

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
LICENCIATURA EN BIOINGENIERÍA MÉDICA
DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN PROFESIONAL



“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE DISPOSITIVO PARA TERAPIA DE CONTRASTE EN RODILLA
BASADO EN CELDAS PELTIER”

TESIS

PARA OBTENER EL TITULO DE LICENCIADO EN BIOINGENIERÍA MÉDICA

PRESENTAN:

P.L.B.M. OSCAR EDUARDO AGUILAR MEJÍA

P.L.B.M. ALEJANDRA TARANGO GÓMEZ

DIRECTOR DE TESIS:

DR. RIGOBERTO MARTÍNEZ MÉNDEZ

REVISORES:

MTRA. MARIANA ÁLVAREZ CARVAJAL

MTRO. ÁNGEL GABRIEL ESTÉVEZ PEDRAZA

TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO, 2020

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE FIGURAS	4
ÍNDICE DE TABLAS.....	7
ÍNDICE DE GRAFICAS	8
RESUMEN	9
ABSTRACT.....	10
1. INTRODUCCIÓN.....	11
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	12
1.2. JUSTIFICACIÓN.....	12
1.3. OBJETIVO GENERAL.....	13
1.3.1. <i>OBJETIVOS PARTICULARES</i>	13
1.4. META DE INGENIERIA	14
1.5. HIPOTESIS	14
2. MARCO TEORICO Y ESTADO DEL ARTE.....	15
2.1. OSTEOARTRITIS Y TRATAMIENTO.....	15
2.1.1. <i>ARTRITIS</i>	15
2.1.2. <i>OSTEOARTRITIS DE RODILLA</i>	15
2.1.3. <i>TRATAMIENTO PARA LA OSTEOARTRITIS DE RODILLA</i>	17
2.2. ESTUDIOS DE INVETIGACION Y DISPOSITIVOS EN EL MERCADO..	24
2.2.1. <i>TERMOTERAPIA Y OSTEOARTRITIS DE RODILLA</i>	24
2.2.2. <i>PROPUESTAS DE DISPOSITIVOS PARA LA APLICACIÓN DE TERMOTERAPIA</i>	25
2.2.3. <i>COMPRESAS</i>	26
2.2.4. <i>DISPOSITIVOS QUE UTILIZAN COMPRESAS FRÍAS</i>	31
3. DESARROLLO.....	34
3.1. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO DEL PROTOTIPO	34
3.2. DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL DEL PROTOTIPO	34
3.2.2. <i>SISTEMA HIDRÁULICO</i>	38
3.2.3. <i>SISTEMA DE MEDICIÓN</i>	43
3.2.4. <i>SISTEMA DE CONTROL</i>	44
3.2.5. <i>Alimentación</i>	53

4. RESULTADOS Y DISCUSION DE RESULTADOS	55
4.1. PROTOTIPO	55
4.1.1. SISTEMA DE TEMPERATURA	55
4.1.2. SISTEMA DE CONTROL	57
4.1.3. SISTEMA HIDRÁULICO	62
4.1.4. SISTEMA DE MEDICIÓN.....	64
4.1.5. ALIMENTACIÓN	65
4.2. MEDICIÓN DE VOLTAJE Y AMPERAJE DE LA TARJETA DE POTENCIA	65
4.3. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL PROTOTIPO TERMINADO	67
4.4. PRUEBAS DE TIEMPO Y TEMPERATURA	68
4.5. EVALUACIÓN DE TEMPERATURA EN LA COMPRESA.....	72
4.6. OPINIÓN DE TERAPEUTAS SOBRE EL PROTOTIPO.....	74
5. CONCLUSIONES.....	75
REFERENCIAS.....	78
ANEXOS	82
ANEXO A (PRECIOS)	82
ANEXO B (DIAGRAMA DE FLUJO).....	83
ANEXO C (CÓDIGO EN LENGUAJE C++).....	91

