MOSCA, Gene.
2003 *Física para la ciencia y la tecnología, Volumen 1: Mecánica. Oscilaciones y ondas. Termodinámica.* 5ta Edición. Editorial REVERTÉ .S.A.
- [2] AYALA, Antonio.
2008 *Diseño de una caja de refrigeración por Termocélulas.* Universidad Politécnica de Cataluña. España.
- [3] BESANCON, Robert M.
1985 “*The Encyclopedia of Physics*”. 1era edición
Van Nostrand Reinhold Company. USA.
- [4] BOYLESTAD, Robert
2004 “Filtro R-C pasa bajos” en “Introducción al análisis de circuitos”. Traducido por Carlos Mendoza. Editorial Pearson Educación.
- [5] GALLEGO I., Tomás
2007 “*Bases teóricas y fundamentos de la Fisioterapia*”, Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- [6] GARCÍA BLÁZQUEZ, Carlos.
2006 *Diseño de una unidad de refrigeración local mediante Tecnología Peltier.* Tesis para optar el título de Ingeniero Industrial. Universidad Pontificia Comillas. Madrid
- [7] GIL CHANG, Víctor
2005 “*Fundamentos de medicina y Rehabilitación*”. Editorial UCR.

- [8] GOLDBERG, David
2006 “*Laserterapia volumen 1: Vascular, cicatrice, pigmentación, Aplicaciones medicas*”. ELSEVIER SAUNDERS.
- [9] GOLDBERG, David
2006 “Reafirmación cutánea con Radiofrecuencia” en
“*Laserterapia volumen 2: Rejuvenecimiento, renovación Cutánea, depilación y tratamiento de pieles étnicas*”.
ELSEVIER SAUNDERS. Pp 43 -47.
- [10] GONZALEZ G., Juan
2009 “Fisioterapia”. Segunda edición. España.
Bubok publishing S.L.
- [11] GONZALES QUERUBIN, Alonso
2006 *Diseño e implementación de un control digital para
motores DC.* Universidad Santo Tomas. Bucaramanga.
- [12] GONZALES ORTIZ, Marco
2011 *Optimización del software del desarrollo de un termociclador
para la replicación del ADN./Tesis para optar el Título de
Ingeniero Electrónico/ ciudad: Lima/PUCP.*
- [13] HERRANZ PINDADO, Rocío.
2010 *Climatización mediante células Peltier.* Universidad
Pontificia Comillas. Madrid.
- [14] HERRERO, Aleixandre. SANTOS, José.
2010 *Control de temperatura mediante un dispositivo Peltier
Para Sensor de gases basado en dispositivo SAW.*
Instituto de Física aplicada CSIC. Madrid.

- [15] INCROPERA, Frank. DEWITT, David
1999 “*Fundamentos de transferencia de calor*”. Traducción
De Pablo Eduardo Roig Vázquez. 4ta edición.
México: Prentice Hall.
- [16] KUO, Benjamín C.
2003 *Sistemas de control automático*. México, D.F.: Prentice
Hall Hispanoamericana.
- [17] MARTINEZ MEJIA, Mario Oliver
2012 *Diseño del subsistema mecánico - eléctrico para un
Sistema de control de temperatura de un tanque.*/ Tesis
Para optar el Título de Ingeniero Electrónico/PUCP/
Ciudad: Lima
- [18] MECA, Francisco. JIMENEZ, José.
2008 *Horno-nevera basado en células Peltier para el
Ensayo térmico de dispositivos electrónicos*. Escuela
Politécnica Universidad De Alcalá. Alcalá.
- [19] MENDOZA R, Arturo. AMARO B, Carlos
2010 *Efecto Peltier aplicado en una unidad para equipo de
Medición*. Instituto tecnológico de San Luis de Potosí.
Monterrey.
- [20] MICHELLE H., Cameron
2009 “*Agentes físicos en rehabilitación de la investigación a
la práctica*”. Tercera edición. Traducido por Elsevier
España S.L, Barcelona, Editorial Elsevier España, S.L.
- [21] MICHELLE H., Cameron
2009 “*Termoterapia*” en “*Agentes físicos en rehabilitación de la
Investigación a la práctica*”. Tercera edición. Traducido
Por ELSEVIER España S.L. Barcelona: Editorial Elsevier

