ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EQUIPO TERAPÉUTICO DE APLICACIÓN LOCAL DE CALOR Y FRÍO PARA EL ÁREA DE FISIOTERAPIA DEL IESS HOSPITAL GENERAL - AMBATO

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y CONTROL

OCAÑA URBINA DIEGO PAÚL
d.p.45@hotmail.com

DIRECTOR: CARMEN ALICIA CARABALÍ CARABALÍ, MSc.
alicia.carabali@epn.edu.ec

CO-DIRECTOR: LEONARDO DAVID ORTEGA CAMINO, MSc.
leonardo.ortega@epn.edu.ec

Quito, Diciembre 2017

DECLARACIÓN

Yo, Diego Paúl Ocaña Urbina, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Diego Paúl Ocaña Urbina

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Diego Paúl Ocaña Urbina bajo mi supervisión.

Alicia Carabalí, MSc.
DIRECTORA DEL PROYECTO

Leonardo Ortega, MSc.
CO-DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

A Dios, por permitirme existir y entregar lo mejor de mí a todos los que me rodean.

A mi esposa Pauly, por su apoyo, paciencia y amor incondicional. Gracias por ser el aliento en los días más difíciles de mi vida.

A mi hijo Luis Francisco (†), por ser el gran guardián de la vida de tu madre y la mía.

A mis padres, quienes, con su ejemplo y cariño, ayudaron a superarme día a día. Gracias por darme la fe y la sabiduría, cimientos importantes en mi vida.

A mi hermana Lucía que con su compañía y cariño alegra mi vida.

A mi hermano Francisco (†), por guiar mis pasos constantemente.

AL IESS Hospital de Ambato, a través de Ingeniero Jorge López, por la amistad, apertura y facilidades brindadas durante la ejecución del proyecto.

A la MSc. Alicia Carabalí, directora del proyecto y al MSc. Leonardo Ortega, co-director del proyecto por su tiempo, sus valiosas observaciones y recomendaciones.

DEDICATORIA

Para todos aquellos que sueñan y no se rinden; y de forma especial a todos los que llenan mi vida de felicidad

CONTENIDO

CAPÍTULO 1 ..... **1**

MARCO TEÓRICO **1**

1.1 CALOR Y FRÍO SUPERFICIAL EN FISIOTERAPIA **1**

1.1.1 ANTECEDENTES 1

1.1.2 CONCEPTOS BÁSICOS 2

1.1.2.1 Fisioterapia 2

1.1.2.2 Agente Físico Terapéutico 2

1.1.2.2.1 Agentes Térmicos 3

1.1.2.3 Calor Específico 3

1.1.2.4 Transferencia de Calor por Conducción 3

1.1.2.5 Crioterapia 5

1.1.2.6 Termoterapia 5

1.2 EFECTOS DEL CALOR Y FRÍO SUPERFICIAL **5**

1.2.1 EFECTOS EN EL FLUJO SANGUÍNEO 5

1.2.1.1 Descenso del Flujo Sanguíneo 5

1.2.1.2 Aumento del Flujo Sanguíneo 6

1.2.2 EFECTOS NEUROMUSCULARES 7

1.2.2.1 Cambios en la Velocidad de Conducción Nerviosa 7

1.2.2.2 Aumento del Umbral de Dolor 7

1.2.2.3 Cambios en la Fuerza Muscular 8

1.2.2.4 Disminución de la Rigidez Muscular 9

1.2.2.5 Alteración de la Extensibilidad de los Tejidos 9

1.2.2.6 Facilitación de la Contracción Muscular 9

1.2.3 EFECTOS METABÓLICOS 9

1.2.3.1 Disminución del Metabolismo 9

1.2.3.2 Aumento del Ritmo Metabólico 9

1.3 APLICACIÓN DEL CALOR Y FRÍO SUPERFICIAL **10**

1.3.1 TÉCNICAS DE APLICACIÓN DEL FRÍO 10

1.3.1.1 Bolsas de Frío o Bolsas de Hielo 10

1.3.1.2 Masaje con Hielo 10

1.3.1.3 Unidad de Compresión Fría Controlada 11

1.3.1.4 Pulverizadores de Crioevaporación y Congelación Breve 12

1.3.2 TÉCNICAS DE APLICACIÓN DEL CALOR 12
1.3.2.1 Bolsas de Calor 12
1.3.2.2 Parafina 13
1.3.2.3 Fluidoterapia 14
1.3.2.4 Lámparas de Infrarrojos 14
1.3.2.5 Baños de Contraste 15
1.4 ACTUADORES PARA EL SISTEMA DE CALENTAMIENTO Y ENFRIAMIENTO. 16
1.4.1 RESISTENCIAS DE CALENTAMIENTO 16
1.4.1.1 Tipos de Resistencia. 16
1.4.1.1.1 Metálicas 16
1.4.1.1.2 No Metálicas 17
1.4.1.2 Ventajas y desventajas 17
1.4.1.2.1 Ventajas 17
1.4.1.2.2 Desventajas 18
1.4.2 BOMBA DE CALOR 18
1.4.2.1 Componentes de la bomba de calor 19
1.4.2.1.1 Refrigerante. 19
1.4.2.1.2 Válvula de inversión 19
1.4.2.1.3 Bobina 19
1.4.2.1.4 Evaporador 19
1.4.2.1.5 Compresor 19
1.4.2.1.6 Condensador 19
1.4.2.1.7 Dispositivo de expansión 19
1.4.2.1.8 Plenum 20
1.4.2.2 Ventajas y desventajas 20
1.4.2.2.1 Ventajas 20
1.4.2.2.2 Desventajas 20
1.4.3 MÓDULO TERMOELÉCTRICO 20
1.4.3.1 Estructura y funcionamiento 21
1.4.3.2 Coeficiente de rendimiento 26
1.4.3.3 Ventajas y desventajas 28
1.4.3.3.1 Ventajas 28
1.4.3.3.2 Desventajas 30

1.5 SENSORES DE TEMPERATURA 31
1.5.1 RTD 31
1.5.2 TERMISTOR 32
1.5.3 TERMOCUPLA 33
1.5.4 SENSOR DE TEMPERATURA 1-WIRE® 34
1.5.4.1 Protocolo 1-wire® 35
1.5.4.2 Interfaces 1-wire® 38
1.5.4.2.1 Buses Maestros Dedicados 38
1.5.4.2.2 Maestros UART / USART 38
1.6 CONTROLADOR PID 38
1.6.1 ACCIÓN PROPORCIONAL 39
1.6.2 ACCIÓN INTEGRAL 40
1.6.3 ACCIÓN DERIVATIVA 40
CAPÍTULO 2 42
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN 42
2.1 ESTRUCTURA DEL EQUIPO 42
2.1.1 SELECCIÓN DEL PROTOTIPO 42
2.1.2 BOMBA 44
2.1.3 BLOQUE DE AGUA 44
2.1.4 COMPRESA O ALMOHADILLA 45
2.1.5 ESTRUCTURA EXTERNA DEL EQUIPO (CORSAIR 380T ITX). 45
2.2 SISTEMA DE ENFRIAMIENTO Y CALENTAMIENTO 46
2.2.1 MÓDULO TERMOELÉCTRICO HP-199-1.4-0.8 46
2.2.1.1 Cálculo de la carga térmica del sistema. 48
2.2.1.2 Cálculo de la temperatura del lado caliente y del lado frío del módulo. 50
2.2.2 DISIPADOR + VENTILADOR PWM Hyper 212 EVO (RR-212E-20PK-R2) 55
2.3 SISTEMA ELECTRÓNICO DE CONTROL 57
2.3.1 ARDUINO DUE 57
2.3.2 CONTROLADOR DE MOTOR DE ALTA POTENCIA POLOLU G2 . 58
2.3.3 SENSOR DE TEMPERATURA DS18B20 60
2.3.4 INTERRUPTOR DE FLOTADOR DE ÁNGULO RECTO 62

2.3.5 INTERFAZ DE USUARIO 63
2.3.5.1 Teclado de membrana de matriz 4x4 64
2.3.5.2 Display LCD QC2004A 65
2.3.6 FUENTE DE ALIMENTACIÓN ALTEK ITX 750 67
2.3.7 DISEÑO DEL CIRCUITO IMPRESO 68
CAPÍTULO 3 70
DESARROLLO DE SOFTWARE 70
3.1 PROGRAMA PRINCIPAL 70
3.1.1 SISTEMA DE ALARMAS 71
3.1.2 PROGRAMA DE INTERFAZ DE USUARIO. 73
3.1.3 PROGRAMA DE CALIBRACIÓN 73
3.2 CONTROLADOR PI 75
3.2.1 VARIABLE CONTROLADA POR EL CONTROL PI 75
3.2.2 DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL CONTROLADOR PI 76
CAPÍTULO 4 81
PRUEBAS Y RESULTADOS 81
4.1 PRUEBAS DE LOS CONTROLADORES 81
4.1.1 PRUEBA DEL CONTROLADOR DE CALENTAMIENTO. 81
4.1.2 PRUEBA DEL CONTROLADOR DE ENFRIAMIENTO. 85
4.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL EQUIPO 88
4.2.1 PRUEBAS DE UNIFORMIDAD DE TEMPERATURA EN LA COMPRESA 88
4.2.2 PRUEBAS DE LECTURA DE LA TEMPERATURA 91
4.2.3 PRUEBAS DEL TIEMPO DE RESPUESTA DEL EQUIPO 93
CAPÍTULO 5 94
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 94
5.1 CONCLUSIONES 94
5.2 RECOMENDACIONES 95
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 97
ANEXO A 1
MANUAL DE USUARIO 1

A.1 ADVERTENCIA **1**
A.2 PRECAUCIÓN **2**
A.3 INTRODUCCIÓN **3**
A.4 INDICACIONES DE USO **4**
A.5 CONTRAINDICACIONES **4**
A.6 DESCRIPCIÓN GRÁFICA DEL EQUIPO **6**
A.7 DESCRIPCIÓN DEL PANEL DE CONTROL **7**
A.7.1 TECLADO MATRICIAL 4X4 7
A.7.2 PANTALLA LCD 8
A.7.3 SWITCH ON/OFF 8
A.8 DESCRIPCIÓN DEL PANEL DE VISUALIZACIÓN **9**
A.9 OPERACIÓN DEL EQUIPO TERAPÉUTICO **10**
A.9.1 CONECTORES DEL EQUIPO 10
A.9.2 ARRANQUE DEL EQUIPO 11
A.9.3 INICIO DE LOS CICLOS DE TERAPIA 12
A.9.4 CALIBRACIÓN DEL EQUIPO 14
A.9.5 DETENER EL EQUIPO 16
A.9.6 DRENAJE DEL EQUIPO 16
A.9.7 ALMACENAMIENTO 16
A.9.8 LIMPIEZA 17
A.10 ESPECIFICACIONES **19**
A.11 RESOLUCIÓN DE PROBLEMAS **20**
ANEXO B **1**
HOJA DE DATOS DE LA BOMBA **1**
ANEXO C **1**
HOJA DE DATOS DEL MÓDULO TERMOELÉCTRICO. **1**
ANEXO D **1**
HOJA DE DATOS DEL 2.2.3 DISIPADOR + VENTILADOR PWM Hyper 212 EVO (RR-212E-20PK-R2) **1**
ANEXO E **1**
HOJA DE DATOS DEL SENSOR DE TEMPERATURA **1**
ANEXO F **1**

HOJA DE DATOS DEL PUENTE H **1**

ANEXO G **1**

CERTIFICADO DE FUNCIONAMIENTO **1**

RESUMEN

La finalidad del presente proyecto es implementar un equipo terapéutico con control en lazo cerrado para la temperatura de un fluido circulante a través de una compresa y regular el tiempo de aplicación de la misma, de esta manera se evita la vigilancia constante por parte del personal. Cabe mencionar que existen pacientes con una disminución de sensibilidad para detectar el calor o frío de esta manera no se compromete la seguridad de estos usuarios.

El equipo permite personalizar el tratamiento a través de 21 referencias de temperatura, repartidas en dos rangos de variación entre 8°C a 15°C para la terapia de enfriamiento y de 30ºC a 42ºC para la terapia de calentamiento, mediante una interfaz sencilla y genera o absorbe energía térmica dependiendo de la terapia a elegir. El valor de la temperatura es detectado por un sensor en contacto con el fluido, esta señal es ingresada al sistema microprocesado para tomar la decisión de elevar o descender la temperatura, para lograrlo se emplea módulos termoeléctricos controlados por un control PI.

El sistema consta de un sensor de temperatura tipo 1-Wire DS18B20 conectado al sistema microprocesado (Arduino Due) a través de un circuito recomendado por el fabricante, un teclado matricial 4 x 4 el cual permite introducir el valor de referencia, un controlador de motor de alta potencia Pololu G2 el cual conducirá la corriente eléctrica a los módulos termoeléctricos, disipadores y ventiladores necesarios para el trabajo óptimo de los módulos, un display alfanumérico LCD de 4 x 20 que permite conocer al especialista la temperatura actual del sistema y el tiempo de aplicación, además cuenta con indicadores como luces led que señalan si el equipo se está estabilizando, si se ha estabilizado en la referencia de temperatura o si se encuentra en emergencia (temperatura mayor o igual a 44ºC, sensor desconectado y nivel bajo de agua) y por último tiene alarmas sonoras para indicar el final de la terapia o los estados de emergencia.

PRESENTACIÓN

En la actualidad el uso de equipos tecnológicos para tratar diferentes lesiones y mejorar el rendimiento muscular se ha vuelto imprescindible en el campo de la fisioterapia. En el IESS Hospital General – Ambato se requería de un equipo automático para la aplicación local de frio y calor, de ahí proviene el interés para desarrollar de este proyecto.

Siguiendo un procedimiento ordenado, el presente trabajo se distribuye en cinco capítulos, siendo éstos los siguientes:

El Capítulo Uno “Marco Teórico” trata los conceptos básicos de las diferentes técnicas de aplicación del calor y frio superficial, sus efectos en el ser humano, los diferentes actuadores para el proceso de calentamiento y enfriamiento, los sensores de temperatura y por último los controles que se implementan sobre los actuadores.

En el Capítulo Dos “Diseño e Implementación” se examina el diseño mecánico del equipo y el sistema electrónico. Se indican los criterios de diseño escogidos, la selección de todos los dispositivos y del sistema microprocesado.

En el Capítulo Tres “Desarrollo de Software” se detalla la lógica del programa de control de la temperatura y el software implementado en el sistema microprocesado.

El Capítulo Cuatro “Pruebas y Resultados” trata de las pruebas realizadas para corroborar el cumplimiento de los requerimientos del equipo además se presentan los errores obtenidos, los resultados y los ajustes realizados para comprobar que las referencias de temperatura entregadas por el equipo sean las adecuadas.

Por último, en el Capítulo Cinco “Conclusiones y Recomendaciones” se exponen las conclusiones y recomendaciones que aparecieron a lo largo del proyecto durante las fases de diseño, implementación y pruebas sobre el equipo.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

En este capítulo se explicarán las modalidades terapéuticas que se utilizan con más frecuencia para el calor y frío superficial. Además, se hace un estudio del dispositivo que genera la energía térmica para el proceso de calentamiento y enfriamiento de la compresa, su principio de funcionamiento y sus propiedades termodinámicas. Finalmente, se analizará el funcionamiento del sensor de temperatura.

1.1 CALOR Y FRÍO SUPERFICIAL EN FISIOTERAPIA

1.1.1 ANTECEDENTES

El hombre ha utilizado la aplicación del calor y frío (agentes térmicos) para fines terapéuticos, desde el principio de los tiempos sin ningún conocimiento, solo con la capacidad de observación, aliviaba el dolor y curaba lesiones musculares.

En el ámbito deportivo la aplicación del calor y del frío es fundamental para la recuperación del rango normal de movimiento de las articulaciones, flexibilidad, fuerza muscular, resistencia muscular y potencia. Además, se usa para crear un ambiente óptimo para la restauración de lesiones al limitar el proceso inflamatorio y al romper el ciclo de dolor por contracción [1].

Durante los últimos años ha existido una discusión acerca de la aplicación o no del calor por su efecto nocivo, principalmente en el caso de inflamación. Por esta razón se ha utilizado la aplicación del frío para reducir el dolor y la inflamación, muchos expertos prefieren utilizarlo antes, durante y después del tratamiento para lesiones musculares [2].

Finalmente, gracias al avance significativo de la electrónica en los últimos años se han resuelto muchos inconvenientes que tenían estas aplicaciones, sobre todo en el control del proceso de calentamiento y enfriamiento, obteniendo los resultados deseados por los expertos y sin poner en riesgo a los usuarios.

1.1.2 CONCEPTOS BÁSICOS

1.1.2.1 Fisioterapia

"La palabra Fisioterapia proviene de la unión de las palabras griegas *fisis* que significa Naturaleza y *terapeya* que significa tratamiento. Lo que conjuntamente quiere es tratamiento por factores naturales" [3].

La palabra fisioterapia se la puede definir como una profesión de cuidados de la salud relacionada con el movimiento, la función y la maximización del potencial humano. Utiliza tratamientos físicos para promover, mantener y restaurar el bienestar físico, psicológico y social teniendo en cuenta las variaciones en el estado de salud [4].

1.1.2.2 Agente Físico Terapéutico

Un elemento físico natural como el agua, la luz, se lo puede definir como agente físico terapéutico, también a elementos físicos artificiales como la electricidad, si son utilizados en el tratamiento de una determinada enfermedad. El agente físico contribuye con uno a más tipos de energía al organismo y así actúa en los procesos biológicos. Puede aportar a la disminución del tiempo de evolución, desinflamación, estimulación de la regeneración del tejido o disminución del dolor [5]. Los agentes físicos terapéuticos se los puede clasificar como: térmicos, mecánicos y electromagnéticos.

Tabla 1.1. Clasificación de los Agentes Físicos Terapéuticos [6].

Categoría	**Tipos**
Térmicos	• Agentes de calentamiento profundo • Agentes de calentamiento superficial • Agentes de enfriamiento
Mecánicos	• Tracción • Compresión • Agua • Sonido
Electromagnéticos	• Campos Electromagnéticos • Corrientes Eléctricas

1.1.2.2.1 Agentes Térmicos

La transferencia de energía térmica al paciente se la establece a través de los agentes térmicos, para producir un aumento o un descenso de la temperatura del tejido. Dependiendo del agente térmico y de la parte del cuerpo sobre la que se aplica, los cambios de temperatura pueden ser superficiales o profundos y pueden afectar a un tipo de tejido más que a otro [6].

1.1.2.3 Calor Específico

"El calor específico es la cantidad de energía necesaria para elevar la temperatura de un peso determinado de un material un número concreto de grados".

El calor específico de un material se expresa en julios por gramo por grado Celsius [6].

Tabla 1.2. Calor específico de diferentes materiales [6].

Material	Calor específico en J/g/ºC
Agua	4,19
Aire	1,01
Media para el cuerpo humano	3,56
Piel	3,77
Músculo	3,75
Grasa	2,30
Hueso	1,59

"Los materiales con un calor específico elevado requieren más energía para calentarlos y mantienen más energía a una temperatura concreta que los materiales con un calor específico bajo" [6].

1.1.2.4 Transferencia de Calor por Conducción

La aplicación terapéutica de los agentes térmicos da lugar a la transferencia de calor al cuerpo del paciente o desde el cuerpo del paciente y entre los tejidos y líquidos del cuerpo. La transferencia del calor se produce por conducción,

convección, conversión, radiación o evaporación. Los agentes de calentamiento transfieren calor al cuerpo, mientras que los agentes de enfriamiento transfieren calor desde el cuerpo hacia el exterior [6].

El calentamiento por conducción es el resultado del intercambio de energía térmica entre dos áreas en contacto que tienen diferente temperatura. La energía térmica se transfiere del área de mayor temperatura al área de menor temperatura [5].

La velocidad con la cual se transfiere el calor por conducción entre dos materiales se la relaciona con su área de contacto, su conductividad térmica y la diferencia de temperatura entre los materiales. La fórmula 1.1 expresa la dependencia de estas variables [6].

$$VTC = \frac{AC \times conductividad\ térmica \times diferecia\ de\ temperatura}{grosor\ del\ tejido} \qquad (1.1)$$

Donde:

VTC = Velocidad de transferencia por conducción.

$AC =$ Área de Contacto.

La conductividad térmica de un material describe la velocidad a la cual se transfiere el calor por conducción [6].

Tabla 1.3. Conductividad térmica de diferentes materiales [6].

Material	**Conductividad térmica (cal/s) / (cm2 × °C/cm)**
Plata	1,01
Aluminio	0,5
Hielo	0,005
Agua a 20ºC	0,0014
Hueso	0,0011
Músculo	0,0011
Grasa	0.0005

1.1.2.5 Crioterapia

Al conjunto de procedimientos que utilizan el frío en la terapéutica médica se la denomina crioterapia, tiene como objetivo reducir la temperatura del organismo provocando una serie de efectos fisiológicos beneficiosos para diversas enfermedades [5].

1.1.2.6 Termoterapia

La termoterapia se refiere a la aplicación terapéutica del calor. La termoterapia se la emplea principalmente en el control del dolor, aumento de la extensibilidad de partes blandas, a la circulación y acelerar la cicatrización [6].

1.2 EFECTOS DEL CALOR Y FRÍO SUPERFICIAL

1.2.1 EFECTOS EN EL FLUJO SANGUÍNEO

1.2.1.1 Descenso del Flujo Sanguíneo

Al aplicar frío sobre la piel durante los primeros quince a veinte minutos, se produce la vasoconstricción (reducción del diámetro de los vasos cutáneos), en consecuencia, existe una disminución del flujo de sangre (Fig.1.1). Si el flujo de sangre que circula por la zona enfriada es menor, el efecto de enfriamiento será menor sobre otras zonas del sistema circulatorio. La reducción de la circulación da como resultado un descenso mayor de la temperatura de la zona donde se aplica el agente de enfriamiento, porque no llega sangre más caliente a la zona para aumentar la temperatura por convección [6] .

Figura 1.1. Proceso de disminución del flujo sanguíneo por crioterapia [6].

1.2.1.2 Aumento del Flujo Sanguíneo

Al aplicar frío sobre la piel durante un tiempo mayor a 20 minutos o cuando la temperatura del tejido desciende por debajo de 10°C puede producirse una vasodilatación inducida por frío (VDIF). Este mecanismo de vasodilatación se fundamenta en el descubrimiento de Gilbert Newton Lewis, al sumergir los dedos de la mano en un baño de hielo, su temperatura descendía inicialmente; sin embargo, 15 minutos después, la temperatura aumentaba y descendía de forma cíclica (Figura 1.2), a este fenómeno de variación de la temperatura lo denominó *respuesta de caza* [6].

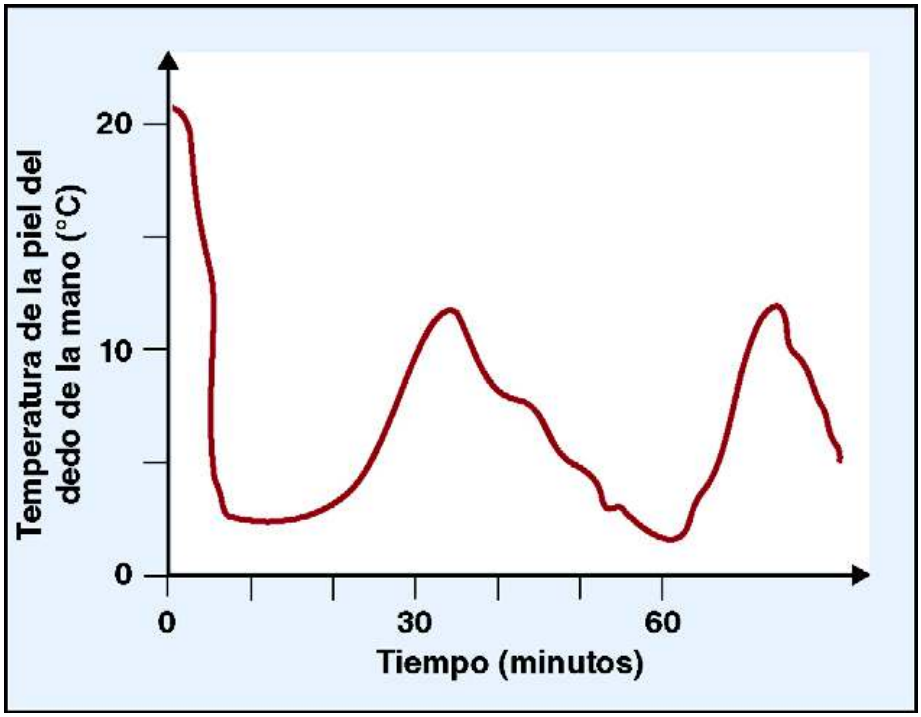


Figura 1.2. Respuesta de caza, vasodilatación inducida por frío en un dedo sumergido en agua helada, medida por los cambios en la temperatura de la piel [6].

Un efecto similar produce el calor por la dilatación de arterias y venas, haciendo posible un aumento en el flujo de sangre (Figura 1.3) . Al aplicar calor a una zona del cuerpo se produce vasodilatación y en las zonas distantes del punto de aplicación del calor se produce en menor grado [6].

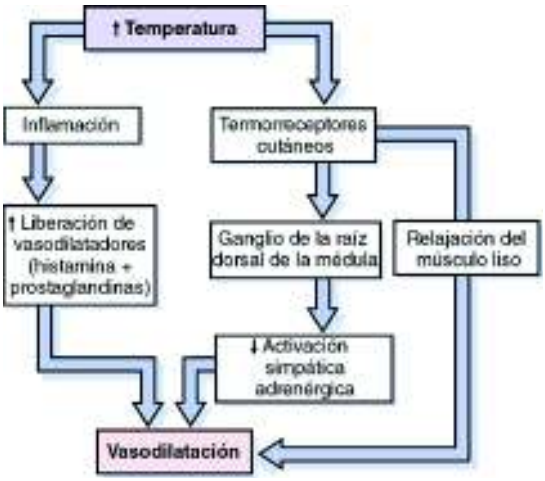


Figura 1.3. Proceso de vasodilatación por calor [6].

1.2.2 EFECTOS NEUROMUSCULARES

1.2.2.1 Cambios en la Velocidad de Conducción Nerviosa

La aplicación de frío provoca una disminución de la transmisión del dolor en el área, por la disminución en la velocidad de conducción de los nervios periféricos, debido a lo cual tiene un efecto analgésico. Para una temperatura por debajo de 9ºC, suspende la conducción nerviosa, y un decrecimiento a 5ºC, implica a una parálisis del nervio periférico [5].

Por el contrario, al aplicar calor la velocidad de conducción nerviosa crece alrededor de 2 m/s por cada 1°C de incremento de la temperatura. Sin embargo no se comprenden las implicaciones clínicas de estos efectos, contribuyen a la reducción de la sensación del dolor o al incremento de la circulación producida en respuesta al aumento de temperatura de los tejidos [6].

1.2.2.2 Aumento del Umbral de Dolor

La crioterapia puede proporcionar impulsos sensitivos suficientes para aislar total o parcialmente la transmisión de estímulos dolorosos a la corteza cerebral, aumentando el umbral del dolor y disminuyendo la sensación de dolor [6].

Por su parte el calor aporta un efecto analgésico, ya que a nivel del nervio llamado periférico intensifica el umbral del dolor en la superficie de aplicación, sin afectar la función motora [5].

1.2.2.3 Cambios en la Fuerza Muscular

Dependiendo de la duración de la intervención y del momento en el que se realiza la medición, a la crioterapia se le han asociado tanto aumentos como disminuciones de la fuerza muscular [6].

Se ha observado que la fuerza isométrica aumenta directamente después de la aplicación de masaje con hielo durante 5 minutos o menos. Los mecanismos propuestos para explicar esta respuesta a la exposición breve al frío son la facilitación de la excitabilidad de los nervios motores y un aumento de la motivación psicológica para el rendimiento. Por el contrario, después de un enfriamiento durante 30 minutos o más se ha observado que la fuerza isométrica disminuye inicialmente para luego aumentar al cabo de una hora, alcanzándose valores de fuerza superiores a los conseguidos antes de la aplicación del frío y manteniéndose esos niveles durante 3 horas o más (Figura 1.4) [6].

Figura 1.4. Efectos del frío sobre la fuerza generada por la contracción muscular [6].

En ese mismo sentido, “se ha observado que la fuerza y la resistencia muscular disminuyen durante los 30 minutos iniciales después de la de aplicación de agentes de calentamiento superficiales o profundos” [6].

A los 30 minutos de finalizar la aplicación del calor y durante las 2 horas siguientes, la fuerza muscular vuelve a sus valores normales y a continuación aumenta por encima de los valores anteriores al tratamiento. Este aumento tardío en la fuerza muscular parece deberse a un aumento del umbral de dolor [6].

1.2.2.4 Disminución de la Rigidez Muscular

El frío aplicado sobre el músculo ejerce un efecto de relajación, durante un período de 10 a 30 minutos. La disminución de la rigidez muscular se produce por la reducción del dolor y/o por un aminoramiento en las descargas de las fibras musculares sensoriales [5].

1.2.2.5 Alteración de la Extensibilidad de los Tejidos

El aumento de la temperatura de partes blandas aumenta su extensibilidad. Cuando se calientan las partes blandas antes de estirarlas, mantienen un incremento mayor en su longitud después de que se haya aplicado la fuerza de estiramiento, se requiere menos fuerza para conseguir el aumento en longitud y el riesgo de desgarro en el tejido es menor [6].

1.2.2.6 Facilitación de la Contracción Muscular

Este efecto se observa a unos pocos segundos de la aplicación de frío, debido a una disfunción de las neuronas situadas en el cerebro y en la médula espinal, encargadas de producir los estímulos que provocan la contracción en un músculo flácido [6].

1.2.3 EFECTOS METABÓLICOS

1.2.3.1 Disminución del Metabolismo

El frío disminuye el ritmo de las reacciones metabólicas, incluyendo aquéllas implicadas en la inflamación y la cicatrización. Por tanto, la crioterapia se puede utilizar para controlar la inflamación aguda, pero no está recomendada cuando el proceso de cicatrización se encuentra retrasado, porque puede alterar aún más la recuperación[6].

1.2.3.2 Aumento del Ritmo Metabólico

El calor aumenta la tasa de reacciones químicas endotérmicas como acelerar la cicatrización. En tejidos a temperaturas de entre 39°C y 43°C se ha observado aumentos del ritmo de reacción de aproximadamente un 13% por cada 1 °C de aumento de la temperatura y de un 100% por cada 10°C. Sin embargo, se ha

observado que también puede acelerar la destrucción del cartílago articular en pacientes con trastornos inflamatorios agudos, por tanto, la termoterapia se debe utilizar con precaución [6].

1.3 APLICACIÓN DEL CALOR Y FRÍO SUPERFICIAL

1.3.1 TÉCNICAS DE APLICACIÓN DEL FRÍO

1.3.1.1 Bolsas de Frío o Bolsas de Hielo

Las bolsas de frío (Figura 1.5a) se llenan normalmente con un gel compuesto de sílice o una mezcla de solución salina y gelatina, y normalmente están cubiertas con vinilo. La composición del gel está formulada para que esté en estado semisólido a una temperatura de entre 0°C y 5°C, de forma que la bolsa se adapte a los relieves del cuerpo cuando esté dentro de este intervalo de temperatura. La temperatura de la bolsa de frío se mantiene almacenándola en unidades de enfriamiento especiales (Figura 1.5b) o en un congelador a −5°C. Hay que enfriar las bolsas durante al menos 30 minutos entre cada sesión y durante 2 horas o más antes de la primera aplicación [6].

Figura 1.5. a) Bolsas de frío. b) Unidades de enfriamiento para bolsas de frío [6].

1.3.1.2 Masaje con Hielo

Se pueden utilizar vasos de hielo (Figura 1.6a) o polos de agua congelada (Figura 1.6b) para aplicar masaje con hielo. Los vasos de hielo se fabrican congelando vasos pequeños de papel o Styrofoam llenos de agua. Para usarlos, el terapeuta coge el vaso por el fondo, lo pela gradualmente por el borde para exponer la superficie del hielo y lo pone en contacto directo con la piel del paciente. Los

polos de agua congelada se fabrican colocando un palo o un depresor lingual en un vaso de agua antes de congelarlo. Una vez congelado, se puede retirar del vaso y usar el palo como asa para aplicar el hielo [6].

Figura 1.6. a) Aplicación de masaje con hielo. b) Polo de agua congelada [6].

1.3.1.3 Unidad de Compresión Fría Controlada

Las unidades de compresión (Figura 1.7) controlada utilizan compresión estática, externa y aplicación en frío para disminuir el flujo sanguíneo a una extremidad y ayudar al retorno venoso, disminuir el edema y aumentar la profundidad efectiva de la penetración en frío. Al hacerlo, tanto el dolor como el tiempo de recuperación disminuyen [1].

"La temperatura del agua puede ajustarse entre 10°C y 25°C para proporcionar el enfriamiento. La compresión se aplica mediante el inflado intermitente del manguito con aire" [6].

Figura 1.7. Unidades de compresión en frío controladas [1].

1.3.1.4 Pulverizadores de Crioevaporación y Congelación Breve

Existen diferentes tipos de aerosoles y pulverizadores, como el cloruro de etilo y fluoruro metano que, al evaporarse y entrar en contacto con la piel, le restan calor produciendo un estímulo crioterápico (Figura 1.8). Debido a su rápida evaporación, sus efectos son muy superficiales y de corta duración. Este tipo de aerosoles también son frecuentemente utilizados en el ámbito del deporte para el tratamiento inmediato de dolor tras un golpe o contusión [7].

Figura 1.8. a) Pulverizador de crioevaporación. b) Aplicación de un pulverizador de crioevaporación [6].

1.3.2 TÉCNICAS DE APLICACIÓN DEL CALOR

1.3.2.1 Bolsas de Calor

"Las bolsas y las compresas calientes (Figura 1.9a) son elementos terapéuticos muy utilizados popularmente, con múltiples variantes de confección, transfieren calor por el mecanismo de conducción" [5].

Se almacenan en agua caliente que se mantiene a una temperatura constante de entre 70°C y 75°C dentro de un armario de agua controlada con un termostato y con un diseño específico que está encendido todo el tiempo (Figuar 1.9b). Este tipo de bolsa de calor necesita inicialmente 2 horas para calentarse y 30 minutos para volver a calentarse entre uso y uso [6].

Figura 1.9. a) Bolsas de calor de diferentes formas y tamaños. b) Contenedores para bolsas de calor controladas por termostato [6].

1.3.2.2 Parafina

La parafina es una sustancia aislante que destaca por su capacidad de mantener el calor durante un tiempo prolongado y uniforme. Además, es posible reutilizarla (aunque clínicamente está contraindicado) y se aplica de forma sencilla. El procedimiento de aplicación comienza con el calentamiento de la parafina en agitadores de calefacción automática (Figura 1.10) en torno a los 65°C, para posteriormente mantenerse a una temperatura próxima a su punto de fusión, entre los 45º y los 54°C, que es la temperatura de aplicación más habitual [7].

Figura 1.10. Baño de parafina controlado por termostato [1].

1.3.2.3 Fluidoterapia

La unidad de fluidoterapia (Figura 1.11) es una modalidad de calor seco que utiliza una corriente de aire suspendida, que tiene las propiedades de un líquido. Su eficacia terapéutica en rehabilitación y curación se basa en su capacidad para aplicar simultáneamente calor, masaje, estimulación sensorial para la desensibilización, levitación y oscilaciones de presión [8].

Figura 1.11. Aplicación de fluidoterapia [6].

1.3.2.4 Lámparas de Infrarrojos

Las lámparas de IR (Figura 1.12) emiten radiación electromagnética dentro del rango de frecuencia que genera calor al ser absorbida por la materia. La radiación IR tiene una longitud de onda de entre 770 y 106 nanometros, situándose entre la luz visible y las microondas en el espectro electromagnético, y es emitida por muchas fuentes que emiten luz visible o radiación UV, como el sol [6].

“Las fuentes de IR utilizadas en rehabilitación incluyen la luz solar, las lámparas de IR, los diodos emisores de luz IR (LED), los diodos supraluminosos (SLD) y láser de baja intensidad” [6].

Figura 1.12. Lámpara de infrarrojos [6].

1.3.2.5 Baños de Contraste

Un baño de contraste alterna bañeras frías y calientes o bañeras de hidromasaje (Figura 1.13). Esto provoca una vasoconstricción y vasodilatación para reducir el edema y restaurar el rango de movimiento en lesiones subagudas o crónicas. Se colocan dos contenedores uno al lado del otro. Uno se llena con agua fría y hielo de 10 a 18°C, y el otro se llena de agua caliente de 38 a 44°C. La extremidad lesionada se alterna entre las dos tinas. Un método de tratamiento implica una relación de agua caliente a agua fría de 3:1 o 4:1 durante aproximadamente 20 minutos [1].

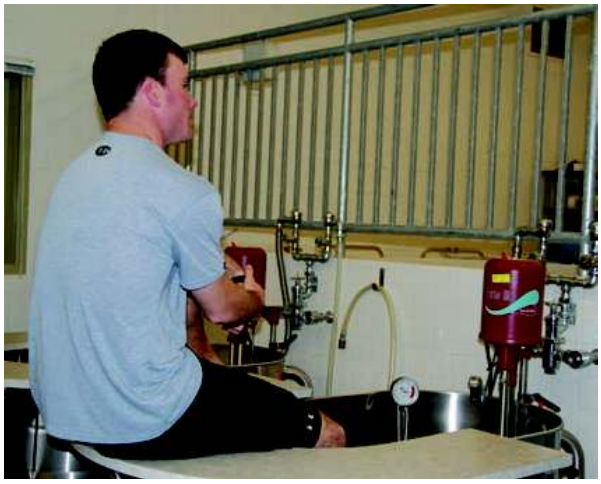


Figura 1.13. Baños de contraste [1].

1.4 ACTUADORES PARA EL SISTEMA DE CALENTAMIENTO Y ENFRIAMIENTO.

1.4.1 RESISTENCIAS DE CALENTAMIENTO

Una resistencia de calentamiento (Figura 1.14) convierte la energía eléctrica en calor, su funcionamiento se basa en el efecto Joule el cual establece que en un conductor (suponiendo una resistencia constante), al circular una corriente eléctrica, parte de la energía cinética de los electrones se transforma en calor [9].

Figura 1.14. Aspecto físico de una resistencia de calentamiento [10].

Esto se debe a que, de acuerdo con la ley de conservación de la energía, la energía no se pierde, se transforma de una forma a otra. Las pérdidas producidas por la resistencia se basan en la ecuación 1.2 [11]:

$$P = I^2 \cdot R \tag{1.2}$$

Donde:

I= Cantidad de corriente.

R= Resistencia.

Debido a que la cantidad de pérdida es proporcional al cuadrado de la corriente, duplicar la corriente aumenta significativamente las pérdidas (o calor) producidas.

1.4.1.1 Tipos de Resistencia.

1.4.1.1.1 Metálicas

Las resistencias de calentamiento metálicas normalmente son elaboradas de materiales que soportan altas temperaturas, tales como: molibdeno, tantalio, tungsteno y aleaciones de base níquel – cromo y hierro – cromo – aluminio [9].

1.4.1.1.2 No Metálicas

Los materiales mayormente utilizados en este tipo de resistencias son: Carburo de silicio y disiliciuro de molibdeno por su gran resistencia mecánica y potencia calorífica aunque se pueden encontrar resistencias de grafito y cromita de lantano, es normal que este tipo de resistencias tengan formas de barras o tubos lo cual hace que la parte central de la resistencia se encuentre a una mayor temperatura que los extremos (Figura 1.15) [9].

Figura 1.15. Resistencia de calentamiento no metálica [12].

1.4.1.2 Ventajas y desventajas.

1.4.1.2.1 Ventajas

- Ausencia de los gases de combustión: No debe utilizarse espacio para proporcionar conductos de humos y no hay riesgo de contaminación de la atmósfera o de los objetos que se están calentando [13].
- Facilidad de control: El control simple y preciso de la temperatura puede proporcionarse a mano o mediante dispositivos totalmente automáticos, de manera que la temperatura se pueda mantener constante o hacer que varíe de acuerdo con un plan predeterminado [13].
- Bajos costo de mantenimiento: El equipo de calefacción eléctrica en general no requiere atención, mientras que los costos de mantenimiento son insignificantes. Esto resulta en ahorros considerables en costos de mano de obra sobre sistemas de calefacción alternativos [13].
- Mayor eficiencia: El calor producido eléctricamente en su mayor parte se utiliza para calentar el material [13].

1.4.1.2.2 Desventajas

- Caro para operar: Dependiendo del costo de la electricidad en cada región lo hace ser caro para utilizarlo como calefacción en una vivienda [13].
- No podemos proporcionar fácilmente filtración, humidificación o enfriamiento [13].
- Algunas personas sugieren que el riesgo de descarga eléctrica y el fuego causado por la electricidad es un problema [13].

1.4.2 BOMBA DE CALOR

Una bomba de calor es un artefacto eléctrico que se encarga de retirar el calor de un lugar y lo transfiere a otro. Los refrigeradores y los acondicionadores de aire son ejemplos comunes de esta tecnología [14].

La bomba de calor transfiere el calor al hacer circular una sustancia llamada refrigerante a través de un ciclo de evaporación y condensación (Figura 1.16). Un compresor bombea el refrigerante entre dos bobinas del intercambiador de calor. En una bobina, el refrigerante se evapora a baja presión y absorbe el calor de su entorno. El refrigerante es entonces comprimido en el camino hacia la otra bobina, donde se condensa a alta presión. En este punto, libera el calor que absorbió en el ciclo anterior [14].

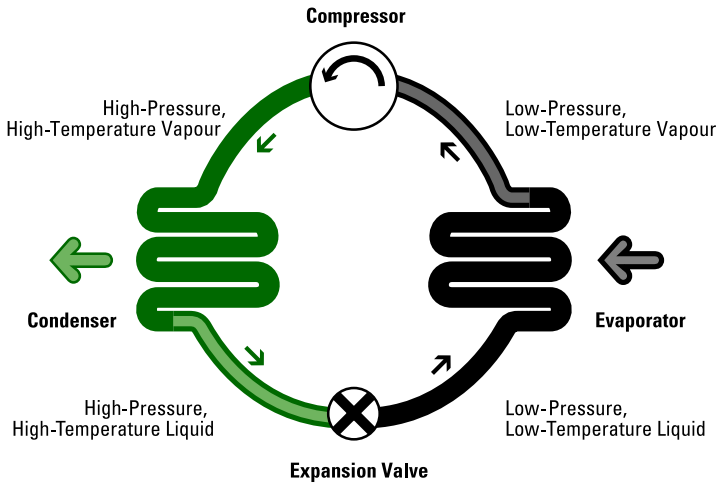


Figura 1.16. Ciclo básico de la bomba de calor [14].

1.4.2.1 Componentes de la bomba de calor

1.4.2.1.1 Refrigerante.

Es la sustancia líquida / gaseosa que circula a través de la bomba de calor, absorbe, transporta y libera calor alternativamente [14].

1.4.2.1.2 Válvula de inversión

Controla la dirección del flujo del refrigerante en la bomba de calor y cambia la bomba de calor del modo de calefacción a refrigeración o viceversa [14].

1.4.2.1.3 Bobina

Es un lazo o lazos de una tubería donde tiene lugar la transferencia de calor. El tubo puede tener aletas para aumentar la superficie disponible para el intercambio de calor [14].

1.4.2.1.4 Evaporador

Es una bobina en la que el refrigerante absorbe el calor de su entorno y hierve para convertirse en un vapor de baja temperatura. A medida que el refrigerante pasa de la válvula de inversión al compresor, el acumulador recoge cualquier exceso de líquido que no se vaporice en un gas. No todas las bombas de calor, sin embargo, tienen un acumulador [14].

1.4.2.1.5 Compresor

Comprime las moléculas del gas refrigerante juntas, aumentando la temperatura del refrigerante [14].

1.4.2.1.6 Condensador

Es una bobina en la que el refrigerante emite calor a su entorno y se convierte en un líquido[14].

1.4.2.1.7 Dispositivo de expansión

Disminuye la presión creada por el compresor, esto hace que la temperatura caiga, y el refrigerante se convierte en una mezcla vapor / líquido a baja temperatura [14].

1.4.2.1.8 Plenum

es un compartimento de aire que forma parte del sistema para distribuir aire caliente o enfriado. Generalmente es un compartimento grande inmediatamente por encima o alrededor del intercambiador de calor [14].

1.4.2.2 Ventajas y desventajas

1.4.2.2.1 Ventajas

- Las bombas de calor son más seguras y más baratas que los sistemas basados en la combustión [14].
- El sistema reduce emisiones de carbono y tiene una tasa de conversión eficiente de energía a calor [14].
- Menos mantenimiento que los sistemas de calefacción por combustión.
- Puede proporcionar energía térmica o retirarla [14].
- Vida útil muy larga (hasta 50 años) haciendo el correcto mantenimiento [14].

1.4.2.2.2 Desventajas

- Los sistemas de bombas de calor tienen un alto costo de instalación por los componentes que posee [14].
- Son bastante difíciles de instalar dado el hecho de que tiene componentes grandes y pesados aparte de hacer una examinación con el fin de comprender el movimiento de calor, la geología local y los requisitos de calefacción y refrigeración para el lugar [14].
- Algunos de los fluidos utilizados para la transferencia de calor son de sostenibilidad cuestionable y plantean preocupaciones ambientales, por lo que se recomienda utilizar líquidos biodegradables [14].

1.4.3 MÓDULO TERMOELÉCTRICO

Los sistemas termoeléctricos son máquinas térmicas de estado sólido que convierten el flujo de calor inducido por un diferencial de temperatura en potencia

eléctrica. También son capaces del proceso inverso, convirtiendo energía eléctrica en refrigeración (Figura 1.17), calefacción y control de temperatura [15].

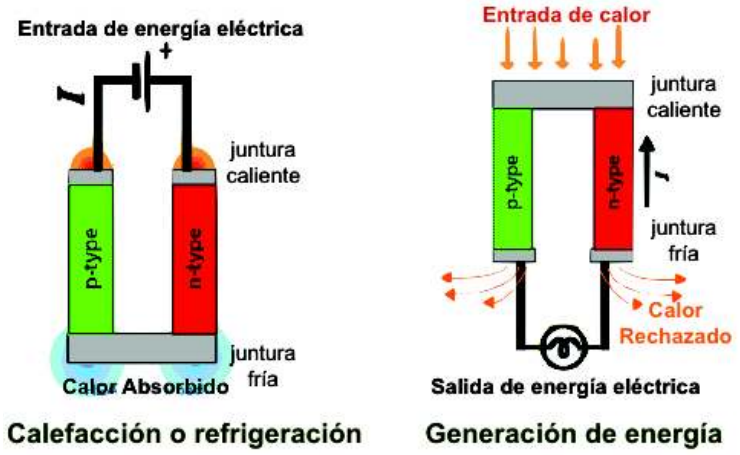


Figura 1.17. Procesos de funcionamiento de las máquinas termoeléctricas [16].

Los módulos termoeléctricos (Figura 1.18) realizan la misma función que los refrigeradores de compresión o absorción de vapor a base de freón. En todas estas unidades, la energía térmica se extrae de una región, reduciendo así su temperatura, y luego se rechaza a una región de "disipador de calor" de temperatura más alta. Los dispositivos que poseen el ciclo de vapor tienen piezas mecánicas en movimiento y requieren un fluido de trabajo, mientras que los elementos termoeléctricos son totalmente sólidos [17].