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Espacio articular. A la izquierda, cavidades articulares dañados. A la derecha, cavidades articulares normales. Imagen tomada de (6).....	16
Figura 2. Ayudas técnicas. A la izquierda se visualiza un bastón y a la derecha una rodilla de neopreno. Imagen tomada de (7).....	18
Figura 3. Intervenciones quirúrgicas para la osteoartritis. A la izquierda se muestra una cirugía utilizando un artroscopio y a la derecha una artroplastia. Imagen tomada de A.D.A.M Inc. Artroscopia de rodilla [Internet]. A.D.A.M. Interactive Anatomy. [citado 9 de marzo de 2019]. Disponible en: http://aia5.adam.com/content.aspx?productId=118&pid=5&gid=002972	19
Figura 4. Estimulación Nerviosa Eléctrica Transcutánea (TENS) para tratamiento de la osteoartritis de rodilla. Imagen tomada de (10).	21
Figura 5. Tratamiento de termoterapia, compresas calientes. Imagen tomada de (10).....	23
Figura 6. Parches térmicos terapéuticos de la marca THERMACARE® (izquierda) y HANSAPLAST (derecha). Imagen tomada de (24).	26
Figura 7. Compresas COLPAC®. A la izquierda 6 tallas de compresas frías y a la derecha dispositivo Chantanooga que enfría la compresa fría. Imagen tomada de (25) (26).....	27
Figura 8. Compresas ICE® POWER compresa instantánea fría (mono uso). Imagen tomada de (28).	28
Figura 9. Compresas de la compañía ACTIVE ICE® - ICE KNEE. Imagen tomada de (29).....	29
Figura 10. Compresas calientes HotPac® (izquierda) y Compresor caliente Hydrocollator (derecha). Imagen tomada de (30) (31).	30
Figura 11. Compresa Thermogel®. Imagen tomada de (32).	31
Figura 12. Gorro de enfriamiento de equipo COOL-CAP®. Imagen tomada de (34).....	32
Figura 13. Unidad central de enfriamiento y gorro de enfriamiento de equipo DIGNICAP®. Imagen tomada de (35).	33
Figura 14. Diagrama a bloques propuesto para el prototipo.....	35
Figura 15. Celda Peltier TEC1-12706. Imagen tomada de Celda Peltier TEC1-12706 12v 60W [Internet]. CDMX Electrónica. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://cdmxelectronica.com/producto/celda-peltier/	37
Figura 16. Diagrama del sistema hidráulico.....	39
Figura 17. Gorro de Cool cap / Compresa para la terapia de rodilla.	40
Figura 18. Bomba sumergible Real Water Pump 5042. Imagen tomada de Mini Bomba de Agua Sumergible 12V, 4,2W, 240L/H. Modelo QR30E [Internet].	

Tienda8. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://www.tienda8.cl/mini-bombas-sumergibles/mini-bomba-de-agua	41
Figura 19. Electroválvula solenoide Tecneu VALV-SOL-1P2-12V. Imagen tomada de Tecneu. Electroválvula solenoide de ¼ de pulgada. [Internet]. Tecneu. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://www.tecneu.com/search?q=electrovalvula&type=product	42
Figura 20. Sensor de temperatura sumergible ds18b20. Imagen tomada de Geek Factory. Hoja de datos de DS18B20 sensor de temperatura [Internet]. Geek Factory. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://www.geekfactory.mx/download/hoja-de-datos-o-datasheet-de-ds18b20-sensor-de-temperatura/	43
Figura 21. Transistor tipo MOSFET IRFZ44N. Imagen tomada de Mercado Libre. Mosfet Regulador Potencia Irfz44n [Internet]. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-592184831-mosfet-regulador-potencia-irfz44n-49a-55v-to-220-transistor-_JM	46
Figura 22. Diagrama eléctrico de la tarjeta de potencia.	46
Figura 23. Diseño propuesto para tarjeta PCB de potencia.	50
Figura 24. Diseño gráfico propuesto para la interfaz.	51
Figura 25. Diseño propuesto para el circuito de la interfaz gráfica.	52
Figura 26. Diseño propuesto para el circuito de la interfaz gráfica.	53
Figura 27. Fuente conmutada Tecneu 12V a 5A. Imagen tomada de Fuente Conmutada De Alimentación 12V 50A [Internet]. Tecneu. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://www.tecneu.com/products/fuente-conmutada-de-alimentacion-12v-50a-600w-110-220vca	54
Figura 28. Celdas Peltier en el dispositivo con disipadores y ventiladores (Derecha- terapia fría e Izquierda-terapia caliente).	55
Figura 29. Contenedores de cobre (Derecha-contenedor de líquido caliente e Izquierda: contenedor de líquido frío).	56
Figura 30. Contenedores con celdas Peltier, disipadores y ventiladores.	57
Figura 31. Tarjeta de potencia realizada por la técnica de serigrafía.	58
Figura 32. Tarjeta de interfaz realizada por la técnica de serigrafía.	58
Figura 33. Tarjeta de potencia con componentes eléctricos soldados.	59
Figura 34. Tarjeta de la interfaz física con componentes soldados.	60
Figura 35. Bombas en los contenedores de calor y frío.	62
Figura 36. Conexión de manguera a la electroválvula por medio de coples de 1/2 pulgada.	63
Figura 37. Sistema hidráulico con circulación del líquido frío y caliente.	63
Figura 38. Tapa de los contenedores perforada.	64
Figura 39. Contenedores y sensores de temperatura en el prototipo.	64
Figura 40. Regulador de voltaje de 5V.	65