- [22] MILLMAN, Jacob; HALKIAS, Christos
1978 “Dispositivos y circuitos electrónicos” Madrid, España.
Editorial Pirámide. Capítulo 20.
- [23] OGATA, Katsuhiko.
2003 “Ingeniería de control moderna”. Madrid: Pearson
Educación.
- [24] OGATA, Katsuhiko.
1996 *Sistemas de control en tiempo discreto*. México, D.F.
Prentice Hall.
- [25] PALLÁS ARENY, Ramon
2003 “Sensores y acondicionadores de señal”. 4ta edición.
Barcelona: Marcombo.
- [26] PELLICER, María. GÁLVEZ D, Diana.
2004 “Manual de Fisioterapia generalidades”. 1era Edición.
Editorial Mad, S.L: Madrid.
- [27] PÉREZ S, Emilio
2006 “Diseño de un sistema de aire acondicionado portátil
Termoeléctrico”. Trabajo de fin de carrera. Cataluña:
Universidad Politécnica de Cataluña.
- [28] POSTIGO DIEZ CANSECO, Diana
2011 *Diseño e implementación de un controlador de temperatura
Basado en el dispositivo Peltier para cámara ambiental en
Prueba del satélite PUCPSAT-1. / Tesis para optar el
Título de Ingeniero Electrónico/ ciudad: Lima/PUCP.*
- [29] RODRIGUEZ, Martin
2008 “Electroterapia en Fisioterapia” 2da Edición. Madrid.
Editorial Médica Panamericana S.A.

- [30] ROWE, D. M.
2006 *Thermoelectrics Handbook: Macro to Nano*.
Taylor & Francis.
- [31] SANDOVAL, Arturo. ESPINOSA, Enrique.
2009 *Celdas Peltier: Una alternativa para sistemas de
Enfriamiento con base en semiconductor*. Instituto
De Electrónica. Universidad Tecnológica
De la Mixteca. México.
- [32] SCHADE, O. H
1943 “Analysis of rectifier operation”. Proc. I.R.E. Vol. 31.
Páginas 341 – 361.
- [33] TOVAR PADILLA, Marco.
2006 *Efecto Peltier*. Material de enseñanza. Madrid.
- [34] UJALDÓN Manuel
2003 “Refrigeradores Termoeléctricos (células peltier)”.
En “Arquitectura Del PC volumen V. Los chips”.
Malaga: Editorial Ciencia – 3, S.L, pp 113-115.
- [35] UNIVERSIDAD DE AMERICA
2010 “Implementación del efecto Peltier en una nevera
Convencional abastecida de energía solar”.
Universidad De América, 2010, Volumen 3, N°1,
PP 77 – 95.
- [36] UNIVERSIDAD POLITECNICA DE MADRID
2008 *Modelado de una célula Peltier*. Material de enseñanza.
Madrid.

- [37] WATSON, Tim
2009 “*Electroterapia Práctica basada en la evidencia*”,
Traducido por Elsevier. España. S.L. Barcelona:
Editorial Elsevier España .S.L.
- [38] WATSON, Tim
2009 “Tratamiento de onda corta pulsada y continua” en
KITCHEN, Sheila “*Electroterapia práctica basada en la
evidencia*”, traducido por Elsevier España.S.L. Barcelona:
Editorial Elsevier España, S.L pp. 137 - 141.
- [39] WATSON, Tim
2009 “Ondas Mecánicas” en KITCHEN, Sheila “*Electroterapia
práctica basada en la evidencia*”, traducido por Elsevier
España.S.L. Barcelona: Elsevier España.S.L pp. 27 – 29.
- [40] WILSON, Jerry; BUFFA, Anthony.
2003 “Circuitos RC” en “*Física*”. Editorial Pearson
Educación. Pp 617 – 625.