Figura 1.18 Módulo termoeléctrico típico [18].

1.4.3.1 Estructura y funcionamiento

El concepto básico detrás de la tecnología termoeléctrica (TE) es el efecto Peltier (Figura 1.19), un fenómeno descubierto por primera vez a principios del siglo XIX. El efecto Peltier se produce siempre que la corriente eléctrica fluye a través de

dos conductores diferentes; Dependiendo de la dirección del flujo de corriente, la unión de los dos conductores absorberá o liberará calor [19].

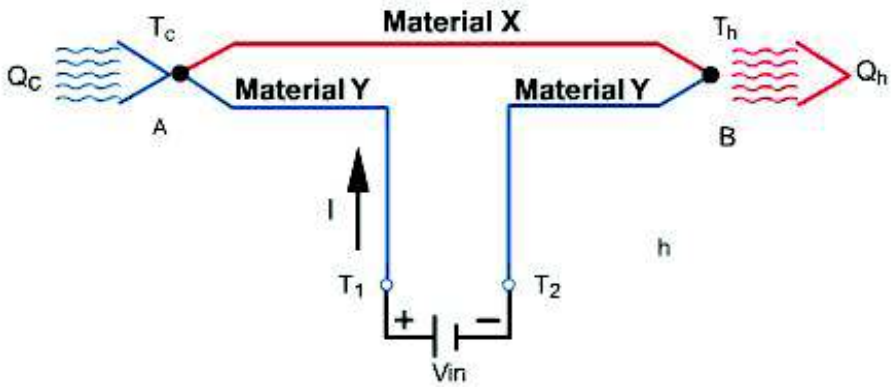


Figura 1.19 Efecto Peltier [20].

Actualmente, los semiconductores (generalmente Telururo de bismuto) son el material de elección para producir el efecto Peltier, en parte porque pueden optimizarse más fácilmente para bombear calor, pero también porque los diseñadores pueden controlar el tipo de portador de carga empleado en el conductor. Usando este tipo de material, se puede construir un dispositivo Peltier (es decir, un módulo termoeléctrico) en su forma más simple alrededor de un único "gránulo" de semiconductor que está soldado a material eléctricamente conductor en cada extremo (normalmente cobre). En esta configuración, el segundo material diferente requerido para el efecto Peltier, es en realidad las vías de conexión de cobre a la fuente de alimentación [19].

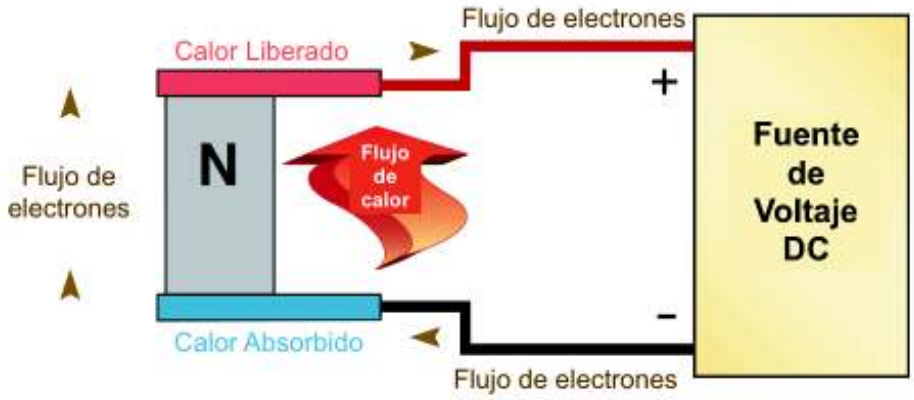


Figura 1.20 Efecto Peltier en material semiconductor tipo N [19].

En la Figura 1.20 se utiliza material semiconductor tipo "N" para fabricar el gránulo de modo que los electrones (con carga negativa) sean el portador de carga empleado para crear la mayor parte del efecto Peltier. El calor será movido (o "bombeado") en la dirección del movimiento del portador de la carga a través del circuito (realmente, son los portadores de la carga que transfieren el calor). Con una fuente de voltaje DC conectada, los electrones serán repelidos por el polo negativo y atraídos por el polo positivo del suministro; Esto fuerza al flujo de electrones en el sentido de las agujas del reloj. Con los electrones fluyendo a través del material tipo “N” de abajo hacia arriba, el calor es absorbido en la unión inferior y activamente transferido a la unión superior [19].

Los gránulos de tipo P se fabrican de manera que los portadores de carga en el material son positivos (conocidos en la electrónica como agujeros). Estos agujeros mejoran la conductividad eléctrica de la estructura cristalina tipo P, permitiendo que los electrones fluyan más libremente a través del material cuando se aplica un voltaje. Los portadores de carga positivos son repelidos por el polo positivo de la fuente de DC y atraídos hacia el polo negativo; por lo tanto, la corriente de agujero fluye en una dirección opuesta a la del flujo de electrones. Debido a que son los portadores de carga inherentes al material que transportan el calor a través del conductor, el uso del material de tipo P provoca que el calor sea arrastrado hacia el polo negativo de la fuente de alimentación y alejado del polo positivo (Fig. 1.21) [19].

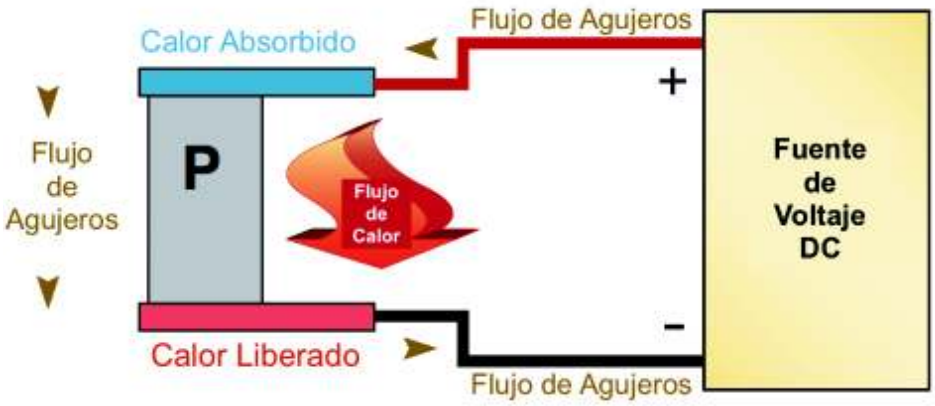


Figura 1.21 Efecto Peltier en material semiconductor tipo P [19].

Con el fin de dar a un dispositivo TE una mayor capacidad de bombeo de calor, se usan múltiples gránulos juntos. Al disponer los gránulos de tipo N y P en una "pareja" (Figura 1.22) y formando una unión entre ellos con una capa de cobre es posible configurar un circuito en serie que puede mantener todo el calor moviéndose en la misma dirección. Como se muestra en la Ilustración, con el extremo libre (inferior) del gránulo de tipo P conectado al potencial de voltaje positivo y el extremo libre (inferior) del gránulo de tipo N conectado de forma similar al lado negativo de voltaje, se produce un fenómeno interesante. los portadores de carga positiva (es decir, los agujeros) en el material P se repelen por el potencial de voltaje positivo y atraído por el polo negativo; los portadores de carga negativa (electrones) en el material N también son rechazados por el potencial negativo y atraídos por el polo positivo de la alimentación de voltaje [19].

En las lengüetas de cobre y el cableado, los electrones son los portadores de carga; cuando estos alcanzan el material de P, fluyen simplemente a través de los agujeros dentro de la estructura cristalina del gránulo tipo P (son los portadores de carga inherente en la estructura del material que dictan la dirección del flujo de calor). Así, los electrones fluyen continuamente desde el polo negativo de la alimentación de voltaje, a través del gránulo N, a través de la unión de la lengüeta de cobre, a través del gránulo P, y de vuelta al polo positivo de la fuente, pero debido a que se utilizan los dos tipos diferentes de material semiconductor, los portadores de carga y el calor todos fluyen en la misma dirección a través de los gránulos (de abajo hacia arriba como se muestra en la Figura 1.22) [19].

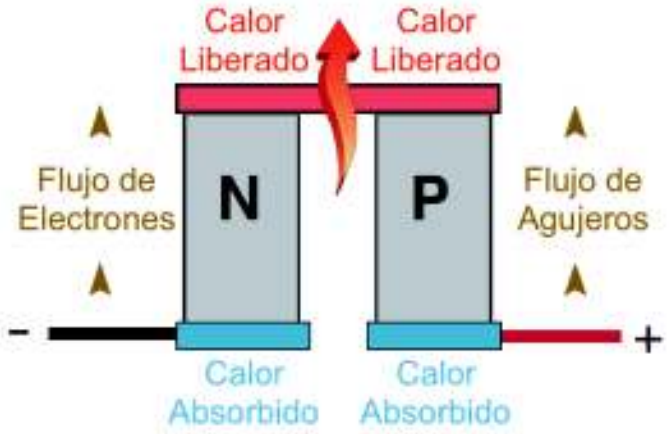


Figura 1.22 Par termoeléctrico para módulo TE [19].

Usando estas propiedades especiales de este "par" TE, es posible combinar muchos gránulos juntos en arreglos rectangulares para crear módulos termoeléctricos prácticos. (Figura 1.23) Estos dispositivos no sólo pueden bombear cantidades considerables de calor, sino que, con su conexión eléctrica en serie, son adecuados para las fuentes de alimentación DC disponibles comúnmente. Así, en la actualidad los dispositivos TE en uso más comunes tienen conectados 254 gránulos tipo P y N alternados y puede conectarse a un suministro de 12 a 16 VDC y consumir de 4 a 5 Amperios [19].

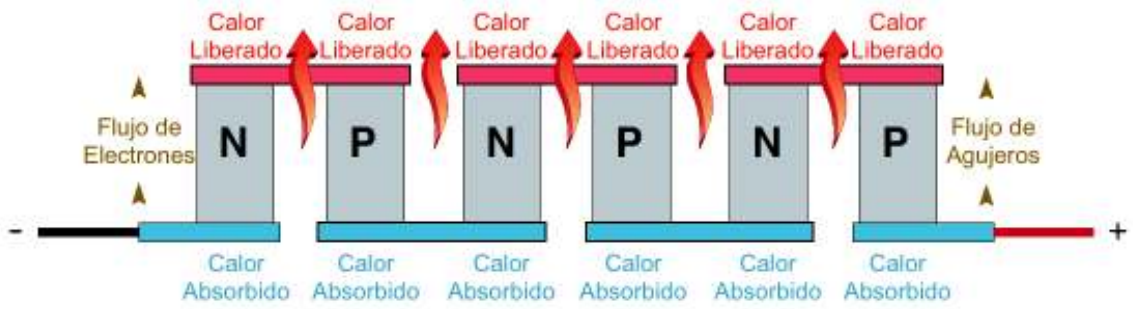


Figura 1.23 Pares TE conectados en serie [19].

Finalmente, para mantener mecánicamente todo unido se monta las lengüetas conductoras a sustratos cerámicos (Figura 1.24); las caras externas de la cerámica son usadas como una interface entre el módulo y el exterior. Los materiales cerámicos representan el mejor propósito dentro de la industria para dar fuerza mecánica, resistencia eléctrica y conductividad térmica [19].

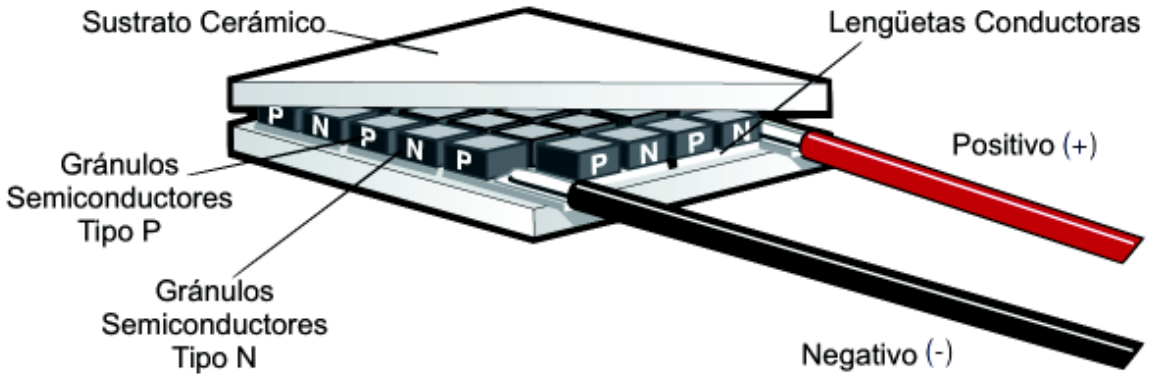


Figura 1.24 Estructura de un Módulo TE [19].

1.4.3.2 Coeficiente de rendimiento

El rendimiento del módulo termoeléctrico está expresado como el de cualquier refrigeradora, es decir, en su coeficiente de rendimiento (COP). El COP está dado por la potencia de enfriamiento producida dividido para el rango de energía eléctrica suministrada (Ecuación 1.3) [21].

$$\mathrm{COP} = \frac{\text{Calor Absorbido}}{\text{Potencia Eléctrica de Entrada}} = \frac{\alpha I T_c - \frac{1}{2} I^2 R - K\Delta T}{\alpha I \Delta T + I^2 R} \tag{1.3}$$

Donde:

α = Coeficiente de Seebeck de la juntura.

I = Corriente que pasa a través del Módulo.

T_c = Temperatura de la juntura fría.

R = Resistencia eléctrica de los termoelementos conectados en serie.

K = Conductancia térmica de los termoelementos.

ΔT = Diferencia de Temperatura entre la juntura caliente y la fría ($T_h - T_c$).

Podemos concluir que el coeficiente de rendimiento para una diferencia de temperatura dada depende de la corriente I. La corriente I' para una potencia máxima de enfriamiento está dada por la Ecuación 1.4 [21].

$$I' = \frac{\alpha T_c}{R} \tag{1.4}$$

con su respectivo COP (Ecuación 1.5) [21]

$$\phi' = \frac{\frac{1}{2} Z {T_c}^2 - \Delta T}{Z T_h T_c} \tag{1.5}$$

para una diferencia de temperatura máxima dictada por la Ecuación 1.6 [21].

$$\Delta T_{max} = (T_h - T_c) = \frac{1}{2} Z {T_c}^2 \tag{1.6}$$

y la corriente para un coeficiente de rendimiento máximo está dado por la Ecuación 1.7 [21].

$$I'' = \frac{\alpha \Delta T}{R\left(\frac{1}{2} + ZT_M\right)^{\frac{1}{2}} - 1} \tag{1.7}$$

donde T_M es la temperatura absoluta promedio. Así obtenemos un coeficiente máximo de rendimiento dado por la Ecuación 1.8 [21].

$$\phi_{max} = \frac{T_c\left[(1 + ZT_M)^{\frac{1}{2}} - \frac{T_h}{T_c}\right]}{(T_h - T_c)\left[(1 + ZT_M)^{\frac{1}{2}} + 1\right]} \tag{1.8}$$

Finalmente, se evidencia que Z determina la diferencia de temperatura máxima y el coeficiente de rendimiento máximo. La dependencia del ϕ_{max} con diferentes valores de Z para un ΔT se muestra en la Figura 1.25 [21].

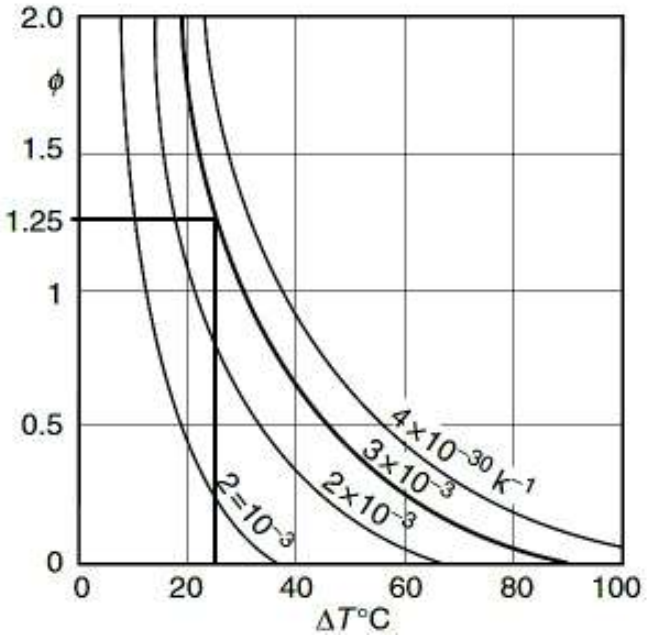


Figura 1.25. COP teórico de un Módulo TE para diferentes valores de Z [21].

Típicamente, el COP para módulos comerciales está entre 0,3 y 0,7 para aplicaciones de una sola etapa. Sin embargo, se puede lograr un COP mayor que 1,0 cuando el módulo está bombeando contra una diferencia de temperatura positiva (es decir, cuando el módulo está quitando calor de un objeto que es más caliente que el ambiente). La Figura 1.26 muestra un gráfico normalizado de COP frente a I/I_{max} (la relación entre la corriente de entrada y la especificación I_{max} del módulo). Cada línea se corresponde con una constante $\Delta T/\Delta T_{max}$ (la relación entre la diferencia de temperatura requerida y la especificación ΔT_{max} del módulo) [22].

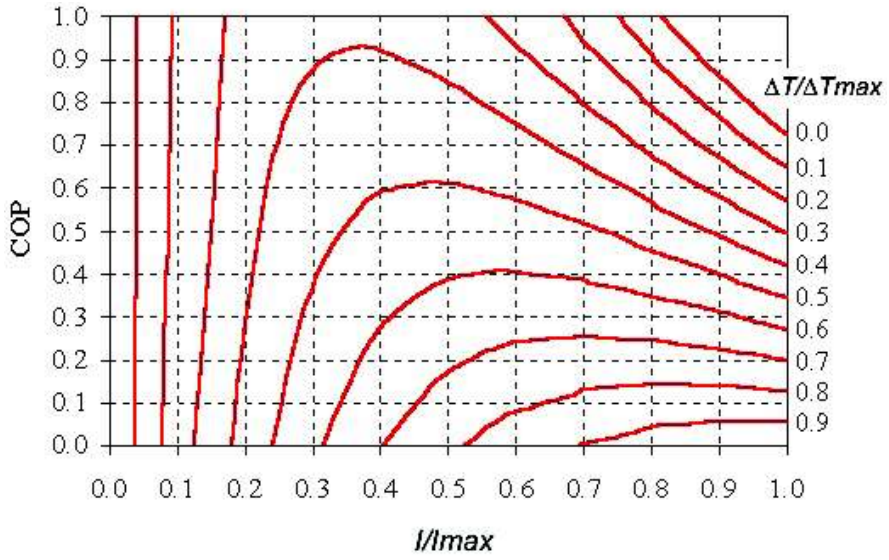


Figura 1.26. COP vs I/Imax para módulos comerciales [22].

1.4.3.3 Ventajas y desventajas

1.4.3.3.1 Ventajas

El uso de módulos termoeléctricos a menudo proporciona soluciones a muchos problemas difíciles de gestión térmica en los que se debe manejar una cantidad de calor baja a moderada. Aunque el módulo termoeléctrico no sea ideal en todos los aspectos para cada aplicación de refrigeración, este a menudo ofrece ventajas sustanciales sobre las tecnologías alternativas. Algunas de las características más significativas de los módulos termoeléctricos incluyen:

- **Funcionamiento Silencioso y Libre de Vibraciones**: El módulo termoeléctrico no dispone de partes móviles, debido a esto funcionan en

silencio y no existirá vibración alguna durante su operación. Además, la falta de partes móviles significa que el costo de mantenimiento no existirá, en comparación con el compresor que tiene costo de mantenimiento [23].

- **Tamaño y peso pequeño:** Un sistema de refrigeración termoeléctrico es mucho más pequeño y ligero en comparación a un sistema mecánico. Además, existe una variedad de tamaños y configuraciones estándar y especiales para cumplir con estrictos requisitos de aplicación (Figura 1.27) [23].

Figura 1.27 Diferentes tamaños y modelos de los módulos [22].

- **Capacidad para calentar y enfriar:** Los módulos termoeléctricos se calentarán o enfriarán dependiendo de la polaridad de la corriente DC aplicada. Esta característica elimina la necesidad de proporcionar funciones separadas de calefacción y refrigeración dentro de un sistema dado [23].
- **Control Preciso de la Temperatura:** Con un apropiado circuito de control de temperatura en lazo cerrado, los módulos TE pueden controlar temperaturas a +/- 0,1°C. En comparación a los sistemas mecánicos que pueden tener una precisión de +/- 2ºC [24].
- **Vida Útil Larga:** Los módulos termoeléctricos presentan una vida útil muy alta debido a su construcción en estado sólido, para módulos TE típicos es superior a las 200000 horas [23]. En contraste, los componentes de un sistema de compresor se desgastarán con el tiempo debido a la fricción, expansión térmica y el control de encendido / apagado y requerirá de mantenimiento [24].

- **Capacidad para Generar Energía Eléctrica:** Al utilizar el módulo TE como generador mediante la aplicación de un diferencial de temperatura a través de las caras del módulo, es posible generar una pequeña cantidad de corriente continua [23].
- **Amigable con el Medio Ambiente:** Los sistemas convencionales de refrigeración no pueden fabricarse sin utilizar clorofluorocarbonos como refrigerantes u otros productos químicos que puedan ser dañinos para el medio ambiente. Los dispositivos termoeléctricos no utilizan ni generan gases de ningún tipo [23].

1.4.3.3.2 Desventajas

- **Necesidad de Ventiladores y Disipadores:** En los módulos TE es técnicamente imposible evitar que el lado caliente y el frío estén muy próximos entre sí. En la práctica, los módulos Peltier actuales tienen un grosor de solo 3 a 5mm. Esta distancia hace necesario que el calor tenga que transmitirse de forma muy efectiva hacia dentro y hacia fuera. Desde el punto de vista técnico, esto se realiza mediante grandes disipadores con ventiladores (Figura 1.28) [25].

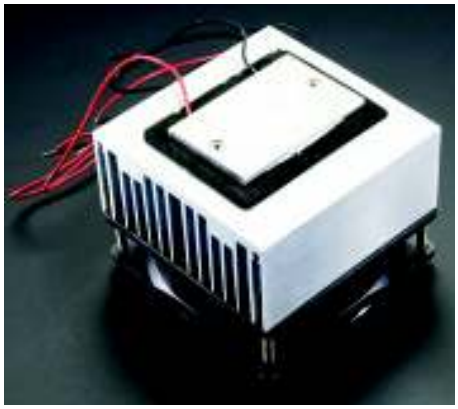


Figura 1.28 Módulo TE con montaje de disipador de calor [22].

- **Tasa Baja de Eficiencia de Conversión de Energía:** La potencia de un módulo Peltier depende directamente de la diferencia de temperatura deseada. Cuanto mayor es la diferencia de temperatura, menor será la potencia de la bomba, hasta que (en el estado actual de la tecnología

Peltier) se interrumpe completamente en aproximadamente 70ºK, para diferencias de temperatura mayores solo pueden efectuarse de forma costosa con elementos multietapas [25].

- **Aplicaciones Limitadas:** Esta tecnología se aplica en todos los ámbitos en los que no es posible utilizar compresores debido a su tamaño, en los que la eficiencia energética desempeña un papel secundario o cuando solo es necesaria una pequeña potencia de refrigeración. En la práctica para multiplicar la capacidad de bombeo de calor del módulo TE, supone una pérdida de potencia. Por el contrario, la potencia frigorífica de los sistemas de compresores prácticamente duplica el trabajo a invertir [25].

1.5 SENSORES DE TEMPERATURA

1.5.1 RTD

Un elemento sensor de RTD consiste en una bobina de alambre o película depositada de metal puro (Figura 1.29). La resistencia del elemento aumenta con la temperatura de una manera conocida y repetible.

Figura 1.29. Aspecto físico de un RTD comercial [26].

Los RTDs presentan una excelente precisión en un amplio rango de temperaturas y representan el segmento de más rápido crecimiento entre los sensores de temperatura industriales [27]. Sus ventajas incluyen:

- Rango de temperatura: los modelos Minco cubren temperaturas de -260 a 650 ° C (-436 a 1202 ° F).
- Repetitividad y estabilidad: El termómetro de resistencia de platino es el instrumento de interpolación primario utilizado por el Instituto Nacional de

Estándares y Tecnología de -260 a 962°C. Los RTD industriales ordinarios típicamente fluctúan menos de 0.1°C / año.

- Sensibilidad: La caída de tensión a través de un RTD proporciona una salida mucho mayor que un termopar.
- Linealidad: Los RTD de platino y cobre producen una respuesta más lineal que los termopares o termistores. Las no linealidades de RTD se pueden corregir mediante el diseño adecuado de redes de puentes resistivas.
- Bajo costo del sistema: Los RTD utilizan cables de extensión de cobre ordinarios y no requieren compensación por unión fría.

1.5.2 TERMISTOR

Un termistor es un dispositivo resistivo compuesto de óxidos metálicos formados en un cordón y encapsulados en epoxi o vidrio (Figura 1.30)., muestra un coeficiente de temperatura negativo grande. La resistencia disminuye dramáticamente y no linealmente con la temperatura. La sensibilidad es muchas veces la de los RTD pero el rango de temperatura útil es limitado. Algunos fabricantes ofrecen termistores con coeficientes positivos. Modelos lineales también están disponibles [27].

Figura 1.30. Termistores comerciales [28].

Los beneficios típicos son:

- Bajo costo del sensor: Los termistores básicos son bastante baratos, sin embargo, los modelos con una intercambiabilidad más estricta o rangos de temperatura extendidos a menudo cuestan más que los RTD.
- Alta sensibilidad: Un termistor puede cambiar la resistencia por decenas de ohmios por cambio de temperatura de grado, en comparación con una fracción de un ohmio para RTDs.

- Punto de detección: Un nódulo de termistor se puede hacer del tamaño de una cabeza de alfiler para detección de área pequeña.

1.5.3 TERMOCUPLA

Una termocupla consiste en dos alambres de metales disímiles soldados juntos en una unión (Figura 1.31). En el otro extremo de los hilos que conduce la señal usualmente hay otra unión llamada la unión de referencia, la cual es compensada electrónicamente por su temperatura ambiente.

Figura 1.31. Termocupla comercial [29].

El calentamiento de la unión de detección genera un potencial termoeléctrico proporcional a la diferencia de temperatura entre las dos uniones. Este potencial de milivoltios, cuando se compensa la temperatura conocida de la unión de referencia, indica la temperatura en la punta de detección [27].

Diseñarlos en sistemas se complica por la necesidad de cables de extensión especiales y compensación de unión de referencia. Las ventajas de la termocupla incluyen:

- Capacidad de temperatura extremadamente alta: Los termopares con uniones de metales preciosos pueden tener un valor tan alto como 1800 °C
- Robustez: La simplicidad inherente de los termopares los hace resistentes a golpes y vibraciones.
- Pequeño tamaño / respuesta rápida: Una unión de termopar de alambre fino ocupa poco espacio y tiene baja masa, haciéndola adecuada para la detección de puntos y una respuesta rápida.

1.5.4 SENSOR DE TEMPERATURA 1-WIRE®

Es un sensor de semiconductor con sistema digital 1-Wire basado en voltaje que funciona con dos contactos, datos y tierra, para la comunicación half-duplex (modo de envío de información bidireccional pero no simultáneo). A diferencia de otros sistemas de comunicación serie como I²C o SPI, los dispositivos 1-Wire están diseñados para su uso en un entorno de contacto. La desconexión del bus 1-Wire o una pérdida de contacto pone a los esclavos de 1-Wire en un estado de restablecimiento definido. Cuando la tensión regresa, los esclavos se despiertan y señalan su presencia. La protección contra ESD (descarga electroestática) se lo hace a través de un solo contacto, por lo que los dispositivos de 1-Wire tiene una protección extremadamente alta. Con dos contactos, los dispositivos 1-Wire agregan funcionalidad electrónica a objetos no electrónicos para la identificación, autenticación y entrega de datos de calibración o información de fabricación. Por lo general, los dispositivos 1-Wire funcionan en el rango de voltaje de 2,8V (min) a 5,25V (máx.). La mayoría de los dispositivos de 1-Wire no tienen pin para la fuente de alimentación, toman su energía del bus 1-Wire (alimentación parásita). Los dispositivos 1-Wire se ofrecen en paquetes de transistor convencional (TO-92) como el DS18B20 (Figura 1.32) y de circuitos integrados (TSOC, SOIC, SOT23). El DS18B20 tiene 3 pines, pero puede utilizar solo el pin de datos y tierra para ser conectado desde un microprocesador. La energía para leer, escribir y realizar conversiones de temperatura puede derivarse de la propia línea de datos sin necesidad de una fuente de alimentación externa [30].

Figura 1.32. Paquete TO-92 del chip DS18B20 sensor de temperatura 1-Wire [30].

1.5.4.1 Protocolo 1-wire®

El protocolo fue creado por Dallas Semiconductor (ahora Maxim), este es utilizado en redes 1-Wire, que Dallas ha denominado "MicroLan" (marca registrada), un único dispositivo "maestro" se comunica con uno o más dispositivos 1-Wire "esclavos" a través de una única línea de datos, que también se puede utilizar para proporcionar energía a los dispositivos (alimentación parásita). La red se define con una arquitectura multipunto maestro / esclavo de drenaje abierto con resistencia de polarización (pull-up) hasta un suministro nominal de 5V en el maestro (Figura 1.33) [31].

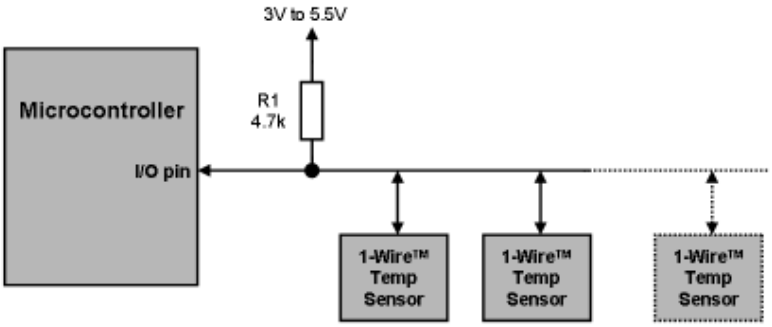


Figura 1.33. Típica red 1-Wire Maestro-Esclavos [32].

El protocolo 1-Wire utiliza niveles lógicos convencionales CMOS / TTL (máximo 0.8V para lógica "cero" y un mínimo 2.2V para "uno" lógico) con operación especificada en un rango de tensión de alimentación de 2.8V a 6V. Tanto el maestro como los esclavos están configurados como transceptores que permiten que los datos secuenciales de bits fluyan en cualquier dirección, pero sólo una dirección a la vez (half-duplex). Los datos son secuenciales bytes y en bits con datos leídos y escritos desde el bit menos significativo (LSB) en primer lugar. Además, la señal se transfiere en intervalos de tiempo y no se requiere un reloj del sistema, por lo que cada parte de la red se sincroniza automáticamente con un oscilador interno sincronizado con el flanco descendente del maestro [33].

El flujo de la comunicación 1-Wire (Figura 1.34) consiste primeramente que el maestro de bus emita un "reset" que sincroniza el bus entero. A continuación, se selecciona un dispositivo esclavo para comunicaciones posteriores. Esto puede hacerse seleccionando todos los esclavos, seleccionando un esclavo específico (usando el número de serie del dispositivo) o descubriendo el siguiente esclavo en

el bus usando un algoritmo de búsqueda binaria. Estos comandos se denominan colectivamente como comandos de "red" o ROM (de sólo lectura). Una vez que se ha seleccionado un dispositivo específico, todos los demás dispositivos abandonan e ignoran las comunicaciones subsiguientes hasta que se emita el siguiente restablecimiento [33].

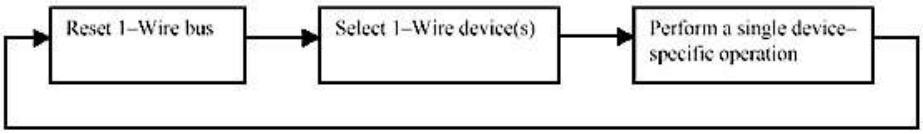


Figura 1.34 Flujo de comunicación típica 1-Wire [33].

Las cuatro operaciones básicas de un bus 1-Wire son: Reset, Write 0 bit, Write 1 bit y Read bit. La Tabla 1.4 proporciona una lista de las operaciones con descripciones y también pasos de implementación. Al usar estas operaciones de bits, se obtiene un byte o un marco de bytes. El bus maestro inicia y controla toda la comunicación de 1-Wire. La Figura 1.35 ilustra el diagrama de sincronización de comunicaciones de 1-Wire. Es similar a la Modulación por Ancho de Pulso (PWM) porque, los datos se transmiten por amplitudes de impulso anchas ('0' lógico) y estrechas ('1' lógico) durante períodos de tiempo de bits de datos o intervalos de tiempo. El diagrama de tiempo también contiene los valores de tiempo recomendados para una comunicación robusta a través de diversas condiciones de línea [33].

Tabla 1.4. Operaciones 1-Wire® [33].

Operación	Descripción	Implementación
Reset	Restablece los dispositivos esclavos del bus 1-Wire y los deja listos para un comando.	Configurar bus con 0 lógico, retardo de 480µs. Liberar bus, retardo de 70µs. Muestrear bus: 0 = dispositivos(s) presente(s), 1 = ningún dispositivo presente Retardo 410µs.

Write 0 bit	Envía el bit '0' a los esclavos 1-Wire (Escribe intervalo de tiempo 0)	Configurar bus con 0 lógico, retardo de 60µs. Liberar bus, retardo de 10µs.
Write 1 bit	Envía el bit '1' a los esclavos 1-Wire (Escribe intervalo de tiempo 1)	Configurar bus con 0 lógico, retardo de 6µs. Liberar el bus, retardo de 64µs
Read bit	Lee un bit desde los esclavos 1-Wire (Lee el intervalo de tiempo)	Configurar bus con 0 lógico, retardo de 6µs. Liberar bus, retardo de 9µs. Muestrear bus para leer el bit del esclavo. Retardo 55µs.

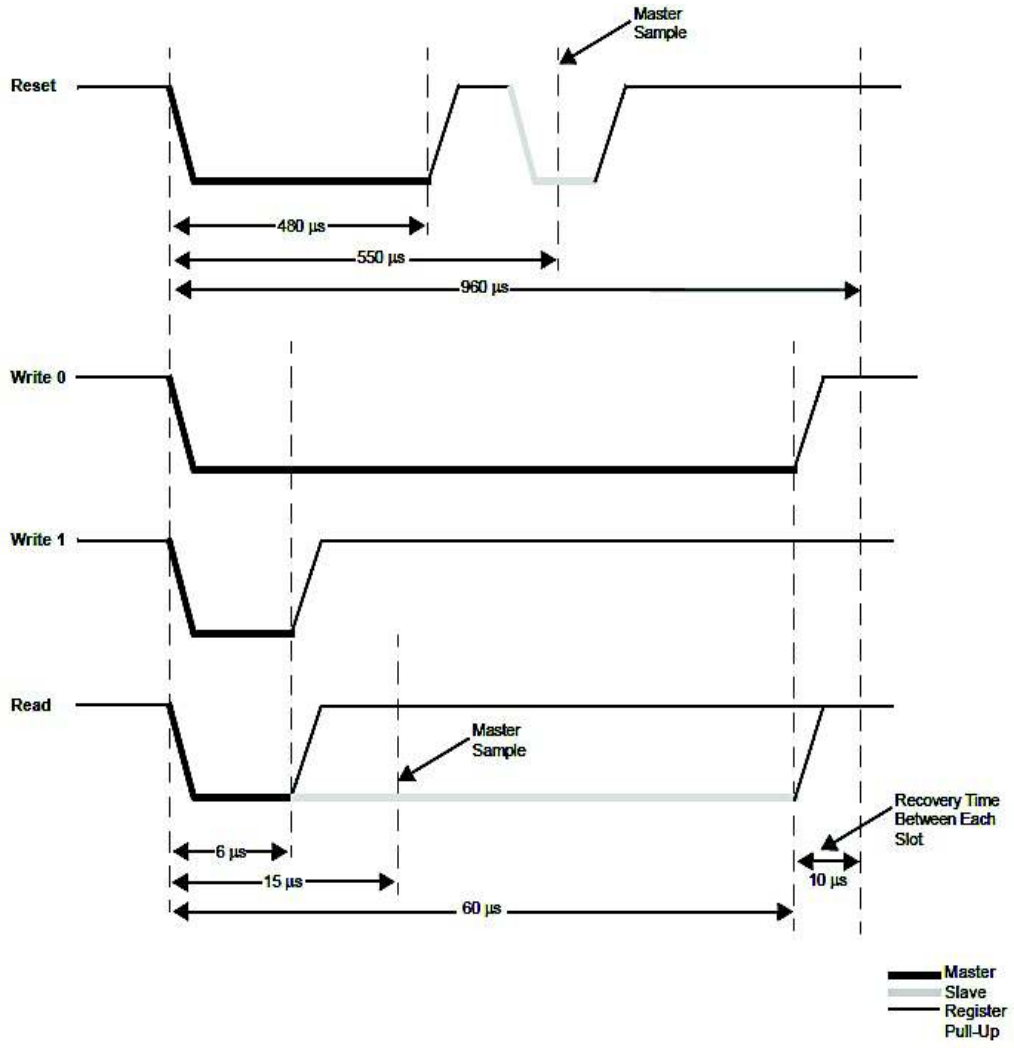


Figura 1.35. Diagrama de Tiempo de la Comunicación 1-Wire® [33].

1.5.4.2 Interfaces 1-wire®

1.5.4.2.1 Buses Maestros Dedicados

Estos dispositivos están específicamente diseñados y optimizados para leer y escribir de manera eficiente en dispositivos y redes 1-Wire (Figura 1.36), similares a los maestros UART / USART que manejan operaciones sincronizadas de forma nativa con el uso de un búfer, descargan el procesamiento del procesador anfitrión (por ejemplo, puerta de enlace del sensor o microcontrolador) y aumentan la precisión. Normalmente, no se requieren resistencias externas de pull-up. Muchos de los chips proporcionan un manejo de errores que trata específicamente la pérdida de la integridad de la señal, variación de nivel, reflexiones y otros problemas del bus que pueden causar problemas, particularmente en redes grandes [31].

Figura 1.36. El DS2482-800 es un dispositivo de puente I2C a 1-Wire [34].

1.5.4.2.2 Maestros UART / USART

La mayoría de los UART / USART son perfectamente capaces mantener de velocidades por encima de los 15,4kbps requeridos del bus 1-Wire en modo estándar. Más importante aún, el reloj y la memoria intermedia son manejados por separado, recalcando la descarga del proceso principal del microcontrolador o del procesador principal [31].

1.6 CONTROLADOR PID

El controlador PID está integrado por tres tipos de acciones, la proporcional, la integral y la derivativa (Figura 1.37), cada acción contiene ciertas propiedades que ayudan a la estabilidad y rápida respuesta a la diferencia que existirá entre la referencia y la variable a controlar, que en este caso es la temperatura, la diferencia (Ecuación 1.9) será llamada error ($e(t)$) [35].

$$e(t) = referencia - temperatura \tag{1.9}$$

Se puede expresar a la respuesta de un controlador PID mediante la Ecuación 1.10 [35]:

$$u(t) = Kp \cdot e(t) + Ki \cdot \int e(t)\, dt + Kd \cdot \frac{d\, e(t)}{dt} \tag{1.10}$$

Donde:

$Kp \cdot e(t) =$ Acción Proporcional.

$Ki \cdot \int e(t)\, dt =$ Acción Integral.

$Kd \cdot \frac{d\, e(t)}{dt} =$ Acción Derivativa

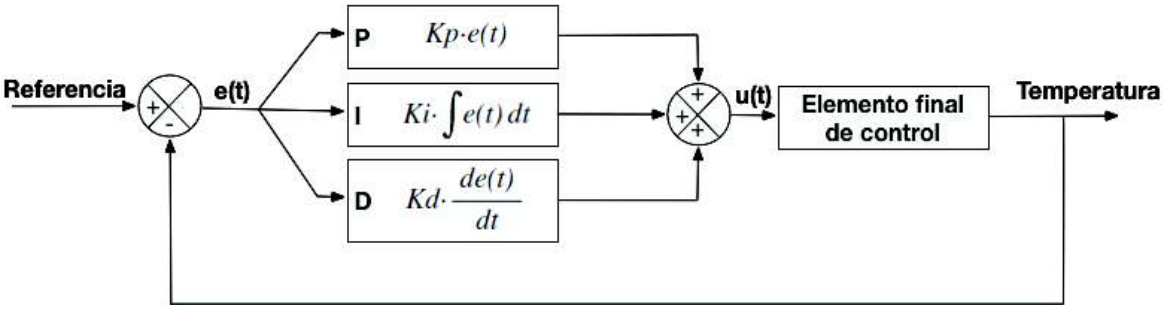


Figura 1.37. Diagrama de Bloques de un control PID en función del tiempo.

1.6.1 ACCIÓN PROPORCIONAL

La acción proporcional es el producto de la constante de proporcionalidad (Kp) y el error, esta acción permite reducir rápidamente el error. Por ejemplo, si el término de error tiene una magnitud de 10, una contante proporcional de 5 producirá una respuesta proporcional de 50. En general, el aumento de la acción proporcional aumentará la velocidad de la respuesta del sistema de control. Sin embargo, si la ganancia proporcional es demasiado grande, la variable de proceso comenzará a oscilar. Si se aumenta Kc, las oscilaciones se harán más grandes y el sistema se volverá inestable e incluso oscilará fuera de control [36].

1.6.2 ACCIÓN INTEGRAL

La acción integral suma el error en el tiempo. El resultado es que incluso un pequeño error hará que la componente Ki integral aumente lentamente. La respuesta aumentará continuamente con el tiempo a menos que el error sea cero, por lo que el efecto es conducir el error de estado estable a cero. El error de estado estable es la diferencia final entre la variable de proceso en nuestro caso la temperatura y la referencia [36].

1.6.3 ACCIÓN DERIVATIVA

La acción derivativa es el producto de la constante Kd y la derivada del error, esta acción hace que la salida disminuya si la temperatura está aumentando rápidamente, así el tiempo de respuesta del controlador aumentará. La respuesta derivativa es proporcional a la tasa de cambio de la temperatura [35].

La función de transferencia del PID se obtiene transformando la Ecuación 1.10 al dominio de la frecuencia, obteniendo así las Ecuaciones 1.11 y 1.12 [37].

$$U(s) = Kp \cdot E(s) + Ki \cdot \frac{1}{s} \cdot E(s) + Kd \cdot s \cdot E(s) \tag{1.11}$$

$$\frac{U(s)}{E(s)} = Kp + Ki \cdot \frac{1}{s} + Kd \cdot s \tag{1.12}$$

Las constantes Ki y Kd se reemplazan por:

$$Ki = \frac{Kp}{Ti} \tag{1.13}$$

$$Kd = Kp \cdot Td \tag{1.14}$$

En las Ecuaciones 1.13 y 1.14:

Ti= Tiempo integral

Td= Tiempo derivativo

El parámetro del tiempo derivativo (Td) hará que el sistema de control reaccione fuertemente a los cambios del error si se lo aumenta, como consecuencia aumentará la velocidad de la respuesta del sistema de control global. La mayoría de los sistemas de control prácticos usan un tiempo derivado muy pequeño (Td), debido a que la Respuesta Derivada es altamente sensible al ruido en la señal variable del proceso. Si la señal de realimentación del sensor es ruidosa o si la velocidad del circuito de control es demasiado lenta, la respuesta derivativa puede hacer que el sistema de control sea inestable [36].

Remplazando las Ecuaciones 1.13 y 1.14 en la Ecuación 1.12 se tiene [37]:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = Kp + \frac{Kp}{Ti} \cdot \frac{1}{s} + Kp \cdot Td \cdot s \tag{1.15}$$

Finalmente, la función de transferencia y el diagrama de bloques (Fig.1.38) en función de la frecuencia serán:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = Kp\left(1 + \frac{1}{Ti \cdot s} + Td \cdot s\right) \tag{1.16}$$

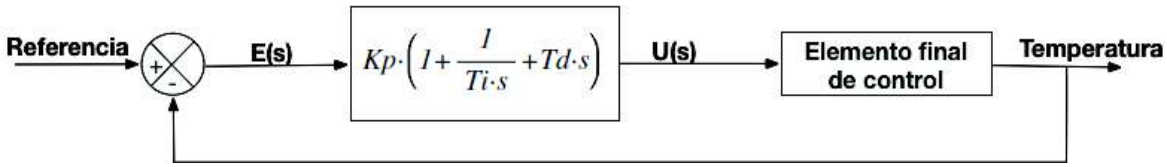


Figura 1.38. Diagrama de Bloques de un control PID en función de la frecuencia [37].

CAPÍTULO 2

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

En el presente capítulo se detalla el diseño e implementación del hardware del equipo terapéutico de aplicación local de calor y frío en base a la información expuesta en el capítulo anterior, a este proceso se lo dividió en tres partes: la estructura del equipo, el sistema de calentamiento y enfriamiento y el sistema electrónico de control; las cuales en conjunto interactúan entre sí para llevar a cabo la tarea de rehabilitación.

2.1 ESTRUCTURA DEL EQUIPO

2.1.1 SELECCIÓN DEL PROTOTIPO

La referencia de la estructura mecánica se la tomó de un equipo comercial llamado T/PUMP TP700 (Figura 2.1) el cual es un sistema de terapia para temperatura localizada, tiene ciertas ventajas con respecto a otros equipos similares por la capacidad de proporcionar calentamiento y enfriamiento al agua encerrada en su interior y su control de temperatura, mientras que otros sistemas solo poseen una de las dos terapias.

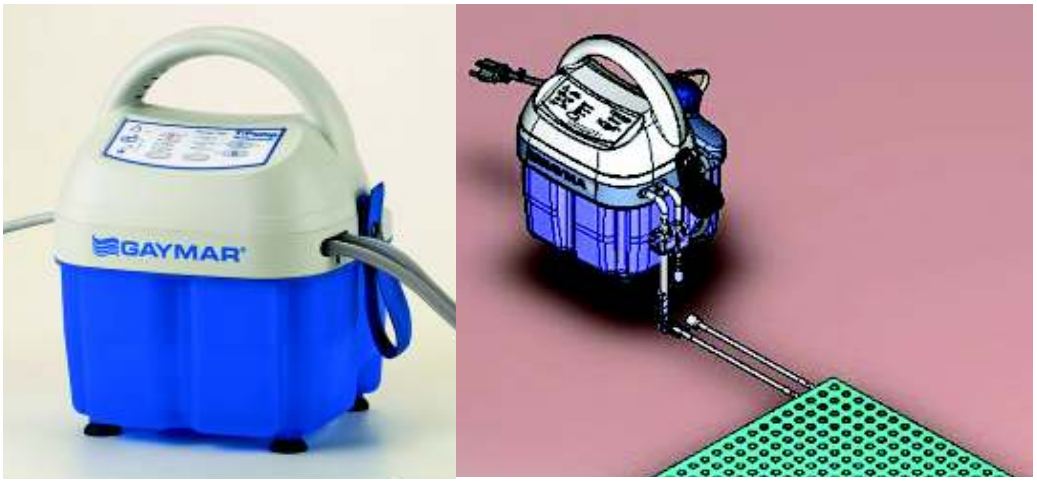


Figura 2.1. Sistema de terapia de temperatura localizada T/PUMP TP700 [38].