Figura 41. Parte fija del prototipo (izquierda vista frontal y derecha vista posterior).	67
Figura 42. Parte removible del prototipo.....	68
Figura 43. Prototipo terminado con la parte fija y la parte removible.....	68
Figura 44. Aplicación de terapia de contraste en rodilla para la evaluación de la temperatura en la compresa.....	72

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Efectos de la terapia de contraste.....	22
Tabla 2. Dimensiones de ventiladores y disipadores de las celdas Peltier.	38
Tabla 3. Carga correspondiente para cada transistor IRFZ44N.....	47
Tabla 4. Suministro de voltaje de acuerdo con la bornera del circuito propuesto. 48	
Tabla 5. Función y elementos del diseño para la interfaz.	51
Tabla 6. Consumo de corriente de elementos eléctricos.	53
Tabla 7. Descripción de botones de acuerdo con la tarjeta de la Interfaz.....	59
Tabla 8. Medición de voltaje y amperaje de los componentes de la tarjeta de potencia.....	65
Tabla 9. Características físicas de parte fija y parte removible.	67
Tabla 10. Tabla de precios.....	82

ÍNDICE DE GRAFICAS

Gráfica 1. Comportamiento de temperatura del líquido en contenedor frio (Temperatura del líquido-Línea azul, Rango máximo-Línea punteada gris, Rango mínimo-Línea punteada naranja).	69
Gráfica 2. Comportamiento de temperatura del líquido en contenedor caliente (Temperatura del líquido-Línea verde, Rango máximo-Línea punteada amarilla, Rango mínimo-Línea punteada azul).....	70
Gráfica 3. Comportamiento de temperatura en contenedores con hielo en el contenedor	72
Gráfica 4. Evaluación de temperatura en la compresa.	73

RESUMEN

El siguiente trabajo describe el diseño y construcción de un dispositivo para proporcionar terapia de contraste en pacientes con osteoartritis de rodilla, haciendo circular agua caliente y fría a través de una compresa colocada sobre el área.

La osteoartritis de rodilla es una patología que provoca desgaste articular. Afectando al 11% de la población de adultos mayores en México y el mundo, esta enfermedad puede presentarse a cualquier edad. La sintomatología de la osteoartritis consiste en rigidez, inflamación, dolor musculoesquelético y pérdida de movimiento articular. El tratamiento tiene como objetivo disminuir la sintomatología con terapias o medicamentos. En casos crónicos se realiza una intervención quirúrgica. Existen diversas opciones para tratar el padecimiento. La terapia de contraste es una alternativa eficaz que consiste en la aplicación superficial de frío y calor alternadamente sobre el área a tratar con la finalidad de crear un efecto de vasoconstricción y vasodilatación. Sin embargo, no existe actualmente ningún dispositivo especializado en brindar terapia de frío y calor alternada que mantenga las variables de tiempo y temperatura dentro de los parámetros deseados, por tal motivo, se propone un prototipo cuyas características de diseño y construcción sean viables para realizar un tratamiento de terapia de contraste efectivo para el paciente con osteoartritis de rodilla, tomando en cuenta la temperatura constante, así como un lapso mínimo para el cambio de una temperatura a otra.

ABSTRACT

Osteoarthritis of the knee is a pathology that causes joint damage. In Mexico and the world 11% of elderly people have this pathology but it can occur at any age. The symptomatology of osteoarthritis consists of stiffness, inflammation, musculoskeletal pain and loss of joint movement. The aim of treatment is to reduce symptoms with therapies or medications. In chronic cases, a surgical intervention is performed. There are several options to treat the condition. Contrast therapy is an effective alternative that consists in the superficial application of cold and heat alternately over the area to be treated to present vasoconstriction and vasodilation effect. However, there isn't specialized device to provide cold and heat therapy currently that stabilize the time and temperature variables within the desired parameters, for this reason, it is proposed a prototype whose design and construction features are viable to perform an effective contrast therapy treatment for the patient with osteoarthritis of knee.

1. INTRODUCCIÓN

La osteoartritis de rodilla es una inflamación crónica de la articulación de la rodilla, la cual provoca el desgaste del cartílago. Aunque se puede presentar a cualquier edad, las personas de la tercera edad y con sobrepeso son más propensas a padecerla. La sintomatología de la osteoartritis consiste en rigidez, inflamación, dolor musculoesquelético y pérdida de movimiento articular. El tratamiento tiene como objetivo disminuir la sintomatología con terapias o medicamentos. En casos crónicos se realiza una intervención quirúrgica (1).

Existen diversas opciones para tratar el padecimiento, enfocándose en la disminución del dolor y la rigidez articular.

La terapia de contraste es una alternativa eficaz que consiste en la aplicación superficial de frío y calor alternadamente sobre el área a tratar con la finalidad de crear un efecto de vasoconstricción y vasodilatación. Sin embargo, no existe actualmente ningún dispositivo especializado en brindar terapia de frío y calor alternada y repetidamente y que además mantenga las variables de tiempo y temperatura dentro de los parámetros deseados. Dichas limitantes serán abordadas y consideradas en el diseño del prototipo propuesto con la finalidad de optimizar la metodología actual para la aplicación de la terapia de contraste.

En general, en el capítulo 2 se presenta el marco teórico y el estado del arte, en el cual se expone el tema de la patología, sus causas, sintomatología y los métodos más comunes para el tratamiento de la osteoartritis de rodilla en la actualidad, así como las características de la terapia de contraste y las alternativas existentes que realizan funciones similares al prototipo propuesto. Posteriormente en el capítulo 3 se presenta el desarrollo del prototipo, así como cada uno de los bloques que lo conforman y los materiales seleccionados para su construcción.

En el capítulo 4 se encuentra los resultados obtenidos, así como el análisis de los resultados del prototipo. En el capítulo 5 se describe las conclusiones obtenidas tras la finalización del proyecto.

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los métodos empleados actualmente para suministrar terapia de contraste para osteoartritis de rodilla, implican una gran variabilidad en temperatura y tiempo, lo cual trae consigo efectos significativos en la eficiencia y eficacia del procedimiento; por lo tanto, es necesario encontrar una manera en la que la temperatura aplicada sobre la superficie del cuerpo se mantenga constante en el tiempo necesario y pueda cambiar de caliente a frío en un lapso corto.

A pesar de los diversos beneficios en el tratamiento de osteoartritis de rodilla que representa la terapia de contraste, aún no existe un dispositivo capaz de realizar este procedimiento de forma práctica, utilizando la técnica más empleada por los fisioterapeutas, compresas frías y calientes.

1.2. JUSTIFICACIÓN

En el 2010 *Global Burden of Disease Study* estimó que entre el 10% y 15% de la población adulta mayor a 60 años padece algún grado de osteoartritis de rodilla, con mayor prevalencia en mujeres (2). En México las personas mayores de 70 años son afectados por la osteoartritis en un 60% de los hombres y 70 % de las mujeres (3).