El sistema mecánico del equipo está compuesto por un pequeño recipiente que contiene una bomba que se encargará de la circulación del agua a través de los conductos para llevarla finalmente una almohadilla o compresa (Figura 2.2).

Figura 2.2. Sistema mecánico del equipo terapéutico TP700 [38].

Se puede observar que no existe ningún dispositivo para enfriar el fluido y no se tiene ningún control de temperatura en esta modalidad, ya que el fabricante indica llenar el recipiente con agua y hielo para alcanzar a los 10ºC.

Con el fin de controlar la temperatura del agua en ambas modalidades, se diseñó el sistema para poder pasar agua a través de dos bloques (explicados más adelante) y así poder enfriarla o calentarla por medio de dos módulos termoeléctricos (Figura 2.3).

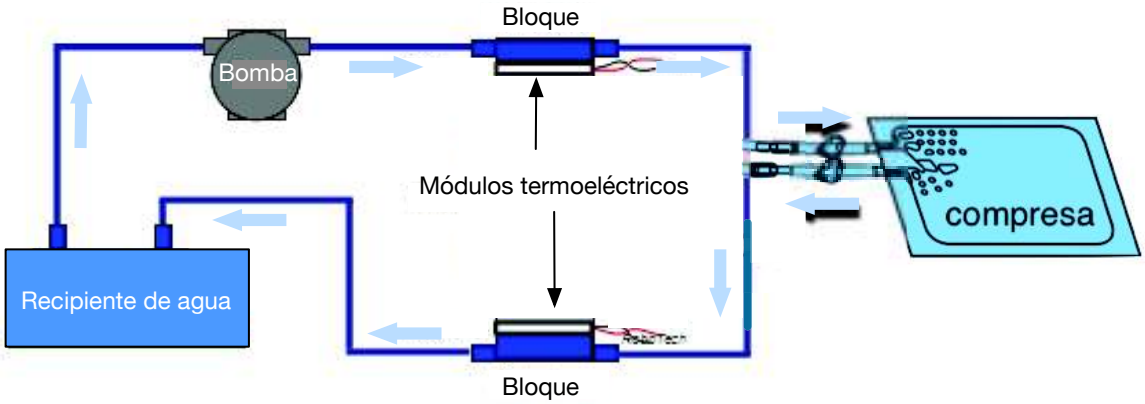


Figura 2.3. Esquema del sistema de mecánico para el nuevo equipo.

2.1.2 BOMBA

La bomba utilizada es la provista por el equipo explicado anteriormente, esta consta de un motor de 120V, 60Hz y 0,62A, un acople magnético con propulsor para que sea el encargado de circular el agua a través de los bloques (Figura 2.4).

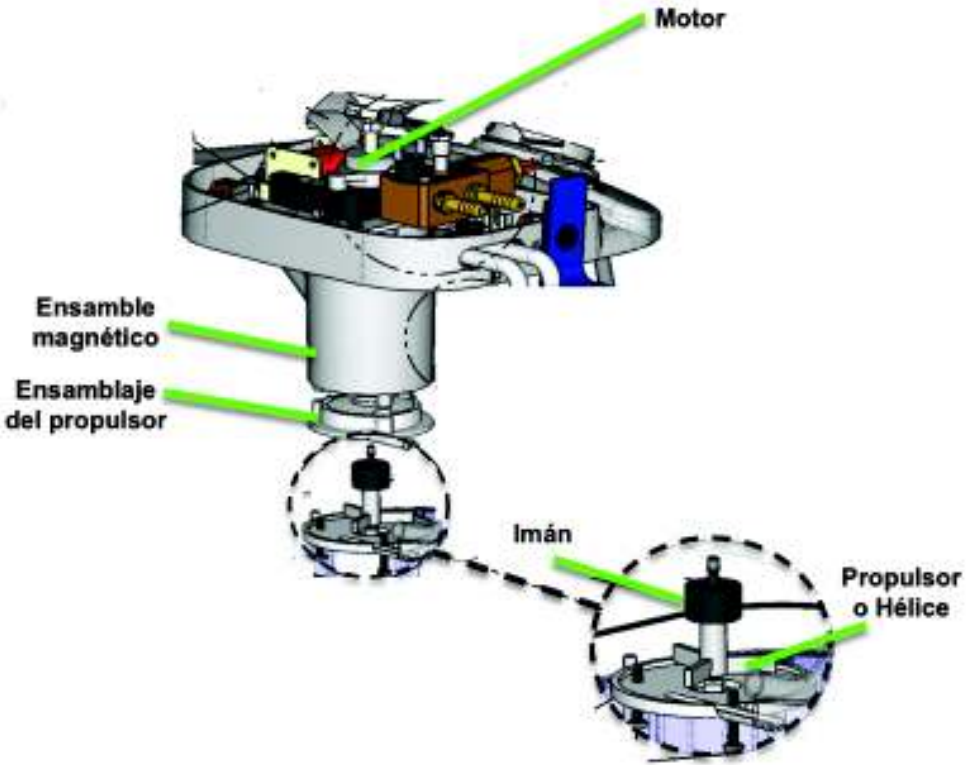


Figura 2.4. Bomba del equipo terapéutico TP700 [38].

2.1.3 BLOQUE DE AGUA

Es un bloque hueco de aluminio enfriado por circulación de agua en su interior, y usado comúnmente para formar parte de muchos componentes diferentes de la computadora, incluyendo la unidad de proceso central (CPU). Consiste en al menos dos partes principales; la "base", que es el área lisa que hace contacto con el dispositivo que se está enfriando y la "tapa" que asegura el agua contenida dentro del bloque de agua y tiene conexiones que permiten que la manguera se conecte con el circuito de agua (Figura 2.5).

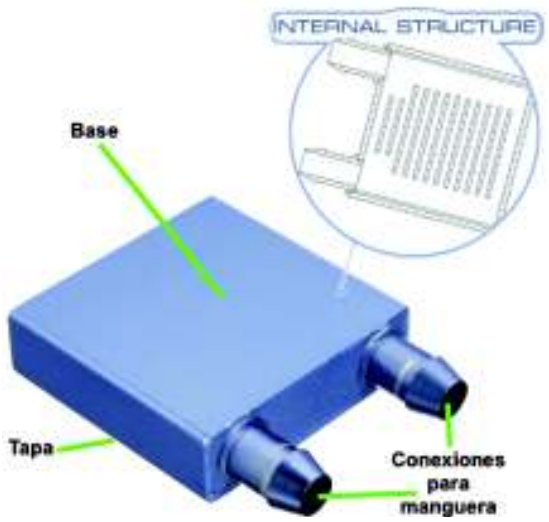


Figura 2.5. Presentación y estructura interna del bloque de agua [39].

2.1.4 COMPRESA O ALMOHADILLA

La compresa provista por el equipo T/PUMP TP700 (Figura 2.6) es la utilizada en este proyecto, al poder acoplarse de una manera sencilla a los conectores de las mangueras, está elaborada con un polímero reutilizable y de fácil limpieza [38].

Figura 2.6. Presentación de la compresa comercial TP22G [38].

2.1.5 ESTRUCTURA EXTERNA DEL EQUIPO (CORSAIR 380T ITX).

La estructura externa proporciona fácil acceso para montar los componentes electrónicos, eléctricos y el sistema mecánico del proyecto. Esta estructura posee una manija de transporte, paneles laterales con malla hexagonal metálica, filtro de polvo para el flujo de aire y cinco soportes de ventilador, está hecha de acero inoxidable (Figura 2.7).

Figura 2.7. Presentación externa de la carcasa CORSAIR 380T ITX [40].

2.2 SISTEMA DE ENFRIAMIENTO Y CALENTAMIENTO

2.2.1 MÓDULO TERMOELÉCTRICO HP-199-1.4-0.8

Los módulos termoeléctricos se pueden utilizar para calentar y enfriar dependiendo de la dirección de la corriente y se pueden controlar con precisión, por estas y otras características presentadas en la Tabla 2.1 se escogió esta opción frente a otras alternativas.

Tabla 2.1. Comparación de características de dispositivos que proporcionan o remueven energía térmica .

Características	**Módulo termoeléctrico**	**Bomba de calor**	**Resistencia Térmica**
Libre de Ruido	Si	No	Si
Libre de Vibración	Si	No	Si
Uso de refrigerantes Químicos Inflamables	No	Si	No
Dependencia de la posición	No	Si	No
Contiene partes móviles	No	Si	No
Equipo Pesado	No	Si	No
Refrigera	Si	Si	No
Calienta	Si	Si	Si
Vida útil	Larga	Larga	Corta
Reemplazo Fácil	Si	No	Si

Control de temperatura preciso	Si	No	SI
Eficiencia Energética	Alta	Baja	Alta
Económicos	Si	No	Si
Área a controlar	Pequeña	Grande	Pequeña

En este punto es necesario saber cuál es el mejor módulo termoeléctrico para la aplicación ya que existen varios en el mercado, para hacerlo se utiliza el programa online del fabricante TE Technology Inc., donde se necesita es ingresar los datos como: la diferencia máxima de temperatura entre el lado caliente y el frío del módulo (DTmax), una temperatura del lado caliente, una temperatura del lado frío y la cantidad de calor (Q) que se desea eliminar (Figura 2.8.).

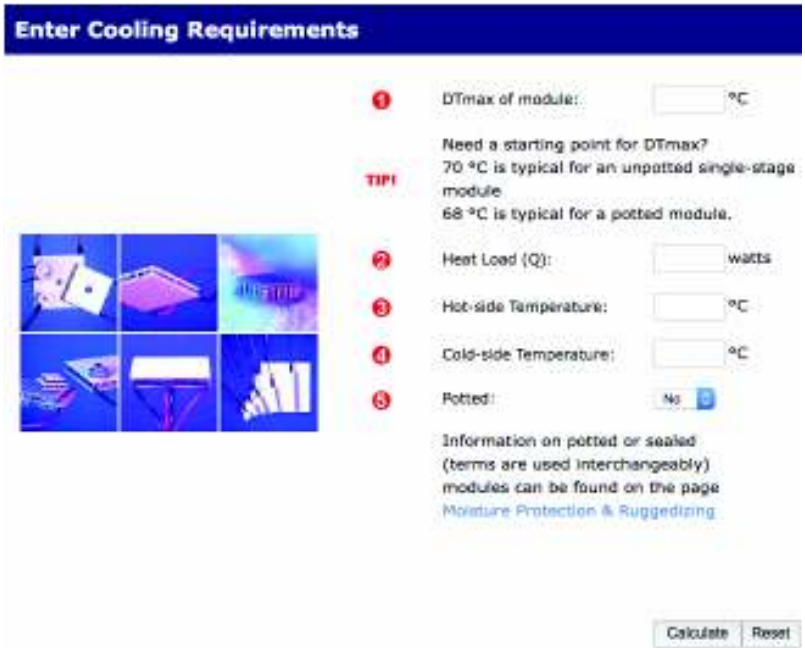


Figura 2.8. Programa online de TE Technology Inc. para seleccionar módulo termoeléctrico [41].

El primer dato a ingresar es con respecto al valor de la diferencia de temperatura máxima del módulo termoeléctrico (DTmax) el valor típico recomendado por el fabricante es 68ºC para un módulo sellado que evita el ingrese humedad, característica importante cuando se trabaja con agua.

2.2.1.1 Cálculo de la carga térmica del sistema.

El segundo parámetro a ingresar es la carga térmica (Q), para la selección del módulo termoeléctrico es necesario considerar el modo de enfriamiento [42], es decir cuánta energía debe remover el módulo. La carga térmica se calcula con la Ecuación 2.1 que relaciona la potencia, el caudal y la temperatura [43]:

$$Q = Cp \cdot \rho \cdot q \cdot \Delta T \tag{2.1}$$

Donde:

Q = Carga térmica.

Cp = Calor específico del agua que es igual a 4,187kJ/kg*ºK.

ρ = Densidad del fluido (para el agua es una constante igual a 1000 kg/m^3).

q =Caudal.

ΔT= Diferencia de Temperatura del agua.

Para saber el caudal del agua en el recorrido se utilizó un recipiente de un litro y se tomó el tiempo de llenado del mismo. El resultado del cálculo realizado se lo presenta en la Ecuación 2.2.

$$q = \frac{Volumen}{tiempo} = \frac{0{,}001\ (m^3)}{30{,}2\ (s)} = 0{,}000033\left(\frac{m^3}{s}\right) \tag{2.2}$$

Posteriormente es necesario conocer la diferencia de temperatura del proceso, para esto se calentó el agua a 42ºC y se colocó la compresa a un individuo, siendo esta la peor condición para poder enfriar el agua que pasará por la compresa, la medición de la temperatura se lo realizó con un multímetro Fluke 325 con termocupla tipo K introducida en el agua que ingresaba como en la que salía de la compresa (ver Fig. 2.9.).

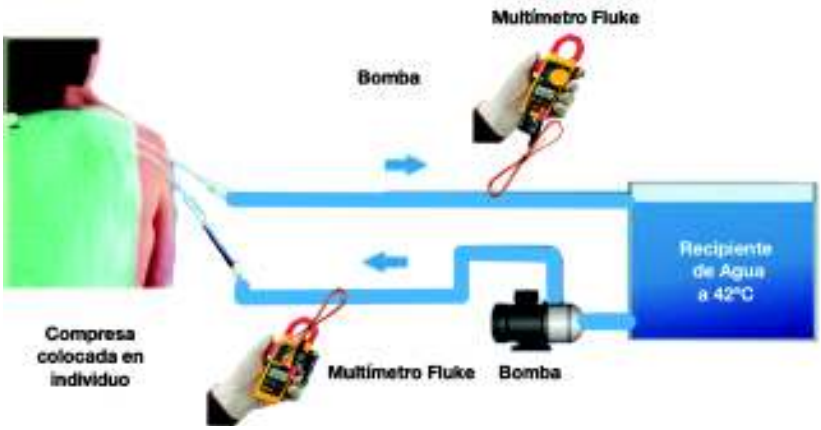


Figura 2.9. Esquema de la medición de temperatura para calcular la carga de calor (Q).

El resultado de la medición para el agua a la entrada de la compresa fue de 42ºC y para la salida de la compresa fue de 41,75ºC, la variación de la temperatura calculada se presenta en la Ecuación 2.3.

$$\Delta T = T2 - T1 = 42 - 41.75 = 0.25(°C) = 0.25(°K) \tag{2.3}$$

Por consiguiente, la carga de calor calculada se muestra en la Ecuación 2.4.

$$Q = Cp \cdot \rho \cdot q \cdot \Delta T = 4{,}187 \cdot 1000 \cdot 0{,}000033 \cdot 0.25 = 0.03454 \left(\frac{kJ}{s}\right) \tag{2.4}$$

Para pasar a vatios basta con multiplicar por un factor de 1000 (Ecuación 2.5).

$$Q = 0.03454 \left(\frac{kJ}{s}\right) \cdot 1000 = 34.54(W) \tag{2.5}$$

En un diseño siempre se aumenta un factor del 10% por seguridad, por lo tanto:

$$Q = 34.54 + 10\% \cdot 34.54 = 37.99(W) \approx 38(W) \tag{2.6}$$

2.2.1.2 Cálculo de la temperatura del lado caliente y del lado frío del módulo.

A continuación, se ingresa el valor de la temperatura en el lado caliente (T_h) del módulo, el fabricante recomienda utilizar la Ecuación 2.7 al usar un disipador térmico con aire forzado para retirar el calor del módulo.

$$T_h = T_{ambiente} + 15(°C) = 20(°C) + 15(°C) = 35(°C) \tag{2.7}$$

Por último, se calcula el valor de la temperatura en el lado frío (T_c) del módulo con la Ecuación 2.8.

$$T_c = T_{objeto} - (Q \cdot CSR) \tag{2.8}$$

Donde:

T_{objeto} = La temperatura más fría que el agua debe alcanzar.

Q = Carga térmica calculada anteriormente (38W).

CSR = resistencia térmica total del bloque de agua (waterblocks).

Llegada esta etapa es necesario conocer las medidas del bloque de agua (Figura 2.10), se puede observar que tienen una gran ventaja al aprovechar el 100% del área en contacto con el módulo termoeléctrico porque la mayoría de módulos termoeléctricos comerciales poseen una superficie de contacto de 40mmx40mm.

Figura 2.10. Medidas de ancho, largo y altura del bloque de agua [39].

La resistencia térmica (CSR) de estos dispositivos está por lo general en el rango de 0.05 a 0.25°C/W, según el tamaño y material que están hechos [44]. Para calcular se utiliza la Ecuación 2.9 [45].

$$CSR = R_{difusión} + R_{conducción} + R_{conveción} + R_{calórica} \tag{2.9}$$

Para simplificar el análisis, se asume que el agua ocupa toda la superficie de la base del bloque de agua, de este modo, la resistencia de difusión de calor entre la el agua y el bloque es cero. Posteriormente, la resistencia de la conducción de la base del bloque de agua viene dada por la Ecuación 2.10 [45].

$$R_{conducción} = \frac{t}{kA} \tag{2.10}$$

Donde *k* es la conductividad térmica del aluminio (270 W/ºC m), *t* es el grosor de la base del bloque (peor condición $1x10^{-3}$m), y *A* es el área de la base del bloque (Figura 2.11). Así se obtiene:

$$R_{conducción} = \frac{1\times10^{-3}}{270 \cdot 1{,}6\times10^{-3}} = 2{,}31\times10^{-3}\left(\frac{°C}{W}\right) \tag{2.11}$$

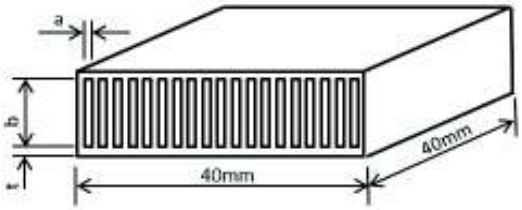


Figura 2.11. Dimensiones del bloque de agua para calcular su resistencia térmica [45].

A continuación, la resistencia calórica del líquido que ingresa al bloque es inversamente proporcional al caudal volumétrico (Ecuación 2.12) [45].

$$R_{calórica} = \frac{1}{2\rho q Cp} \tag{2.12}$$

Donde ρ es la densidad del agua igual a 1000 kg/m^3, *q* es el caudal calculado anteriormente 0,000033m^3/s y *Cp* es el calor específico del agua igual a 4,187kJ/kg*ºC.

Por lo tanto:

$$R_{calórica} = \frac{1}{2 \cdot 1000 \cdot 0{,}000033 \cdot 4{,}187} = 3{,}62 \left(\frac{°C}{kJ}\right) = 3{,}62 \times 10^{-3} \left(\frac{°C}{W}\right) \quad (2.13)$$

Por último, la resistencia de convección es dictada por la Ecuación 2.14 [45].

$$R_{convección} = \frac{1}{h_{\infty} A} \quad (2.14)$$

Donde h_{∞} es el coeficiente de transferencia de calor para el bloque (1000 a 10000W/ºC m) y *A* es el área de la base del bloque. Así se obtiene:

$$R_{convección} = \frac{1}{5000 \cdot 1{,}6 \times 10^{-3}} = 0.125 \left(\frac{°C}{W}\right) \quad (2.15)$$

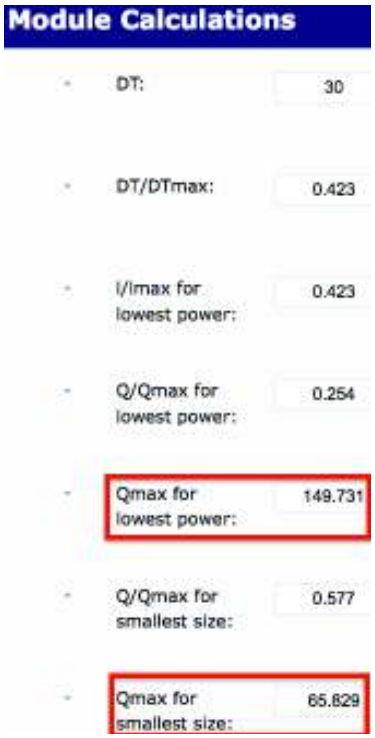
por lo tanto, la resistencia CSR será igual a:

$$CSR = 0 + 2{,}31 \times 10^{-3} + 0.125 + 3{,}62 \times 10^{-3} = 0.131 \left(\frac{°C}{W}\right) \quad (2.16)$$

Al regresar a la Ecuación 2.8 podemos finalmente calcular la temperatura para el lado frío (Tc):

$$T_c = T_{objeto} - (Q \cdot CSR) = 10°C - (38 \cdot 0.131)°C = 5{,}022°C \approx 5°C \quad (2.17)$$

En el programa online del fabricante al hacer click en calcular se presenta los resultados de los cálculos realizados (Figura 2.12) y los módulos que el fabricante recomienda para la aplicación en dos opciones, módulos de menor consumo de energía (Qmax mayor) y módulos de tamaño pequeño (Qmax Menor).



Module Calculations	
DT:	30
DT/DTmax:	0.423
I/Imax for lowest power:	0.423
Q/Qmax for lowest power:	0.254
Qmax for lowest power:	149.731
Q/Qmax for smallest size:	0.577
Qmax for smallest size:	65.829

Figura 2.12. Resultados de los cálculos para escoger el módulo [41].

El programa se encarga de calcular los Q/Qmax, estos números son la relación entre el calor que está tratando de eliminar y el calor máximo total que un módulo puede retirar. Los Qmax mostrados en la Figura 2.12 se los calcula con las Ecuaciones 2.18 y 2.19.

$$Q_{\max para\ menor\ consumo} = \frac{Q}{Q/Q_{max}} = \frac{38\ (W)}{0.254} = 149.731(W) \qquad (2.18)$$

$$Q_{\max para\ menor\ tamaño} = \frac{Q}{Q/Q_{max}} = \frac{38(\ W)}{0.577} = 65.829(W) \qquad (2.19)$$

Los módulos de menor consumo de energía (Fig. 2.13) son convenientes en este caso para retirar la mayor cantidad de calor posible con un menor consumo de energía. El parámetro de interés es el Qmax en los módulos mostrados debe ser mayor o igual al calculado (149,73 W). El módulo escogido fue el HP-199-1.4-0.8 (Figura 2.14) porque los módulos que tienen las iniciales TE no estaban disponibles al momento de la compra y los módulos con VT tienen un precio un poco más elevado debido a que son fabricados para resistir altas temperatura

(200ºC máx.) y para nuestra aplicación esta condición no es requerida. En la Tabla 2.2 se observa las especificaciones del módulo escogido.

Suggested Modules

Suggested modules for lowest power consumption

Click on the module's name to link to it's specifications.

Product	Imax (amps)	Vmax (volts)	Qmax (watts)	DTmax (unpotted)	DTmax (potted)	Width (mm)	Length (mm)	Height (mm)	
VT-199-1.4-1.15	7.9	24.6	120	69	68	40	40	3.6	Graph
HP-199-1.4-1.15	7.9	24.6	120	69	68	40	40	3.6	Graph
TE-127-2.0-1.5	12.4	15.9	122	70	68	48	48	3.8	Graph
TE-127-2.0-1.15	16.1	15.7	156	69	67	48	48	3.4	Graph
VT-199-1.4-0.8	11.3	24.6	172	67	66	40	40	3.2	Graph
HP-199-1.4-0.8	11.3	24.6	172	67	66	40	40	3.2	Graph

Figura 2.13. Módulos sugeridos por el fabricante [41].

Tabla 2.2. Especificaciones técnicas del módulo termoeléctrico HP-199-1.4-0.8 [41].

Especificación	A 27ºC en el lado caliente	A 50ºC en el lado caliente
Vmax (V)	24.6	27.3
Imax (A)	11.3	11.3
Qmax (W)	172	188.7
DTmax (ºC)	69	78
Temperatura de operación/almacenamiento	-40ºC a +80ºC	

Figura 2.14. Aspecto Físico del Módulo Termoeléctrico HP-199-1.4-0.8 [41].

2.2.2 DISIPADOR + VENTILADOR PWM Hyper 212 EVO (RR-212E-20PK-R2)

Todo módulo termoeléctrico necesita de un disipador para poder retirar todo el calor del lado caliente, por esta razón se seleccionó un disipador que tenga ventilador para cumplir con la condición de aire forzado, utilizado anteriormente para seleccionar el módulo. Los datos para saber qué cantidad de calor debe remover el disipador, los proporciona la hoja de datos y las gráficas del módulo que se obtiene de la misma página web del fabricante (TE Technology, Inc.). El primer paso es saber la corriente que va a pasar por el módulo para esto la Figura 2.14 es necesaria para escoger una curva aproximada al Q calculado (38W) y se dibuja en el eje vertical DT (Thot-Tcold) una línea horizontal correspondiente a los resultados de cálculo (30ºC). La intersección del DT y la curva Q define la corriente al trazar una línea vertical desde esa posición hasta cruzarse con el eje X, el resultado es un aproximado a 4,2 A, ya que la curva Q más cercana a la nuestra es de 35,78W.

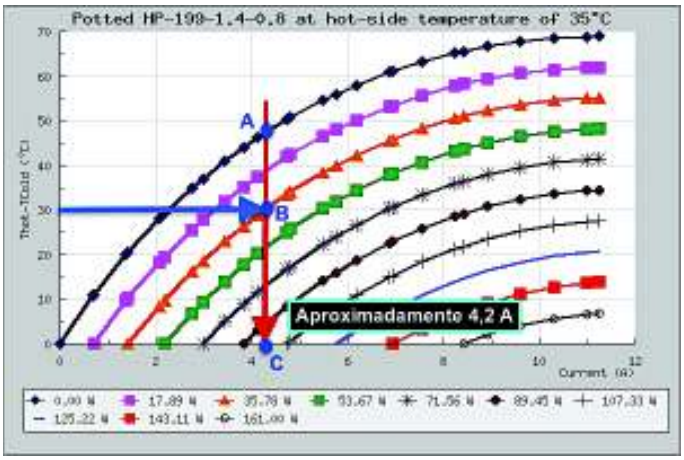


Figura 2.15. Gráfica de la diferencia de temperatura versus la corriente para el modulo HP-199-1.4-0.8 con el lado caliente a 35ºC [41].

Para saber el voltaje del módulo termoeléctrico se traza una línea vertical desde el eje X donde se tiene el valor aproximado de 4,2 A y el punto F es definido tal que la proporción de segmentos de línea AB/BC = EF/FG, como se muestra en la Figura 2.15 y da como resultado aproximadamente 11V.

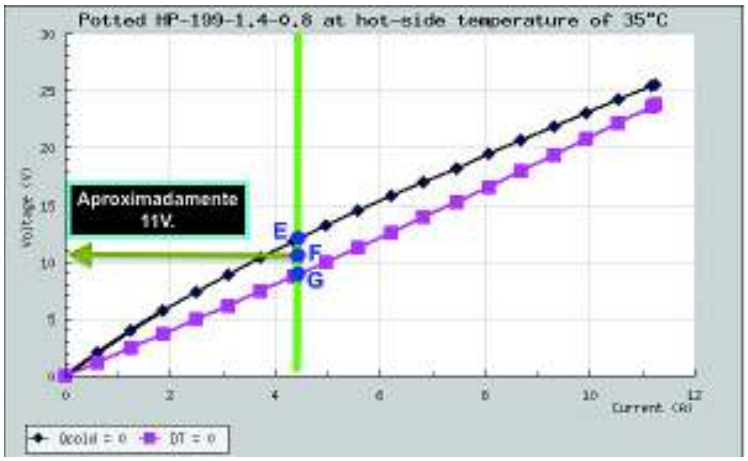


Figura 2.16. Gráfica del voltaje versus la corriente para el módulo HP-199-1.4-0.8 con el lado caliente a 35ºC [41].

Al final se toma el dato de voltaje para poder usarla en la hoja de datos del módulo donde se encuentra especificado el calor que debe remover nuestro disipador para un voltaje 13.8V en la Figura 2.17 la línea naranja que es aproximada a los 11V que requerimos y para la diferencia de temperatura de 30ºC, el resultado es aproximado a 130W.

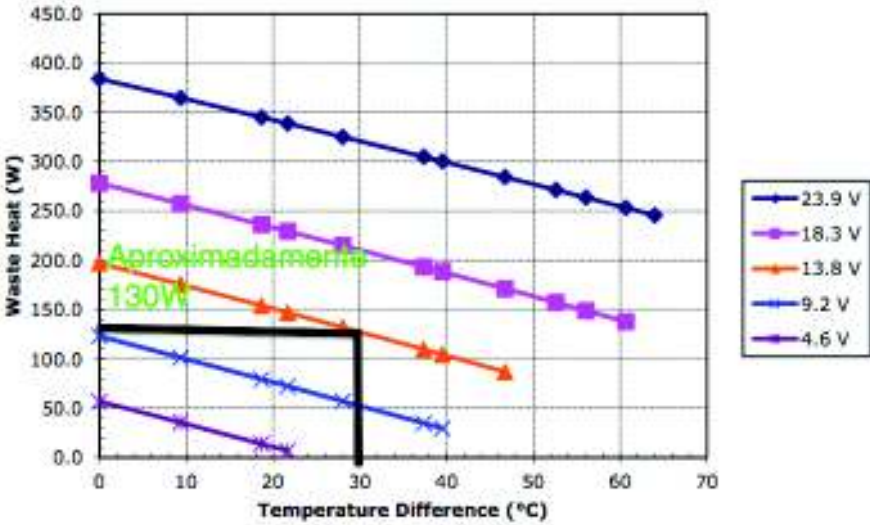


Figura 2.17. Gráfico del calor de desperdicio versus la diferencia de temperatura para diferentes voltajes del módulo HP-199-1.4-0.8 [41].

Por lo que se escogió el disipador Hyper 212 EVO (Figura 2.18) ya que dentro de sus especificaciones (Anexo C) encontramos la cantidad de calor máxima que puede disipar en la operación típica (TDP) es igual a 180W [46].

Figura 2.18. Aspecto físico del disipador y ventilador Hyper 212 EVO [46].

2.3 SISTEMA ELECTRÓNICO DE CONTROL

2.3.1 ARDUINO DUE

El Arduino Due es una placa con el microcontrolador Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 (Figura 2.19) la cual se utilizará para poder controlar todos los dispositivos necesarios para el calentamiento y enfriamiento de la compresa. El microcontrolador tiene un núcleo ARM de 32 bits, con 54 pines digitales de entrada/salida, 12 entradas analógicas, 4 UART (puertos serie de hardware), un reloj de 84 MHz, 2 DAC (digital a analógico), un conector de alimentación [47]. El resto de especificaciones se encuentran detalladas en la Tabla 2.3.

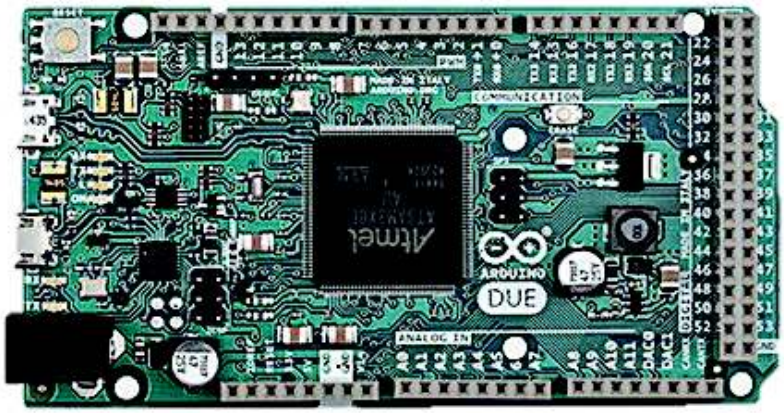


Figura 2.19. Aspecto físico de la placa Arduino Due [47].

Tabla 2.3. Especificaciones Técnicas del Arduino Due [47].

Especificación	**Detalle**
Microcontrolador	AT91SAM3X8E
Voltaje de Operación	3.3V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7-12V
Límites del voltaje de entrada	6-16V
Pines digitales de entrada/salida	54
Pines de entrada analógicas	12
Pines de Salida Analógica	2
Corriente DC total de todas las líneas de E/S	130mA
Corriente de DC para el Pin de 3.3V	800mA
Corriente de CC para el Pin de 5V	800mA
Memoria Flash	512 KB disponible para las aplicaciones del usuario
SRAM	96 KB (dos bancos: 64KB y 32KB)
Velocidad del reloj	84MHz
Rango de Temperatura del microcontrolador	-40ºC a 85ºC Industrial

2.3.2 CONTROLADOR DE MOTOR DE ALTA POTENCIA POLOLU G2

Este controlador MOSFET de puente H permite el control bidireccional de un motor de corriente continua DC de alta potencia o para controlar el módulo termoeléctrico. La placa y su distribución de los pines de salida se lo puede observar en la Figura 2.20 y se los describe Anexo F.

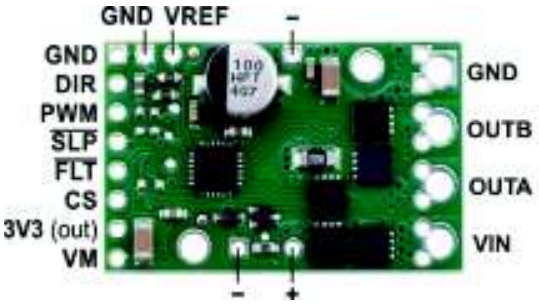


Figura 2.20. Distribución de pines en la placa Pololu G2 [48].

Las características adicionales de este controlador de segunda generación (G2) se las describe en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4. Especificaciones técnicas del controlador Pololu G2 [48].

Especificación	**Detalle**
Voltaje de Operación mínimo	6.5V
Voltaje de Operación máximo	40V
Corriente de salida continua por canal	13A
Detección de corriente	40 mV/A
Protección de voltaje inverso	Sí
Frecuencia máxima de PWM	100KHz
Voltaje lógico mínimo	1.8V
Voltaje lógico máximo	5.5V
Desconexión por baja tensión	Si
Protección contra cortocircuitos	Si

Este controlador permitirá gobernar la intensidad de corriente que va a pasar por el módulo termoeléctrico a través de la señal PWM y la dirección de la misma para lo cual se sigue el esquema de conexión mostrado en la Figura 2.21 y la lógica de funcionamiento se encuentra explicada en la Tabla 2.5.

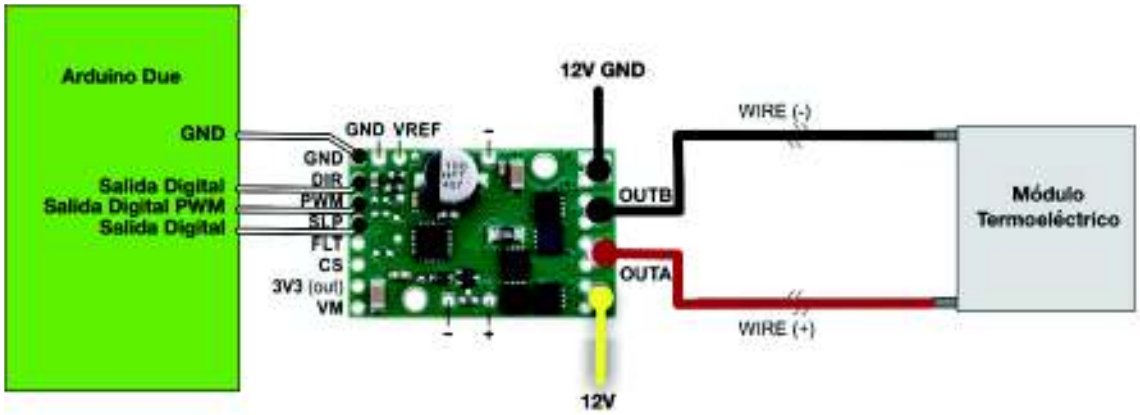


Figura 2.21. Esquema de conexión del controlador con el Arduino Due y el módulo termoeléctrico.

Tabla 2.5. Tabla de verdad del controlador Pololu G2 [48].

PWM	DIR	OUTA	OUTB	Operación
1L	1L	1L	0L	Enfriar
1L	0L	0L	1L	Calentar
0L	X	0L	0L	Detener

2.3.3 SENSOR DE TEMPERATURA DS18B20

Al controlar el módulo termoeléctrico se realiza una realimentación de la variable temperatura, para medirla se utilizó el sensor de temperatura DS18B20 a prueba de agua (Figura 2.22) sumergido en el fluido que ingresa a la compresa. Se escogió este sensor por poseer tecnología 1-WIRE® y características importantes para el proyecto como:

- La interfaz única de 1 hilo requiere sólo un pin para la comunicación.
- Se puede alimentar desde la línea de datos. El rango de la fuente de alimentación es 3.0V a 5.5V.
- Mide temperaturas desde -55 °C hasta +125 °C.
- ± 0,5 ° C de precisión desde los -10 ° C a +85 ° C.
- La resolución del termómetro es programable de 9 a 12 bits.
- Convierte la temperatura de 12 bits en digital en 750 ms (máx.).
- Ajustes de alarma de temperatura no volátiles definibles por el usuario.
- El comando de búsqueda de alarma identifica y dirige dispositivos cuya temperatura está fuera de los límites programados (condición de alarma de temperatura).

Figura 2.22. a) Distribución de pines. b) Aspecto físico del DS18B20 a prueba de agua [49].

Además, se eligió este sensor teniendo en cuenta la Tabla 2.6 que muestra la comparación de diferentes sensores de temperatura.

Tabla 2.6. Comparación de características de los sensores de temperatura [50].

Características	**Termocupla**	**RTD**	**Termistor**	**Semiconductor**
Rango de temperatura (valores típicos)	Muy amplio -200 a +2000ºC	Amplio -100 a +650ºC	Estrecho -50 a +300ºC	Estrecho -50 a +200ºC
Exactitud	Medio	Alto	Medio	Alto
Repetitividad	Buena	Excelente	Buena a Muy buena	Muy buena a Excelente
Estabilidad a largo plazo	Pobre a buena	Muy buena	Pobre	Buena
Sensibilidad (afuera)	Baja	Media	Muy alta	Alta
Linealidad	Buena	Muy buena	Pobre	Muy buena
Respuesta	Media a Rápida	Media	Media a Rápida	Media a Rápida
Tamaño/Empaque	Pequeño a grande	Medio a pequeño	Pequeño a medio	Pequeño a medio
Sensibilidad puntual	Excelente	Buena	Muy Buena	Muy Buena
Auto-calentamiento	No	Muy bajo a bajo	Alto	Muy bajo a bajo

La información se envía desde / hacia el DS18B20 a través de una interfaz de 1 hilo, de manera que sólo se necesita conectar un cable (y tierra) desde un microprocesador central a un DS18B20. Debido a que cada DS18B20 contiene un número de serie de silicio único, sensores DS18B20 múltiples pueden existir en el mismo bus 1-Wire. Esto permite colocar sensores de temperatura en lugares diferentes [51].

Para que el DS18B20 pueda realizar conversiones de temperatura precisas, se debe proporcionar potencia suficiente sobre la línea DQ cuando tiene lugar una conversión de temperatura. Dado que la corriente de operación del DS18B20 es de hasta 1,5mA, la línea DQ tendrá suficiente corriente debido a una resistencia de 4,7K pullup que se conecta a una fuente de alimentación externa atado a la clavija de VDD para el correcto funcionamiento, como se muestra en la Figura 2.23 [51].

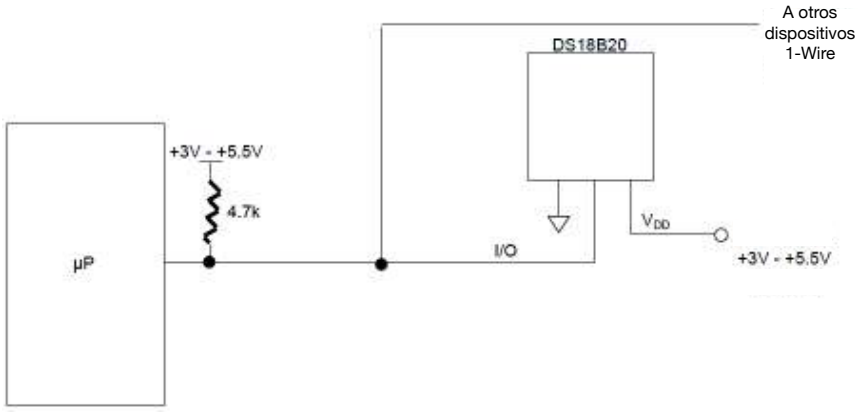


Figura 2.23. Conexión del sensor DS18B20 con un microprocesador [51].

2.3.4 INTERRUPTOR DE FLOTADOR DE ÁNGULO RECTO

El propósito de este interruptor (Figura 2.24) es asegurar que el recipiente de agua tenga el nivel necesario de agua para que la bomba no trabaje en vacío y llegue el volumen de líquido necesario a la compresa.

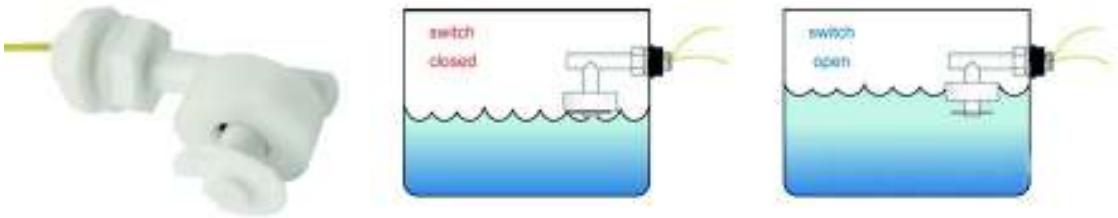


Figura 2.24. a) Aspecto Físico del Interruptor de Flotador b) Esquema de Funcionamiento del Interruptor [52].

El interruptor se lo conecta al microcontrolador con una resistencia de pull-up para su correcto funcionamiento. El circuito indicado en la Figura 2.25 es utilizado para conectar un interruptor añadiendo una resistencia de 10K pull-up.

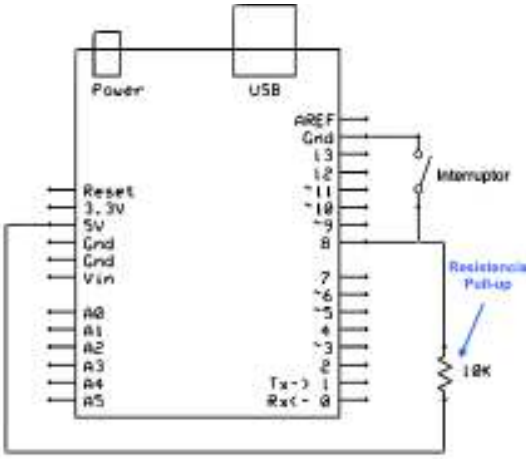


Figura 2.25. Circuito para el correcto funcionamiento del interruptor de flotador [53].

Esta resistencia activa el interruptor hasta +5V, de modo que, si el interruptor está abierto, tendrá 5V en él (a través de la resistencia) y por lo tanto registrará 1 lógico y 0 lógico si está cerrado.

2.3.5 INTERFAZ DE USUARIO

El diseño de interfaz que se escogió es práctico para el usuario, al utilizar una pantalla LCD y un teclado de membrana (Figura 2.26), para que el personal de fisioterapia del Hospital pueda acceder y controlar el equipo.

Figura 2.26. Interfaz de usuario para el equipo de terapéutico.

2.3.5.1 Teclado de membrana de matriz 4x4

Este teclado numérico de 16 botones es un componente de la interfaz de usuario útil en proyectos con microcontrolador. Los teclados numéricos matriz usan una combinación de cuatro filas y cuatro columnas para dar el estado del botón al Arduino. Debajo de cada tecla hay un pulsador, con un extremo conectado a una fila, y el otro extremo conectado a una columna. Estas conexiones se muestran en la Figura 2.27.

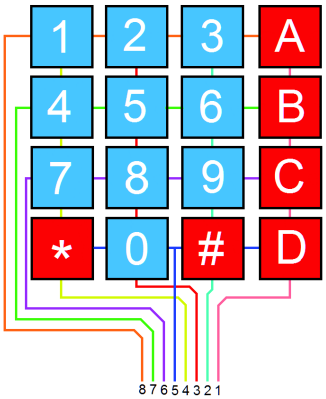


Figura 2.27. Conexiones del teclado de membrana [54].

Para que el Arduino determine qué botón es presionado, primero necesita poner un 1 lógico o 0 lógico a cada una de las cuatro columnas (pines 1-4), una a la vez, y luego sondear los estados de las cuatro filas (pines 5- 8). Dependiendo de los estados de las columnas, el Arduino puede reconocer qué botón se presiona. Existe una librería para Arduino que permite conectar directamente sin tener que utilizar resistencias de pull-up. Las especificaciones de este tipo de teclado esta mostradas en la Tabla 2.7.

Tabla 2.7. Especificaciones del teclado de membrana de matriz 4x4 [54].

Especificación	**Detalle**
Voltaje máximo	24V
Amperaje máximo	30mA
Interfaz	Acceso de 8 pines a la matriz 4x4
Temperatura de funcionamiento	0 a 50°C

2.3.5.2 Display LCD QC2004A

Esta es una pantalla básica de 20 caracteres por 4 líneas (Figura 2.28), viene con 14 pines donde 8 son para datos paralelos más 3 señales de control, 2 para conexiones a la alimentación, uno para el ajuste del contraste y dos conexiones para la luz LED de fondo.

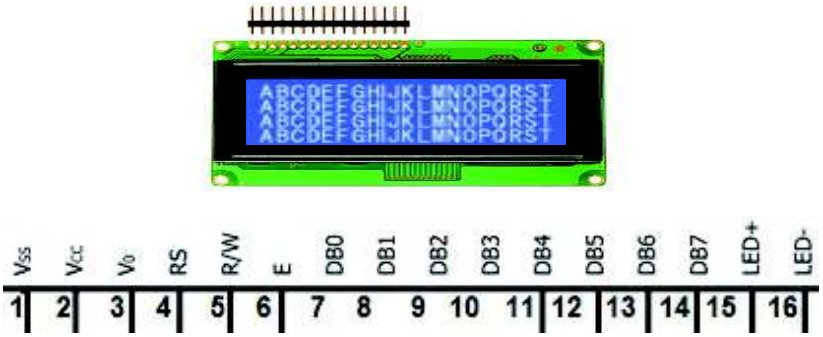


Figura 2.28. Aspecto físico y distribución de pines de la pantalla LCD QC2004A [55].

La pantalla LCD acepta dos tipos de señales, una es de datos y otra es control. Estas señales son reconocidas por el módulo LCD desde el estado del pin RS, también los datos se pueden leer desde la pantalla, poniendo el pin R/W alto (1 lógico). Tan pronto como se accione el pin E, la pantalla lee los datos en el borde descendente del pulso y lo ejecuta, igual para el caso de transmisión, para colocar un carácter o ejecutar un comando toma un tiempo de 39-43µS, excepto para borrar la pantalla y para buscar el cursor en la posición inicial le toma alrededor de 1.53ms a 1.64ms. Cualquier intento de enviar datos antes de este intervalo puede conducir a la falta de lectura de datos o la ejecución de los datos actuales en algunos dispositivos. Las especificaciones eléctricas de la pantalla se muestran en la Tabla 2.8.

Tabla 2.8. Especificaciones eléctricas para pantalla LCD QC2004A [55].