El tratamiento mediante termoterapia ha tenido un gran beneficio para todos los pacientes que tienen osteoartritis de rodilla, sin importar la causa de la patología. Un estudio realizado por O. Ayanniyi muestra que 63.7% de los fisioterapeutas utilizan la termoterapia para la rehabilitación de los pacientes, es decir, la termoterapia se ha convertido en la modalidad más utilizada por los fisioterapeutas. Otro estudio hecho por A. Fazza (2014) demostró que la termoterapia beneficia a los pacientes disminuyendo la inflamación y dolor, a largo y corto plazo, en comparación con otras modalidades.

Los dispositivos en el mercado que realizan la termoterapia se venden por separado, uno para enfriar y otro para calentar. Aunque existen equipos médicos

diseñados para mantener la temperatura de zonas particulares, no hay ninguno que tenga como finalidad la aplicación de termoterapia.

Tomando en cuenta todas las problemáticas de las propuestas y dispositivos en el mercado para la aplicación de termoterapia, es necesario un dispositivo que permita aplicar terapia de contraste, compensando los cambios de temperatura cuando ésta entra en contacto con el ambiente y el paciente. Además que permita que la compresa tenga la temperatura que se requiere en la terapia, reduciendo el tiempo de la rehabilitación en el cambio de compresas.

Se espera que, a largo plazo, el dispositivo propuesto represente una nueva alternativa que facilite la labor de terapeutas y sea útil para la disminución de la sintomatología de la osteoartritis de rodilla.

1.3. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un dispositivo basado en celdas Peltier que permita calentar y enfriar un líquido en un rango de 45°C a 38°C y de 20°C a 10°C respectivamente para ser empleado como medio de transferencia de energía térmica con la finalidad de brindar terapia de contraste.

1.3.1. OBJETIVOS PARTICULARES

- Proponer un modelo eléctrico e hidráulico del sistema.
- Seleccionar los materiales adecuados para el desarrollo eléctrico y mecánico del dispositivo.
- Comprobar que las etapas electrónicas del dispositivo entregan los valores esperados.
- Evaluar y describir que el comportamiento de la temperatura con respecto al tiempo sea el esperado, empleando un instrumento de medición ajeno al sistema. Se propone el uso de un multímetro y un termopar.

- Conocer la opinión de fisioterapeutas expertos en el área acerca de la viabilidad del modelo propuesto.

1.4. META DE INGENIERIA

Desarrollar un prototipo capaz de generar las temperaturas necesarias para aplicar terapia de contraste. El dispositivo deberá ser capaz de mantener las temperaturas adecuadas por espacios de tiempo suficientes para una terapia convencional.

1.5. HIPOTESIS

Generar temperaturas en el rango adecuado para aplicar terapia de contraste mediante el uso de celdas Peltier.

2. MARCO TEORICO Y ESTADO DEL ARTE

2.1. OSTEOARTRITIS Y TRATAMIENTO

2.1.1. ARTRITIS

La artritis se define como la inflamación de las articulaciones (4). La palabra se deriva de *artr* (articulación) e *itis* (inflamación). Según la Arthritis Foundation, existen más de 100 tipos diferentes de artritis los cuales pueden presentarse en personas de cualquier edad. Las causas más comunes de la artritis son: herencia, obesidad, lesiones de articulaciones, uso excesivo repetido de ciertas articulaciones, debilidad muscular y lesiones de los nervios. Algunos síntomas de la artritis son dolor, inflamación, rigidez o dificultad para mover una articulación. Dado que se trata de una enfermedad incurable, los tratamientos están enfocados en disminuir el dolor y la rigidez (1). Dentro de las artritis, existen variantes, dependiendo del área como; cadera, dedos de la mano, dedos de los pies, columna vertebral y rodilla (5).

2.1.2. OSTEOARTRITIS DE RODILLA

La *Arthritis Foundation* define a la osteoartritis (OA) como “una condición crónica caracterizada por el desgaste del cartílago de las articulaciones”. Este desgaste es generado por la fricción de los huesos, lo cual tiene como consecuencia rigidez, dolor musculoesquelético y pérdida de movimiento articular (6).

La OA, también conocida como artrosis de rodilla, es una patología degenerativa, es decir, existe un deterioro que incrementa con el paso del tiempo. Se presenta un desgaste del cartílago articular y los meniscos, que provoca dificultad para flexionar y extender. Además, el cartílago presenta aspereza, como se muestra en la Figura 1. Del lado derecho, se visualiza el cartílago articular y meniscos íntegros; mientras que del lado izquierdo se observa el cartílago articular y meniscos dañados. El dolor y la rigidez empeoran por la mañana y después de reposos prolongados (6).

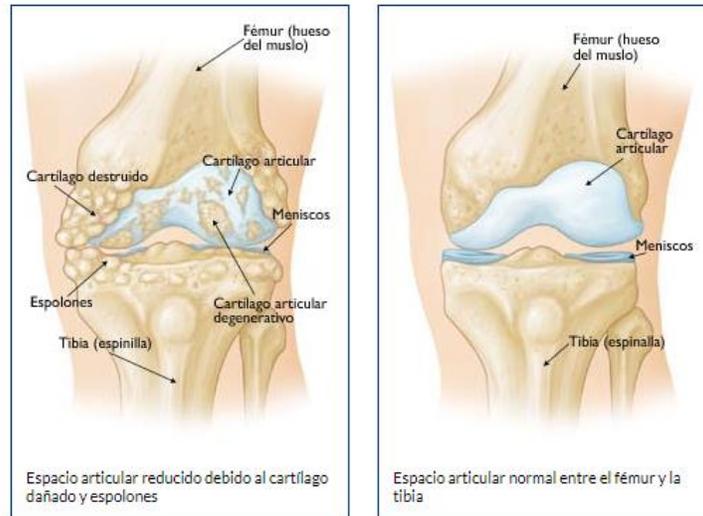


Figura 1. Espacio articular. A la izquierda, cavidades articulares dañados. A la derecha, cavidades articulares normales. Imagen tomada de (6).

Los principales factores relacionados con la osteoartritis son:

- Edad: el cartílago puede disminuir en volumen con la edad debido al uso excesivo y frecuente de esta articulación (6).
- Herencia: las piernas arqueadas o rodillas juntas, son una predisposición genética que aumenta la probabilidad de padecer osteoartritis de rodilla (6).
- Peso: el sobrepeso u obesidad puede causar el desgaste del cartilago articular y los meniscos, pues las rodillas soportan un peso mayor que el indicado por el índice de masa corporal normal (6).
- Lesiones: Cualquier tipo de lesión o traumatismo puede traer como consecuencia la presencia de osteoartritis (6).
- Uso excesivo: Las personas que se deben arrodillar por largas jornadas o levantar objetos pesados como parte de su trabajo, son vulnerables a tener lesiones en la rodilla (6).
- Otras: puede ser por causa secundaria de alguna patología como enfermedad de Lyme (enfermedad infecciosa bacteriana afectando principalmente sistema musculoesquelético, nervioso, tegumentario y cardiaco) o problemas de rodilla anteriores (6).

Existen diversos tratamientos para la osteoartritis de rodilla que buscan disminuir la presencia de dolor, rigidez o molestias repetitivas.

2.1.3. TRATAMIENTO PARA LA OSTEOARTRITIS DE RODILLA

En general el tratamiento para la OA contempla 3 elementos importantes: la educación terapéutica, la actividad física y el ejercicio terapéutico, junto con el control de peso (en caso de obesidad) (7). También se deben tomar en cuenta los autocuidados del paciente, pues resultan de gran ayuda para obtener un control cotidiano. La mejora de la funcionalidad y calidad de vida del paciente depende de su tratamiento con terapia física, ayudas técnicas y medicamentos analgésicos (opioides y antiinflamatorios). Estos últimos cuentan con evidencias importantes en el control de dolor (7). A continuación, se presentan de manera breve las principales alternativas de tratamiento para la OA.

2.1.3.1. AUTOCUIDADOS

Los autocuidados comprenden: el manejo del dolor, la fatiga, las emociones, una dieta saludable, tener un control de peso adecuado, realizar actividad física y el uso adecuado de medicamentos. Todas estas recomendaciones ayudan a reducir la sintomatología (dolor e inflamación) (7). La desventaja de este método es que generalmente requiere de un seguimiento personalizado.