Especificación	Detalle
Voltaje de operación	5V
Corriente de suministro	1,6mA

Las pantallas LCD tienen dos RAM, denominadas DDRAM y CGRAM. DDRAM registra en qué posición se mostrará qué carácter en el gráfico ASCII. Cada byte de DDRAM representa cada posición única en la pantalla. El controlador LCD lee la información de la DDRAM y la muestra en la pantalla. CGRAM permite al usuario definir sus caracteres personalizados. Para ello, el espacio de direcciones para los primeros 16 caracteres ASCII está reservado para los usuarios. Después de que CGRAM haya sido configurado para mostrar caracteres, el usuario puede mostrar fácilmente sus caracteres personalizados en la pantalla LCD. Para utilizarla de manera correcta se debe seguir el diagrama de conexiones mostrado en la Figura 2.29.

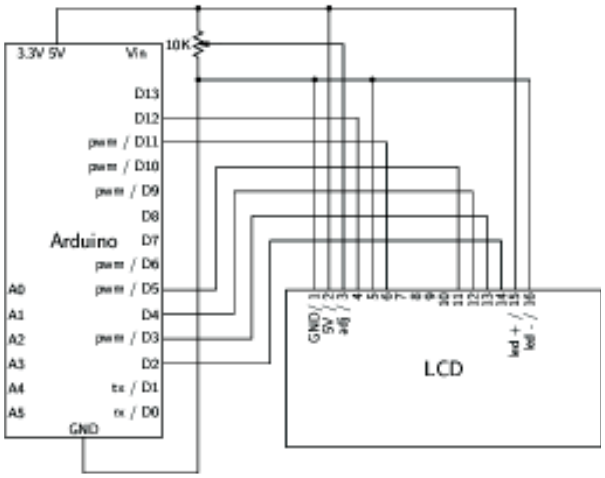


Figura 2.29. Diagrama de conexiones de la pantalla LCD con Aruino [56].

La parte del contraste (pin 3) podemos modificarla para no utilizar un potenciómetro y controlarla utilizando una señal PWM de la placa Arduino con el circuito mostrado en la Figura 2.30.

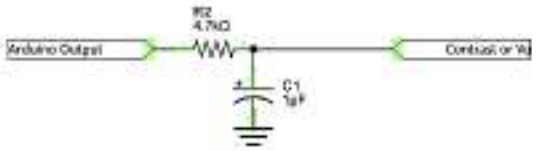


Figura 2.30. Circuito para ajustar el contrate de la pantalla LCD a través de una señal PWM [57].

2.3.6 FUENTE DE ALIMENTACIÓN ALTEK ITX 750

La fuente de alimentación debe suministrar la potencia suficiente para todos los componentes conectados a ella para esto se realizó los siguientes cálculos en la peor condición del consumo de cada componente:

$$P_{ToTal} = P_{módulos\ termoeléctricos} + P_{MAXArduino} + P_{Ventiladores} \tag{2.20}$$

La peor condición de los módulos termoeléctricos está dado por las especificaciones en la Tabla 2.2 donde corriente máxima es igual a 11.3A y el voltaje de cada módulo será 12V ya que no existen fuentes de voltaje de 11V.

$$P_{módulos\ termoeléctricos} = 2 \cdot 12(V) \cdot 11.3(A) = 271.2(W) \tag{2.21}$$

Para la placa Arduino la corriente máxima que consume es de 1.73 (A) si tiene todas sus puertos conectados y para los ventiladores es de 0.22 (A).

$$P_{MAXArduino} = 12(V) \cdot 1.73(A) = 20{,}76(W) \tag{2.22}$$

$$P_{Ventiladores} = 2 \cdot 12(V) \cdot 0.22(A) = 5.28(W) \tag{2.23}$$

El resultado de la potencia total a consumir se muestra en la Ecuación 2.24.

$$P_{ToTal} = 271.2 + 20{,}76 + 5.28 = 297.24(W) \tag{2.24}$$

Aumentado el factor de seguridad del 10%:

$$P_{ToTal} = 297.24(W) + 29.724(W) = 326.964(W) \tag{2.25}$$

Por lo tanto, nuestra fuente de tener la capacidad de suministrar los 326.964(W), calculando la corriente que la fuente debe suministrar con la Ecuación 2.26.

$$I_{ToTal} = \frac{P_{ToTal}}{V_{ToTal}} = \frac{326{,}964(\mathrm{W})}{12(V)} = 27{,}24(A) \tag{2.26}$$

Debido a estas razones se escogió la fuente de alimentación ALTEK ITX 750 (Figura 2.31) ya que en sus especificaciones encontramos que con los 12V puede suministrar 38A.

Figura 2.31. Aspecto físico de la fuente de alimentación y sus especificaciones.

2.3.7 DISEÑO DEL CIRCUITO IMPRESO

El Diagrama esquemático final del equipo se muestra en la Figura 2.32 y el circuito de control para los actuadores descritos, se muestra en la Figura 2.33.

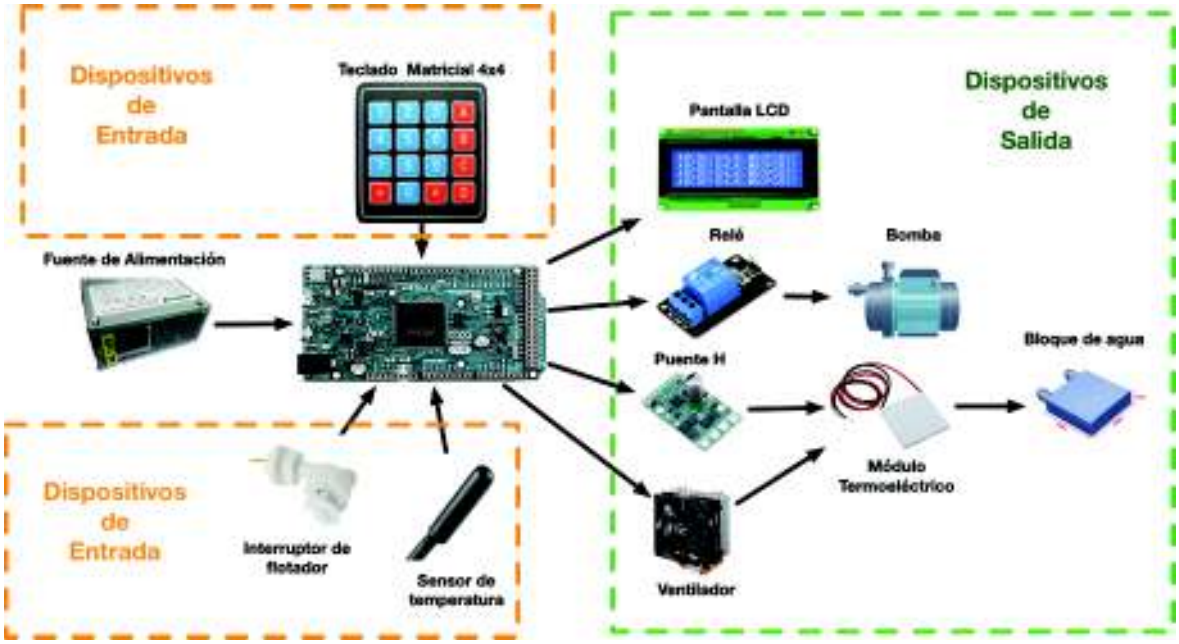


Figura 2.32. Diagrama de conexiones de los dispositivos de control de entrada y salida.

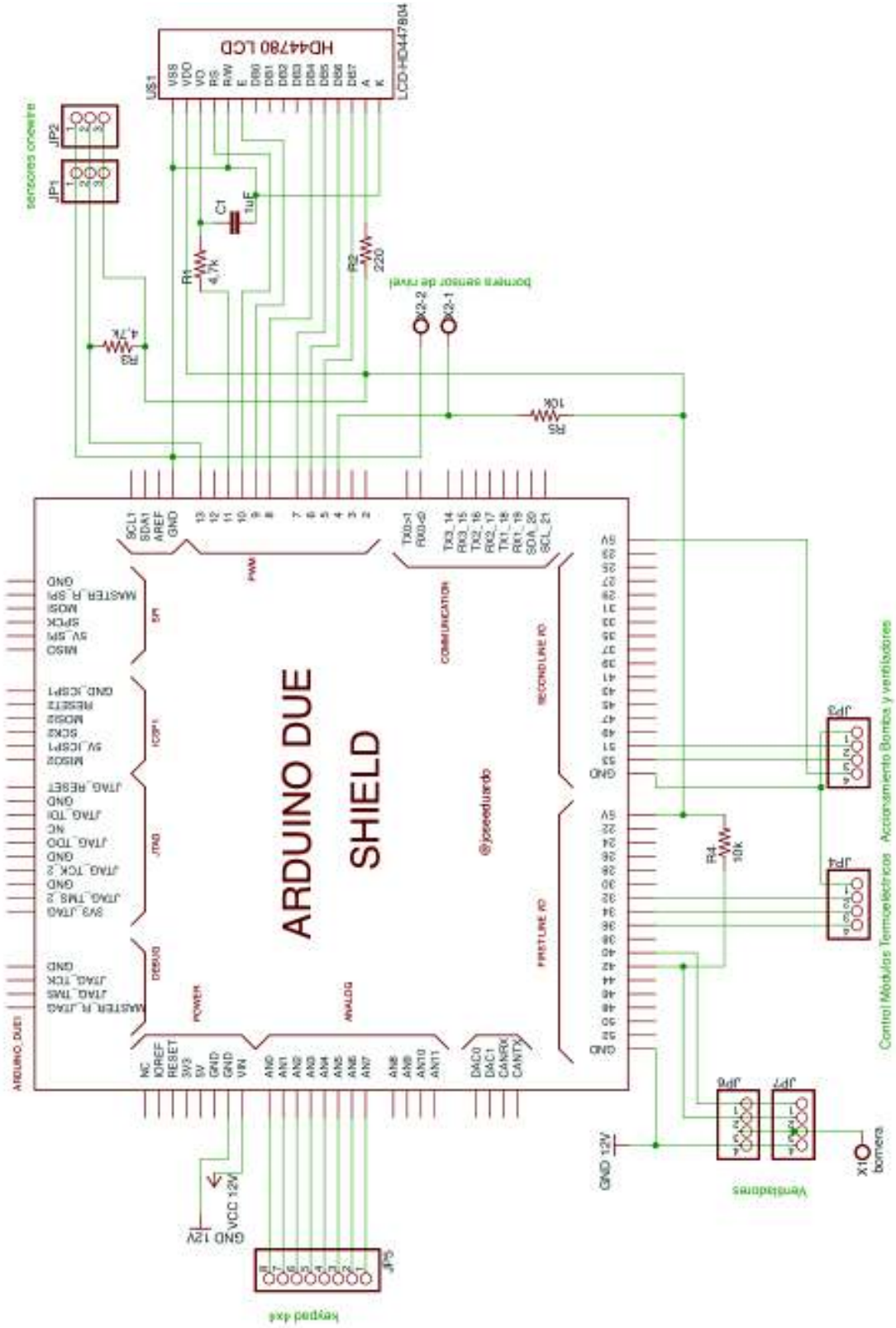


Figura 2.33. Diagrama del circuito de Control.

CAPÍTULO 3

DESARROLLO DE SOFTWARE

En este capítulo se explica la lógica de programación del controlador y en la interfaz de usuario.

3.1 PROGRAMA PRINCIPAL

El equipo terapéutico será representado como un sistema de control en lazo cerrado (Figura 3.1), según esta representación se procederá a implementar el programa principal en el sistema Arduino DUE.

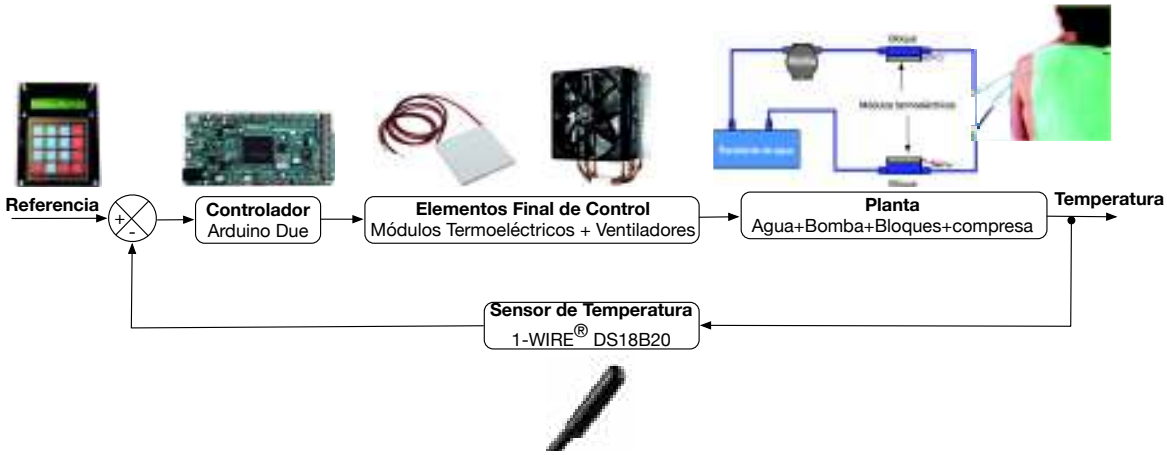


Figura 3.1. Representación del equipo terapéutico en un sistema de control en lazo cerrado.

Como se puede observar, la referencia será ingresada por medio del teclado, el sensor medirá la temperatura a la cual se encuentra el agua a controlar dentro del recipiente (de 14ºC a 25ºC aproximadamente), esta temperatura será comparada con la referencia y dependiendo de la diferencia que exista se realizará una acción de control. Los módulos termoeléctricos y los ventiladores son los elementos finales de control, estos serán controlados mediante un control PI, tanto para el enfriamiento como el calentamiento.

Al analizar el comportamiento de la planta a controlar y al realizar varias pruebas de funcionamiento, se ha visto necesario realizar un control específico dependiendo de la temperatura a la que se vaya a trabajar, se elaboró esta

conclusión después de notar que el agua dentro de la compresa siempre buscará igualarse a la temperatura del ambiente como a la corporal del ser humano (aproximadamente un promedio 32.5ºC) [58]).

Cuando al equipo terapéutico se ingrese una referencia de temperatura entre 8 y 15°C es necesario utilizar los módulos termoeléctricos en modo de enfriamiento (sentido positivo de la corriente), porque el agua contenida en la compresa a controlar, buscará rápidamente igualarse a la temperatura ambiente y corporal del paciente para entrar en equilibro térmico, en este caso se controla con una onda PWM tanto a los módulos como a los ventiladores, de manera que la temperatura permanezca estable en el valor de la referencia indicada, para este caso se ha decidido utilizar un control PI. En el caso que la temperatura de referencia sea mayor a la del agua de la compresa se utilizarán los módulos termoeléctricos en modo de calentamiento (sentido negativo de la corriente), así también se emplearán los ventiladores para que ambos sean controlados por un PI para alcanzar la referencia.

Si la referencia está en un rango de 30°C a 42°C la temperatura de la compresa a controlar tratará igualarse rápidamente hacia la temperatura ambiente, es por eso que, si la referencia se encuentra en ese rango de temperatura se utilizarán los módulos termoeléctricos en modo de calentamiento (sentido negativo de la corriente), también se manejarán los ventiladores y los dos elementos serán controlados igualmente mediante un PI. En caso de que la temperatura de referencia sea menor a la del agua de la compresa se utilizarán tanto a los módulos termoeléctricos en modo de enfriamiento (sentido positivo de la corriente) como a los ventiladores para ser controlados por un PI para llegar a la referencia.

3.1.1 SISTEMA DE ALARMAS

El sistema de alarmas es indispensable para detectar alguna anomalía en el funcionamiento del equipo y no poner en riesgo la seguridad del operador y del paciente. El equipo entrará en estado de emergencia si el tanque no posee agua suficiente o el sensor de temperatura detecte un valor mayor o igual a los 44ºC o menor a los 0ºC, donde los elementos final de control y la bomba de agua se apagarán a través de los puentes H y el relé respectivamente, mandando las

señales desde la placa Arduino a cada uno de estos componentes. En la Figura 3.2, se aprecia el diagrama de flujo del programa principal y el sistema de alamas.

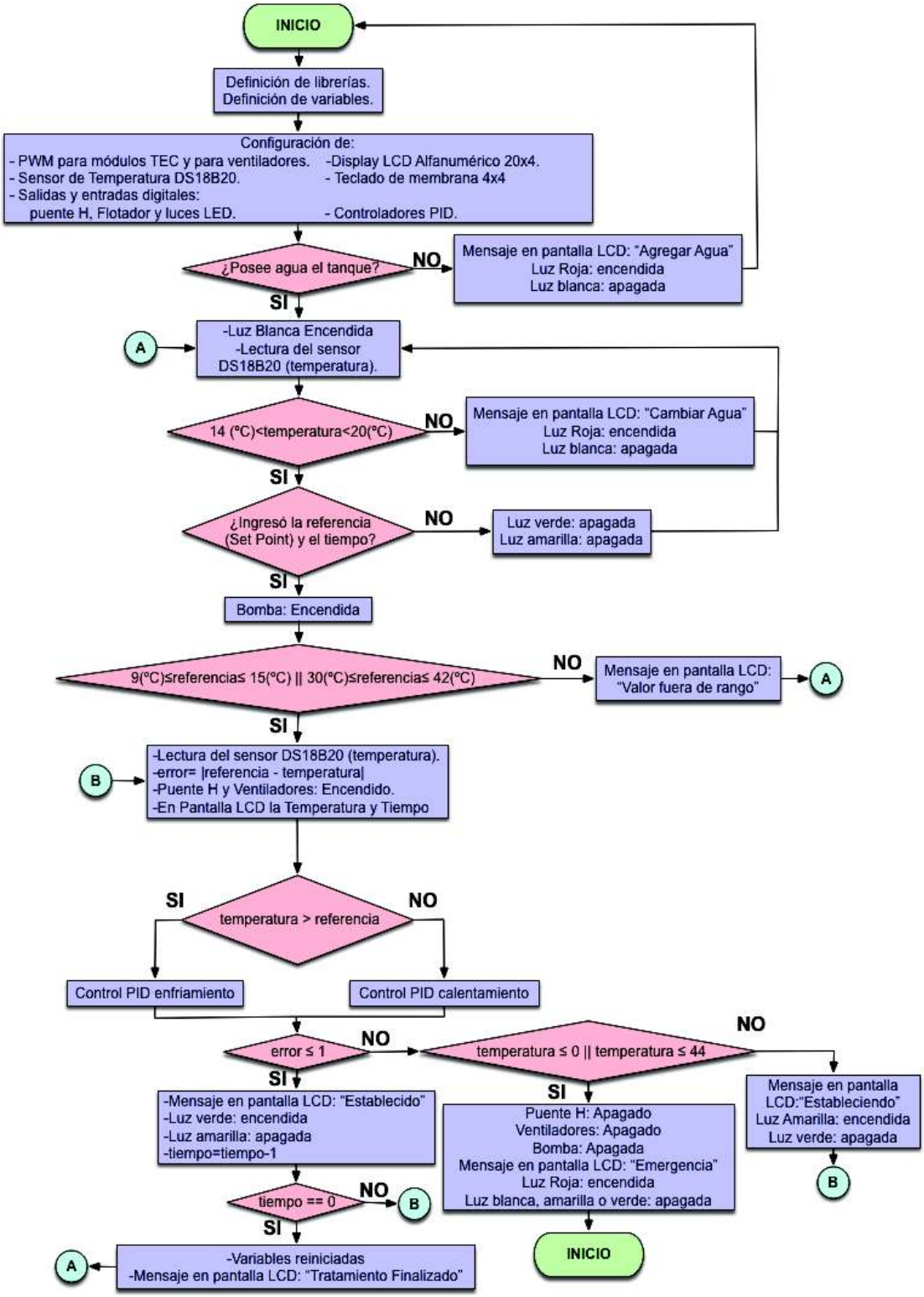


Figura 3.2. Diagrama de Flujo del Programa Principal.

3.1.2 PROGRAMA DE INTERFAZ DE USUARIO.

Como se puede observar en el diagrama de flujo de la Figura 3.2 se muestra las acciones del encendido de las luces piloto y mensajes del display LCD, después de leer el sensor para saber el valor de la temperatura, el programa actualizará el valor de temperatura que se indicará en el LCD, prenderá las luces piloto que corresponda para cada acción que el equipo va a realizar, se prenderá la luz blanca cuando se encienda el equipo, si se encuentre calentando o enfriando a la compresa y la temperatura no se acerca a la referencia se prenderá la luz amarilla, la luz verde se activará cuando el temperatura se encuentre en un valor cercano al de referencia requerida por el usuario, la luz roja se encenderá solo si el equipo entra al sistema de alarmas explicadas anteriormente.

3.1.3 PROGRAMA DE CALIBRACIÓN

Al leer el sensor para saber el valor de temperatura del agua y compararlo con el valor de la temperatura de la compresa no siempre será la misma ya que existen pérdidas por la absorción térmica corporal del ser humano, por la radiación desde el equipo hacia el exterior y por la temperatura del ambiente al que la compresa y todo el sistema están sometidos, por consiguiente, se ha decidido implementar un programa de calibración donde se modificará la lectura de la temperatura mostrada en la pantalla LCD.

El primer paso es que la temperatura del agua debe ser la misma a la temperatura de la referencia ingresada, llegado este punto el operador ingresará el valor de temperatura (medido manualmente) de la compresa. Luego el equipo automáticamente hará las operaciones matemáticas respectivas para asegurar que la lectura sea la correcta y que la temperatura a la que la compresa va a trabajar sea próxima a la ideal requerida, por defecto el programa tiene el valor de calibración para calentamiento y enfriamiento de 0.5ºC, se ha elegido este valor tras hacer las pruebas respectivas. En la Figura 3.3, se muestra en detalle la lógica de este programa.

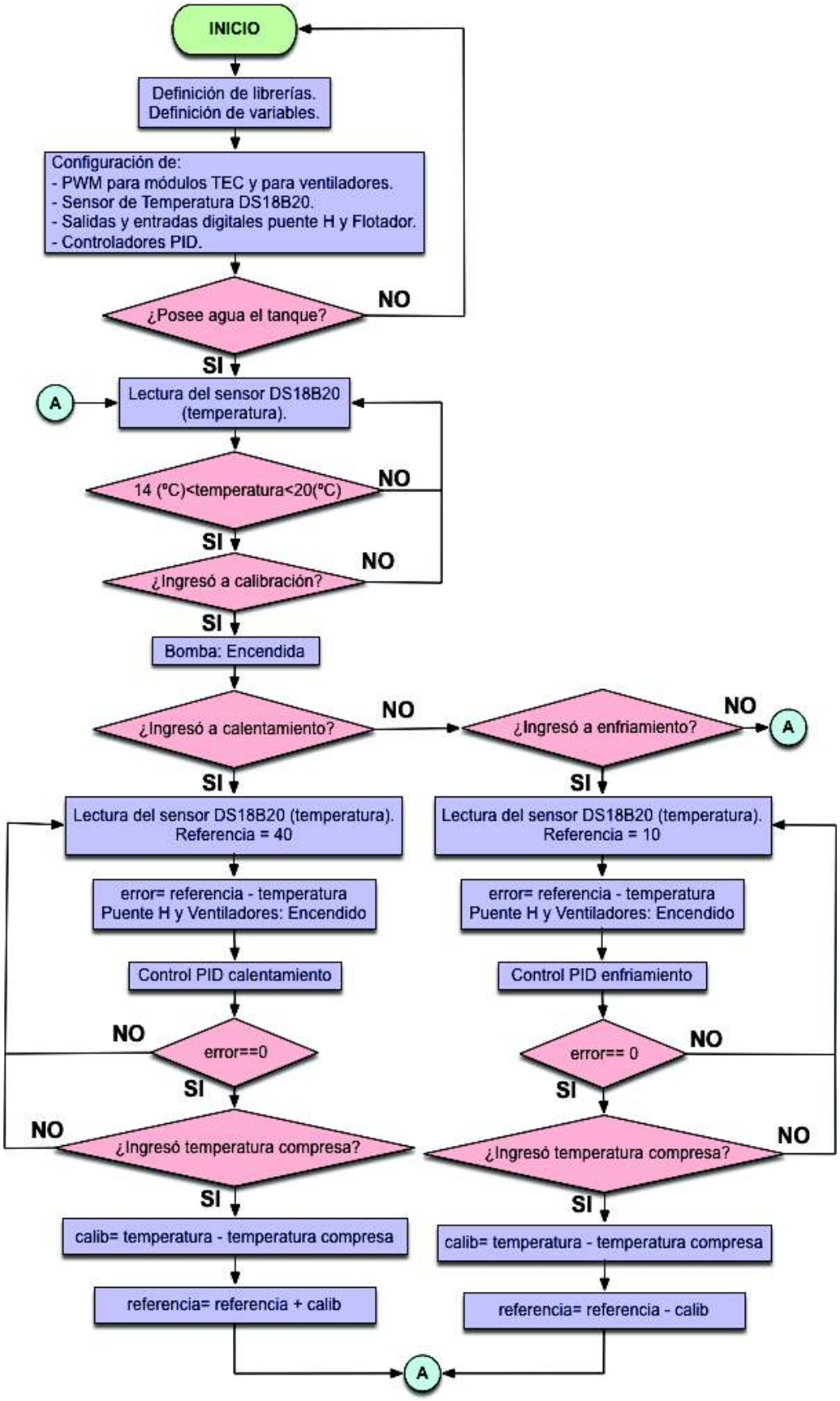


Figura 3.3. Diagrama de flujo del programa de calibración.

3.2 CONTROLADOR PI

El control PI se lo aplicará a los módulos termoeléctricos y a los ventiladores, tanto en el proceso de calentamiento como en el proceso de enfriamiento, se escogió este controlador porque los fabricantes de módulos termoeléctricos no recomiendan un control ON / OFF. Si bien esta es la técnica de control más simple, el ciclo de temperatura dentro del módulo termoeléctrico a medida que la energía pasa de ON completo a OFF completo puede resultar en un fallo prematuro, es decir que la vida útil del mismo se acorta [59].

Cuando la referencia requerida sea mayor a 29ºC o inferior a 16ºC, este control variará las corrientes que reciben los módulos a través del puente H (POLOLU G2) utilizando una onda PWM de 15KHz y a los ventiladores utilizando una onda PWM de 25 KHz de esta forma controlaremos la potencia térmica del equipo.

3.2.1 VARIABLE CONTROLADA POR EL CONTROL PI

Dependiendo de la referencia y la temperatura que indique el equipo, el PID incrementará o disminuirá el ciclo de trabajo de las ondas PWM (Figura 3.4), los módulos y los ventiladores en el 100% del ciclo trabajarán a la máxima potencia, mientras que en 0% no recibirán corriente y por lo tanto los módulos no emitirán o absorberán energía térmica.

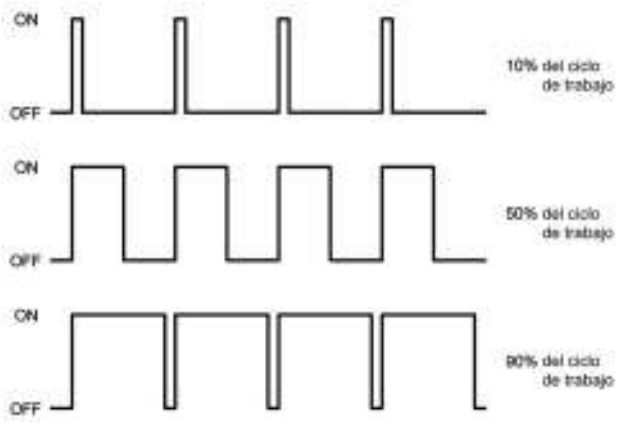


Figura 3.4. Ejemplo de Onda PWM con diferentes ciclos de trabajo.

Un porcentaje del ciclo de trabajo de las ondas PWM representa un determinado tiempo de conducción de la corriente, para saber la frecuencia que se necesita

tanto para los módulos como para los ventiladores se encontró en la referencia [19] que para los módulos se necesita una onda PWM con una frecuencia mayor a 2(KHz) mientras que para los ventiladores se encontró en la referencia [60] que la onda PWM tendrá un rango operativo aceptable de 21 kHz a 28 kHz, sabiendo éstas condiciones se generaron en el Arduino Due ondas PWM de 15 (KHz) y 25 (KHz) con ciclos de trabajo variables respectivamente.

3.2.2 DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL CONTROLADOR PI

Al ser el equipo terapéutico una planta de respuesta lenta se utilizarán las acciones de control proporcional e integral, ya que la acción derivativa puede hacer que el sistema de control sea inestable al tener una velocidad lenta la variable de salida [27], además las otras acciones nos ayudarán a disminuir el tiempo de respuesta del sistema ante cambios pequeños, a eliminar el error en estado estable y a evitar tener sobrepicos o subpicos demasiado grandes.

Para ingresar el controlador PI al Arduino Due es necesario saber el modelo de la planta representado en una función de trasferencia en función de la frecuencia, utilizando la aplicación “PID Tuner” (Figura 3.5) dentro del programa MATLAB se puede determinar este modelo y los parámetros del controlador. La aplicación requiere de los datos de temperatura suministrados por el sensor DS18B20 es por eso que se configuró una comunicación serial de este programa con el Arduino Due y se guardó los datos requeridos por cada segundo transcurrido en un vector para su posterior análisis.

Figura 3.5. Aplicación “PID Tuner” de MATLAB.

El proceso de identificación de las plantas tanto para el calentamiento como para el enfriamiento de la compresa se las muestra en las Figuras 3.6 y 3.7, en los dos casos se puede observar que se eligió una estructura con un solo polo real ya que son las que se aproximan más a la planta real y se eliminó la compensación que existía por la temperatura del agua dentro del reservorio (aproximadamente entre 15ºC y 20ºC). Las líneas azules representan la planta identificada por la aplicación mientras que las de color verde son de la planta real.

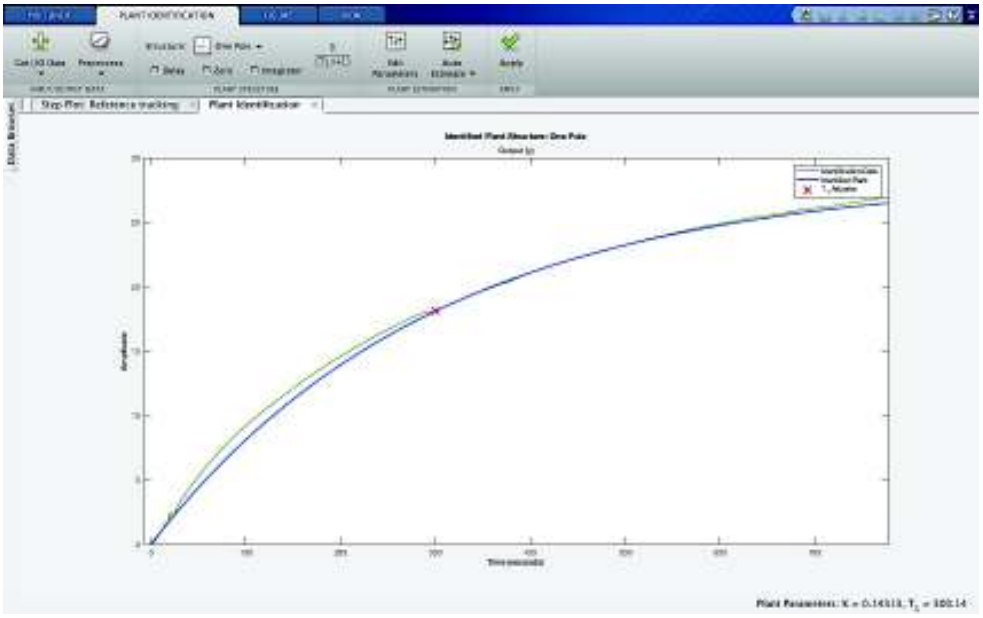


Figura 3.6. Identificación de la Planta en el proceso de calentamiento.

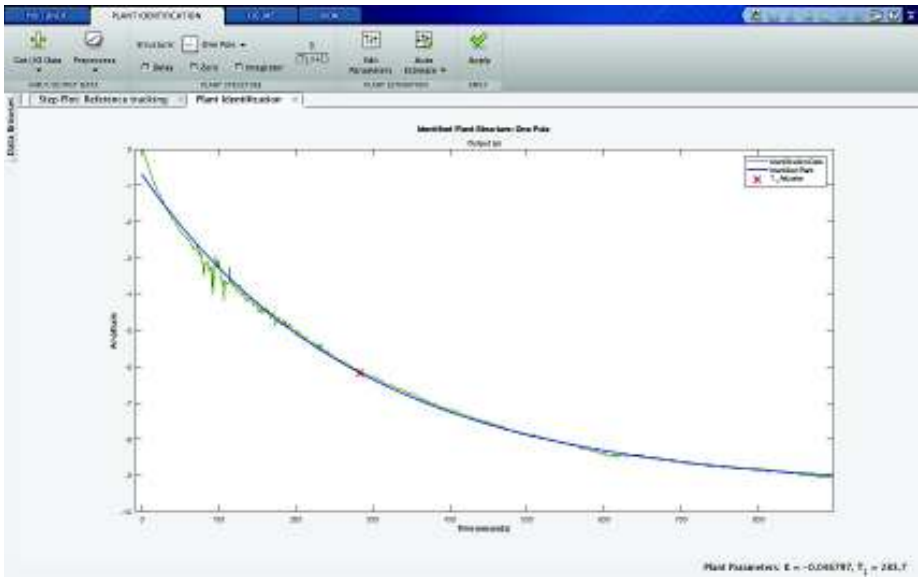


Figura 3.7. Identificación de la Planta en el proceso de enfriamiento.

Para saber los parámetros del controlador se elige primeramente el tipo de controlador, luego el tiempo de respuesta que deseamos que tenga la planta y por último el comportamiento transitorio es decir si nuestro controlador va a ser agresivo o robusto.

En este caso se necesita un control PI, el tiempo de respuesta se lo toma en cuenta cuando se encuentre en un valor cercano a la referencia de temperatura, por consiguiente, se escogió de 105 segundos para el calentamiento, porque la planta tiene una respuesta más rápida que en el enfriamiento. Para el enfriamiento se eligió 120 segundos, para el comportamiento transitorio se seleccionó robusto para que no existan muchos sobrepicos o subpicos. Los resultados se muestran en las Figuras 3.8 y 3.9.

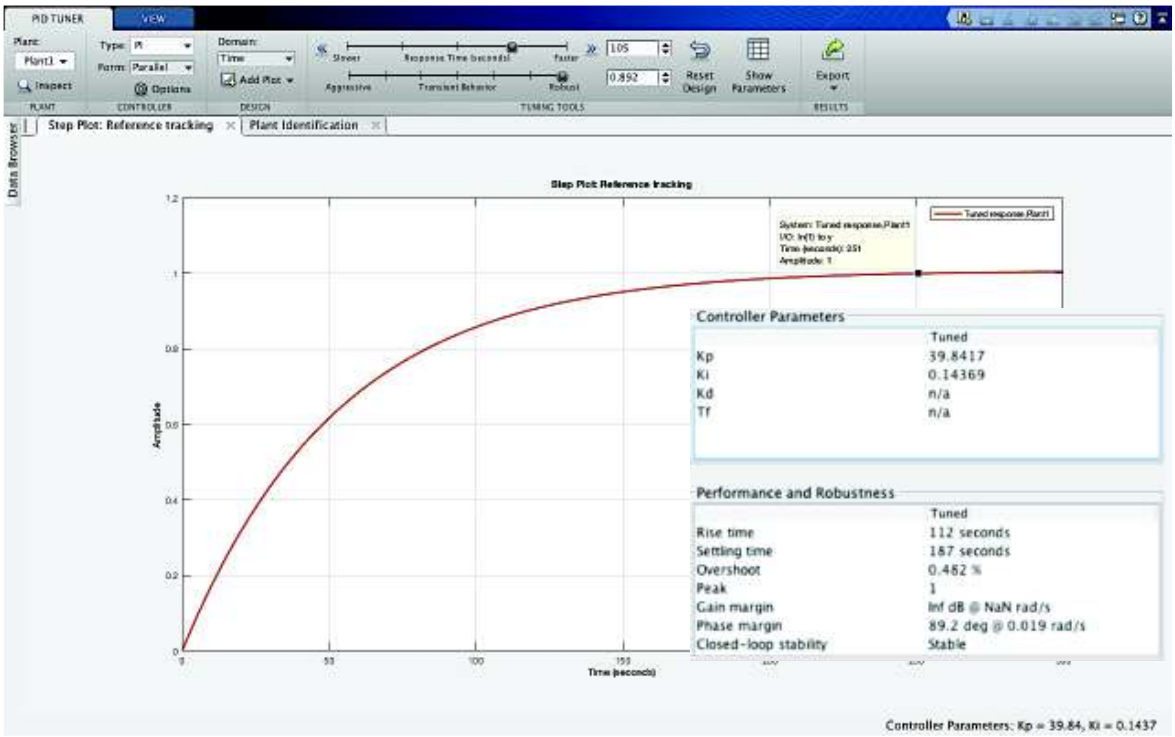


Figura 3.8. Respuesta del controlador PI sintonizado para el calentamiento y Parámetros y rendimiento del controlador.

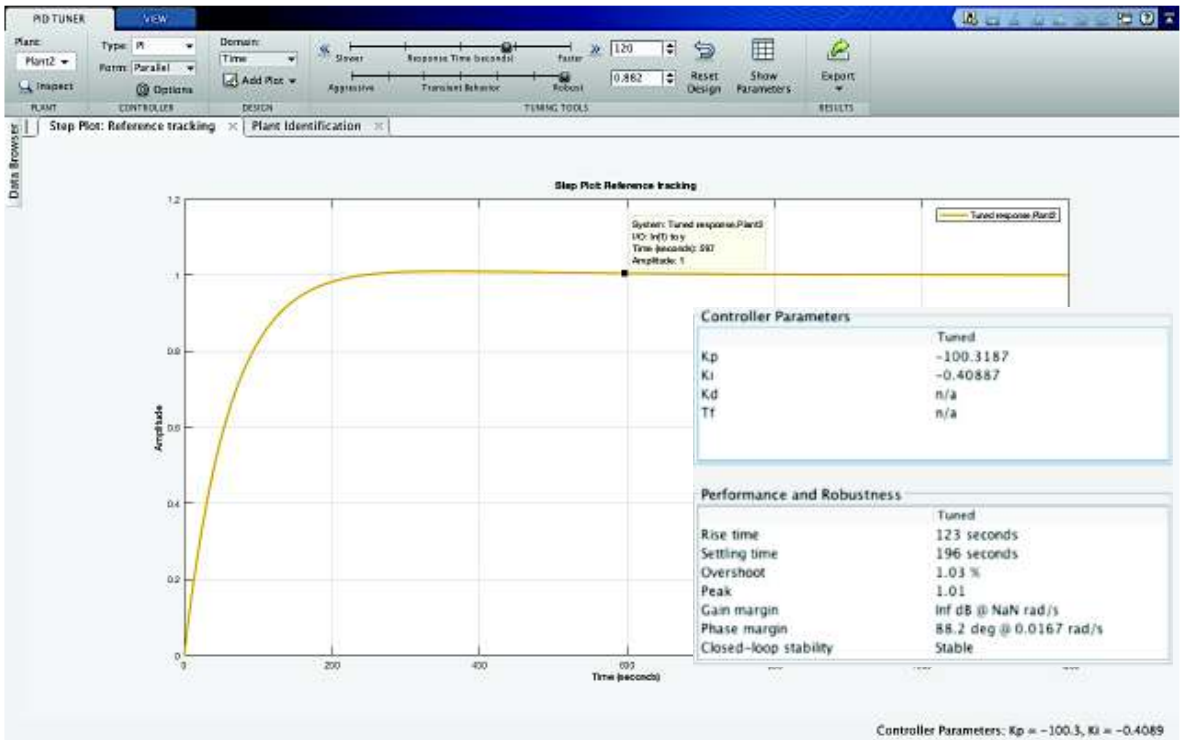


Figura 3.9. Respuesta del controlador PI sintonizado para el enfriamiento Parámetros y rendimiento del controlador

Como se observa en las Figuras 3.8 y 3.9 los tiempos de respuestas ingresados para sintonizar los sistemas no son exactos ya que los resultados arrojan un tiempo de subida y de establecimiento distintos. El controlador PI de calentamiento tiene un tiempo de 299 segundos en total y el controlador PI de enfriamiento tiene un tiempo de 319 segundos. El resumen de las plantas y los controladores sintonizados los encontramos en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1. Plantas y parámetros identificados para cada proceso.

Proceso	**Planta Identificada**	**Parámetros del controlador**
Calentamiento	$G(s) = \frac{0.14313}{300.14\,s + 1}$	$Kp = 39.84$ $Ki = 0.1437$
Enfriamiento	$G(s) = \frac{-0.046797}{283.7\,s + 1}$	$Kp = -100.3$ $Ki = -0.4089$

Para saber cómo ingresar los controladores al Arduino DUE se usó la Ecuación 1.10 en modo discreto (Ecuación 3.1) [61]:

$$u = Kp * e + Ki * ei + Kd * ed \tag{3.1}$$

Donde:

$u =$ El porcentaje del ciclo de trabajo de la PWM.

Kp = La ganancia proporcional.

e = El error entre la referencia y la lectura del sensor.

Ki = La ganancia integral.

ei = Sumatorio del error en el tiempo.

Kd = La ganancia derivativa.

ed = error actual - error anterior.

Finalmente se remplazan Kp, Ki y Kd en la Ecuación 3.1, se obtiene las ecuaciones de los controladores PI:

$$u_{calentamiento} = 39.84 * e + 0.1437 * ei \tag{3.2}$$

$$u_{enfriamiento} = -100.3 * e - 0.4089 * ei \tag{3.3}$$

Las constantes Kp, Ki y Kd se las programa a la placa Arduino mediante la librería PID [62].

CAPÍTULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se muestran las pruebas realizadas al equipo terapéutico, en ellas se constató el desempeño de los controladores sintonizados ante distintos cambios de referencia, también su funcionamiento al comparar la temperatura mostrada por el equipo con dos instrumentos para medición de temperatura, multímetro Fluke 325 con una termocupla tipo K y un termómetro infrarrojo láser digital Estink ES6530B.

4.1 PRUEBAS DE LOS CONTROLADORES

La eficiencia de un controlador se determina por el criterio ISE (índice de desempeño de controladores), por lo que los controladores PI implementados fueron sometidos a esta prueba. El ISE se calcula con la Ecuación 4.1 [63].

$$ISE = \frac{\int e(t)^2 dt}{T} \tag{4.1}$$

Donde:

T = Periodo de muestreo (en este caso un segundo).

$e(t)$ = El error entre la referencia y la lectura del sensor.

4.1.1 PRUEBA DEL CONTROLADOR DE CALENTAMIENTO.

La respuesta del equipo ante una variación de referencia de 18°C a 40.5°C se muestra en la Figura 4.1, el menor valor de temperatura es cual tendrá el equipo al colocar agua potable, el mayor valor es el típico para realizar la terapia y al que el equipo puede alcanzar, esta es la prueba del controlador PI en calentamiento con los parámetros kp y ki determinados en el capítulo anterior.

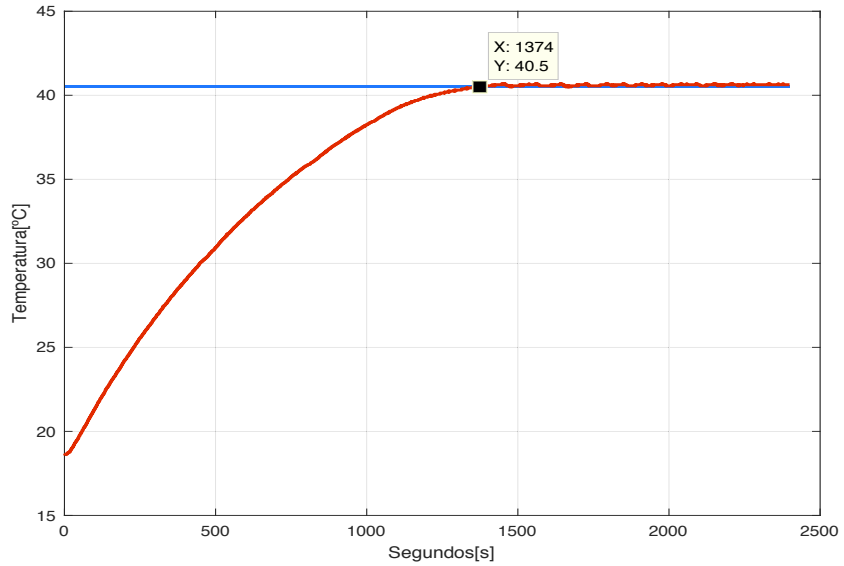


Figura 4.1. Respuesta del controlador con kp = 39.84, ki = 0.1437 y referencia = 40.5 °C.

Al observar la Figura 4.1, se aprecia una respuesta lenta del controlador porque el tiempo de establecimiento es igual a 24 minutos, para mejorar este tiempo se variará los términos kp y ki heurísticamente. La constante kp se ha aumentado para alcanzar la respuesta en un tiempo menor, el error en estado estable se mejora variando la constante ki. Se ha realizado pruebas con algunos valores de ki y kp hasta encontrar la respuesta que presente el menor tiempo de establecimiento, como se muestra en las Figuras 4.2, 4.3 y 4.4.

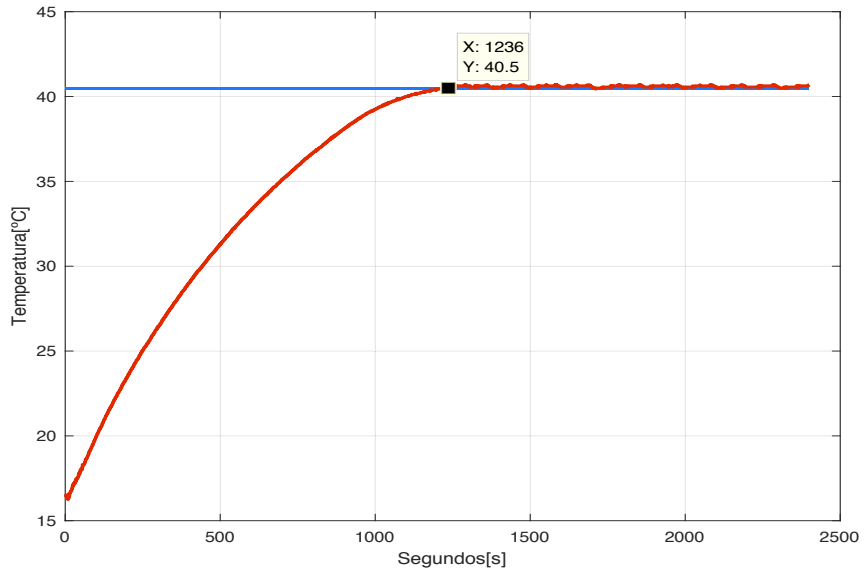


Figura 4.2. Respuesta del controlador con kp = 42.84, ki = 0.16 y referencia = 40.5 °C.

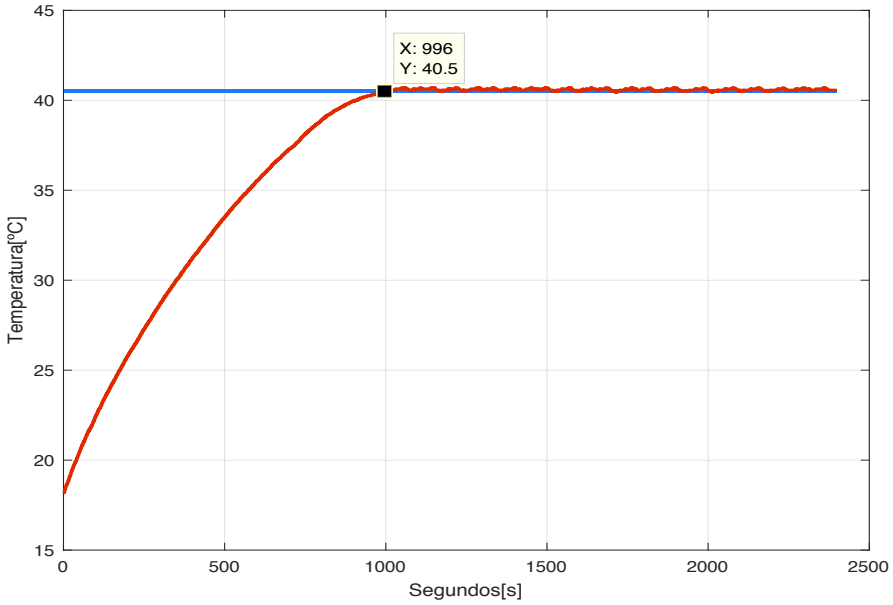


Figura 4.3. Respuesta del controlador con kp = 46, ki = 0.18 y referencia = 40.5 °C.

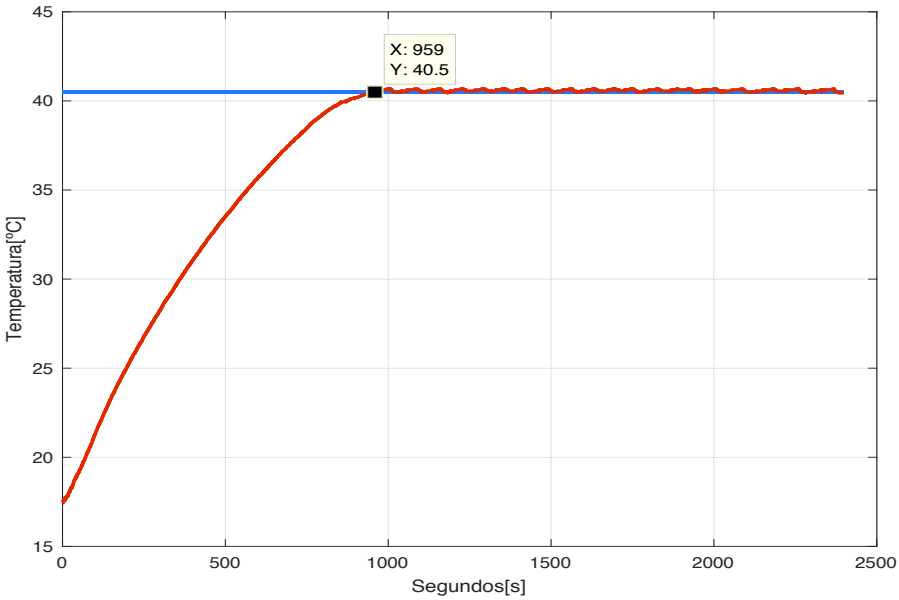


Figura 4.4. Respuesta del controlador con kp = 49, ki = 0.19 y referencia = 40.5 °C**.**

En la Tabla 4.1, se presentan los resultados del ISE y el tiempo de establecimiento obtenidos con los diferentes valores de kp y ki utilizados para este controlador, donde Ts representa el tiempo de establecimiento:

Tabla 4.1. Tabla de valores del ISE y Ts para distintos valores de kp y ki.

Kp	Ki	ISE	Ts (min)
39.84	0.1437	141329.13	24
42.84	0.16	150656.39	22
46	0.18	108250.05	17
49	0.19	117583.32	16

Al seleccionar un controlador se debe tomar en cuenta el valor con el menor ISE y uno de los menores tiempos de establecimiento cuando la referencia cambia de 18 a 40.5ºC, así se escoge el controlador con kp=46 y ki=0.18.

Con los valores de kp y ki elegidos se ha probado el controlador PI ante un cambio de referencia de 15°C a 42.5°C que es la máxima variación de temperatura que puede existir en el equipo, la respuesta del sistema ante este cambio de referencia se muestra en la Figura 4.5 y con el objetivo de verificar el desempeño del equipo se comparó el tiempo de estabilización del equipo con el de un equipo similar mencionado en el capítulo 2.

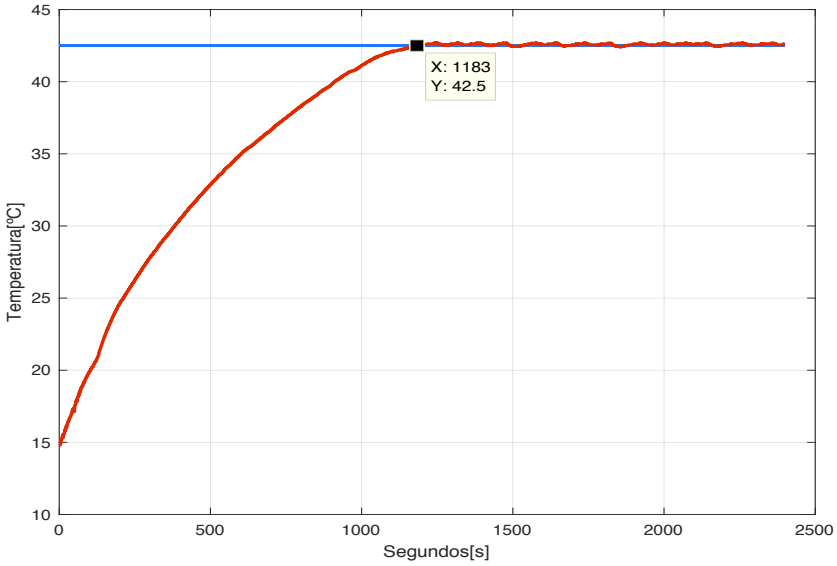


Figura 4.5. Respuesta del controlador con variación de referencia de 15 °C a 42.5°C.

El sistema de terapia localizada comercial elegido para comparar los tiempos de establecimiento fue el T/Pump TP700 Stryker [38], el cual utiliza el método de resistencia de calentamiento para calentar el agua y tiene referencias de

temperatura de 35, 38 y 42°C, en la Tabla 4.2, se muestra los tiempos de estabilización del sistema de terapia comercial y del equipo terapéutico implementado.

Tabla 4.2. Comparación de los tiempos de establecimiento del equipo terapéutico con el equipo comercial TP700 Stryker.

Referencia	Ts (min) T/Pump TP700 Stryker	Ts (min) Equipo terapéutico implementado
42ºC	20	20
38ºC	18	17
35ºC	15	14

Los tiempos de establecimiento fueron tomados a temperatura ambiente de 20°C y se los midió desde el cambio de referencia hasta llegar al valor deseado permaneciendo estable en ese valor.

4.1.2 PRUEBA DEL CONTROLADOR DE ENFRIAMIENTO.

La respuesta del equipo ante una variación de referencia de 20°C a 9.5°C se muestra en la Figura 4.6, el menor valor de temperatura es el típico para realizar la terapia y al que el equipo debe alcanzar, el mayor valor será el que se presenta al colocar agua potable al ambiente en el equipo, esta es la prueba del controlador PI de enfriamiento con los parámetros kp y ki determinados en el capítulo anterior.

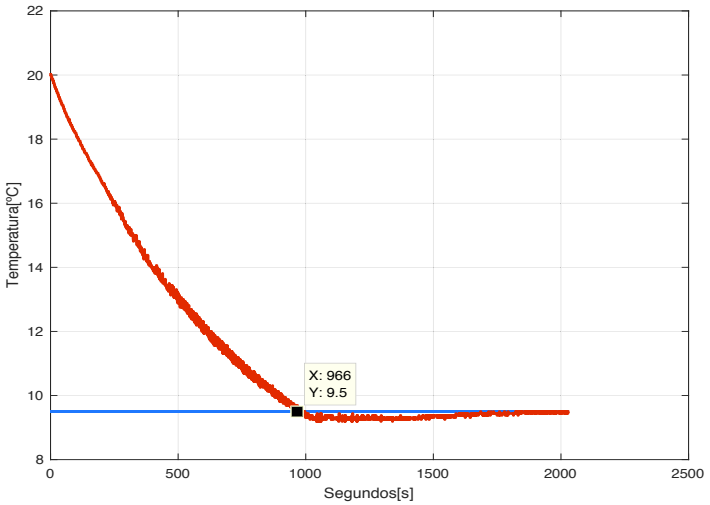


Figura 4.6. Respuesta del controlador con kp = -100.3, ki =-0.4089 y referencia = 9.5°C.

Al observar la Figura 4.6, se aprecia una respuesta rápida del controlador porque el tiempo de bajada es igual a 16 minutos, pero tenemos un subpico, para tratar de mejorarlo se variará el término ki heurísticamente, la constante kp se ha mantenido. Se ha realizado pruebas con algunos valores de ki hasta encontrar la respuesta que presente el menor subpico, como se muestra en las Figuras 4.7, 4.8 y 4.9.

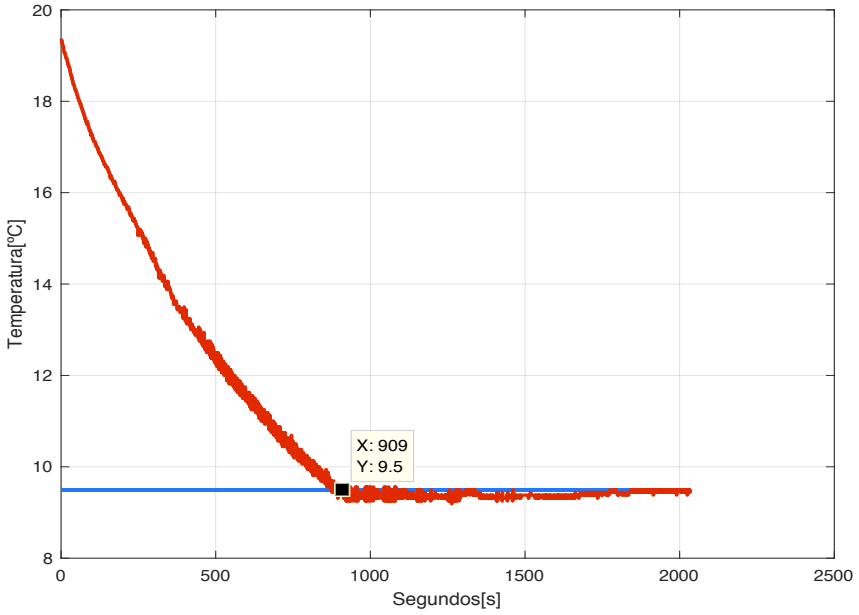


Figura 4.7. Respuesta del controlador con kp = -100.3, ki =-0.4 y referencia = 9.5°C.

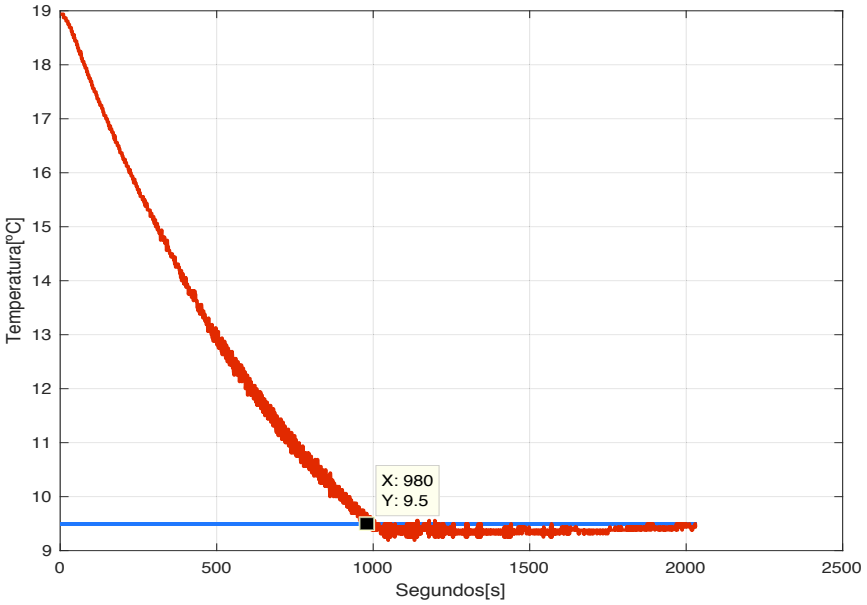


Figura 4.8. Respuesta del controlador con kp = -100.3, ki =-0.38 y referencia = 9.5°C.

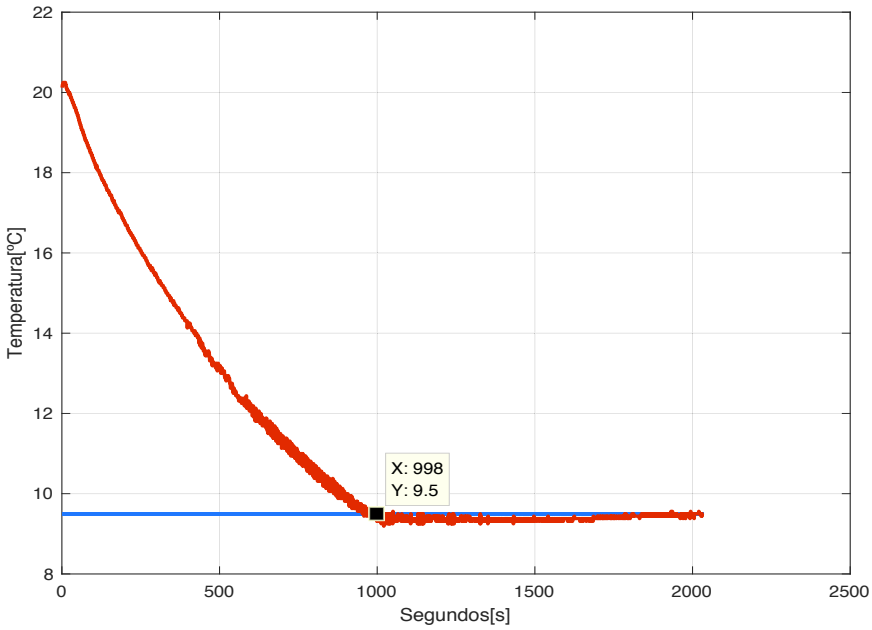


Figura 4.9. Respuesta del controlador con kp = -100.3, ki =-0.36 y referencia = 9.5°C.

En la Tabla 4.3, se presentan los resultados del ISE con los diferentes valores de kp y ki utilizados para este controlador:

Tabla 4.3. Tabla de valores del ISE y Ts para distintos valores de kp y ki.

Kp	Ki	ISE
-100.3	-0.4089	25594.25
-100.3	-0.40	19806.99
-100.3	-0.38	23090.23
-100.3	-0.36	26728.28

El controlador seleccionado tiene como constantes kp=-100.3 y ki=0.40 ya que tiene el menor ISE cuando la referencia cambia de 20 a 9.5ºC. Con los valores de kp y ki elegidos se probó el controlador PI ante un cambio de referencia de 25 °C a 7.5°C que es la máxima variación de temperatura que puede existir en el equipo, la respuesta del sistema ante este cambio de referencia se muestra en la Figura 4.10, con el objetivo de verificar el desempeño del equipo se comparó el tiempo de estabilización del equipo con el sistema comercial THERMAZONE, el cual utiliza módulos termoeléctricos y agua destilada para alcanzar la referencia

de temperatura de 10 °C [64], en la Tabla 4.4, se muestra los tiempos de estabilización de los dos equipos.

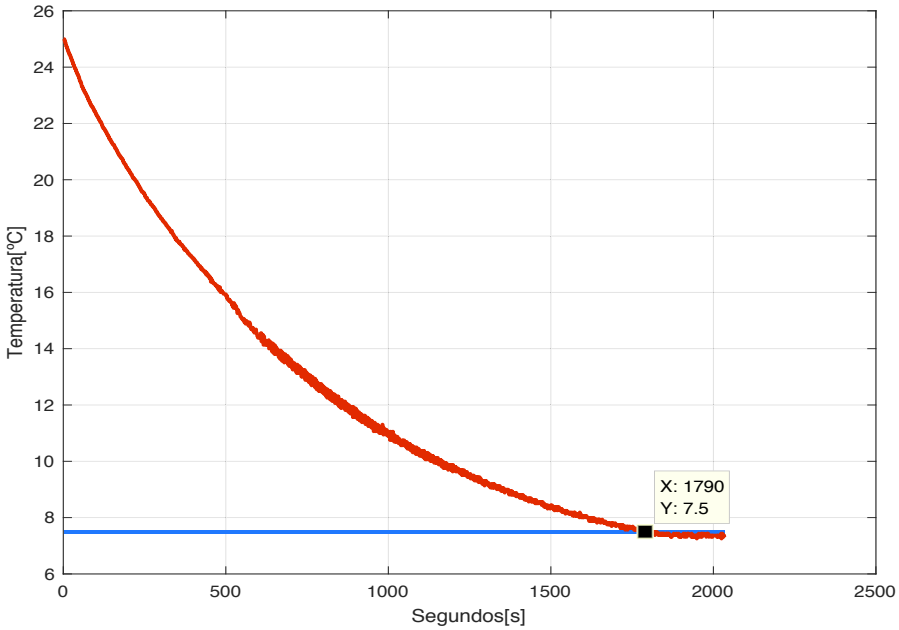


Figura 4.10. Respuesta del controlador con variación de referencia de 25 °C a 7.5°C.

Tabla 4.4. Comparación de los tiempos de establecimiento del equipo terapéutico con el equipo comercial THERMAZONE.

Referencia	Ts (min) THERMAZONE	Ts (min) Equipo terapéutico implementado
10ºC	40	25

Los tiempos de establecimiento fueron tomados a temperatura ambiente de 25°C y se los midió desde el cambio de referencia hasta llegar al valor de 10ºC permaneciendo estable en ese valor.

4.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL EQUIPO

4.2.1 PRUEBAS DE UNIFORMIDAD DE TEMPERATURA EN LA COMPRESA

La uniformidad de temperatura de un objeto se la puede evaluar tomando medidas en diferentes puntos del mismo, los valores medidos deben estar bajo las mismas condiciones, numéricamente se puede expresar este valor mediante la diferencia máxima entre dos puntos considerados de un grupo de medidas [65].

Es necesario tomar algunas mediciones ante una misma referencia para conocer la uniformidad, primero se realizó la medición con un termómetro infrarrojo láser digital Estink ES6530B (Figura 4.11) tomando cinco muestras significativas de la compresa indicadas en la Figura 4.12, luego se varió la referencia con los siguientes valores: 8, 10, 12, 15, 30, 35, 38, 40, 42ºC; para tomar la medida del multímetro se ha esperado un tiempo de 3 minutos desde que la temperatura ha llegado al valor de referencia hasta que la respuesta se estabiliza. Todas estas pruebas se las realizó a temperatura ambiente de 25ºC y se las presenta en la Tabla 4.5.

Figura 4.11. Termómetro infrarrojo láser digital Estink ES6530B.

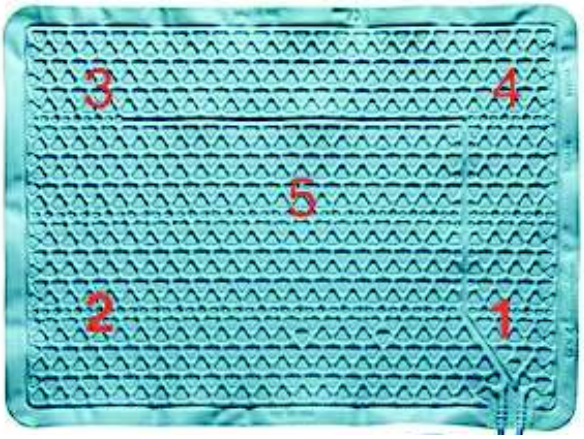


Figura 4.12. Puntos de medición en el exterior de la compresa para la prueba de uniformidad.

Tabla 4.5. Medidas tomadas del equipo terapéutico.

Referencia	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Uniformidad máxima Tmax-Tmin
8ºC	7.6ºC	8ºC	8.3ºC	8.1ºC	7.9ºC	0.7ºC
10ºC	9.5ºC	10.1ºC	10.5ºC	9.9ºC	10ºC	1ºC
12ºC	11.4ºC	11.8ºC	12.3ºC	12ºC	11.9ºC	0.9ºC
15ºC	14.5ºC	14.9ºC	15.3ºC	14.9ºC	15.1ºC	0.8ºC
30ºC	30.5ºC	30.1ºC	29.6ºC	30ºC	29.9ºC	0.9ºC
35ºC	35.6ºC	34.8ºC	34.7ºC	35.2ºC	35ºC	0.9ºC
38ºC	38.4ºC	37.9ºC	37.5ºC	38ºC	38.1ºC	0.9ºC
40ºC	40.5ºC	39.9ºC	39.7ºC	40.1ºC	39.9ºC	0.8ºC
42ºC	42.4ºC	41.8ºC	41.6ºC	42.1ºC	42ºC	0.8ºC

La uniformidad máxima más considerable entre los valores de temperatura tomados en la compresa es de 1°C, mientras que la menos considerable es de 0.7°C, se puede decir que la uniformidad máxima de la temperatura en la compresa es de 1°C.

Al calcular el valor medio de las muestras ($\bar{X}$) su puede conocer error absoluto y relativo entre la temperatura de la compresa y la referencia deseada, utilizando la Ecuación 4.2 se detalla el procedimiento con un ejemplo del cálculo para las muestras obtenidas de la Tabla 4.6 para una referencia igual a 30°C.

$$\bar{X} = \sum_{i=1}^{n} \frac{x_i}{n} \tag{4.2}$$

$$\bar{X} = \frac{30.5 + 30.1 + 29.6 + 30 + 29.9}{5} = 30.02(^{o}C) \tag{4.3}$$

Seguidamente, calculamos el error absoluto y relativo utilizando las Ecuaciones 4.4 y 4.5.

$$e_{absoluto} = |Referencia - \bar{X}| = |30 - 30.02| = 0.02(^{o}C) \tag{4.4}$$

$$e_{relativo} = \frac{|\bar{X} - Referencia|}{Referencia} \cdot 100\% = \frac{0.02}{30} \cdot 100\% = 0.067\% \qquad (4.5)$$

Tabla 4.6. Valor medio, error absoluto y relativo para cada referencia.

Referencia	$\bar{X}$	Error absoluto	Error relativo (%)
8ºC	7.98ºC	0.02ºC	0.25%
10ºC	10ºC	0ºC	0%
12ºC	11.88ºC	0.12ºC	1%
15ºC	14.94ºC	0.06ºC	0.4%
30ºC	30.02ºC	0.02ºC	0.067%
35ºC	35.06ºC	0.06ºC	0.17%
38ºC	37.98ºC	0.02ºC	0.05%
40ºC	40.02ºC	0.02ºC	0.05%
42ºC	41.98ºC	0.02ºC	0.05%
Mayor error:		0.12ºC	1%

Los mayores errores absoluto y relativo existentes entre la media ($\bar{X}$) y la referencia de temperatura son de 0.12°C y 1%, mientras que los menores son de 0°C y 0% respectivamente, se puede decir que el equipo de terapéutico proporciona una temperatura en la compresa cercana a cada referencia establecida y dependerá de la temperatura ambiente a la que la compresa está sometida.

4.2.2 PRUEBAS DE LECTURA DE LA TEMPERATURA

Para determinar si la lectura de la medición de temperatura del equipo terapéutico es aproximada a la de la compresa se realizó la comparación de esta medida con el promedio de los mismos puntos marcados en la compresa de la Figura 4.12 con el termómetro anteriormente mencionado y un Multímetro Fluke 325 con termocupla tipo K mostrado en la Figura 4.13.

Figura 4.13. Multímetro Fluke 325 con termocupla tipo K.

Al equipo se cambio la referencia de temperatura con los mismos valores de la prueba de uniformidad. En la Tabla 4.7, se presenta la referencia de temperatura, la temperatura de la compresa mostrada por el equipo, la promedio del multímetro y la promedio del termómetro infrarrojo, los errores relativo y absoluto de la temperatura marcada por el equipo con respecto al promedio del multímetro y termómetro.

Tabla 4.7. Resultados de los errores absolutos y relativos para cada referencia de temperatura.

Referencia	Temperatura Equipo (Te)	Temperatura multímetro (Tm)	Temperatura termómetro (Tt)	Error Absoluto 1 |Te-Tm|	Error Relativo 1 $\left\lvert\frac{Te-Tm}{Tm}\right\rvert$%	Error Absoluto 2 |Te-Tt|	Error Relativo 2 $\left\lvert\frac{Te-Tt}{Tt}\right\rvert$%
8ºC	8.06ºC	8ºC	7.98ºC	0.06ºC	0.72%	0.08ºC	1,00%
10ºC	9.94ºC	10ºC	10ºC	0.06ºC	0.60%	0.06ºC	0,60%
12ºC	12.06ºC	11,99ºC	11.88ºC	0.07ºC	0.58%	0.18ºC	1,52%
15ºC	15.06ºC	15,01ºC	14.94ºC	0.05ºC	0.31%	0.12ºC	0,80%
30ºC	30ºC	30,04ºC	30.02ºC	0.04ºC	0.13%	0.02ºC	0,07%
35ºC	34.94ºC	35,01ºC	35.06ºC	0.07ºC	0.21%	0.12ºC	0,34%
38ºC	38.13ºC	38,08ºC	37.98ºC	0.05ºC	0.14%	0.15ºC	0,39%
40ºC	40.06ºC	40,03ºC	40.02ºC	0.03ºC	0.08%	0.04ºC	0,10%
42ºC	42.06ºC	42,05ºC	41.98ºC	0.01ºC	0.02%	0.08ºC	0,19%
Mayor Error:				0.07ºC	0.72%	0.18ºC	1.52%
Promedio:				0.05ºC	0.31%	0.09ºC	0,56%

El máximo error absoluto existente entre los valores marcados en el equipo y el multímetro es de 0.07°C, mientras que entre el equipo y el termómetro infrarrojo digital es de 0.18°C, siendo este el mayor error absoluto entre la lectura del equipo y el termómetro, el mayor error porcentual promedio es de 0.56%, se puede decir que el equipo de terapéutico tiene una lectura muy cercana a las del multímetro y termómetro.

4.2.3 PRUEBAS DEL TIEMPO DE RESPUESTA DEL EQUIPO

Para saber si las referencias son alcanzadas en intervalos de tiempo que sean considerablemente aceptables para los operadores del equipo, se los cronometró. Las pruebas se realizaron a temperatura ambiente de 25°C y se ingresó agua potable al equipo, después se tomó el tiempo que el agua se demora en alcanzar cada referencia. La Tabla 4.6 muestra los tiempos de respuesta del equipo para las mismas referencias consideradas en las pruebas de lectura de la temperatura.

Tabla 4.8. Resultados de los tiempos de respuesta del equipo para cada referencia de temperatura.

Referencia	Temperatura inicial del agua	Tiempo de Respuesta
8ºC	16ºC	25min. 18s
10ºC	19ºC	27min. 32s
12ºC	17ºC	16min. 25s
15ºC	18ºC	6min. 32s
30ºC	18ºC	10min. 20s
35ºC	14ºC	13min. 45s
38ºC	17ºC	15min. 01s
40ºC	15ºC	18min. 53s
42ºC	19ºC	19min. 08s

Los resultados dependen de la temperatura inicial del agua ingresada y de la temperatura ambiente. El personal del hospital consideró los resultados aceptables ya que se los comparó con los tiempos de respuesta de los equipos comerciales T/Pump TP700 Stryker y THERMAZONE nombrados anteriormente, llegando a ser menores porque su tiempo de respuesta son de 20 minutos (en el calentamiento) y 40 minutos (en el enfriamiento) respectivamente.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- Satisfactoriamente se logró el objetivo de diseñar e implementar un equipo terapéutico de aplicación local de calor o frío para el área de Fisioterapia del IESS Hospital General – Ambato, al armar un sistema de control completo para los pacientes que necesitan este tipo de tratamiento para su rehabilitación física.

- Los módulos termoeléctricos permiten al equipo generar y remover energía térmica, ocupan espacios pequeños, pueden controlar temperaturas a +/- 0,1°C, no contienen refrigerantes químicos que afectan al medio ambiente y pueden generar energía eléctrica.

- El control de los módulos termoeléctricos puede hacerse por voltaje o por corriente, dentro de este proyecto se utilizó un control por corriente a través de un circuito adecuado para controlarlo por una señal PWM.

- Todo equipo de aplicación de frío o calor localizado necesita de fuentes de calor o frío, un sistema de medición de temperatura y de un patrón de referencias.

- El equipo terapéutico permite regular la temperatura y el tiempo de aplicación de la compresa, para asegurar que los pacientes reciban la terapia adecuada, especialmente a los que poseen una disminución para detectar el calor o frío.

- Puesto que la temperatura de la piel varía según la condición física y en función de la zona en la que se aplique, es necesario realizar un control en lazo cerrado de la energía térmica que recibe o se retira del paciente, el cual se ha implementado en el presente proyecto.

- La estabilidad de la temperatura que provee el equipo dependerá del control que se realice sobre los actuadores, mientras que la lectura de la medida dependerá del correcto funcionamiento del sensor de temperatura.

- La buena precisión del sensor de temperatura 1-Wire al sensar linealmente temperaturas en un intervalo de -55°C a 125°C se debe al circuito sugerido por el fabricante para gobernarlo con un microcontrolador y a la programación del mismo, si cuenta con estas condiciones esta característica podría ser afectada haciéndolo impreciso.

- El proceso de calibración que contiene el equipo se hace necesario por las pérdidas calóricas de la compresa, para realizarlo correctamente es necesario un patrón de referencia y de instrumentos de medición de la temperatura.

- El equipo tiene tiempos de respuesta cercanos a 20 minutos en llegar al máximo punto de referencia (42.5°C) desde 18°C y 30 minutos en llegar al mínimo punto de referencia (8°C) partiendo de 20°C. En ambos casos al sistema le toma 1 minuto en estabilizarse; estos tiempos son similares a los establecidos por los fabricantes de equipos comerciales citados en el presente trabajo.

- La estructura y distribución de los elementos eléctricos, electrónicos y neumáticos del equipo terapéutico permiten que sea de fácil transporte a cualquier lugar que lo requieran.

5.2 RECOMENDACIONES

- El encendido de la bomba de agua a través del relé genera ruido eléctrico afectando a los circuitos electrónicos, ya que produce variaciones de voltaje en la fuente de alimentación y fallos en la comunicación de la placa Arduino con la pantalla LCD, al utilizar el relé con fuente independiente se reducen estos inconvenientes.

- La operación del equipo por parte del personal calificado debe ser sencilla para que pueda utilizarlo de manera eficiente, los elementos de visualización deben indicar de manera clara el comportamiento del sistema y el funcionamiento de los elementos de control debe ser simple.

- El aislante térmico facilita la estabilización de la temperatura en un determinado punto de referencia, dentro del equipo se forró con este al tanque de agua como a los bloques de agua.

- Los tiempos de respuesta del equipo se pueden mejorar incrementando el número de módulos termoeléctricos y la superficie de contacto con estos, tomando en cuenta que la potencia eléctrica consumida se eleva y se debe adecuar el aislamiento térmico respectivo.

- Se recomienda durante la aplicación de la terapia sean supervisadas por el especialista a cargo, debido a que cada determinado rango de temperatura tiene una función particular y el mal uso de esta puede ocasionar lesiones graves a los pacientes.

- El correcto funcionamiento de un prototipo debe ser determinado al probarlo en las situaciones más extremas de uso, así se podrá detectar fallas en el funcionamiento del mismo.

- Las ondas PWM deben generarse a una frecuencia mayor a 20(KHz) para evitar ruidos perceptibles al oído humano y tiempos muertos en todos los ciclos de trabajo para no disminuir la vida útil de la fuente de energía y los puentes H utilizados.

- El prototipo podría ser utilizado en forma masiva, al tener más fuentes de energía térmica y empleando más tanques destinados a cada terapia para alcanzar a las referencias indicadas y logrando su estabilización en menor tiempo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] M. Anderson, G. Parr, and S. Hall, “Foundations of Athletic Training,” Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2009, pp. 161–173.

[2] J. Seco and E. García, “Fisioterapia Deportiva Técnicas Físicas,” 1ra ed., Madrid: GYMNOS, 2003, p. 49.

[3] A. Capote, Y. López, and T. Bravo, “Agentes Físicos,” 2da ed., La Habana: Ciencias Médicas, 2009, p. 3.

[4] S. Porter, “Tidy’s Physiotherapy,” in *Butterworth Heinemann*, 13th ed., Londres: Elsevier, 2003, p. 4.

[5] J. Martín, “Agentes Físicos Terapeúticos,” La Habana: Ciencias Médicas, 2008, p. 3,156,163,179,181.

[6] M. Cameron, “Agentes físicos en rehabilitación: De la investigación a la práctica,” 4th ed., Barcelona: Elsevier, 2013, pp. 2–172.

[7] M. Albornoz and J. Meroño, “Procedimientos generales de Fisioterapia,” Barcelona: Elsevier, 2012, p. 60,84.

[8] W. Prentice, W. Quillen, and F. Underwood, “Therapeutic Modalities in Rehabilitation,” 4th ed., New York: Mc Graw Hill, 2011, p. 1158.

[9] J. Astigarra Urquiza, “Hornos Industriales de Resistencias,” Madrid: Mc Graw Hill, 2001, pp. 60–170.

[10] CSM TUBE spa, “Heating Elements,” 2017. [Online]. Available: http://www.csmtube.com/applications/heating-elements.html.

[11] R. E. Haimbaugh, “Theory of Heating by Induction,” in *Practical Induction Heat Treating*, Materials Park: ASM International, 2001, pp. 5–18.

[12] Alibaba Group, “Barras de carburo de silicio,” 2017. [Online]. Available: https://spanish.alibaba.com/product-detail/1400-degree-silicon-carbide-rods-heater-sic-heating-elements-for-muffle-oven-480459188.html.

[13] Natural Resources Canada’s Office of Energy Efficienty, “Heating With Electricity,” Ottawa: Natural Resources Canada’s Office of Energy Efficienty, 2003, pp. 1–47.

[14] Natural Resource Canada’s Office of Energy Efficiency, “Heating and cooling with a heat pump,” in *EnerGuide*, Ottawa: Natural Resource Canada’s Office of Energy Efficiency, 2004, pp. 1–33.

[15] D. M. Rowe, Ed., “Thermoelectrics And Its Energy Harvesting: Materials, Preparation, And Characterization In Thermoelectrics,” in *Materials, Preparation, and Characterization in Thermoelectrics*, Boca Raton: CRC Press, 2016, p. 3: 1-10.

[16] J. Fang, “Solid-State Refrigerator and Thermoelectric Generator.” [Online]. Available: http://nano.binghamton.edu/thermoelectrics.htm.

[17] Melcor Corporation, “Thermoelectric Handbook,” in *Assembly*, Laird Technologies, 1995, pp. 1–13.

[18] J. A. Savage, “3D Concept Idea of the Portable baby bottle warmer,” *Savage Electronics*, 2017. [Online]. Available: http://savageelectronics.blogspot.com/2017/04/.

[19] Tellurex Corporation, “The Most Frequently Asked Questions About Thermoelectric Cooling,” Traverse City, 2006.

[20] Cairo University, “17. Thermoelectric Cooling 17.1,” Cairo, 2000.

[21] D. M. Rowe, Ed., “Thermoelectrics Handbook,” Boca Raton: CRC Press, 2006, p. 1:6-13.

[22] I. TE Technology, “FAQ’s & Technical Information,” 2016. [Online]. Available: https://tetech.com/faqs/.

[23] Ferrotec (USA) Corporation, “Thermoelectric Technical Reference,” 2017. [Online]. Available: https://thermal.ferrotec.com/technology/thermoelectric-reference-guide/thermalref04/.

[24] Laird Technologies, “Laird Engineered Thermal Systems White Paper Electronic Enclosure Cooling : Thermoelectric vs . Compressor Based Air Conditioners,” pp. 1–17, 2016.

[25] Binder, “La moderna tecnología de refrigeración Peltier,” pp. 1–15, 2017.

[26] Omega Engineering, “Sonda RTD Pt100 de superficie,” 2017. [Online]. Available: https://es.omega.com/pptst/SA1-RTD.html.

[27] Access:Minco, “RTD, Thermocouple, or Thermistor?,” vol. 1, no. 1, pp. 1–10, 2016.

[28] UCHI, “Termistor de la medida NTC,” 2017. [Online]. Available: http://spanish.uchidg.com/sale-1995817-measurement-ntc-thermistor-negative-temperature-coefficient-thermistor.html.

[29] Mercado Libre Uruguay, “Termocupla, Pt100,” 2017. [Online]. Available:

https://articulo.mercadolibre.com.uy/MLU-443526221-termocupla-pt100-sensor-de-temperatura-fabricacion-_JM.

[30] Maxim Integrated™, “TUTORIAL 1796 Overview of 1-Wire Technology and Its Use,” 2017. [Online]. Available: https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/1796.

[31] Arduino, “Dallas Semiconductor’s 1-Wire Protocol,” 2017. [Online]. Available: http://playground.arduino.cc/Learning/OneWire.

[32] Maxim Integrated™, “Interfacing the DS18X20/DS1822 1-Wire® Temperature Sensor in a Microcontroller Environment,” *APPLICATION NOTE 162*, 2002. [Online]. Available: https://www.maximintegrated.com/en/app-notes/index.mvp/id/162.

[33] L. Wong, “1-Wire ® (Protocol).” pp. 1–6, 2017.

[34] Sheepwalk Electronics, “DS2482-800 8 Channel I2C to 1-Wire Master IC,” 2017. [Online]. Available: http://www.sheepwalkelectronics.co.uk/product_info.php?products_id=41.

[35] N. Sotomayor, “Control con Microprocesadores,” Quito, 2009.

[36] National Instruments, “PID Theory Explained,” 2011. [Online]. Available: http://www.ni.com/white-paper/3782/en/.

[37] Ogata Katsuhiko, “Ingenieria de Control Moderna,” Madrid: Pearson, 2010, pp. 567–595.

[38] Stryker Inc., *T/pump ® TP600 & 700 Series Localized Temperature Therapy System Service Manual*. Portage, 2014, pp. 1–36.

[39] FL Miami Store, “Water Cooling Heatsink Block Waterblock Liquid Cooler for CPU GPU,” 2017. [Online]. Available: https://www.flmiamistore.com/shop/water-cooling-heatsink-block-waterblock-liquid-cooler-for-cpu-gpu/.

[40] Corsair, “Graphite Series™ 380T Portable Mini ITX Case,” 2017. [Online]. Available: http://www.corsair.com/en-gb/graphite-series-380t-portable-mini-itx-case.

[41] TE Technology Inc., “Cooling Assembly and Heat Load Calculator,” 2016. [Online]. Available: https://tetech.com/cooling-assembly-and-heat-load-calculator/.

[42] ITEM Media, “An introduction to thermoelectric coolers,” 1996. .

[43] DOE, “DOE FUNDAMENTALS HANDBOOK THERMODYNAMICS, HEAT TRANSFER, AND FLUID FLOW Volume 2 of 3,” in *Doe*, vol. 2 of 3, no. June, Wasington D.C., 1992, p. 45.

[44] Advance Thermal Solutions Inc., “Calculating the Loads for Liquid Cooling Systems,” no. 1, Norwood, pp. 20–22, 2009.

[45] Advance Thermal Solutions Inc., “The thermal resistance of microchannel cold plates,” vol. 6, no. 8, Norwood, pp. 6–9, 2012.

[46] L. Cooler Master Co., “Hyper 212 EVO (RR-212E-20PK-R2),” 2017. [Online]. Available: http://us.coolermaster.com/product/Detail/cooling/cpu-air-cooler/hyper-212-evo.html.

[47] Arduino, “ARDUINO DUE,” 2017. [Online]. Available: https://www.arduino.cc/en/Guide/ArduinoDue.

[48] Pololu Corporation, “Pololu G2 High-Power Motor Driver 24v13,” 2017. [Online]. Available: https://www.pololu.com/product/2992.

[49] HobbyTronics Ltd, “Waterproof One Wire Digital Temperature Sensor - DS18B20,” 2017. [Online]. Available: http://www.hobbytronics.co.uk/ds18b20-waterproof-temperature-sensor.

[50] D. Smith, “An introduction to MSP430 TM -microcontroller-based t-emperature-sensing solutions,” Dallas, 2013.

[51] Dallas Semiconductor, “DS18B20 Temperature Sensor,” 2002.

[52] Art of Circuits, “Liquid Water Level Float Switch Right Angle – Model CS-C0058,” 2017. [Online]. Available: http://artofcircuits.com/product/liquid-water-level-float-switch-right-angle-model-cs-c0058.

[53] Hackaday, “Arduino Pro Micro (Fritzing+Code),” 2017. [Online]. Available: https://hackaday.io/project/8448-real-scania-truck-home-simulator/log/28227-arduino-pro-micro-fritzingcode.

[54] Parallax, “4x4 Matrix Membrane Keypad (# 27899),” *4x4 Matrix Membr. Keypad*, no. 916, pp. 1–5, 2011.

[55] EngineersGarage, “LCD,” 2017. [Online]. Available: https://www.engineersgarage.com/electronic-components/16x2-lcd-module-datasheet.

[56] C. Swingley, “Displaying Arduino data,” 2011. [Online]. Available: https://swingleydev.com/blog/p/1900/.

[57] Nutricherry LTD, “Arduino Game library for 20x4 display,” 2016. [Online]. Available: http://www.thecoderscorner.com/electronics/microcontrollers/fun-and-games/89-arduino-game-library-for-20x4-display/.

[58] J. Griffith, A. Hamilton, G. Long, A. Mujezinovic, D. Warren, and K. Vij, “Human Skin Temperature Response to Absorbed Thermal Power,” *Med. Imaging*, no. February, pp. 129–134, 1997.

[59] I. Marlow, “WHAT IS THE BEST WAY TO POWER AND CONTROL A TEC?,” 2017. [Online]. Available: http://www.marlow.com/resources/general-faq/12-what-is-the-best-way-to-power-and-control-a-tec.html.

[60] Intel, “4-Wire Pulse Width Modulation (PWM) Controlled Fans,” 2004.

[61] A. R. J. Al-zubaidi and O. I. Al-agha, “IMPLEMENTATION OF A DIGITAL PID CONTROLLER USING THE 8751 MICROCONTROLLER CHIP,” vol. 55, no. 53, pp. 11–19, 2009.

[62] B. Beauregard, “Arduino PID Library,” 2017. [Online]. Available: https://playground.arduino.cc/Code/PIDLibrary.

[63] J. A. Sánchez, “Instrumentación y control avanzado de procesos,” Madrid: Díaz de Santos, 2006, pp. 234–235.

[64] Innovative Medical Equipment, *THERMAZONE Continuous Thermal Therapy Manual*. Cleveland, 2012.

[65] J. A. Hervás, “PROCEDIMIENTO DE CALIBRACION PARA BAÑOS Y BLOQUES TERMOSTÁTICOS,” 2017. [Online]. Available: http://www.matematicasypoesia.com.es/metodos/mecweb15.htm.

ANEXO A

MANUAL DE USUARIO

⚠ A.1 ADVERTENCIA

- Siempre llene el reservorio con agua antes de operar. No enchufe el producto hasta llenar el reservorio de agua.
- Siempre enchufe el producto en un tomacorriente de calidad hospitalaria.
- No conecte el cable de alimentación a ninguna parte móvil del marco de la cama ni a ningún lugar que pueda apretarse o causar daños en el cable de alimentación. El enrutamiento incorrecto puede causar daños en el cable de alimentación y posibles descargas eléctricas.
- Ajuste siempre la temperatura según las indicaciones de un especialista.
- Peligro de explosión. No utilizar en presencia de anestésicos inflamables.
- Compruebe siempre la integridad de la piel de la superficie del cuerpo que se aplica la terapia. Evaluar cada 10 minutos la respuesta del paciente a la aplicación de la temperatura.
- No coloque fuentes de calor o de frío adicionales entre el paciente y la almohadilla. Pueden producirse daños en la piel.
- Siempre permita un monitoreo adicional de los siguientes grupos o condiciones. Pacientes pediátricos. Pacientes con alteraciones de la circulación (Isquemia). Vigilar de cerca las áreas del cuerpo que están debajo de los dispositivos de transferencia térmica (Isquemia).
- Riesgo de descarga eléctrica. Siempre desenchufe el producto antes de la limpieza o desinfección.
- El equipo debe ser reparado exclusivamente por el personal de servicios técnicos médicos calificado. La reparación puede resultar en lesiones graves e incluso puede existir fatales daños al equipo o funcionamiento defectuoso.
- No modifique el producto ni ninguno de sus componentes. Si se modifica, puede producirse un funcionamiento impredecible que, a su vez, puede causar lesiones al paciente o el operador.

⚠ A.2 PRECAUCIÓN

- El uso inadecuado del producto puede causar lesiones al paciente u operador. Utilice el producto únicamente como se describe en este manual.
- No cubra el producto con mantas, almohadas u otros materiales aislantes. El flujo de aire es necesario para mantener el rendimiento del sistema.
- Vigilar de cerca las áreas del cuerpo que están debajo de los dispositivos de transferencia térmica. También compruebe las áreas del cuerpo para el uso de soluciones tópicas, u otras fuentes de calor. Estas pueden interferir con el tratamiento prescrito.
- Siempre ajuste la temperatura del fluido, vigile la temperatura del paciente y la condición de la piel del paciente según las indicaciones del especialista.
- No utilice soluciones desinfectantes cuaternarias en la superficie externa de este producto.
- No rocíe soluciones de limpieza o desinfectante sobre la bomba. Las soluciones desinfectantes frecuentes o prolongadas pueden causar daños al producto.
- No utilice el producto junto o apilado con otro equipo. Si es necesario, observe el producto para verificar el funcionamiento normal en la configuración en la que se utilizó.

A.3 INTRODUCCIÓN

El equipo terapéutico de temperatura localizada proporciona la terapia al calentar o enfriar el agua contenida y circulándola a través de la compresa provista. El agua fluye por acción de una bomba acoplada a un propulsor a través de las mangueras. Las mangueras se enlazan con conectores de fácil uso a la compresa de transferencia térmica que puede aplicarse sobre, debajo o alrededor del paciente.

El equipo suministra o remueve la energía térmica hacia o desde los sitios anatómicos locales. Esto ocurre en el punto de contacto de la piel del paciente y el dispositivo de transferencia térmica para elevar o disminuir la temperatura de los sitios anatómicos locales.

La terapia de calor es efectiva en la dilatación de los vasos sanguíneos, aumentando así el flujo sanguíneo al área calentada, tiene una variedad de usos, el más común es el tratamiento de dolores y dolores en las articulaciones y los músculos.

La terapia de enfriamiento ayuda a la vasoconstricción, disminuyendo el flujo sanguíneo y disminuyendo el metabolismo en el área afectada, se aplica en la fase aguda de la lesión minimizando la pérdida de sangre, en la inflación del tejido, y puede ser eficaz en el manejo del dolor.