También se han utilizado dispositivos, generalmente mecánicos o térmicos que ayuden a reducir el dolor y rigidez en la rodilla del paciente. Entre los más comunes se encuentran: zapatos con almohadilla en el talón, bastones para reducir la carga de la rodilla, vendas o rodilleras para aumentar la firmeza en la rodilla, aplicación de calor para disminuir el dolor y utilizar los barandales en las escaleras (Figura 2) (7).



Figura 2. Ayudas técnicas. A la izquierda se visualiza un bastón y a la derecha una rodilla de neopreno. Imagen tomada de (7).

Los autocuidados son quizás los más utilizados para obtener buenos resultados al ser utilizados adecuadamente por parte del paciente (7). Sin embargo, la reducción del dolor en casos avanzados podría ser mínima, por lo tanto, los pacientes deben complementar el uso de estos aparatos con diversos tratamientos y/o medicamentos para disminuir la inflamación y dolor.

2.1.3.2. MEDICAMENTOS

Los medicamentos más utilizados en México para el tratamiento de la osteoartritis de rodilla son: paracetamol para uso crónico por periodos prolongados con contraindicaciones de toxicidad hepática; naproxeno por periodos cortos de administración; ácido acetil salicílico por periodos cortos de administración (fase de agudización); clonixinato de lisina con contraindicaciones de úlcera gástrica y hemorragias; piroxicam con contraindicaciones de insuficiencia renal y úlcera gástrica, por último, indometacina con contraindicaciones de úlcera gástrica, insuficiencia renal y meningitis aséptica (7). En general, cualquier medicamento tiene efectos colaterales que afectan el hígado, riñones y hasta sistema nervioso, por lo tanto, no se recomienda su uso prolongado.

En algunas personas los medicamentos y autocuidados no disminuyen la inflamación y dolor causada por la OA, por tal motivo existe como alternativa las cirugías.

2.1.3.3. CIRUGÍA

Las cirugías se recomiendan sólo en casos críticos, cuando el paciente ya no responde a ningún tipo de tratamiento físico o farmacológico. Las cirugías más comunes para tratar la OA son (8) (9):

- Artroscopia: se realiza con un endoscopio especializado en cavidades articulares, el cual se introduce a través de pequeñas incisiones en la rodilla, donde el cirujano puede retirar partes dañadas y limpiar el área (8).
- Osteotomía: cirugía que reubica a la tibia y al fémur, para quitar el peso del área dañada, aliviando el dolor (9).
- Artroplastia: también conocida como terapia de reemplazo de articulación de rodilla, es una cirugía invasiva en donde se extrae parte de la articulación dañada y en su lugar se pone una articulación artificial (9).

En la Figura 3 se muestra del lado izquierdo un artroscopio y la extracción de materia orgánica dañada; del lado derecho de la imagen se puede visualizar el antes y después de una artroplastia, donde la articulación de la rodilla es reemplazada por una artificial.

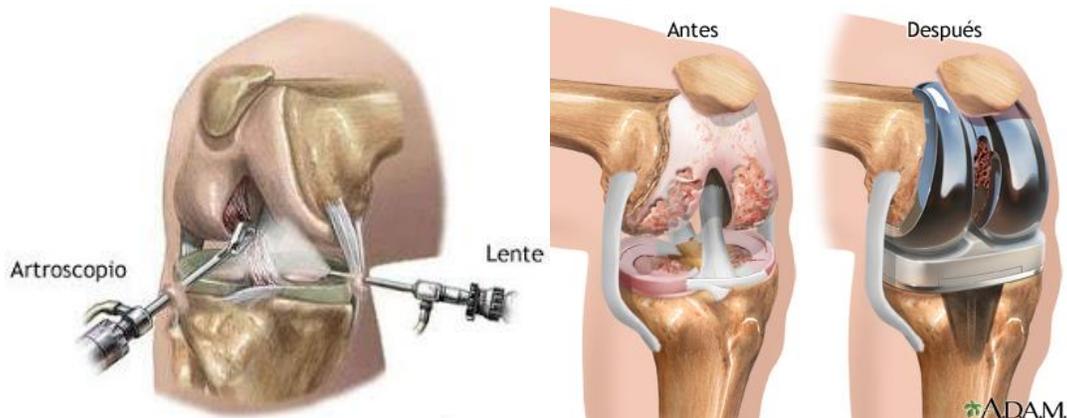


Figura 3. Intervenciones quirúrgicas para la osteoartritis. A la izquierda se muestra una cirugía utilizando un artroscopio y a la derecha una artroplastia. Imagen tomada de A.D.A.M Inc. Artroscopia de rodilla [Internet]. A.D.A.M. Interactive Anatomy. [citado 9 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://aia5.adam.com/content.aspx?productId=118&pid=5&gid=002972>.