Figura A.1. a) Equipo terapéutico de calor y frío localizado. b) Compresa provista con el equipo.

A.4 INDICACIONES DE USO

El equipo terapéutico de temperatura localizada se utiliza para suministrar termoterapia a temperaturas controladas a través de la compresa, en situaciones donde un especialista determine que este tipo de terapia es necesaria. Destinado a la piel de pacientes adultos y pediátricos, atendidos por profesionales de la salud y personas civiles. Para uso en entornos de atención médica y uso doméstico.

La termoterapia localizada es de particular beneficio en el tratamiento de las siguientes aplicaciones:

- Condiciones ortopédicas tales como lesiones agudas, dolor crónico, espasmos musculares y distensiones.
- Traumatismo en la piel como abscesos, furúnculos, moretones, quemaduras y contusiones.
- Otras afecciones médicas tales como artritis crónica, neuritis, flebitis, tendinitis e infiltración IV, y síntomas tales como infecciones y dolor localizado.

La terapia también puede ser usada para la conservación del calor para el mantenimiento de la temperatura corporal normal.

Para uso con tejido traumatizado no agudo, superficie corporal insensible y terapia con oxígeno. Si está usando una carpa de oxígeno, no use el equipo dentro de la misma.

A.5 CONTRAINDICACIONES

Las contraindicaciones para este producto son para pacientes con las condiciones especificadas a continuación.

Las contraindicaciones de **Calentamiento** incluyen:

- Aplicación a una superficie corporal con flujo sanguíneo comprometido (Isquemia, área bajo presión, insuficiencia arterial).
- Aplicación a un paciente con una mayor tendencia a sangrar (agrava el potencial de hemorragia).

- Aplicación a una superficie corporal con posible malignidad (el metabolismo tisular se incrementa, por lo tanto, el crecimiento potencial de los tejidos malignos).
- Tratamiento del hematoma en las primeras 24 a 48 horas (potencial para volver a sangrar y hemorragia). Esguince reciente o fractura (respuesta inflamatoria aguda).
- En combinación con soluciones tópicas cuya toxicidad puede verse afectada por la aplicación de calor.
- En combinación con otras fuentes de calor.

Las contraindicaciones de **Enfriamiento** incluyen:

- Aplicación a una superficie corporal con flujo sanguíneo comprometido (Isquemia, área bajo presión, insuficiencia arterial).
- Aplicación a la superficie corporal con deterioro vascular conocido, como congelación, arteriosclerosis o isquemia.
- Aplicación a la superficie corporal en pacientes con hipersensibilidad al frío, como personas con el fenómeno de Raynaud, urticaria en frío, crioglobulinemia y hemoglobinuria paroxística por frío.
- Aplicación a la superficie corporal en pacientes con alteraciones en la sensibilidad.
- En combinación con soluciones tópicas cuya toxicidad puede verse afectada por la aplicación del frío.

A.6 DESCRIPCIÓN GRÁFICA DEL EQUIPO

Figura A.2. a) Vista frontal y lateral izquierda del equipo terapéutico. b) Vista lateral derecha del equipo terapéutico. c) Vista posterior del equipo terapéutico.

Tabla A.5.1. Descripción de los componentes del equipo terapéutico.

A	Manija
B	Panel de control: Teclado + Pantalla + Switch
C	Panel de visualización
D	Malla hexagonal metálica y filtro de polvo para el flujo de aire
E	Mangueras de transporte del agua
F	Tapón de Ingreso del fluido
G	Fuente de alimentación

A.7 DESCRIPCIÓN DEL PANEL DE CONTROL

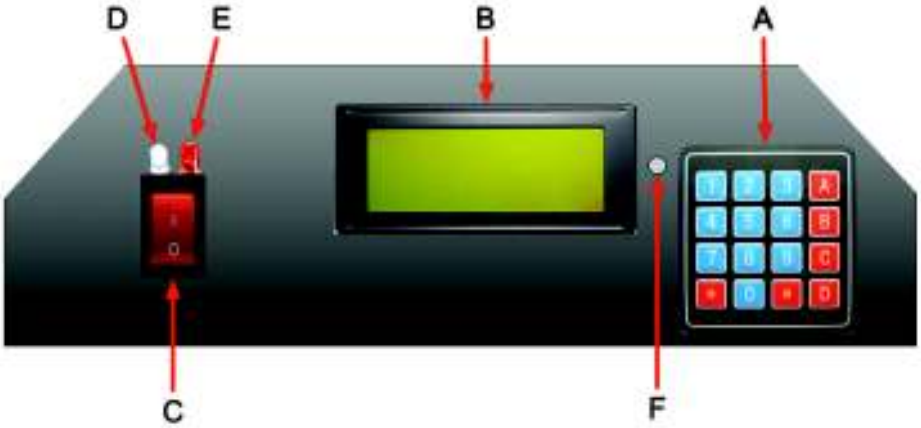


Figura A.3. Distribución de los elementos del panel del Control.

Tabla A.5.2. Descripción de los elementos del panel de control.

A	Teclado Matricial 4x4
B	Pantalla LCD
C	Switch ON/OFF
D	Luz indicadora ON
E	Luz indicadora de Emergencia
F	Bocina

A.7.1 TECLADO MATRICIAL 4X4

El teclado permite escoger una referencia de temperatura o ingresarla en caso de necesitarlo, si se ha ingresado una referencia que no está dentro del rango se lo puede borrar presionando la tecla ‘’B’’, para validar el valor de la referencia en el sistema es necesario presionar la tecla ‘’ # ‘’. La tecla ‘’ □’’ cancela cualquier tipo de operación que esté realizado el equipo y lleva a los diferentes menús si es necesario cambiar algún parámetro.

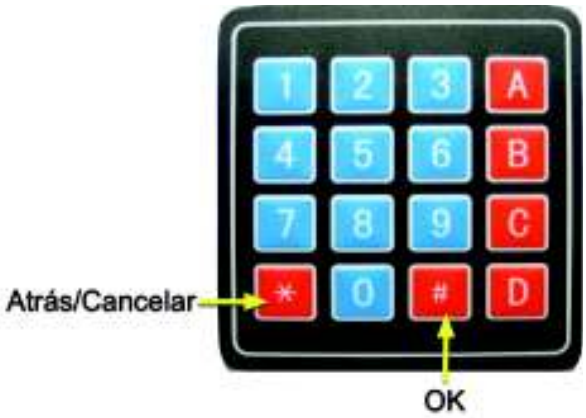


Figura A.4. Funciones de los botones del teclado.

A.7.2 PANTALLA LCD

El display mostrará la referencia, la temperatura a la que se encuentra el agua dentro del reservorio y el tiempo transcurrido de la terapia en la Figura A.2 se aprecia los datos que mostrará el LCD en el menú inicial.

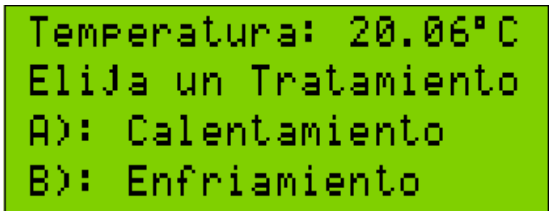


Figura A.5. Menú inicial de pantalla LCD.

A.7.3 SWITCH ON/OFF

El switch o interruptor es un componente eléctrico que puede arrancar o roper un circuito eléctrico, Así el equipo se enciende o se apaga

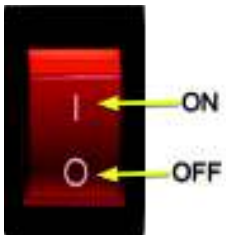


Figura A.6 Switch On/OFF.

A.8 DESCRIPCIÓN DEL PANEL DE VISUALIZACIÓN

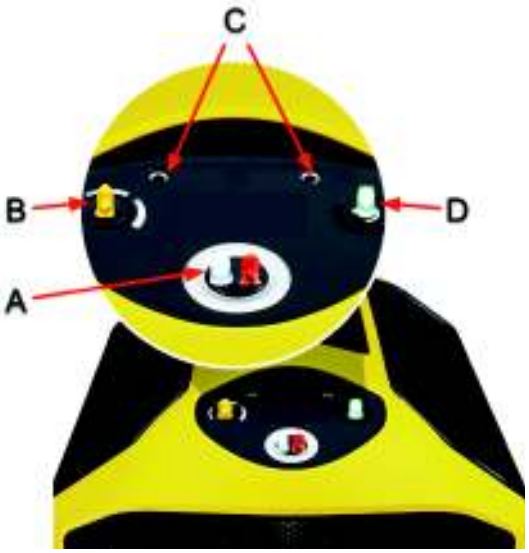


Figura A.7. Distribución de los elementos del panel del visualización.

Tabla A.3. Descripción de los elementos del panel de visualización.

A	Luces indicadoras ON/Emergencia
B	Luz indicadora de establecimiento de temperatura
C	Bocinas
D	Luz indicadora temperatura establecida/finalización de tiempo

A.9 OPERACIÓN DEL EQUIPO TERAPÉUTICO

A.9.1 CONECTORES DEL EQUIPO

El equipo tiene conectores de estilo Clik.

Para acoplar los conectores Clik de la manguera a la compresa:

1. Inserte los terminales machos en los accesorios hembras con un movimiento de torsión (Figura A-8).

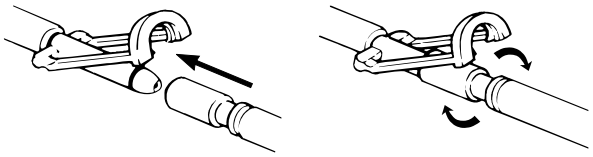


Figura A.8. Proceso de inserción de terminales Click.

2. Después de insertar los accesorios, encaje el anillo de bloqueo en su lugar (Figura A-9).

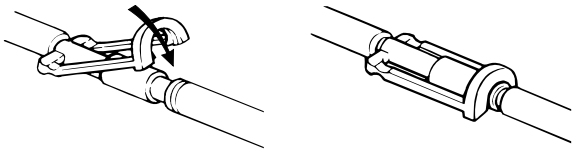


Figura A.9. Proceso de bloqueo para terminales Click.

3. Para desconectar, invierta el procedimiento.

Para abrir o cerrar las abrazaderas de sujeción de la manguera:

4. Abra la abrazadera presionando el extremo dentado (Figura A-10a).

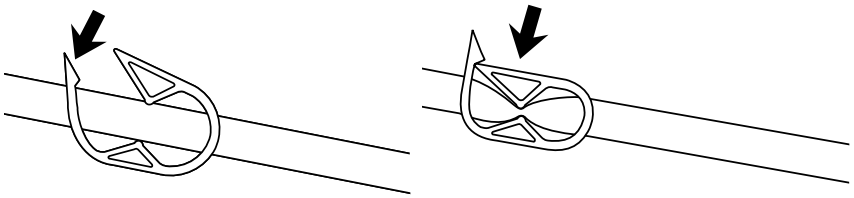


Figura A.10 a) Abrazadera abierta. b) Abrazadera cerrada.

5. Cierre la abrazadera presionándola (Figura A-10b).

A.9.2 ARRANQUE DEL EQUIPO

1. Antes de llenar el reservorio del equipo, acople la compresa al conector de la manguera (consulte Conectores del equipo en la página 107). Asegúrese de que no haya torceduras en la manguera o la compresa.
2. Abra las abrazaderas de la manguera.
3. Abra el tapón de llenado en la parte superior del equipo (consulte Descripción gráfica del equipo en la página 103).
4. Para enfriar o calentar, llene con agua a temperatura ambiente el reservorio con capacidad de 800(ml).
5. Enchufe el equipo en un tomacorriente de pared de calidad hospitalaria debidamente conectado a tierra.
6. Presione el switch en ON. La luz indicadora ON se encenderá junto a la pantalla LCD.

Figura A.11. Panel de Control al encender el equipo.

7. Utilice el teclado para ajustar la temperatura según las indicaciones del especialista.
8. Asegúrese que el equipo se encuentre a la misma altura o una altura superior a la que se encuentra el paciente. Aplique la compresa al paciente según las indicaciones del especialista.

Figura A.12. Disposición del equipo para su correcto funcionamiento.

Notas:

- Cuando se utiliza el equipo para calentar y luego para enfriar o viceversa el equipo recomendará cambiar el agua para llegar a las respectivas referencias en menor tiempo
- Si el nivel de agua cae por debajo del nivel de operación el equipo avisará a través de la pantalla LCD y un sonido de aviso para agregar más agua.
- No coloque el equipo debajo la altura del paciente, el agua no se descargará en la compresa. Si la bomba se ha llenado excesivamente, el exceso de agua puede derramarse dentro del equipo.

A.9.3 INICIO DE LOS CICLOS DE TERAPIA

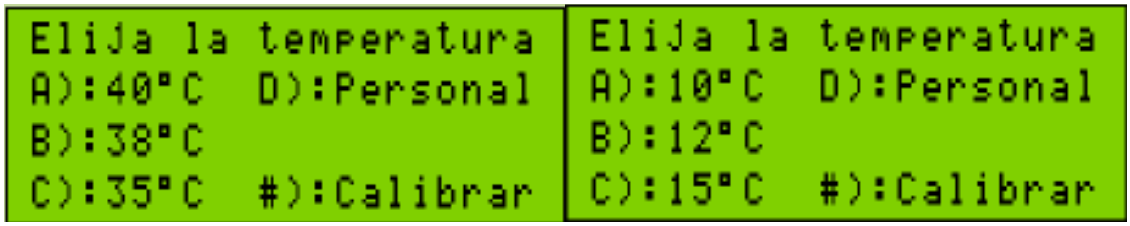


Figura A.13. Menús de temperatura en pantalla LCD.

1. Ajuste el punto referencia de temperatura a través del teclado. La temperatura personalizada de calentamiento se puede ingresar valores de 30 a 42(ºC) y la de enfriamiento valores de 8 a15(ºC).

Figura A.14. Ingreso de temperatura personalizada en Pantalla LCD

2. Seleccione el período de terapia durante un tiempo de 15, 20, 25 minutos o personalizada de 10 a 30 minutos.

Figura A.15. Ingreso de tiempo en pantalla LCD.

3. Seleccionado el periodo, la unidad comenzará a calentarse o enfriarse dependiendo de la terapia elegida. La luz de establecimiento de temperatura comenzará a parpadear y la pantalla LCD mostrará lo siguiente:

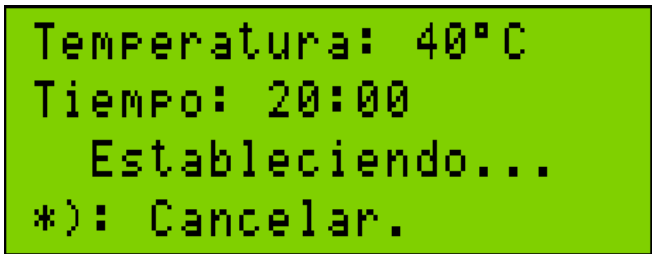


Figura A.16. Datos mostrados en Pantalla LCD mientras esté en la terapia.

4. Si la temperatura de la compresa está cerca del punto de referencia la luz de establecimiento (amarilla) se apagará, la luz de temperatura estable (verde) comenzará a parpadear y los minutos empezarán a disminuir.
5. Una vez finalizado el tiempo la luz finalización del tiempo (verde) se mantiene encendida, la máquina hará un breve pitido y la pantalla LCD mostrará el siguiente mensaje:

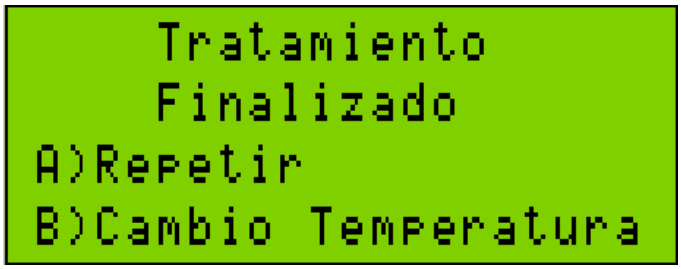


Figura A.17. Mensaje mostrado en pantalla LCD al terminar la terapia.

Notas:

- Si ha presionado en temperatura personal e ingresó mal un dígito puede usar la opción (B) del teclado para borrar dicho dígito
- Si ha presionado en temperatura personal e ingresó un valor fuera del rango permitido, la pantalla mostrará el siguiente mensaje por breves instantes y podrá ingresar nuevamente la referencia.
- Si ha presionado Cancelar (□) la terapia se detendrá y las luces de establecimiento (amarilla) y temperatura establecida (verde) se apagarán y la Pantalla LCD regresa al menú de inicio.
- Cuando se completa el período de tiempo, la acción de enfriamiento o calentamiento se apaga.
- Una vez finalizado el período de apagado, se puede reiniciar la terapia programada anteriormente. La luz de temperatura establecida parpadea y con un breve pitido acústico permite al operador saber que el siguiente ciclo de terapia ha comenzado.

A.9.4 CALIBRACIÓN DEL EQUIPO

1. Al entrar a la opción de calibración dentro del menú de temperatura, el punto referencia de temperatura será de 40ºC para el calentamiento y 10ºC para el enfriamiento. Se encenderá la luz de establecimiento (amarilla) y la pantalla LCD mostrará la temperatura del agua hasta llegar a la referencia.

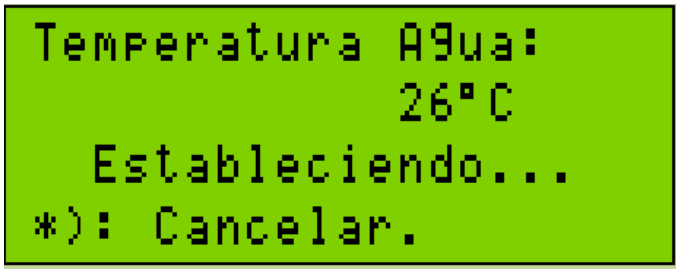


Figura A.18. Datos mostrados en modo calibración en Pantalla LCD.

2. Al llegar a la referencia la luz de temperatura establecida (verde) se encenderá y se podrá introducir la temperatura real de la compresa (usar un termómetro calibrado).

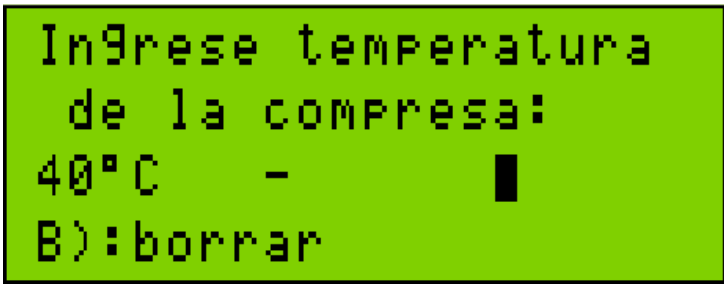


Figura A.19. Ingreso de la temperatura de la compresa en modo calibración en Pantalla LCD.

3. Al finalizar la pantalla LCD mostrará lo siguiente por breves segundos y regresará al menú de inicio:

Figura A.20. Mensaje mostrado en pantalla LCD al terminar la calibración.

Notas:

Si se ha presionado Cancelar (□) el proceso de calibración se detendrá y las luces de establecimiento (amarilla) y temperatura establecida (verde) se apagarán y la Pantalla LCD regresa al menú de inicio.

A.9.5 DETENER EL EQUIPO

1. Pulse el switch en OFF. Todas las luces indicadoras y las pantallas LCD se apagan.
2. Desenchufe el producto.
3. Cierre todas las abrazaderas de la manguera.
4. Desconecte los conectores Clik de la bomba.
5. Enrolle la manguera y conecte los conectores Clik juntos en la manguera.
6. Envuelva el cable de alimentación del producto.

Nota: Para evitar derrames de agua, siempre eleve las conexiones por encima del nivel de la compresa y del equipo antes de desconectar la almohadilla de la bomba.

A.9.6 DRENAJE DEL EQUIPO

1. Desconecte el equipo de la corriente alterna.
2. Desconecte la compresa o mangueras entre sí, mantenga las mangueras en o por debajo del nivel del equipo.
3. Abra las abrazaderas de la manguera.
4. Retire el fluido saliente de las mangueras y de la compresa sobre un fregadero o en un recipiente para drenar.
5. Conecte los extremos de las mangueras del conector juntas, cuando corresponda.

A.9.7 ALMACENAMIENTO

El almacenamiento a **corto plazo** es de **menos de un día**. Para almacenar el equipo a corto plazo:

1. Cierre las abrazaderas de la manguera.
2. Desconecte la compresa.
3. Conecte los extremos de las mangueras del conector juntas, cuando corresponda.
4. Abra las abrazaderas de la manguera.
5. Deje agua en el depósito.
6. Envuelva el cable de alimentación alrededor del producto.

Nota: Cambie el agua mensualmente o más a menudo dependiendo del uso.

El almacenamiento a **largo plazo** se define como **más de un día**. Para almacenar el equipo a largo plazo:

1. Drene la bomba (vea Drenaje al inicio de la página 111).
2. Enrolle las mangueras y envuelva el cable de alimentación alrededor del producto.

A.9.8 LIMPIEZA

Para la limpieza externa del equipo:

1. Desenchufe el equipo.
2. Limpie el exterior del producto con lo siguiente:
   - Utilice un paño suave y limpio humedecido con una solución suave de jabón y agua para eliminar el material extraño
   - Utilice un paño limpio y suave humedecido con un desinfectante fenólico o una solución de lejía al 10%.
3. Siga el tiempo de contacto especificado de acuerdo con las instrucciones de uso del fabricante.
4. Con un paño limpio y suave, limpie el exterior del producto con agua.
5. Secar la superficie externa con un paño limpio y seco.

Limpieza del circuito de agua y mangueras:

Herramientas necesarias:

- Desinfectante
- Equipo de protección personal, basado en las instrucciones del fabricante del agente de limpieza
- Paño suave y sin pelusa (2 o más)

Pasos:

1. Prepare una solución germicida de acuerdo con las instrucciones del fabricante para el Desinfectante
2. Drene la bomba.
3. Conecte el conjunto de la manguera, cuando corresponda, o coloque una compresa con el conector en la manguera.
4. Llene el depósito.
5. Presione el switch On para iniciar el equipo
6. Seleccione cualquier temperatura con el teclado.

7. La bomba se encenderá.
8. Circule la solución durante una hora.
9. Drene la solución.
10. Enjuague y drene el depósito con agua.
11. Seque el recipiente en el interior con el paño.

Limpieza externa de la compresa:

1. Limpie a mano ambos lados de la compresa sobre una superficie plana con agua tibia, un detergente comercial suave, y una esponja o un trapo.
2. Enjuague a fondo con agua limpia durante 30 segundos.
3. Seque con aire o limpie con un trapo limpio.
4. Aplique desinfectante, tal como una solución de lejía con cloro al 10% (lejía clorada con hipoclorito de sodio al 5,25%), sobre ambos lados de la compresa
5. Deje secar, El tiempo de contacto con la solución es lo que hace eficaz la desinfección.
6. Enrolle suavemente la compresa y guárdela para un próximo uso.

Notas:

- La compresa puede limpiarse y reutilizarse mientras no esté agrietada o tenga pérdidas.
- El exceso de solución desinfectante que se acumula en los botones puede eliminarse con un trapo limpio y seco.
- Para no hacer uso frecuente del desinfectante puede utilizarse una capa fina de material absorbente entre la compresa y la piel del paciente.

A.10 ESPECIFICACIONES

Dimensiones (aproximadas)	393 mm x 292 mm x 356 mm
Capacidad del reservorio	800 ml. (máx.)
Caudal	26.5 lph.
Temperatura operativa ambiente	14 a 32ºC
Condiciones ambientales para transporte y almacenamiento	-28 a 48ºC con humedad relativa controlada
Referencias de temperatura de termoterapia.	40ºC,38ºC,35ºC preestablecidas. De 30ºC a 42ºC modo personalizado.
Referencias de temperatura de crioterapia:	10ºC,12ºC,15ºC preestablecidas. De 8ºC a 15ºC modo personalizado.
Precisión de temperatura	±0.16ºC
Temperatura máxima de la superficie de contacto	43ºC
Límite superior de la temperatura de seguridad	44ºC
Fuga de corriente	100 microamperios como máximo
Resistencia de puesta a tierra	0.5 ohmios (máx.)
Requisitos de Electricidad	120±10% (V), 60 (Hz), 28(A)

A.11 RESOLUCIÓN DE PROBLEMAS

PROBLEMA	CAUSA POSIBLE	SOLUCIÓN
El equipo no enciende	El cable de alimentación no está enchufado correctamente.	Introduzca el enchufe completamente y correctamente conectado a tierra.
El equipo no bombea	El nivel de agua es bajo o el depósito está vacío.	Rellene con agua a temperatura ambiente hasta el nivel apropiado (800 ml MAX.).
El equipo hace un sonido al bombear.	Se ha introducido un objeto extraño al recipiente.	Abrir el equipo y el recipiente para sacarlo.
El indicador de emergencia está iluminado y alarma sonora está encendida.	El nivel de agua es bajo o el depósito está vacío. La temperatura del equipo es mayor a 44ºC o menor a 0ºC	Rellene con agua a temperatura ambiente hasta el nivel apropiado (800 ml MAX.). Drene el agua y rellene con agua a temperatura ambiente.
El indicador de establecimiento de temperatura (luz amarilla) está iluminado y no se apaga	La temperatura del equipo no llega a la respectiva temperatura de referencia.	Deje al equipo actuar por 20 minutos para poder llegar a la temperatura. Si no llega a la temperatura en ese tiempo revise las abrazaderas de la manguera, deben estar abiertas.
El indicador de temperatura de establecida (luz verde) está parpadeando	El tiempo de la terapia está transcurriendo.	Hasta que no finalice el tiempo de tratamiento el indicador se mantendrá parpadeando.
El equipo no llega a la temperatura de referencia	Las abrazaderas de la manguera deben estar cerradas. La temperatura del agua dentro del equipo no es la del ambiente. La compresa o mangueras tienen una fuga.	Abra las abrazaderas de la manguera. Drene el agua del equipo y rellene con agua a temperatura ambiente. Revisar el estado de la compresa y mangueras y si es el caso reemplazarlas. (hacerlo con un profesional).

El equipo no calienta.	Las abrazaderas de la manguera deben estar cerradas. El nivel de agua es bajo o el depósito está vacío.	Abra las abrazaderas de la manguera. Rellene con agua a temperatura ambiente hasta el nivel apropiado (800 ml MAX.).
El equipo no enfría.	Las abrazaderas de la manguera deben estar cerradas. El nivel de agua es bajo o el depósito está vacío.	Abra las abrazaderas de la manguera. Rellene con agua a temperatura ambiente hasta el nivel apropiado (800 ml MAX.).
Los botones del teclado no responden.	No está presionando fuerte los botones. No está presionando los botones correctos según el menú Desconexión del teclado	Aplaste otra vez el botón con una mayor presión. Según el menú estarán habilitados solo ciertos botones, presione solo los indicados en la pantalla. Revisar el circuito interno del teclado (revisión por parte de un especialista).
Se filtra agua de los conectores de la manguera	Los conectores Clik están dañados. El anillo de seguridad del conector Clik no está colocado a presión (consultar página 107). Existe una fuga en la manguera.	Coloque un nuevo conector Clik. Cierre el conector Clik a presión. Reemplazar la manguera (hacerlo con un profesional).

ANEXO B

HOJA DE DATOS DE LA BOMBA

Flow rate	9 gph (34 lph) minimum with pad attached
Ambient operating temperature	60°F to 90°F (15.6°C to 32.2°C)
Environmental conditions for transport and storage	-20°F to 120°F (-28°C to 48°C) At uncontrolled RH

Current leakage	300 microamperes maximum	500µA Max
Ground resistance	0.5 ohm max	
Electrical requirements Voltage (VAC) Frequency (Hz) Current (amps)	 120±10% 60 3.1 amperes	230± 10% 50 Hz 1.6 A

ANEXO C

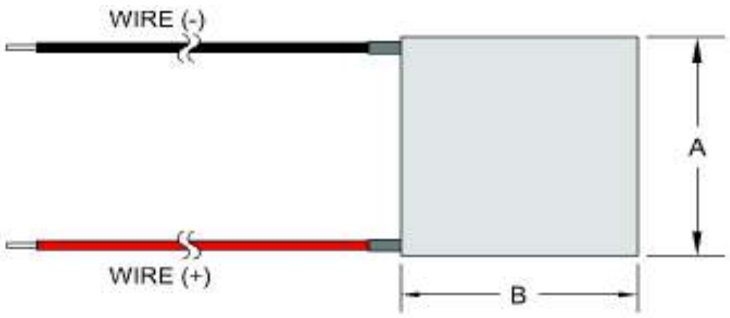
HOJA DE DATOS DEL MÓDULO TERMOELÉCTRICO.

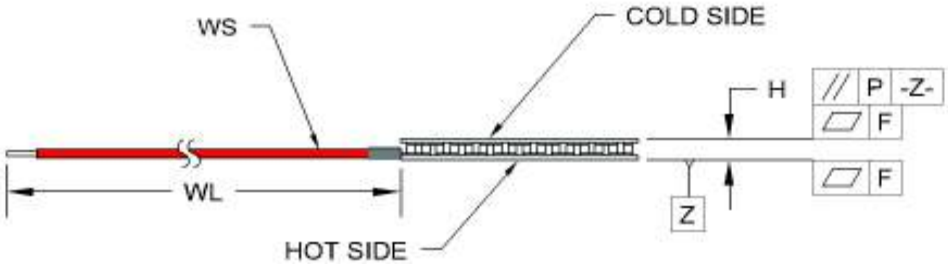
HP-199-1.4-0.8 Thermoelectric Module (Peltier Module) Specifications		Material Specifications (27 °C hot side temperature)	Material Specifications (50 °C hot side temperature)
	Vmax (V)	24.6	27.3
	Imax (A)	11.3	11.3
	Qmax (W)	172.0	188.7
	DTmax (°C)	69	78
	Operation/storage temperature	-40 °C to +80 °C	

Module *material* specifications are nominal values based on the hot-side temperature indicated. Thermoelectric material parameter tolerance is +/-10%.

In no case should the module temperature be allowed to exceed its maximum operation/storage temperature.

Please review all product and technical information, *Thermoelectric Module Mounting Procedure*, parameter definitions, FAQ's, and ordering information posted on our website before purchasing or using this product.





Width, A (mm)	40 +0.5/-0.2
Width, B (mm)	40 +0.5/-0.2
Height, H (mm)	3.2 ±0.05
Flatness, F (mm)	0.02
Parallelism, P (mm)	0.03
Wire Size, WS (mm²)	0.5
Wire Length, WL (mm)	120

Optional Features and Notes:

Add "P" to part number for sealing module with epoxy potting.

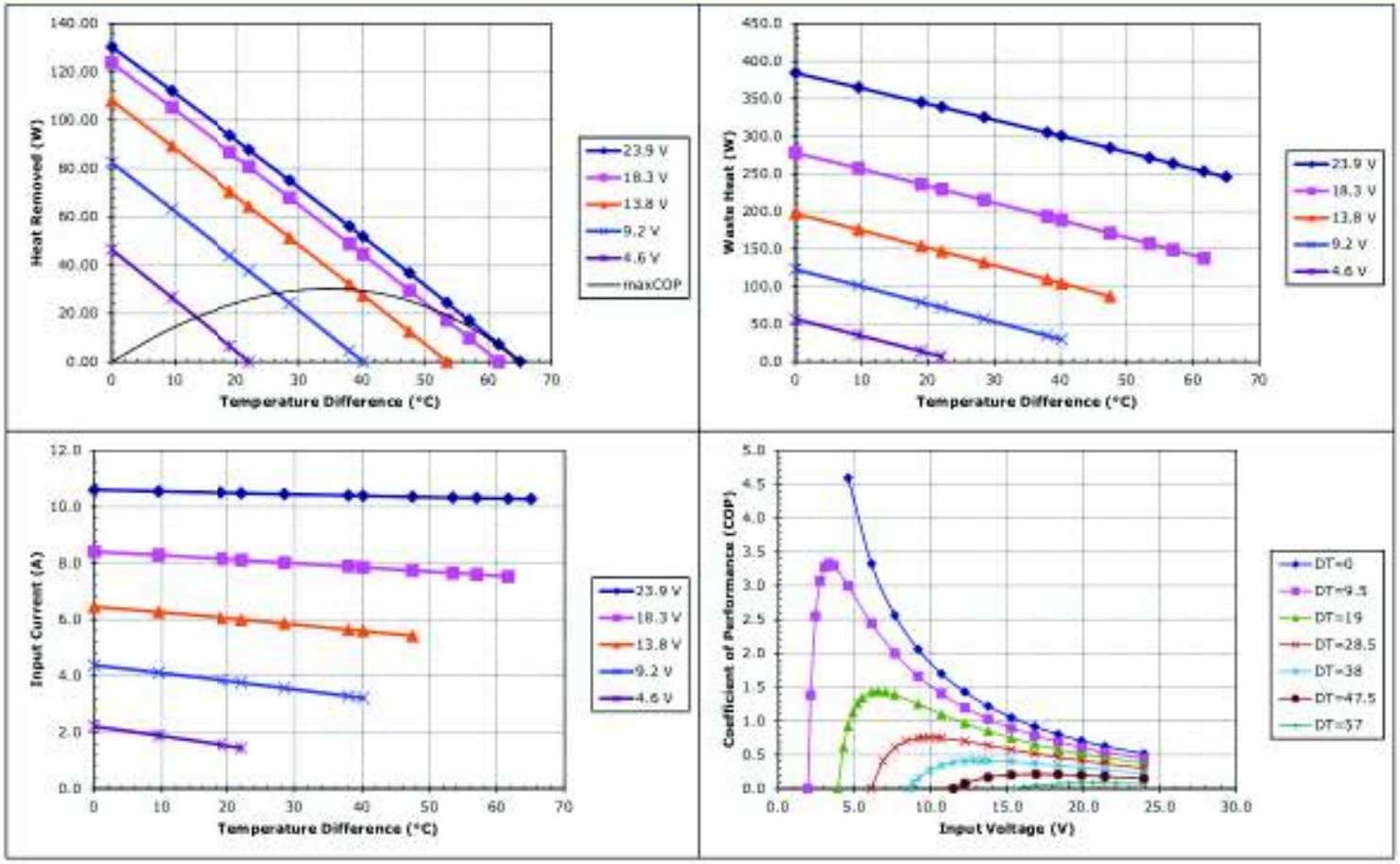
Performance graphs include thermal resistance of substrates.

RoHS Compliant

TE TECHNOLOGY, INC.®
1590 Keane Drive, Traverse City, MI, 49696-8257 USA
PH: 231-929-3966 FAX: 231-929-4163 email: cool@tetech.com

NOTE: All specifications are subject to change without notice. © 2010 TE Technology, Inc.

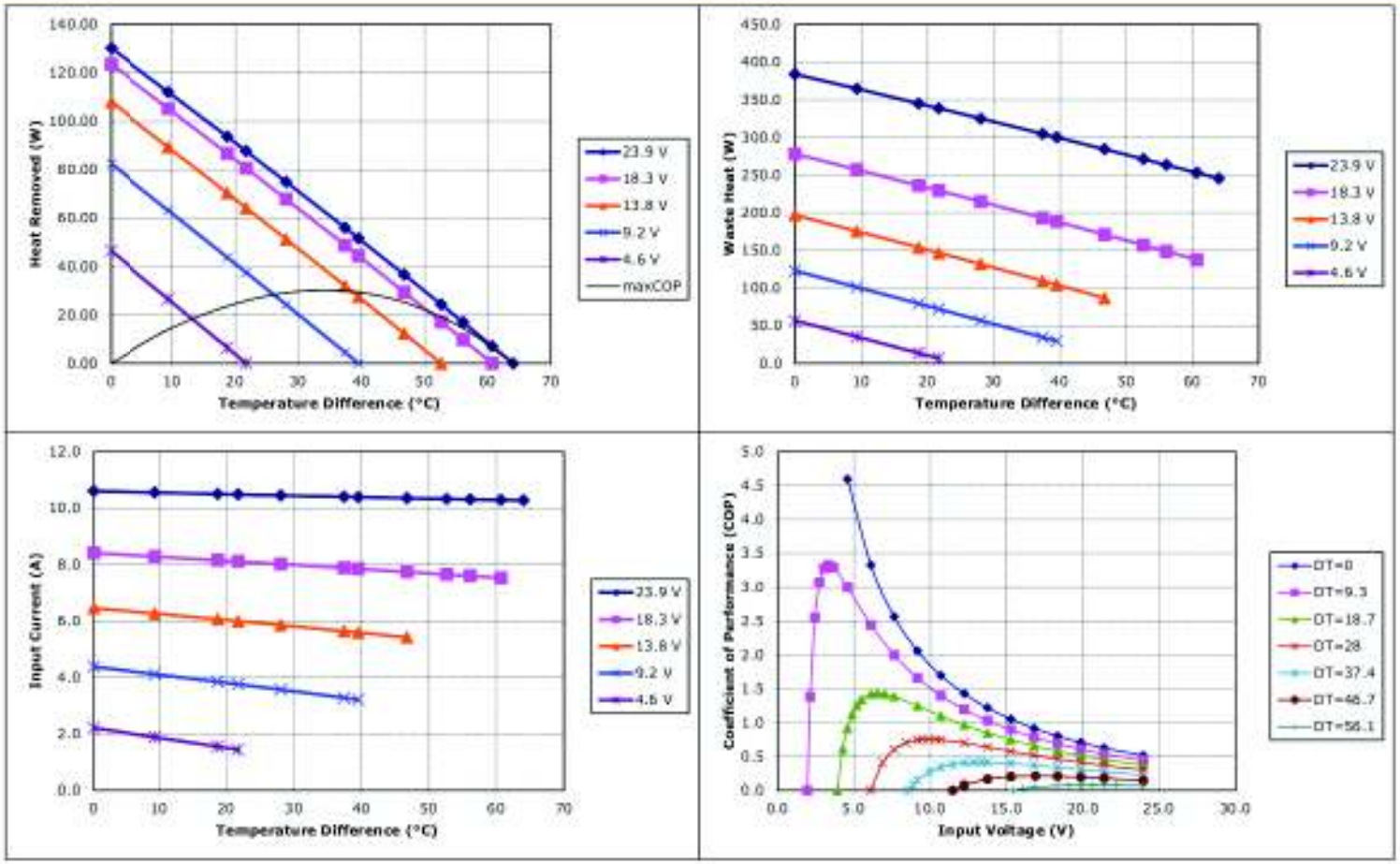
TE TECHNOLOGY, INC.
1590 Keane Drive, Traverse City, MI, 49696-8257 USA
PH: 231-929-3966 FAX: 231-929-4163 email: cool@tetech.com



Unpotted HP-199-1.4-0.8 at a hot-side temperature of 30 °C

Note: All specifications subject to change without notice.
© 2010 TE Technology, Inc.

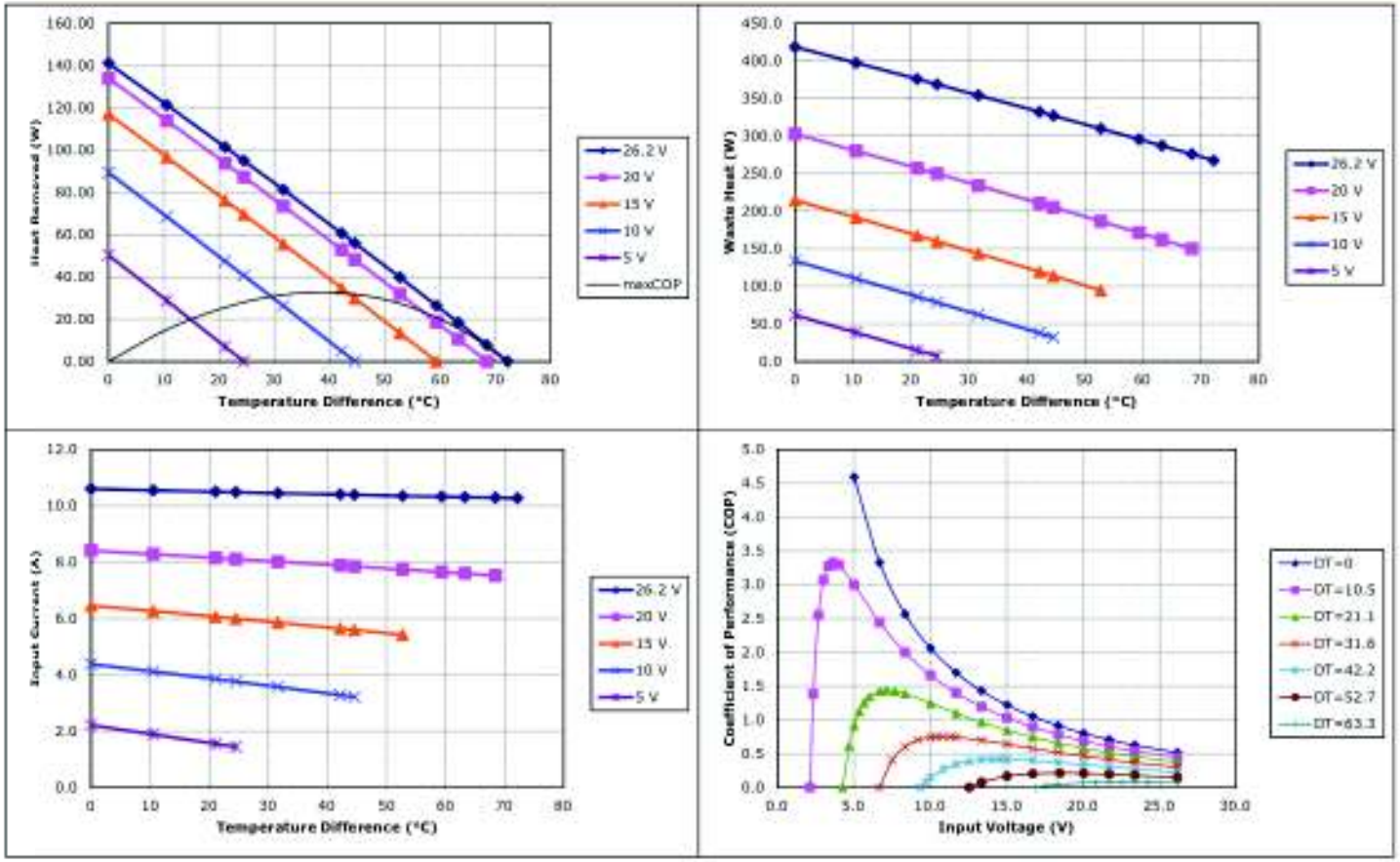
TE TECHNOLOGY, INC.
1590 Keane Drive, Traverse City, MI, 49696-8257 USA
PH: 231-929-3966 FAX: 231-929-4163 email: cool@tetech.com



Potted HP-199-1.4-0.8 at a hot-side temperature of 30 °C

Note: All specifications subject to change without notice.
© 2010 TE Technology, Inc.

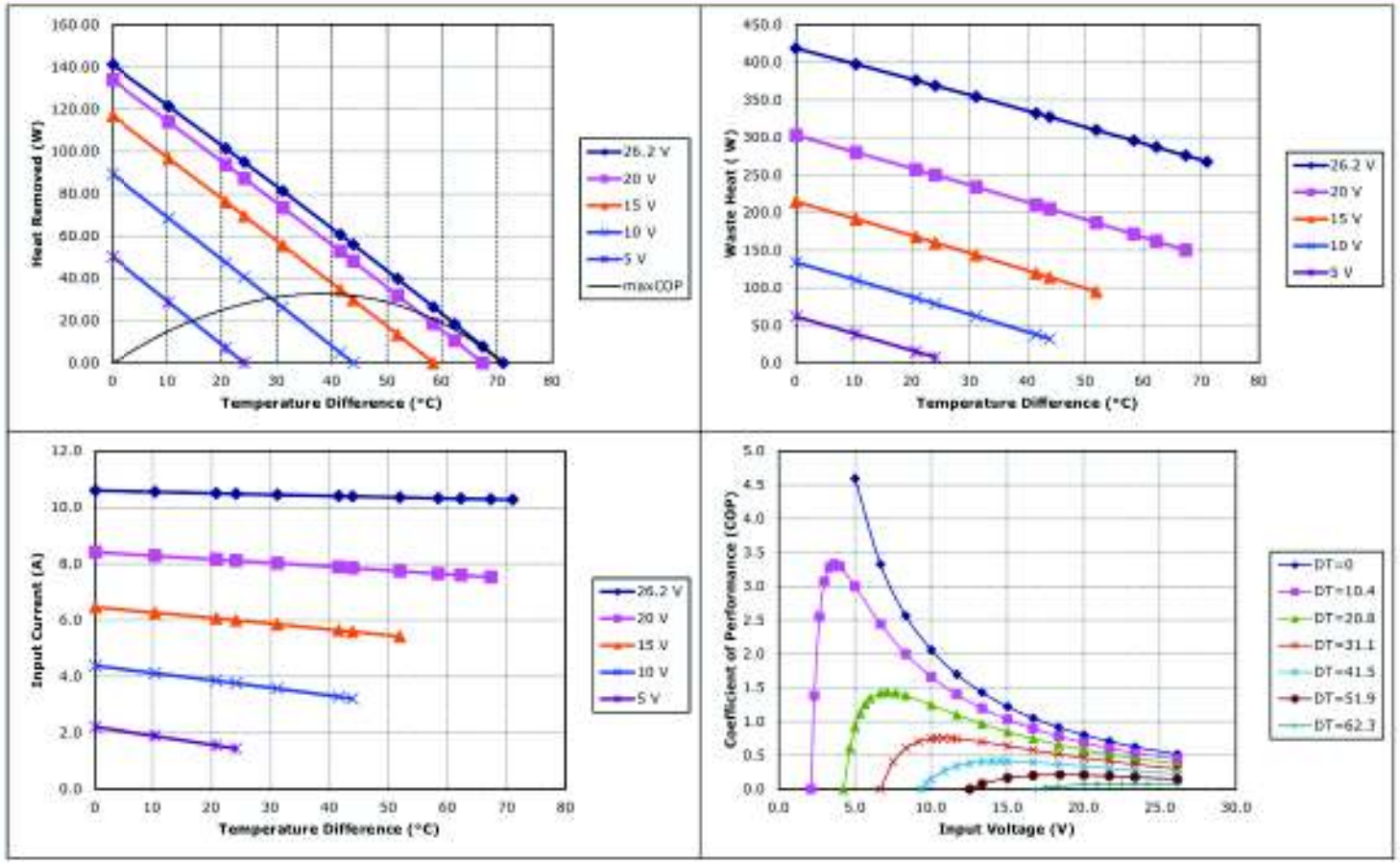
TE TECHNOLOGY, INC.
1590 Keane Drive, Traverse City, MI, 49696-8257 USA
PH: 231-929-3966 FAX: 231-929-4163 email: cool@tetech.com



Unpotted HP-199-1.4-0.8 at a hot-side temperature of 50 °C

Note: All specifications subject to change without notice.
© 2010 TE Technology, Inc.

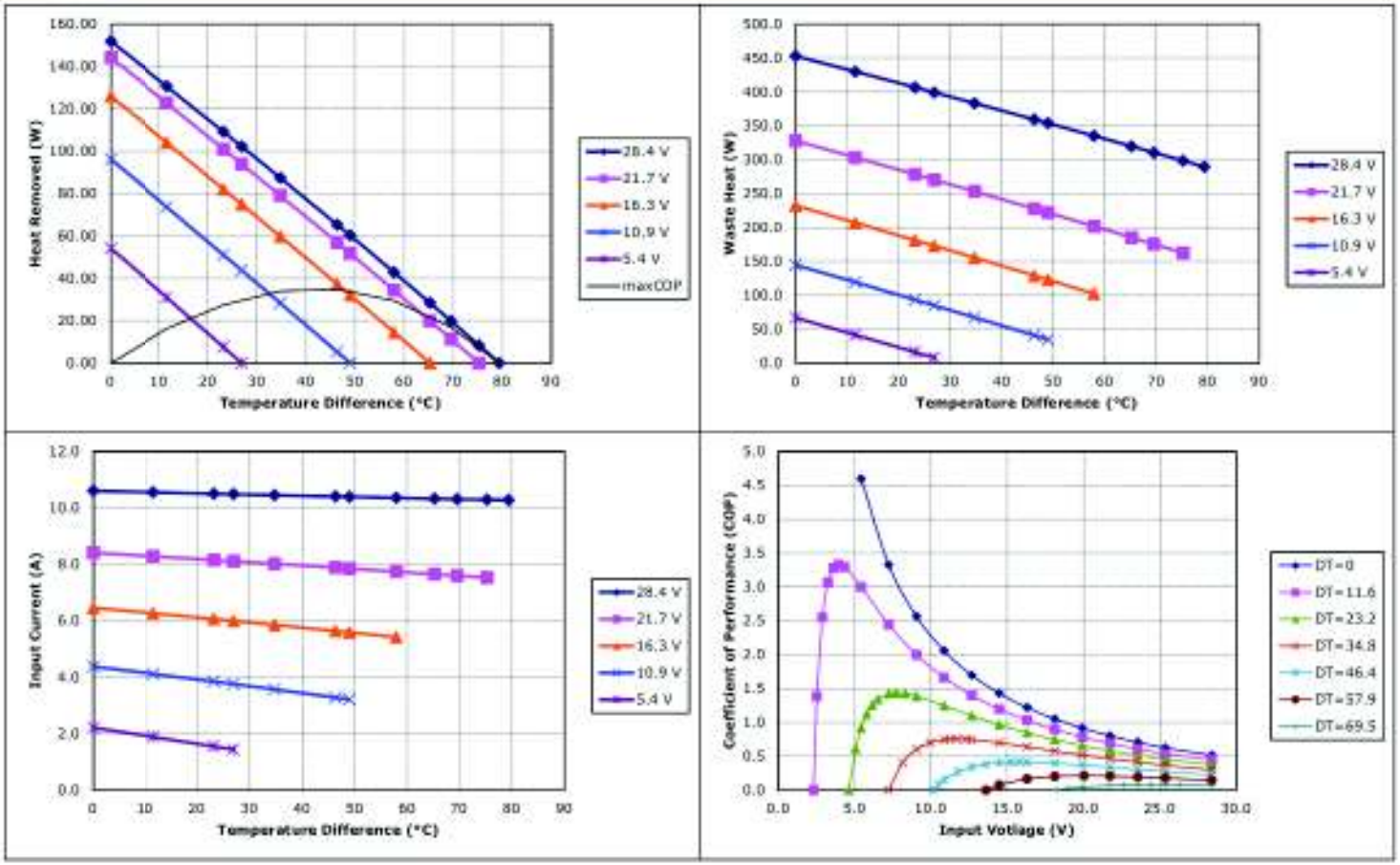
TE TECHNOLOGY, INC.
1590 Keane Drive, Traverse City, MI, 49696-8257 USA
PH: 231-929-3966 FAX: 231-929-4163 email: cool@tetech.com



Potted HP-199-1.4-0.8 at a hot-side temperature of 50 °C

© 2010 TE Technology, Inc.

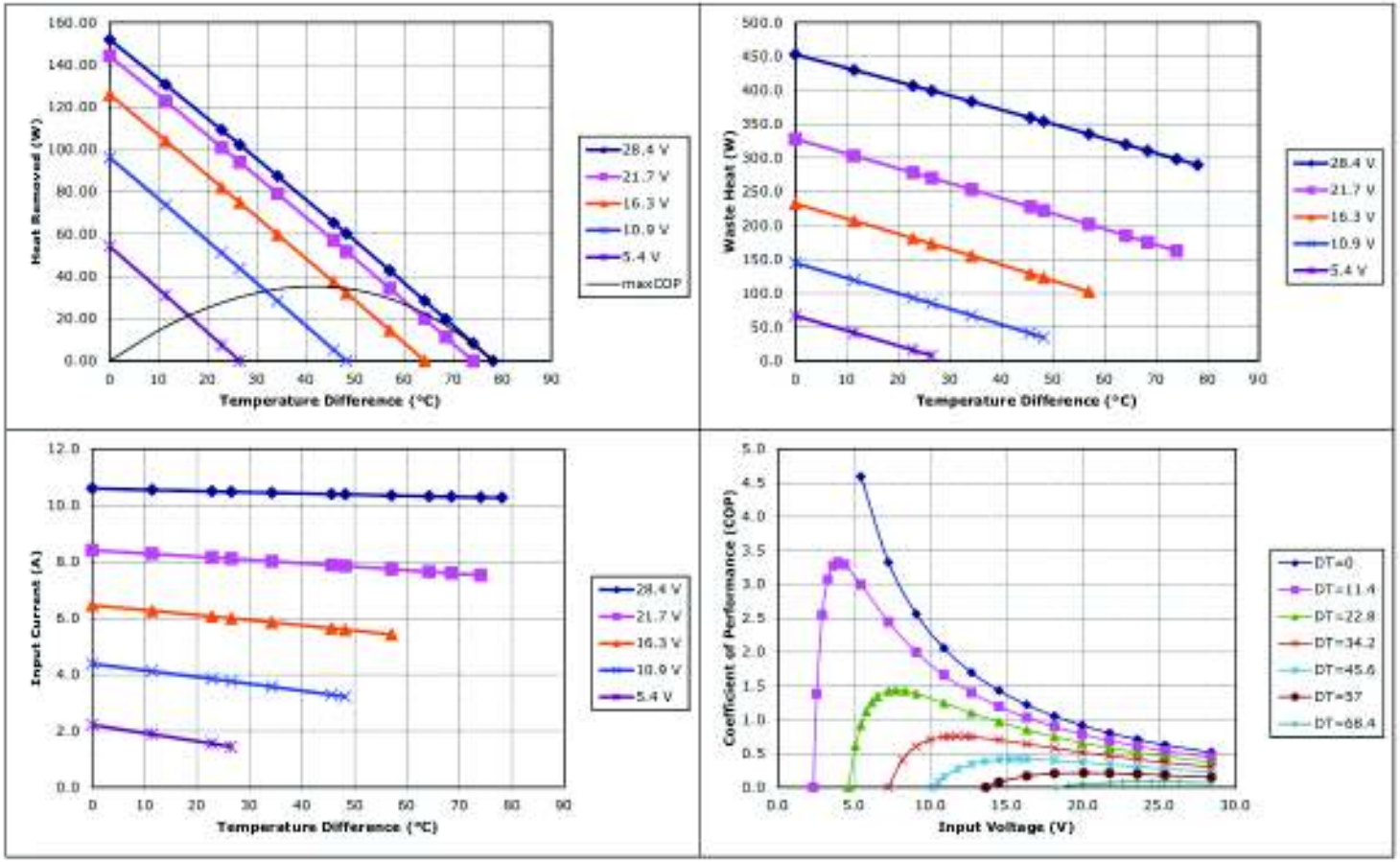
TE TECHNOLOGY, INC.
1590 Keane Drive, Traverse City, MI, 49696-8257 USA
PH: 231-929-3966 FAX: 231-929-4163 email: cool@tetech.com



Unpotted HP-199-1.4-0.8 at a hot-side temperature of 70 °C

© 2010 TE Technology, Inc.

TE TECHNOLOGY, INC.
1590 Keane Drive, Traverse City, MI, 49696-8257 USA
PH: 231-929-3966 FAX: 231-929-4163 email: cool@tetech.com



Potted HP-199-1.4-0.8 at a hot-side temperature of 70 °C

Note: All specifications subject to change without notice.
© 2010 TE Technology, Inc.

ANEXO D

HOJA DE DATOS DEL 2.2.3 DISIPADOR + VENTILADOR PWM Hyper 212 EVO (RR-212E-20PK-R2)

COOLER MASTER

Hyper 212 EVO

R2 Revision - Support LGA 2011

Features

- Well- balanced cooling performance provides fin optimizations with perfect balance between high and low speed operations.
- 4 Direct Contact heat pipes with the patented CDC™ (Continuous Direct Contact) technology - creating a perfect, sleek surface for heat conduction.
- Wide- range PWM fan with unique wave- shaped blade design for excellent airflow.
- Versatile all- in- one mounting solution supporting the latest Intel® LGA 2011 / 1366 / 1155 and AMD FM1 / AM3+.

- RR- 212E- 20PK- R2

Compatibility

- All Intel® Socket 2011/1366/1156 1155/775 CPU
  - Intel® Core™ i7 Extreme
  - Intel® Core™ i7
  - Intel® Core™ i5
  - Intel® Core™ i3
  - Intel® Core™2 Extreme/Quad/Duo
  - Intel® Pentium®
  - Intel® Celeron®
- All AMD Socket FM1/AM3+/AM3 AM2+ / AM2 CPU
  - AMD FX- Series
  - AMD A- Series
  - AMD Phenom™ II X4 / X3 / X2
  - AMD Phenom™ X4 / X3
  - AMD Athlon™ II X4 / X3 / X2
  - AMD Athlon™ X2
  - AMD Athlon™
  - AMD Sempron™

(For the latest CPU support information, please visit our website.)

Specifications

CPU Socket	Intel® Socket LGA 2011/1366 1156/1155/775 AMD Socket FM1/AM3+/AM3/AM2+/AM2
Dimensions	120 x 80 x 159 mm (4.7 x 3.1 x 6.3 inch)
Heat Sink Dimensions	116 x 51 x 159 mm (4.6 x 2.0 x 6.3 inch)
Heat Sink Material	4 Direct Contact Heat Pipes / Aluminum Fins
Heat Sink Weight	465g (1.03 lb)
Fan Dimensions	120x120x25 mm (4.7x4.7x1 inch)
Fan Speed	600 - 2000 RPM (PWM) ± 10%
Fan Air Flow	24.9 - 82.9 CFM ± 10%
Fan Air Pressure	0.3 - 2.7mm H₂O ± 10%
Fan Life Expectancy	40,000 hours
Noise Level	9 - 36dBA
Bearing Type	Long Life Sleeve Bearing
Connector	4- Pin
Fan Weight	104g (0.23 lb)
Weight	580g (1.28 lb)

© 2011 Cooler Master Co., Ltd.All Rights Reserved. All trademarks are registered to their respective owners.

ANEXO E

HOJA DE DATOS DEL SENSOR DE TEMPERATURA

PRELIMINARY

DALLAS SEMICONDUCTOR

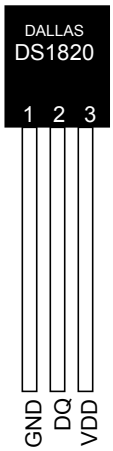
DS18B20
Programmable Resolution 1-Wire® Digital Thermometer

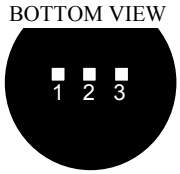
www.dalsemi.com

FEATURES

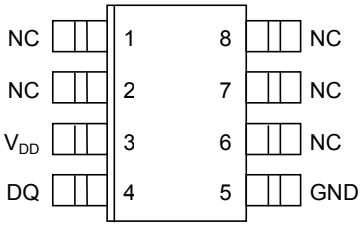
- Unique 1-Wire interface requires only one port pin for communication
- Multidrop capability simplifies distributed temperature sensing applications
- Requires no external components
- Can be powered from data line. Power supply range is 3.0V to 5.5V
- Zero standby power required
- Measures temperatures from -55°C to +125°C. Fahrenheit equivalent is -67°F to +257°F
- ±0.5°C accuracy from -10°C to +85°C
- Thermometer resolution is programmable from 9 to 12 bits
- Converts 12-bit temperature to digital word in 750 ms (max.)
- User-definable, nonvolatile temperature alarm settings
- Alarm search command identifies and addresses devices whose temperature is outside of programmed limits (temperature alarm condition)
- Applications include thermostatic controls, industrial systems, consumer products, thermometers, or any thermally sensitive system

PIN ASSIGNMENT





DS18B20 To-92 Package



DS18B20Z
8-Pin SOIC (150 mil)

PIN DESCRIPTION

GND - Ground
DQ - Data In/Out
V_{DD} - Power Supply Voltage
NC - No Connect

DESCRIPTION

The DS18B20 Digital Thermometer provides 9 to 12-bit (configurable) temperature readings which indicate the temperature of the device.

Information is sent to/from the DS18B20 over a 1-Wire interface, so that only one wire (and ground) needs to be connected from a central microprocessor to a DS18B20. Power for reading, writing, and performing temperature conversions can be derived from the data line itself with no need for an external power source.

Because each DS18B20 contains a unique silicon serial number, multiple DS18B20s can exist on the same 1-Wire bus. This allows for placing temperature sensors in many different places. Applications where this feature is useful include HVAC environmental controls, sensing temperatures inside buildings, equipment or machinery, and process monitoring and control.

DETAILED PIN DESCRIPTION Table 1

PIN 8PIN SOIC	PIN TO92	SYMBOL	DESCRIPTION
5	1	GND	Ground.
4	2	DQ	**Data Input/Output pin.** For 1-Wire operation: Open drain. (See "Parasite Power" section.)
3	3	V_{DD}	**Optional V_{DD} pin.** See "Parasite Power" section for details of connection. V_{DD} must be grounded for operation in parasite power mode.

DS18B20Z (8-pin SOIC): All pins not specified in this table are not to be connected.

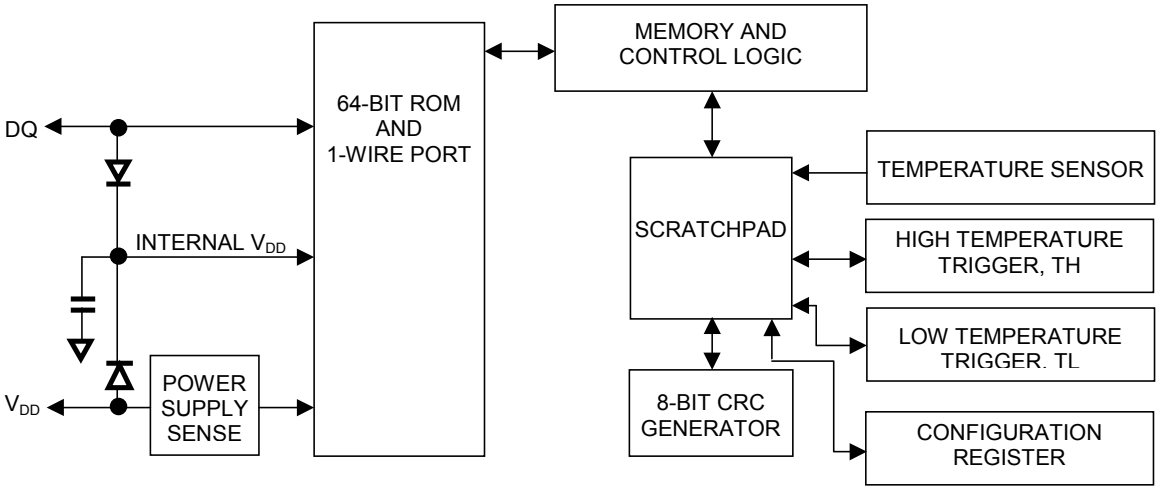
OVERVIEW

The block diagram of Figure 1 shows the major components of the DS18B20. The DS18B20 has four main data components: 1) 64-bit lasered ROM, 2) temperature sensor, 3) nonvolatile temperature alarm triggers TH and TL, and 4) a configuration register. The device derives its power from the 1-Wire communication line by storing energy on an internal capacitor during periods of time when the signal line is high and continues to operate off this power source during the low times of the 1-Wire line until it returns high to replenish the parasite (capacitor) supply. As an alternative, the DS18B20 may also be powered from an external 3 volt - 5.5 volt supply.

Communication to the DS18B20 is via a 1-Wire port. With the 1-Wire port, the memory and control functions will not be available before the ROM function protocol has been established. The master must first provide one of five ROM function commands: 1) Read ROM, 2) Match ROM, 3) Search ROM, 4) Skip ROM, or 5) Alarm Search. These commands operate on the 64-bit lasered ROM portion of each device and can single out a specific device if many are present on the 1-Wire line as well as indicate to the bus master how many and what types of devices are present. After a ROM function sequence has been successfully executed, the memory and control functions are accessible and the master may then provide any one of the six memory and control function commands.

One control function command instructs the DS18B20 to perform a temperature measurement. The result of this measurement will be placed in the DS18B20's scratch-pad memory, and may be read by issuing a memory function command which reads the contents of the scratchpad memory. The temperature alarm triggers TH and TL consist of 1 byte EEPROM each. If the alarm search command is not applied to the DS18B20, these registers may be used as general purpose user memory. The scratchpad also contains a configuration byte to set the desired resolution of the temperature to digital conversion. Writing TH, TL, and the configuration byte is done using a memory function command. Read access to these registers is through the scratchpad. All data is read and written least significant bit first.

DS18B20 BLOCK DIAGRAM Figure 1



PARASITE POWER

The block diagram (Figure 1) shows the parasite-powered circuitry. This circuitry "steals" power whenever the DQ or V_{DD} pins are high. DQ will provide sufficient power as long as the specified timing and voltage requirements are met (see the section titled "1-Wire Bus System"). The advantages of parasite power are twofold: 1) by parasiting off this pin, no local power source is needed for remote sensing of temperature, and 2) the ROM may be read in absence of normal power.

In order for the DS18B20 to be able to perform accurate temperature conversions, sufficient power must be provided over the DQ line when a temperature conversion is taking place. Since the operating current of the DS18B20 is up to 1.5 mA, the DQ line will not have sufficient drive due to the 5k pullup resistor. This problem is particularly acute if several DS18B20s are on the same DQ and attempting to convert simultaneously.

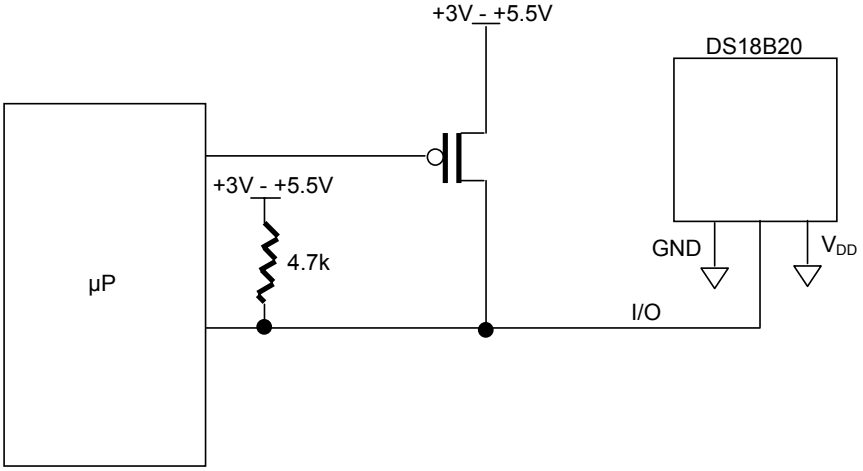
There are two ways to assure that the DS18B20 has sufficient supply current during its active conversion cycle. The first is to provide a strong pullup on the DQ line whenever temperature conversions or copies to the E^2 memory are taking place. This may be accomplished by using a MOSFET to pull the DQ line directly to the power supply as shown in Figure 2. The DQ line must be switched over to the strong pull-up within 10 µs maximum after issuing any protocol that involves copying to the E^2 memory or initiates temperature conversions. When using the parasite power mode, the V_{DD} pin must be tied to ground.

Another method of supplying current to the DS18B20 is through the use of an external power supply tied to the V_{DD} pin, as shown in Figure 3. The advantage to this is that the strong pullup is not required on the DQ line, and the bus master need not be tied up holding that line high during temperature conversions. This allows other data traffic on the 1-Wire bus during the conversion time. In addition, any number of DS18B20s may be placed on the 1-Wire bus, and if they all use external power, they may all simultaneously perform temperature conversions by issuing the Skip ROM command and then issuing the Convert T command. Note that as long as the external power supply is active, the GND pin may not be floating.

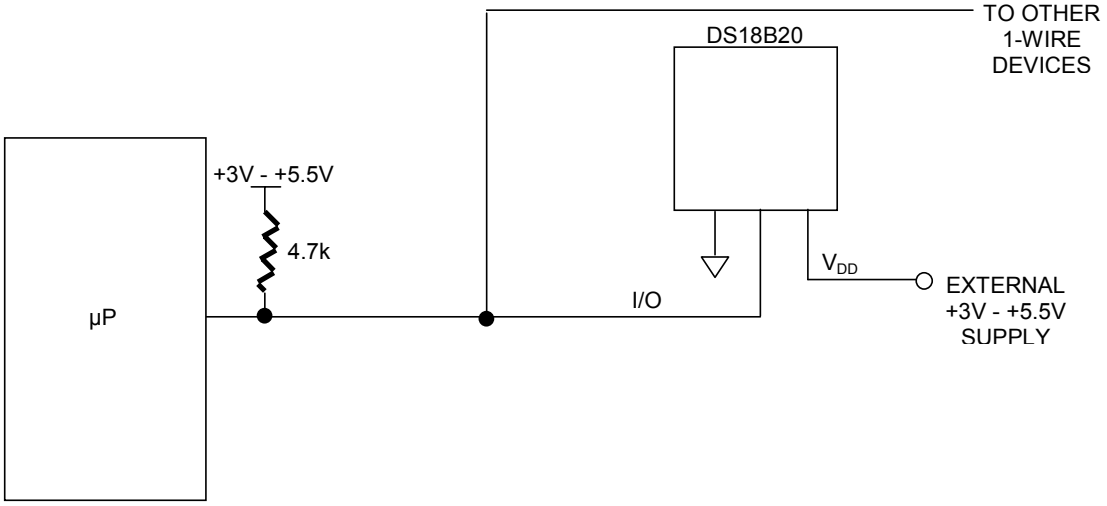
The use of parasite power is not recommended above 100°C, since it may not be able to sustain communications given the higher leakage currents the DS18B20 exhibits at these temperatures. For applications in which such temperatures are likely, it is strongly recommended that V_{DD} be applied to the DS18B20.

For situations where the bus master does not know whether the DS18B20s on the bus are parasite powered or supplied with external V_{DD}, a provision is made in the DS18B20 to signal the power supply scheme used. The bus master can determine if any DS18B20s are on the bus which require the strong pullup by sending a Skip ROM protocol, then issuing the read power supply command. After this command is issued, the master then issues read time slots. The DS18B20 will send back "0" on the 1-Wire bus if it is parasite powered; it will send back a "1" if it is powered from the V_{DD} pin. If the master receives a "0," it knows that it must supply the strong pullup on the DQ line during temperature conversions. See "Memory Command Functions" section for more detail on this command protocol.

STRONG PULLUP FOR SUPPLYING DS18B20 DURING TEMPERATURE CONVERSION Figure 2



USING V_{DD} TO SUPPLY TEMPERATURE CONVERSION CURRENT Figure 3



OPERATION - MEASURING TEMPERATURE

The core functionality of the DS18B20 is its direct-to-digital temperature sensor. The resolution of the DS18B20 is configurable (9, 10, 11, or 12 bits), with 12-bit readings the factory default state. This equates to a temperature resolution of 0.5°C, 0.25°C, 0.125°C, or 0.0625°C. Following the issuance of the Convert T [44h] command, a temperature conversion is performed and the thermal data is stored in the scratchpad memory in a 16-bit, sign-extended two's complement format. The temperature information can be retrieved over the 1-Wire interface by issuing a Read Scratchpad [BEh] command once the conversion has been performed. The data is transferred over the 1-Wire bus, LSB first. The MSB of the temperature register contains the "sign" (S) bit, denoting whether the temperature is positive or negative.

Table 2 describes the exact relationship of output data to measured temperature. The table assumes 12-bit resolution. If the DS18B20 is configured for a lower resolution, insignificant bits will contain zeros. For Fahrenheit usage, a lookup table or conversion routine must be used.

Temperature/Data Relationships Table 2

2^3	2^2	2^1	2^0	2^{-1}	2^{-2}	2^{-3}	2^{-4}	LSB
MSb			(unit = °C)				LSb	
S	S	S	S	S	2^6	2^5	2^4	MSB

TEMPERATURE	DIGITAL OUTPUT (Binary)	DIGITAL OUTPUT (Hex)
+125°C	0000 0111 1101 0000	07D0h
+85°C	0000 0101 0101 0000	0550h*
+25.0625°C	0000 0001 1001 0001	0191h
+10.125°C	0000 0000 1010 0010	00A2h
+0.5°C	0000 0000 0000 1000	0008h
0°C	0000 0000 0000 0000	0000h
-0.5°C	1111 1111 1111 1000	FFF8h
-10.125°C	1111 1111 0101 1110	FF5Eh
-25.0625°C	1111 1110 0110 1111	FF6Fh
-55°C	1111 1100 1001 0000	FC90h

*The power on reset register value is +85°C.

OPERATION - ALARM SIGNALING

After the DS18B20 has performed a temperature conversion, the temperature value is compared to the trigger values stored in TH and TL. Since these registers are 8-bit only, bits 9-12 are ignored for comparison. The most significant bit of TH or TL directly corresponds to the sign bit of the 16-bit temperature register. If the result of a temperature measurement is higher than TH or lower than TL, an alarm flag inside the device is set. This flag is updated with every temperature measurement. As long as the alarm flag is set, the DS18B20 will respond to the alarm search command. This allows many DS18B20s to be connected in parallel doing simultaneous temperature measurements. If somewhere the temperature exceeds the limits, the alarming device(s) can be identified and read immediately without having to read non-alarming devices.

64-BIT LASERED ROM

Each DS18B20 contains a unique ROM code that is 64-bits long. The first 8 bits are a 1-Wire family code (DS18B20 code is 28h). The next 48 bits are a unique serial number. The last 8 bits are a CRC of the first 56 bits. (See Figure 4.) The 64-bit ROM and ROM Function Control section allow the DS18B20 to operate as a 1-Wire device and follow the 1-Wire protocol detailed in the section "1-Wire Bus System." The functions required to control sections of the DS18B20 are not accessible until the ROM function protocol has been satisfied. This protocol is described in the ROM function protocol flowchart (Figure 5). The 1-Wire bus master must first provide one of five ROM function commands: 1) Read ROM, 2) Match ROM, 3) Search ROM, 4) Skip ROM, or 5) Alarm Search. After a ROM function sequence has been successfully executed, the functions specific to the DS18B20 are accessible and the bus master may then provide one of the six memory and control function commands.

CRC GENERATION

The DS18B20 has an 8-bit CRC stored in the most significant byte of the 64-bit ROM. The bus master can compute a CRC value from the first 56-bits of the 64-bit ROM and compare it to the value stored within the DS18B20 to determine if the ROM data has been received error-free by the bus master. The equivalent polynomial function of this CRC is:

$$CRC = X^8 + X^5 + X^4 + 1$$

The DS18B20 also generates an 8-bit CRC value using the same polynomial function shown above and provides this value to the bus master to validate the transfer of data bytes. In each case where a CRC is used for data transfer validation, the bus master must calculate a CRC value using the polynomial function given above and compare the calculated value to either the 8-bit CRC value stored in the 64-bit ROM portion of the DS18B20 (for ROM reads) or the 8-bit CRC value computed within the DS18B20 (which is read as a ninth byte when the scratchpad is read). The comparison of CRC values and decision to continue with an operation are determined entirely by the bus master. There is no circuitry inside the DS18B20 that prevents a command sequence from proceeding if the CRC stored in or calculated by the DS18B20 does not match the value generated by the bus master.

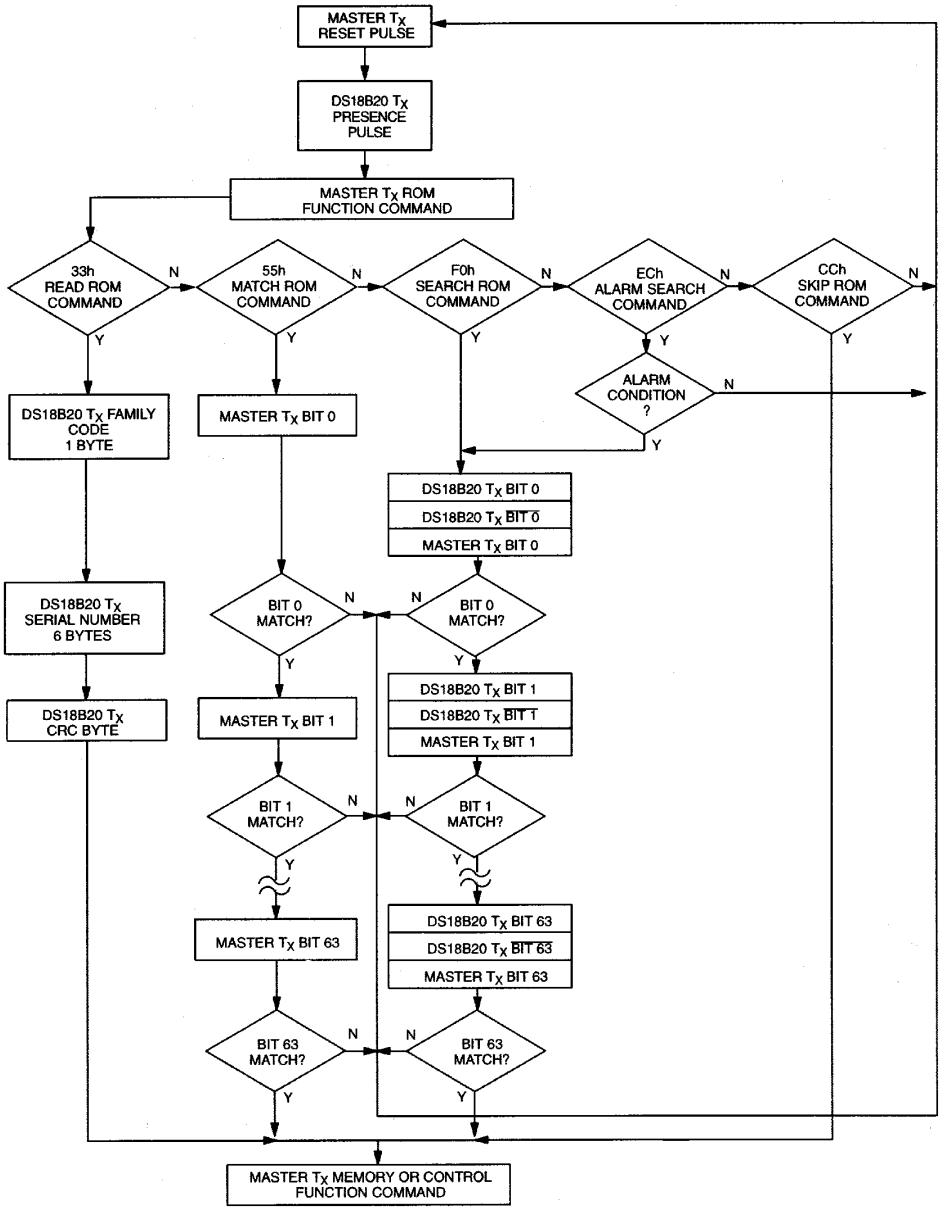
The 1-Wire CRC can be generated using a polynomial generator consisting of a shift register and XOR gates as shown in Figure 6. Additional information about the Dallas 1-Wire Cyclic Redundancy Check is available in Application Note 27 entitled "Understanding and Using Cyclic Redundancy Checks with Dallas Semiconductor Touch Memory Products."

The shift register bits are initialized to 0. Then starting with the least significant bit of the family code, 1 bit at a time is shifted in. After the 8th bit of the family code has been entered, then the serial number is entered. After the 48th bit of the serial number has been entered, the shift register contains the CRC value. Shifting in the 8 bits of CRC should return the shift register to all 0s.

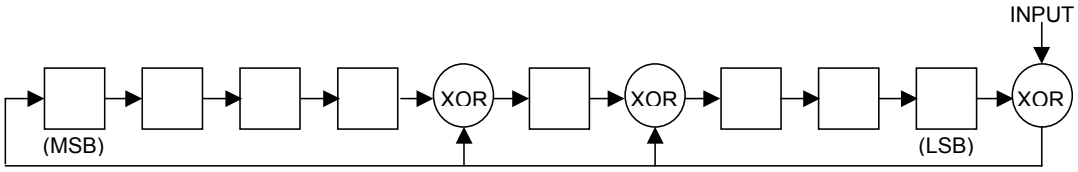
64-BIT LASERED ROM Figure 4

8-BIT CRC CODE	48-BIT SERIAL NUMBER	8-BIT FAMILY CODE (28h)
MSB LSB	MSB LSB	MSB LSB

ROM FUNCTIONS FLOW CHART Figure 5



1-WIRE CRC CODE Figure 6



MEMORY

The DS18B20's memory is organized as shown in Figure 8. The memory consists of a scratchpad RAM and a nonvolatile, electrically erasable (E^2) RAM, which stores the high and low temperature triggers TH and TL, and the configuration register. The scratchpad helps insure data integrity when communicating over the 1-Wire bus. Data is first written to the scratchpad using the Write Scratchpad [4Eh] command. It can then be verified by using the Read Scratchpad [BEh] command. After the data has been verified, a Copy Scratchpad [48h] command will transfer the data to the nonvolatile (E^2) RAM. This process insures data integrity when modifying memory. The DS18B20 EEPROM is rated for a minimum of 50,000 writes and 10 years data retention at T = +55°C.

The scratchpad is organized as eight bytes of memory. The first 2 bytes contain the LSB and the MSB of the measured temperature information, respectively. The third and fourth bytes are volatile copies of TH and TL and are refreshed with every power-on reset. The fifth byte is a volatile copy of the configuration register and is refreshed with every power-on reset. The configuration register will be explained in more detail later in this section of the datasheet. The sixth, seventh, and eighth bytes are used for internal computations, and thus will not read out any predictable pattern.

It is imperative that one writes TH, TL, and config in succession; i.e. a write is not valid if one writes only to TH and TL, for example, and then issues a reset. If any of these bytes must be written, all three must be written before a reset is issued.

There is a ninth byte which may be read with a Read Scratchpad [BEh] command. This byte contains a cyclic redundancy check (CRC) byte which is the CRC over all of the eight previous bytes. This CRC is implemented in the fashion described in the section titled "CRC Generation".

Configuration Register

The fifth byte of the scratchpad memory is the configuration register.

It contains information which will be used by the device to determine the resolution of the temperature to digital conversion. The bits are organized as shown in Figure 7.

DS18B20 CONFIGURATION REGISTER Figure 7

0	R1	R0	1	1	1	1	1

MSb LSb

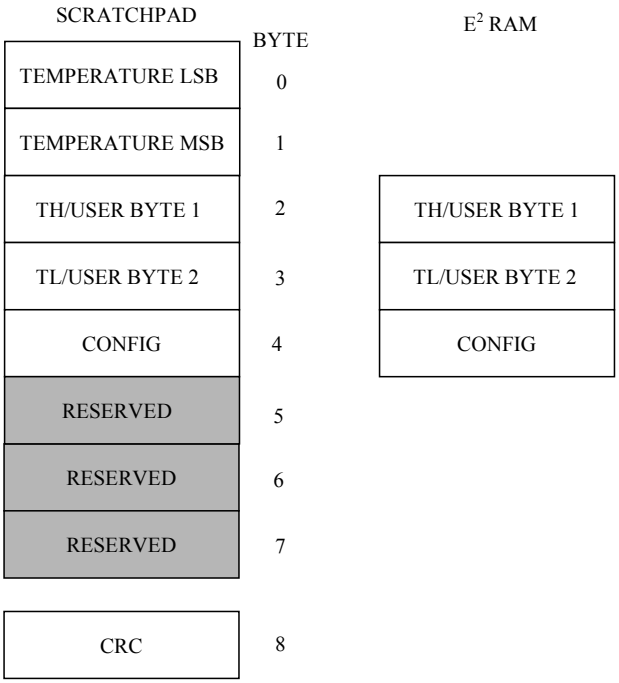
Bits 0-4 are don't cares on a write but will always read out "1".
Bit 7 is a don't care on a write but will always read out "0".

R0, R1: Thermometer resolution bits. Table 3 below defines the resolution of the digital thermometer, based on the settings of these 2 bits. There is a direct tradeoff between resolution and conversion time, as depicted in the AC Electrical Characteristics. The factory default of these EEPROM bits is R0=1 and R1=1 (12-bit conversions).

Thermometer Resolution Configuration Table 3

R1	R0	Thermometer Resolution	Max Conversion Time
0	0	9 bit	93.75 ms ($t_{conv}/8$)
0	1	10 bit	187.5 ms ($t_{conv}/4$)
1	0	11 bit	375 ms ($t_{conv}/2$)
1	1	12 bit	750 ms (t_{conv})

DS18B20 MEMORY MAP Figure 8



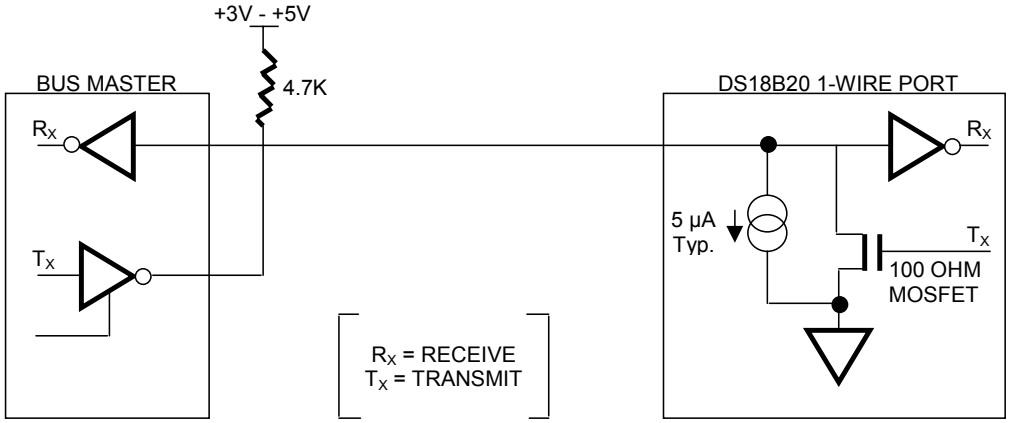
1-WIRE BUS SYSTEM

The 1-Wire bus is a system which has a single bus master and one or more slaves. The DS18B20 behaves as a slave. The discussion of this bus system is broken down into three topics: hardware configuration, transaction sequence, and 1-Wire signaling (signal types and timing).

HARDWARE CONFIGURATION

The 1-Wire bus has only a single line by definition; it is important that each device on the bus be able to drive it at the appropriate time. To facilitate this, each device attached to the 1-Wire bus must have open drain or 3-state outputs. The 1-Wire port of the DS18B20 (DQ pin) is open drain with an internal circuit equivalent to that shown in Figure 9. A multidrop bus consists of a 1-Wire bus with multiple slaves attached. The 1-Wire bus requires a pullup resistor of approximately 5 kΩ.

HARDWARE CONFIGURATION Figure 9



The idle state for the 1-Wire bus is high. If for any reason a transaction needs to be suspended, the bus MUST be left in the idle state if the transaction is to resume. Infinite recovery time can occur between bits so long as the 1-Wire bus is in the inactive (high) state during the recovery period. If this does not occur and the bus is left low for more than 480 µs, all components on the bus will be reset.

TRANSACTION SEQUENCE

The protocol for accessing the DS18B20 via the 1-Wire port is as follows:

- Initialization
- ROM Function Command
- Memory Function Command
- Transaction/Data

INITIALIZATION

All transactions on the 1-Wire bus begin with an initialization sequence. The initialization sequence consists of a reset pulse transmitted by the bus master followed by presence pulse(s) transmitted by the slave(s).

The presence pulse lets the bus master know that the DS18B20 is on the bus and is ready to operate. For more details, see the "1-Wire Signaling" section.

ROM FUNCTION COMMANDS

Once the bus master has detected a presence, it can issue one of the five ROM function commands. All ROM function commands are 8 bits long. A list of these commands follows (refer to flowchart in Figure 5):

Read ROM [33h]

This command allows the bus master to read the DS18B20's 8-bit family code, unique 48-bit serial number, and 8-bit CRC. This command can only be used if there is a single DS18B20 on the bus. If more than one slave is present on the bus, a data collision will occur when all slaves try to transmit at the same time (open drain will produce a wired AND result).

Match ROM [55h]

The match ROM command, followed by a 64-bit ROM sequence, allows the bus master to address a specific DS18B20 on a multidrop bus. Only the DS18B20 that exactly matches the 64-bit ROM sequence will respond to the following memory function command. All slaves that do not match the 64-bit ROM sequence will wait for a reset pulse. This command can be used with a single or multiple devices on the bus.

Skip ROM [CCh]

This command can save time in a single drop bus system by allowing the bus master to access the memory functions without providing the 64-bit ROM code. If more than one slave is present on the bus and a Read command is issued following the Skip ROM command, data collision will occur on the bus as multiple slaves transmit simultaneously (open drain pulldowns will produce a wired AND result).

Search ROM [F0h]

When a system is initially brought up, the bus master might not know the number of devices on the 1-Wire bus or their 64-bit ROM codes. The search ROM command allows the bus master to use a process of elimination to identify the 64-bit ROM codes of all slave devices on the bus.

Alarm Search [ECh]

The flowchart of this command is identical to the Search ROM command. However, the DS18B20 will respond to this command only if an alarm condition has been encountered at the last temperature measurement. An alarm condition is defined as a temperature higher than TH or lower than TL. The alarm condition remains set as long as the DS18B20 is powered up, or until another temperature measurement reveals a non-alarming value. For alarming, the trigger values stored in EEPROM are taken into account. If an alarm condition exists and the TH or TL settings are changed, another temperature conversion should be done to validate any alarm conditions.

Example of a ROM Search

The ROM search process is the repetition of a simple three-step routine: read a bit, read the complement of the bit, then write the desired value of that bit. The bus master performs this simple, three-step routine on each bit of the ROM. After one complete pass, the bus master knows the contents of the ROM in one device. The remaining number of devices and their ROM codes may be identified by additional passes.

The following example of the ROM search process assumes four different devices are connected to the same 1-Wire bus. The ROM data of the four devices is as shown:

ROM1	00110101...
ROM2	10101010...
ROM3	11110101...
ROM4	00010001...

The search process is as follows:

1. The bus master begins the initialization sequence by issuing a reset pulse. The slave devices respond by issuing simultaneous presence pulses.

2. The bus master will then issue the Search ROM command on the 1-Wire bus.

3. The bus master reads a bit from the 1-Wire bus. Each device will respond by placing the value of the first bit of their respective ROM data onto the 1-Wire bus. ROM1 and ROM4 will place a 0 onto the 1-Wire bus, i.e., pull it low. ROM2 and ROM3 will place a 1 onto the 1-Wire bus by allowing the line to stay high. The result is the logical AND of all devices on the line, therefore the bus master sees a 0. The bus master reads another bit. Since the Search ROM data command is being executed, all of the devices on the 1-Wire bus respond to this second read by placing the complement of the first bit of their respective ROM data onto the 1-Wire bus. ROM1 and ROM4 will place a 1 onto the 1-Wire, allowing the line to stay high. ROM2 and ROM3 will place a 0 onto the 1-Wire, thus it will be pulled low. The bus master again observes a 0 for the complement of the first ROM data bit. The bus master has determined that there are some devices on the 1-Wire bus that have a 0 in the first position and others that have a 1.

   The data obtained from the two reads of the three-step routine have the following interpretations:

00	There are still devices attached which have conflicting bits in this position.
01	All devices still coupled have a 0-bit in this bit position.
10	All devices still coupled have a 1-bit in this bit position.
11	There are no devices attached to the 1-Wire bus.

4. The bus master writes a 0. This deselects ROM2 and ROM3 for the remainder of this search pass, leaving only ROM1 and ROM4 connected to the 1-Wire bus.

5. The bus master performs two more reads and receives a 0-bit followed by a 1-bit. This indicates that all devices still coupled to the bus have 0s as their second ROM data bit.

6. The bus master then writes a 0 to keep both ROM1 and ROM4 coupled.

7. The bus master executes two reads and receives two 0-bits. This indicates that both 1-bits and 0-bits exist as the 3rd bit of the ROM data of the attached devices.

8. The bus master writes a 0-bit. This deselects ROM1, leaving ROM4 as the only device still connected.

9. The bus master reads the remainder of the ROM bits for ROM4 and continues to access the part if desired. This completes the first pass and uniquely identifies one part on the 1-Wire bus.

10. The bus master starts a new ROM search sequence by repeating steps 1 through 7.

11. The bus master writes a 1-bit. This decouples ROM4, leaving only ROM1 still coupled.

12. The bus master reads the remainder of the ROM bits for ROM1 and communicates to the underlying logic if desired. This completes the second ROM search pass, in which another of the ROMs was found.

13. The bus master starts a new ROM search by repeating steps 1 through 3.

14. The bus master writes a 1-bit. This deselects ROM1 and ROM4 for the remainder of this search pass, leaving only ROM2 and ROM3 coupled to the system.

15. The bus master executes two Read time slots and receives two 0s.

16. The bus master writes a 0-bit. This decouples ROM3 leaving only ROM2.

17. The bus master reads the remainder of the ROM bits for ROM2 and communicates to the underlying logic if desired. This completes the third ROM search pass, in which another of the ROMs was found.

18. The bus master starts a new ROM search by repeating steps 13 through 15.

19. The bus master writes a 1-bit. This decouples ROM2, leaving only ROM3.

20. The bus master reads the remainder of the ROM bits for ROM3 and communicates to the underlying logic if desired. This completes the fourth ROM search pass, in which another of the ROMs was found.

NOTE:

The bus master learns the unique ID number (ROM data pattern) of one 1-Wire device on each ROM Search operation. The time required to derive the part's unique ROM code is:

$$960\ \mu s + (8 + 3 \times 64)\ 61\ \mu s = 13.16\ ms$$

The bus master is therefore capable of identifying 75 different 1-Wire devices per second.

I/O SIGNALING

The DS18B20 requires strict protocols to insure data integrity. The protocol consists of several types of signaling on one line: reset pulse, presence pulse, write 0, write 1, read 0, and read 1. All of these signals, with the exception of the presence pulse, are initiated by the bus master.

The initialization sequence required to begin any communication with the DS18B20 is shown in Figure 11. A reset pulse followed by a presence pulse indicates the DS18B20 is ready to send or receive data given the correct ROM command and memory function command.

The bus master transmits (TX) a reset pulse (a low signal for a minimum of 480 µs). The bus master then releases the line and goes into a receive mode (RX). The 1-Wire bus is pulled to a high state via the 5k pullup resistor. After detecting the rising edge on the DQ pin, the DS18B20 waits 15-60 µs and then transmits the presence pulse (a low signal for 60-240 µs).

MEMORY COMMAND FUNCTIONS

The following command protocols are summarized in Table 4, and by the flowchart of Figure 10.

Write Scratchpad [4Eh]

This command writes to the scratchpad of the DS18B20, starting at the TH register. The next 3 bytes written will be saved in scratchpad memory at address locations 2 through 4. All 3 bytes must be written before a reset is issued.

Read Scratchpad [BEh]

This command reads the contents of the scratchpad. Reading will commence at byte 0 and will continue through the scratchpad until the ninth (byte 8, CRC) byte is read. If not all locations are to be read, the master may issue a reset to terminate reading at any time.

Copy Scratchpad [48h]

This command copies the scratchpad into the E^2 memory of the DS18B20, storing the temperature trigger bytes in nonvolatile memory. If the bus master issues read time slots following this command, the DS18B20 will output 0 on the bus as long as it is busy copying the scratchpad to E^2; it will return a 1 when the copy process is complete. If parasite-powered, the bus master has to enable a strong pullup for at least 10 ms immediately after issuing this command. The DS18B20 EEPROM is rated for a minimum of 50,000 writes and 10 years data retention at T=+55°C.

Convert T [44h]

This command begins a temperature conversion. No further data is required. The temperature conversion will be performed and then the DS18B20 will remain idle. If the bus master issues read time slots following this command, the DS18B20 will output 0 on the bus as long as it is busy making a temperature conversion; it will return a 1 when the temperature conversion is complete. If parasite-powered, the bus master has to enable a strong pullup for a period greater than t_{conv} immediately after issuing this command.

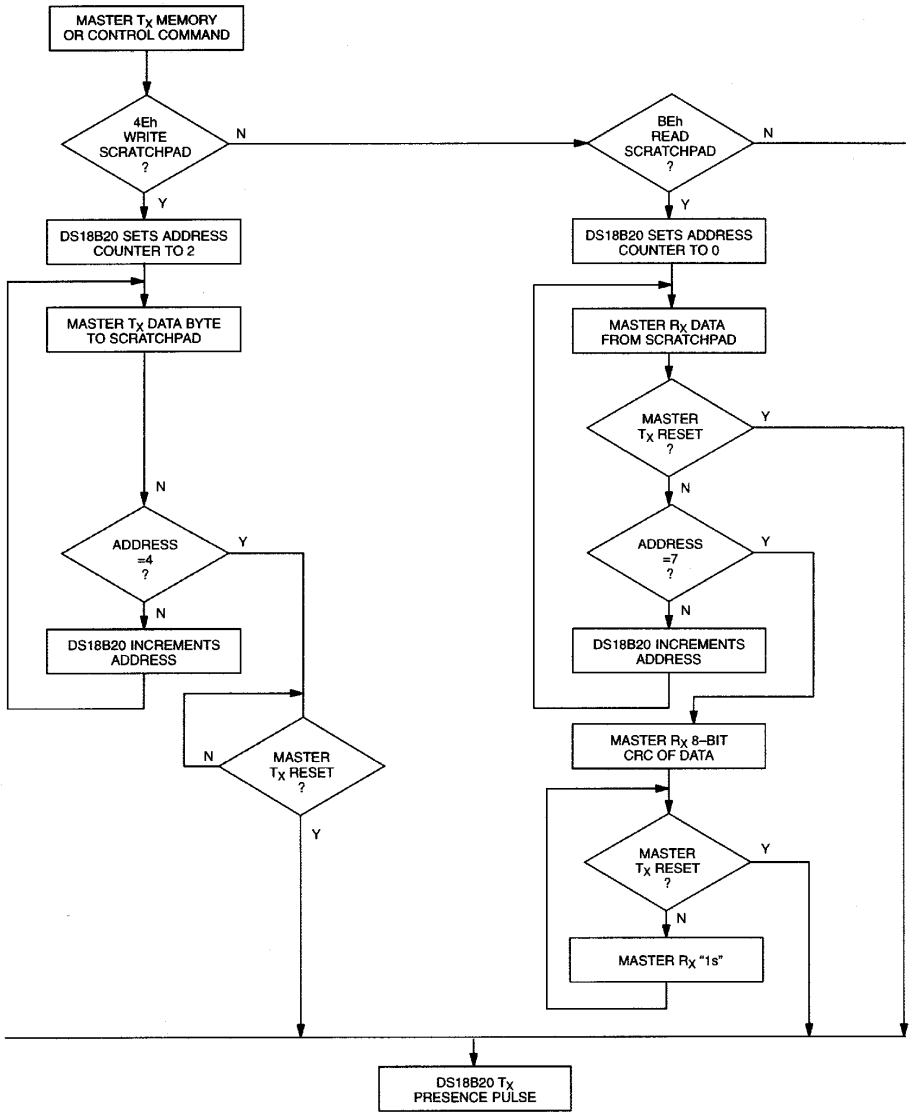
Recall E2 [B8h]

This command recalls the temperature trigger values and configuration register stored in E^2 to the scratchpad. This recall operation happens automatically upon power-up to the DS18B20 as well, so valid data is available in the scratchpad as soon as the device has power applied. With every read data time slot issued after this command has been sent, the device will output its temperature converter busy flag: 0=busy, 1=ready.

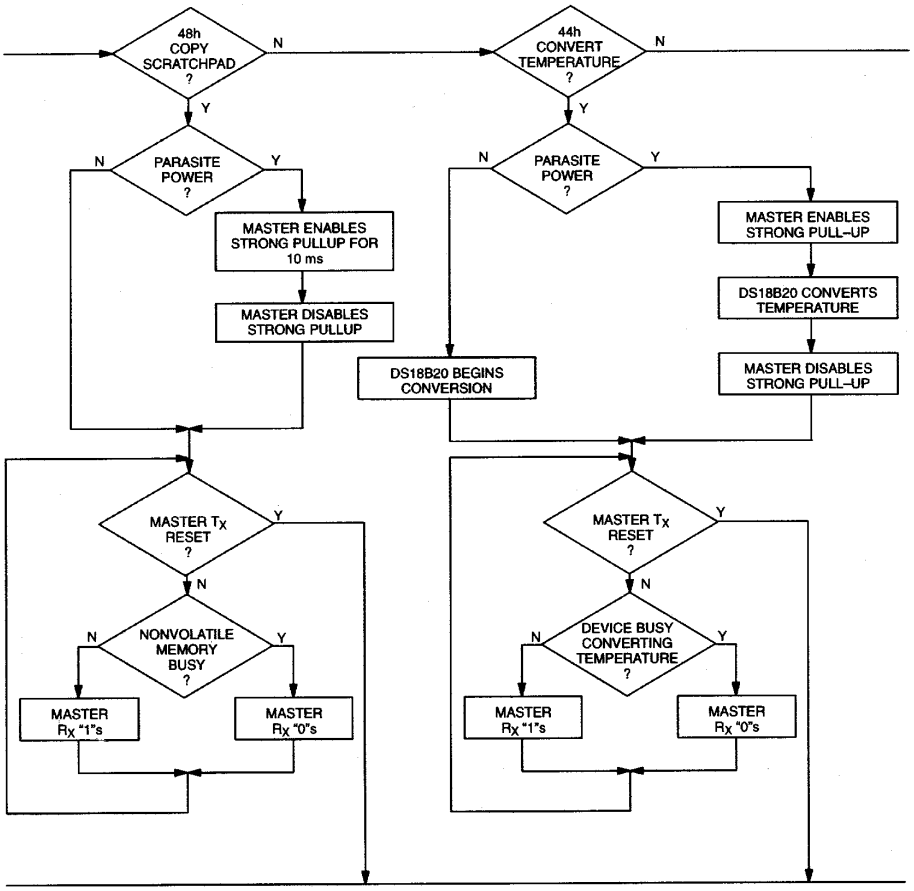
Read Power Supply [B4h]

With every read data time slot issued after this command has been sent to the DS18B20, the device will signal its power mode: 0=parasite power, 1=external power supply provided.

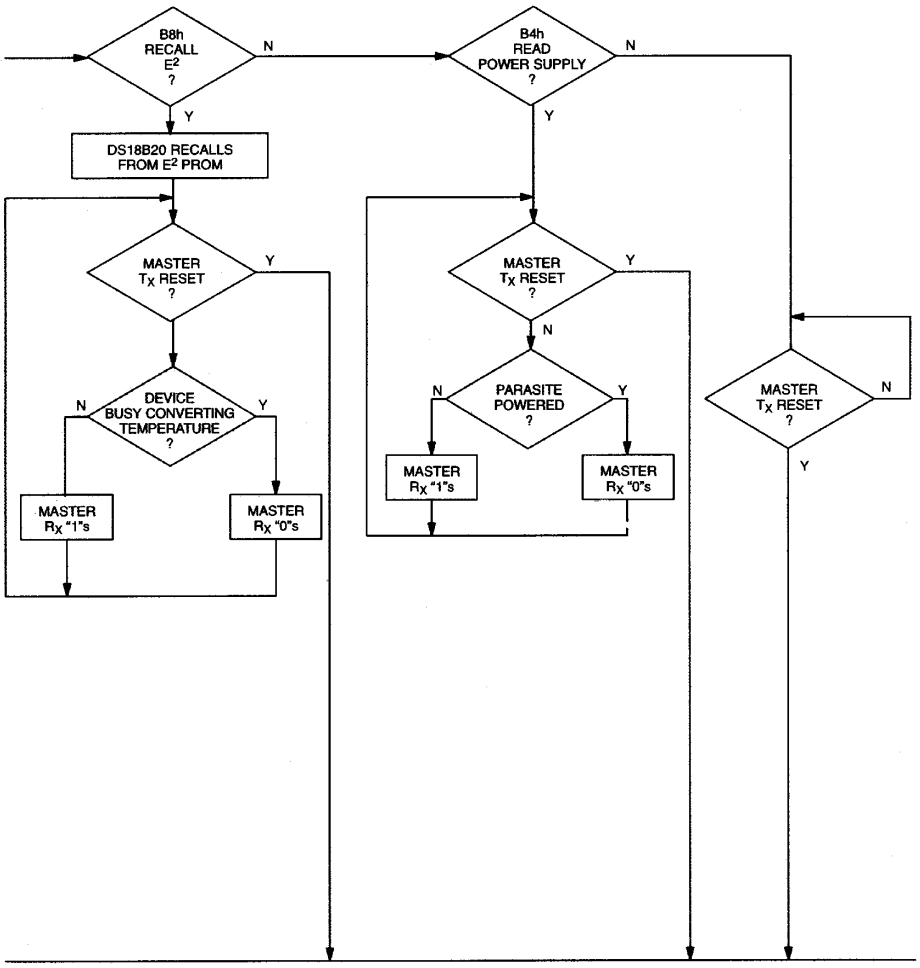
MEMORY FUNCTIONS FLOW CHART Figure 10



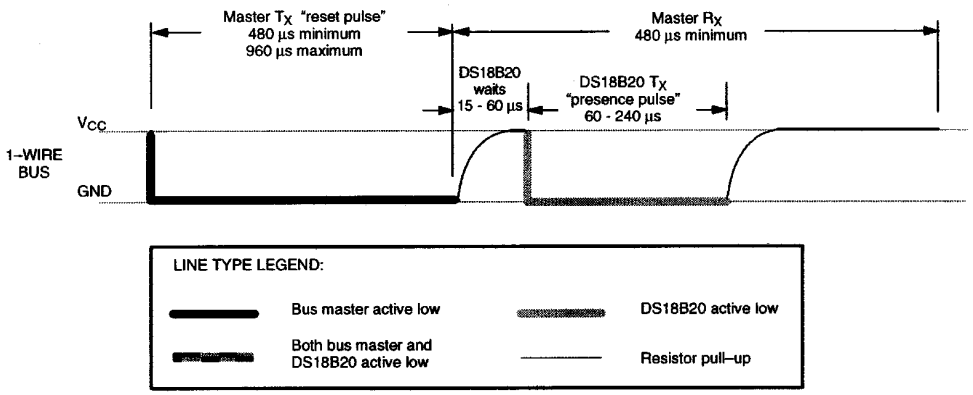
MEMORY FUNCTIONS FLOW CHART Figure 10 (cont'd)



MEMORY FUNCTIONS FLOW CHART Figure 10 (cont'd)



INITIALIZATION PROCEDURE "RESET AND PRESENCE PULSES" Figure 11



DS18B20 COMMAND SET Table 4

INSTRUCTION	DESCRIPTION	PROTOCOL	1-WIRE BUS AFTER ISSUING PROTOCOL	NOTES
TEMPERATURE CONVERSION COMMANDS				
Convert T	Initiates temperature conversion.	44h	<read temperature busy status>	1
MEMORY COMMANDS				
Read Scratchpad	Reads bytes from scratchpad and reads CRC byte.	BEh	<read data up to 9 bytes>	
Write Scratchpad	Writes bytes into scratchpad at addresses 2 through 4 (TH and TL temperature triggers and config).	4Eh	<write data into 3 bytes at addr. 2 through. 4>	3
Copy Scratchpad	Copies scratchpad into nonvolatile memory (addresses 2 through 4 only).	48h	<read copy status>	2
Recall E^2	Recalls values stored in nonvolatile memory into scratchpad (temperature triggers).	B8h	<read temperature busy status>	
Read Power Supply	Signals the mode of DS18B20 power supply to the master.	B4h	<read supply status>	

NOTES:

1. Temperature conversion takes up to 750 ms. After receiving the Convert T protocol, if the part does not receive power from the V_{DD} pin, the DQ line for the DS18B20 must be held high for at least a period greater than t_{conv} to provide power during the conversion process. As such, no other activity may take place on the 1-Wire bus for at least this period after a Convert T command has been issued.

2. After receiving the Copy Scratchpad protocol, if the part does not receive power from the V_{DD} pin, the DQ line for the DS18B20 must be held high for at least 10 ms to provide power during the copy process. As such, no other activity may take place on the 1-Wire bus for at least this period after a Copy Scratchpad command has been issued.

3. All 3 bytes must be written before a reset is issued.

READ/WRITE TIME SLOTS

DS18B20 data is read and written through the use of time slots to manipulate bits and a command word to specify the transaction.

Write Time Slots

A write time slot is initiated when the host pulls the data line from a high logic level to a low logic level. There are two types of write time slots: Write 1 time slots and Write 0 time slots. All write time slots must be a minimum of 60 µs in duration with a minimum of a 1-µs recovery time between individual write cycles.

The DS18B20 samples the DQ line in a window of 15 µs to 60 µs after the DQ line falls. If the line is high, a Write 1 occurs. If the line is low, a Write 0 occurs (see Figure 12).

For the host to generate a Write 1 time slot, the data line must be pulled to a logic low level and then released, allowing the data line to pull up to a high level within 15 µs after the start of the write time slot.

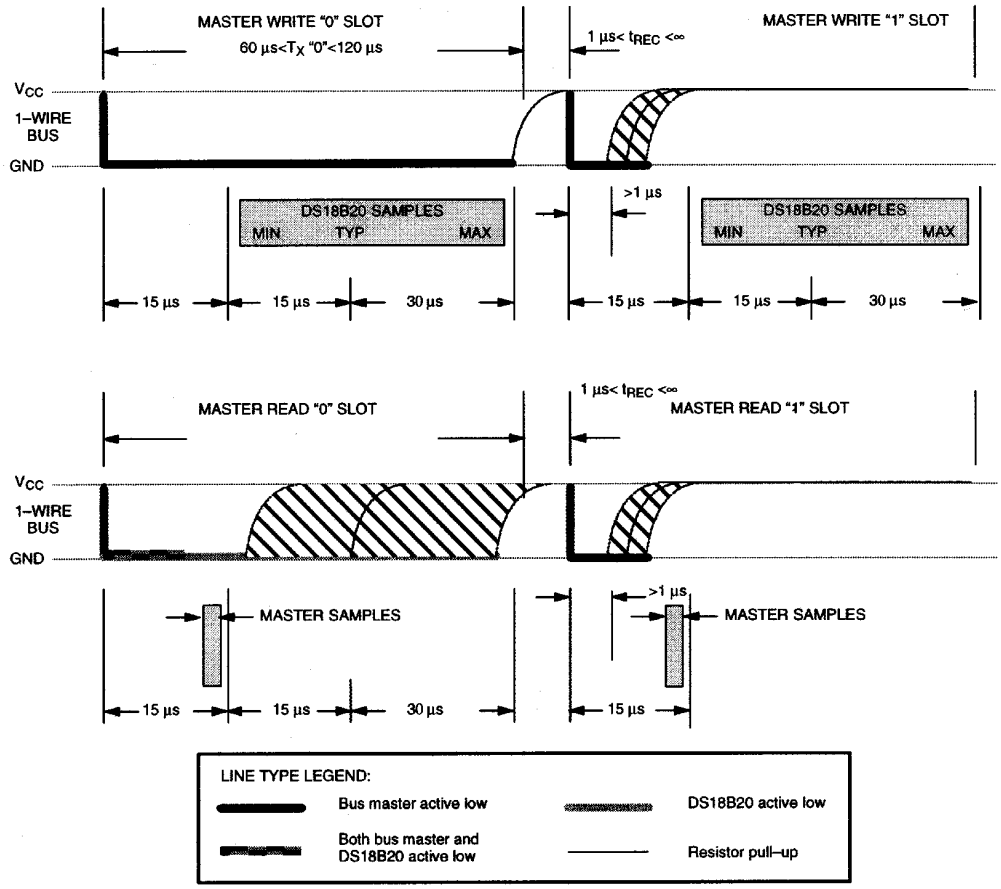
For the host to generate a Write 0 time slot, the data line must be pulled to a logic low level and remain low for 60 µs.

Read Time Slots

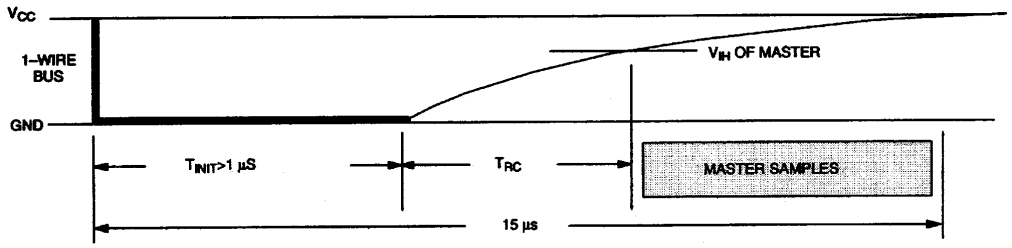
The host generates read time slots when data is to be read from the DS18B20. A read time slot is initiated when the host pulls the data line from a logic high level to logic low level. The data line must remain at a low logic level for a minimum of 1 µs; output data from the DS18B20 is valid for 15 µs after the falling edge of the read time slot. The host therefore must stop driving the DQ pin low in order to read its state 15 µs from the start of the read slot (see Figure 12). By the end of the read time slot, the DQ pin will pull back high via the external pullup resistor. All read time slots must be a minimum of 60 µs in duration with a minimum of a 1-µs recovery time between individual read slots.

Figure 12 shows that the sum of T_{INIT}, T_{RC}, and T_{SAMPLE} must be less than 15 µs. Figure 14 shows that system timing margin is maximized by keeping T_{INIT} and T_{RC} as small as possible and by locating the master sample time towards the end of the 15-µs period.

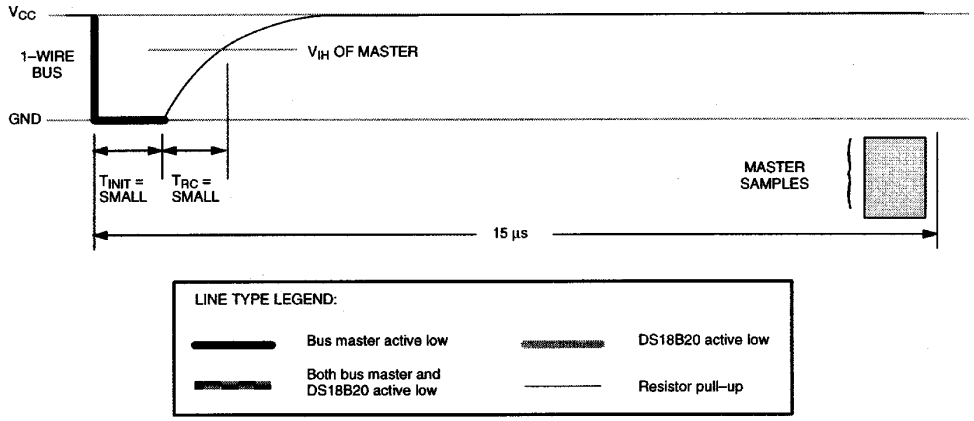
READ/WRITE TIMING DIAGRAM Figure 12



DETAILED MASTER READ 1 TIMING Figure 13



RECOMMENDED MASTER READ 1 TIMING Figure 14



Related Application Notes

The following Application Notes can be applied to the DS18B20. These notes can be obtained from the Dallas Semiconductor "Application Note Book," via our website at http://www.dalsemi.com/.

Application Note 27: "Understanding and Using Cyclic Redundancy Checks with Dallas Semiconductor Touch Memory Product"

Application Note 55: "Extending the Contact Range of Touch Memories"

Application Note 74: "Reading and Writing Touch Memories via Serial Interfaces"

Application Note 104: "Minimalist Temperature Control Demo"

Application Note 106: "Complex MicroLANs"

Application Note 108: "MicroLAN - In the Long Run"

Sample 1-Wire subroutines that can be used in conjunction with AN74 can be downloaded from the website or our Anonymous FTP Site.

MEMORY FUNCTION EXAMPLE Table 5

Example: Bus Master initiates temperature conversion, then reads temperature (parasite power assumed).

MASTER MODE	DATA (LSB FIRST)	COMMENTS
TX	Reset	Reset pulse (480-960 µs).
RX	Presence	Presence pulse.
TX	55h	Issue "Match ROM" command.
TX	<64-bit ROM code>	Issue address for DS18B20.
TX	44h	Issue " Convert T" command.
TX	<I/O LINE HIGH>	I/O line is held high for at least a period of time greater than t_{conv} by bus master to allow conversion to complete.
TX	Reset	Reset pulse.
RX	Presence	Presence pulse.
TX	55h	Issue "Match ROM" command.
TX	<64-bit ROM code>	Issue address for DS18B20.
TX	BEh	Issue "Read Scratchpad" command.
RX	<9 data bytes>	Read entire scratchpad plus CRC; the master now recalculates the CRC of the eight data bytes received from the scratchpad, compares the CRC calculated and the CRC read. If they match, the master continues; if not, this read operation is repeated.
TX	Reset	Reset pulse.
RX	Presence	Presence pulse, done.

MEMORY FUNCTION EXAMPLE Table 6

Example: Bus Master writes memory (parasite power and only one DS18B20 assumed).

MASTER MODE	DATA (LSB FIRST)	COMMENTS
TX	Reset	Reset pulse.
RX	Presence	Presence pulse.
TX	CCh	Skip ROM command.
TX	4Eh	Write Scratchpad command.
TX	<3 data bytes>	Writes three bytes to scratchpad (TH, TL, and config).
TX	Reset	Reset pulse.
RX	Presence	Presence pulse.
TX	CCh	Skip ROM command.
TX	BEh	Read Scratchpad command.
RX	<9 data bytes>	Read entire scratchpad plus CRC. The master now recalculates the CRC of the eight data bytes received from the scratchpad, compares the CRC and the two other bytes read back from the scratchpad. If data match, the master continues; if not, repeat the sequence.
TX	Reset	Reset pulse.
RX	Presence	Presence pulse.
TX	CCh	Skip ROM command.
TX	48h	Copy Scratchpad command; after issuing this command, the master must wait 10 ms for copy operation to complete.
TX	Reset	Reset pulse.
RX	Presence	Presence pulse, done.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

Voltage on Any Pin Relative to Ground	-0.5V to +6.0V
Operating Temperature	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-55°C to +125°C
Soldering Temperature	See J-STD-020A specification

* This is a stress rating only and functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operation sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods of time may affect reliability.

RECOMMENDED DC OPERATING CONDITIONS

PARAMETER	SYMBOL	CONDITION	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
Supply Voltage	V_{DD}	Local Power	3.0		5.5	V	1
Data Pin	DQ		-0.3		+5.5	V	1
Logic 1	V_{IH}		2.2		V_{CC}+ 0.3	V	1,2
Logic 0	V_{IL}		-0.3		+0.8	V	1,3,7

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (-55°C to +125°C; V_{DD}=3.0V to 5.5V)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITION	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
Thermometer Error	t_{ERR}	-10°C to +85°C			±½	°C	
		-55°C to +125°C			±2		
Input Logic High	V_{IH}	Local Power Parasite Power	2.2 3.0		5.5	V V	1,2 1,2
Input Logic Low	V_{IL}		-0.3		+0.8	V	1,3,7
Sink Current	I_L	$V_{I/O}$=0.4V	-4.0			mA	1
Standby Current	I_{DDS}			750	1000	nA	6,8
Active Current	I_{DD}			1	1.5	mA	4
DQ-Input Load Current	I_{DQ}			5		µA	5

AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS: NV MEMORY

(-55°C to +125°C; V_{DD}=3.0V to 5.5V)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITION	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
NV Write Cycle Time	t_{wr}			2	10	ms	
EEPROM Writes	N_{EEWR}	-55°C to +55°C	50k			writes	
EEPROM Data Retention	t_{EEDR}	-55°C to +55°C	10			years	

AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS: (-55°C to +125°C; V_{DD}=3.0V to 5.5V)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITION	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
Temperature Conversion Time	t_{CONV}	9 bit			93.75	ms	
		10 bit			187.5		
		11 bit			375		
		12 bit			750		
Time Slot	t_{SLOT}		60		120	µs	
Recovery Time	t_{REC}		1			µs	
Write 0 Low Time	r_{LOW0}		60		120	µs	
Write 1 Low Time	t_{LOW1}		1		15	µs	
Read Data Valid	t_{RDV}				15	µs	
Reset Time High	t_{RSTH}		480			µs	
Reset Time Low	t_{RSTL}		480			µs	9
Presence Detect High	t_{PDHIGH}		15		60	µs	
Presence Detect Low	t_{PDLOW}		60		240	µs	
Capacitance	$C_{IN/OUT}$				25	pF	

NOTES:

1. All voltages are referenced to ground.

2. Logic one voltages are specified at a source current of 1 mA.

3. Logic zero voltages are specified at a sink current of 4 mA.

4. Active current refers to either temperature conversion or writing to the E^2 memory. Writing to E^2 memory consumes approximately 200 µA for up to 10 ms.

5. Input load is to ground.

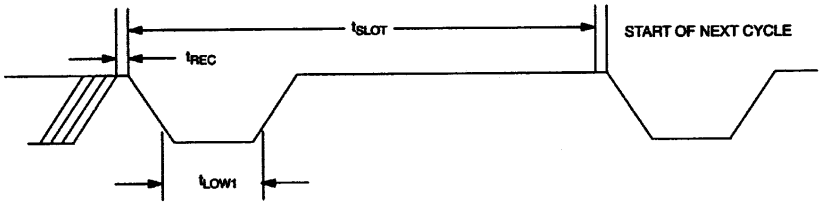
6. Standby current specified up to 70°C. Standby current typically is 3 µA at 125°C.

7. To always guarantee a presence pulse under low voltage parasite power conditions, V_{ILMAX} may have to be reduced to as much as 0.5V.

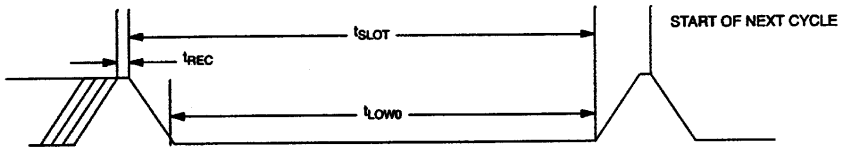
8. To minimize I_{DDS}, DQ should be: GND ≤ DQ ≤ GND +0.3V or V_{DD} – 0.3V ≤ DQ ≤ V_{DD}.

9. Under parasite power, the max t_{RSTL} before a power on reset occurs is 960 µS.

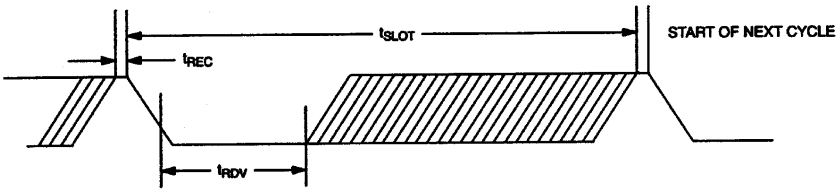
1–WIRE WRITE ONE TIME SLOT



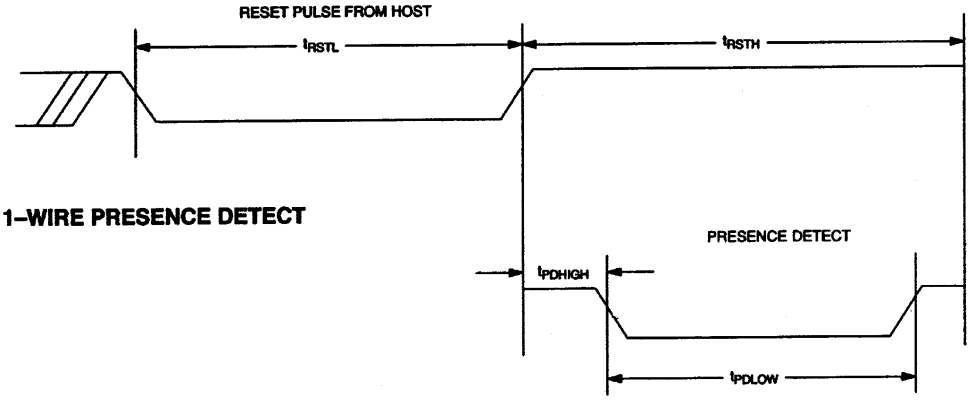
1–WIRE WRITE ZERO TIME SLOT



1–WIRE READ ZERO TIME SLOT

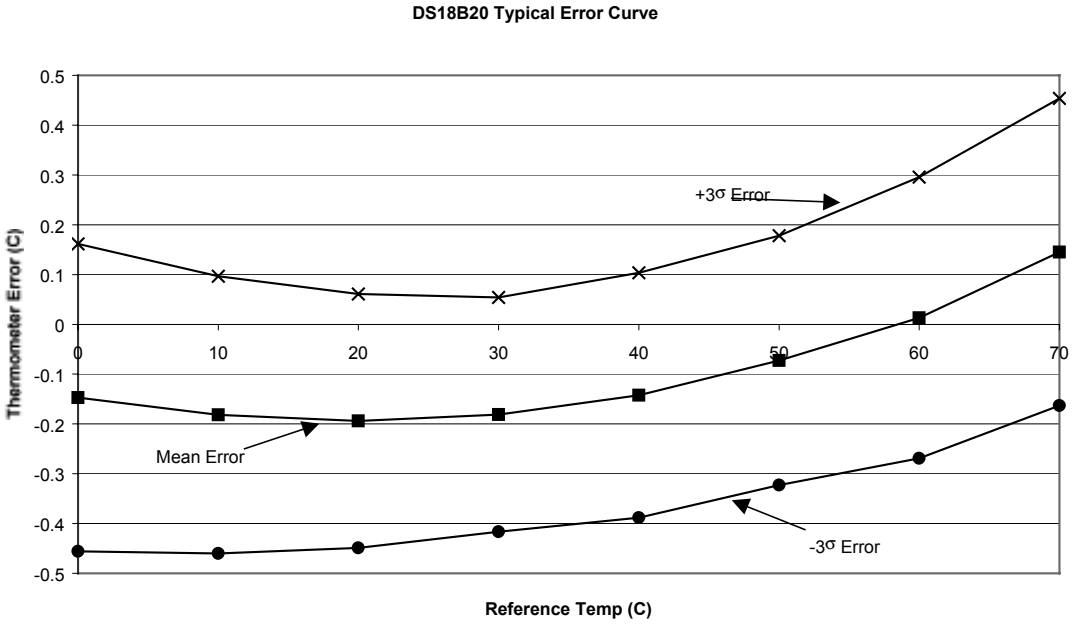


1–WIRE RESET PULSE



1–WIRE PRESENCE DETECT

TYPICAL PERFORMANCE CURVE



ANEXO F

HOJA DE DATOS DEL PUENTE H

Dimensions

Size:	1.3″ × 0.8″
Weight:	3.3 g[1]

General specifications

Motor channels:	1
Minimum operating voltage:	6.5 V
Maximum operating voltage:	40 V[2]
Continuous output current per channel:	13 A[3]
Current sense:	0.04 V/A
Maximum PWM frequency:	100 kHz
Minimum logic voltage:	1.8 V
Maximum logic voltage:	5.5 V
Reverse voltage protection?:	Y

Identifying markings

PCB dev codes:	md31a
Other PCB markings:	0J9257, blank white box

Overview

The Pololu G2 high-power motor driver is a discrete MOSFET H-bridge designed to drive large brushed DC motors. The H-bridge is made up of one N-channel MOSFET per leg; the rest of the board contains the circuitry to take user inputs and control the MOSFETs. The absolute maximum voltage for this motor driver is 40 V, and higher voltages can permanently destroy the motor driver. Under normal operating conditions, ripple voltage on the supply line can raise the maximum voltage to more than the average or intended voltage, so a safe maximum voltage is approximately 34 V.

Note: Battery voltages can be much higher than nominal voltages when they are charged, so the maximum nominal battery voltage we recommend is **28 V** unless appropriate measures are taken to limit the peak voltage.

The versatility of this driver makes it suitable for a large range of currents and voltages: it can deliver up to 13 A of continuous current with a board size of only 1.3" × 0.8" and no required heat sink. The module offers a simple interface that requires as few as two I/O lines while still allowing for your choice of sign-magnitude or locked-antiphase operation. A current sense output gives an indicator of motor current, and the driver can limit the motor current to a configurable threshold. The power supply inputs feature reverse-voltage protection, while integrated detection of various fault conditions helps protect against other common causes of catastrophic failure; however, please note that the board does not include over-temperature protection.

The G2 High-Power Motor Driver 24v13 is a second-generation successor to our original High-Power Motor Driver 24v12 and can be used as a near drop-in replacement in typical applications. See "Differences from original high-power motor drivers" below for more details.

Features

- Operating voltage: 6.5 V to 40 V (absolute maximum)
- Output current: 13 A continuous
- Inputs compatible with 1.8 V, 3.3 V, and 5 V logic
- PWM operation up to 100 kHz
- Current sense output proportional to motor current (approx. 40 mV/A; only active while H-bridge is driving)
- Active current limiting (chopping) with default threshold of 30 A (can be adjusted lower)
- Reverse-voltage protection
- Undervoltage shutdown
- Short circuit protection

Using the motor driver

Connections

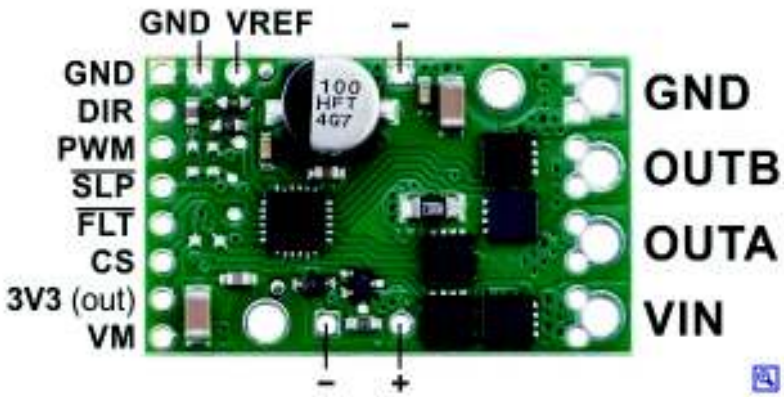
The motor and motor power connections are on one side of the board, and the control connections (1.8 V to 5 V logic) are on the other side. The motor supply should be capable of supplying high current. There are two options for making the high-power connections (VIN, OUTA, OUTB, GND): large holes spaced 5 mm apart, which are compatible with the included terminal blocks, and pairs of 0.1"-spaced holes that can be used with perfboards, breadboards, and 0.1" connectors.

For good performance, it is **very important** to install a large capacitor across the motor supply and ground close to the motor driver. We generally recommend using a capacitor of at least a few hundred µF and rated well above the maximum supply voltage; the required capacitance will be greater if the power supply is poor or far (more than about a foot) from the driver, and it will also depend on other factors like motor characteristics and applied PWM frequency. A through-hole capacitor can be installed directly on the board in the holes labeled '+' and '–' (connected to VM and GND, respectively). The driver includes an on-board 100 µF capacitor, which might be sufficient for brief tests and limited low-power operation, but adding a bigger capacitor is strongly recommended for most applications.

> **Warning:** Take proper safety precautions when using high-power electronics. Make sure you know what you are doing when using high voltages or currents! During normal operation, this product can get **hot** enough to burn you. Take care when handling this product or other components connected to it.

The logic connections are designed to interface with 1.8 V to 5 V systems (5.5 V max). By default, the driver is in a low-power sleep mode; the $\overline{\text{SLP}}$ pin should be driven or tied to a logic high voltage in order to enable the driver. In a typical configuration, only two other pins are required: PWM and DIR.

Pinout



PIN	Default State	Description
VIN		This is the main 6.5 V to 40 V (absolute max) motor power supply connection.
VM		This pin gives you access to the motor power supply after reverse-voltage protection. It can be used to supply reverse-protected power to other components in the system, but it should not be used for high currents. This pin should only be used as an output.
+, –		These pads are intended for a power supply capacitor (they are connected to VM and GND, respectively).
3V3 (out)		This regulated 3.3 V **output** provides a few milliamps, which can be useful as a reference or for powering small external circuits. This output should not be connected to other external power supply lines. It is disabled when the driver is in sleep mode. **Be careful not to accidentally short this pin to the neighboring VM pin while power is being supplied** as doing so will instantly destroy the board!
GND		Ground connection for logic and motor power supplies.
OUTA		Motor output pin A (connects to one terminal of a DC motor).
OUTB		Motor output pin B (connects to the other terminal of a DC motor).
PWM	LOW	Pulse width modulation input: a PWM signal on this pin corresponds to a PWM output on the motor outputs.
DIR	LOW	Direction input: when DIR is high, current will flow from OUTA to OUTB; when it is low, current will flow from OUTB to OUTA.
$\overline{\text{SLP}}$	LOW	Inverted sleep input: This pin is internally pulled low, putting the motor driver into a low-power sleep mode. $\overline{\text{SLP}}$ must be driven logic high to enable the driver. *Note:* The $\overline{\text{SLP}}$ pin cannot be tied to the board's 3V3 output to permanently enable the driver, since the 3.3 V output is disabled when the driver is in sleep mode.
FLT		Fault indicator: This open-drain output is driven low when a fault has occurred. See below for details. In order to use this output, you should externally pull this pin up to your system's logic voltage.
CS		Current sense output: This pin outputs a voltage proportional to the motor current when the H-bridge is driving (but not while it is braking, including when current limiting is active). The output voltage is about 40 mV/A plus a 50 mV offset.
VREF		Reference voltage input: An additional resistor can be connected between this pin and GND to lower the current limiting (chopping) threshold. Without an additional resistor, the current limit defaults to about 30 A. See below for details.

Motor control options

With the PWM pin held low, both motor outputs will be held low (a brake operation). With PWM high, the motor outputs will be driven according to the DIR input. This allows two modes of operation: sign-magnitude, in which the PWM duty cycle controls the speed of the motor and DIR controls the direction, and locked-antiphase, in which a pulse-width-modulated signal is applied to the DIR pin with PWM held high.

In locked-antiphase operation, a low duty cycle drives the motor in one direction, and a high duty cycle drives the motor in the other direction; a 50% duty cycle turns the motor off. A successful locked-antiphase implementation depends on the motor inductance and switching frequency smoothing out the current (e.g. making the current zero in the 50% duty cycle case), so a high PWM frequency might be required.

Motor Driver Truth Table

PWM	DIR	OUTA	OUTB	Operation
H	H	H	L	Forward
H	L	L	H	Reverse
L	X	L	L	Brake

PWM frequency

The motor driver supports PWM frequencies as high as 100 kHz, but note that switching losses in the driver will be proportional to the PWM frequency. Typically, around 20 kHz is a good choice for sign-magnitude operation since it is high enough to be ultrasonic, which results in quieter operation.

A pulse on the PWM pin must be high for a minimum duration of approximately 0.5 µs before the outputs turn on for the corresponding duration (any shorter input pulse does not produce a change on the outputs), so low duty cycles become unavailable at high frequencies. For example, at 100 kHz, the pulse period is 10 µs, and the minimum non-zero duty cycle achievable is 0.5/10, or 5%.

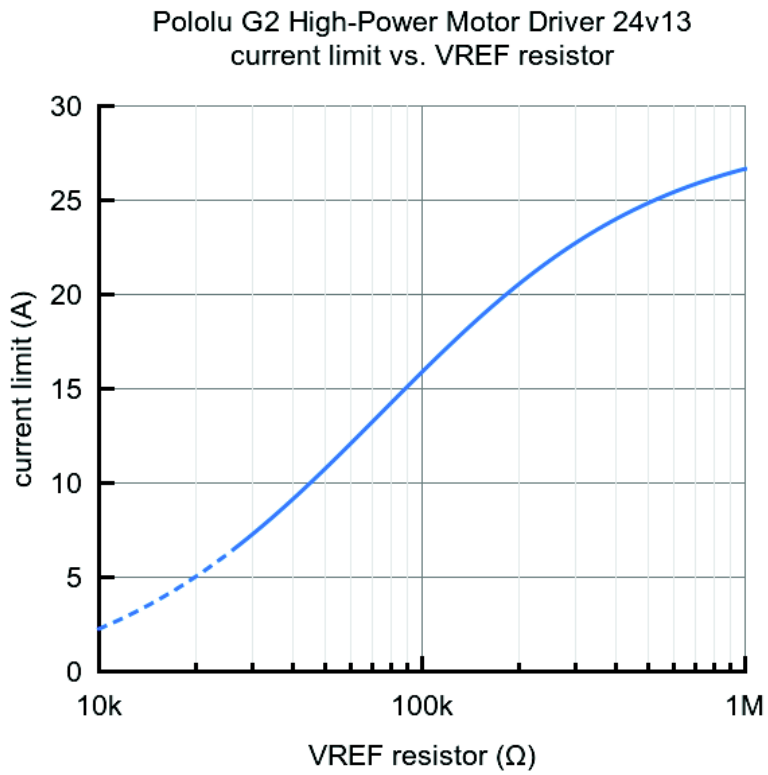
Current sensing and limiting

The driver's current sense pin, CS, outputs a voltage proportional to the motor current while the H-bridge is driving. The output voltage is about 40 mV/A plus a small offset, which is typically about 50 mV.

The CS output is only active while the H-bridge is in drive mode; it is inactive (low) when the driver is in brake mode (slow decay), which happens when the PWM input is low or when current limiting is active. Current will continue to circulate through the motor when the driver begins braking, but the voltage on the CS pin will not accurately reflect the motor current in brake mode. The CS voltage is used internally by the motor driver, so to avoid interfering with the driver's operation, you should not add a capacitor to this pin or connect a load that draws more than a few mA from it.

The G2 driver has the ability to limit the motor current through current chopping: once the motor drive current reaches a set threshold, the driver goes into brake mode (slow decay) for about 25 µs before applying power to drive the motor again. This makes it more practical to use the driver with a motor that might only draw a few amps while running but can draw many times that amount (tens of amps) when starting.

The current limiting threshold is set to about 30 A by default. You can lower the limit by connecting an additional resistor between the VREF pin and the adjacent GND pin; the graph below shows how the current limit relates to the VREF resistor value. For example, adding a 100 kΩ resistor between VREF and GND lowers the current limit to approximately 16 A. Note that the current limiting is less accurate at especially low settings (indicated by the dashed portion of the curve).



Fault conditions

The motor driver can detect several fault states that it reports by driving the FLT pin low; this is an open-drain output that should be pulled up to your system's logic voltage. The detectable faults include short circuits on the outputs, under-voltage, and over-temperature. All of the faults disable the motor outputs but are not latched, meaning the driver will attempt to resume operation when the fault condition is removed (or after a delay of a few milliseconds in the case of the short circuit fault). The over-temperature fault provides a weak indication of the board being too hot, but it does not directly indicate the temperature of the MOSFETs, which are usually the first components to overheat, so you should not count on this fault to prevent damage from over-temperature conditions.

Real-world power dissipation considerations

The MOSFETs can handle large current spikes for short durations (e.g. 100 A for a few milliseconds), and the driver's current chopping will keep the average current under the set limit. The peak ratings are for quick transients (e.g. when a motor is first turned on), and the continuous rating of 13 A is dependent on various conditions, such as the ambient temperature. PWMing the motor will introduce additional heating proportional to the frequency. The actual current you can deliver will depend on how well you can keep the motor driver cool. The driver's printed circuit board is designed to draw heat out of the MOSFETs, but performance can be improved by adding a heat sink.

Warning: This motor driver has no over-temperature shut-off. An over-temperature or over-current condition can cause **permanent damage** to the motor driver. You might consider using either the driver's integrated current sense output or an external current sensor to monitor your current draw.

ANEXO G

CERTIFICADO DE FUNCIONAMIENTO

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL
IESS HOSPITAL DE AMBATO
Servicio de Mantenimiento

Memorando. No. IESS-HG-AM-MSTC-2017-002-MFDQ
Ambato, Septiembre 6 de 2017

PARA: Sr. Ing. Nelson Sotomayor **COORDINADOR CARRERA DE INGENEIRÍA EN ELECTRÓNICA Y CONTROL; ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL**

ASUNTO: CERTIFICADO SR. DIEGO PAÚL OCAÑA

Presente.-

Por pedido del Señor DIEGO PAÚL OCAÑA URBINA, portador de la cédula de ciudadanía 1803936788 estudiante de la Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la carrera de Ingeniería Eléctrica y Control; me es grato indicar que ha asistido al área de Rehabilitación del Hospital General Ambato, del cual soy Jefa de Área, para la revisión y aprobación del equipo prototipo desarrollado en su proyecto de titulación: **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN EQUIPO TERAPEÚTICO DE APLICACIÓN LOCAL DE CALOR Y FRÍO PARA EL ÁREA DE FISIOTERAPIA DEL HOSPITAL GENERAL – AMBATO**; del cual puedo indicar que:

- El equipo está funcionando correctamente tanto en temperatura como en tiempos de tratamiento, siendo estos sus parámetros críticos.
- Se hicieron pruebas en varios ususarios, y se comprobó las bondades del equipo para cada una de las terapias.
- El equipo posee mejores prestaciones que los sistemas actuales.
- El equipo disminuye los posibles riesgos laborales y de operación tanto en usuarios como en el personal que labora en el Área de Compresas de esta Casa de Salud.
- El equipo no incomoda los tratamientos ya que es silencioso.
- La operación del equipo es simple debido a los indicadores y controles que cuenta.

En consecuencia puedo indicar que el equipo es apto para brindar terapias a los pacientes que requieren de este tratamiento para recuperar su salud.

Expreso mis agradecimientos y felicitaciones por esta iniciativa que responde a las necesidades locales, demostrando que en nuestro País si es posible generar e implementar esta tecnología.

Atentamente:

HOSPITAL IESS AMBATO
Dra. Mabel Chimbo Ramos
FISIATRIA
L. 1 "A" F. 7 Nº 19

Dra. Mabel Chimbo Ramos
Jefa del Área de Rehabilitación
Hospital General Ambato