Las personas que presenten los primeros síntomas de OA para evitar una cirugía deben realizar un tratamiento como; medicamentos, autocuidados y actividad física.

2.1.3.4. ACTIVIDAD FÍSICA

La actividad física planificada, estructurada y repetitiva para la osteoartritis de rodilla se basa en ejercicios de intensidad, duración y frecuencia adecuadas para mejorar la capacidad aeróbica y fuerza muscular del paciente, sin aumentar el daño causado por la patología (10).

Generalmente se recomienda en combinación con el autocuidado y se ha reportado que reduce significativamente la rigidez matutina (10). El Thai Chi es una disciplina muy recomendable para estos pacientes, se ha reportado que reduce el dolor y aumenta la flexibilidad en pacientes (11).

Otro tratamiento son las técnicas terapéuticas (fisioterapia) que ayuda a las personas con OA a disminuir síntomas.

2.1.2.5. FISIOTERAPIA

El tratamiento fisioterapéutico para la OA generalmente se basa en terapia térmica, eléctrica, sonora y magnética, con el objetivo de reducir el dolor o restaurar la función de la rodilla (10). Las modalidades de electroterapia más usada es la estimulación nerviosa eléctrica transcutánea (TENS), (ver Figura 4), recomendada para reducir el dolor y la estimulación muscular (EMS), empleada para mejorar la fuerza y función muscular (10).



Figura 4. Estimulación Nerviosa Eléctrica Transcutánea (TENS) para tratamiento de la osteoartritis de rodilla. Imagen tomada de (10).

Otra tecnología que suele emplearse para el tratamiento de la OA es la terapia láser de baja potencia, en la que se propone que este tipo de luz genera reacciones fotoquímicas que ayudarían a reducir el dolor (12). El tratamiento no es invasivo se debe tocar la piel por 30 segundos o unos minutos, este tiempo está determinado por el área a trata y la dosis, sin embargo, necesita realizar la terapia varias veces por semana durante semanas o meses y un mínimo de 30 repeticiones para la disminución del dolor (12).

El masaje también es una forma de terapia manual que consiste en la manipulación sistemática de los tejidos blandos del cuerpo, para la reducción del dolor u otros fines terapéuticos (10).

La terapia térmica o termoterapia son técnicas que se utilizan para el tratamiento del dolor y reducción de la rigidez. Este tipo de terapia se puede aplicar en diferentes modalidades. Las técnicas hidroterápicas utilizan el agua o algún otro líquido como método de transferencia térmica. La balneoterapia o hidroterapia pasiva implica bañarse en agua —minerales y termales— por 20 minutos a temperaturas de 34-35 °C, según la tolerancia del paciente. También se suele aplicar calor profundo por medio de ondas electromagnéticas y ecografía (10).

La aplicación de líquido sobre el organismo origina múltiples reacciones en los diferentes órganos y sistemas como consecuencia de factores físicos, ya sean mecánicos, térmicos o químicos (11) (14) (14). Otra modalidad de la termoterapia

(Figura 5) incluye la aplicación local de frío con bolsas de hielo, trocitos de hielo, masaje con hielo, aire frío; o calor superficial mediante envases calientes, baños de parafina o cera y focos infrarrojos, colocados de manera superficial. Al uso de aplicación de calor (termoterapia) y frío (crioterapia) de manera alternada se le conoce como terapia de contraste. La Tabla 1 muestra los efectos de la aplicación de calor y frío por separado.

Tabla 1. Efectos de la terapia de contraste.

Efectos del calor	Efectos del frío
<ul style="list-style-type: none"> • Incremento de la perfusión vascular. • Incremento en la permeabilidad vascular. • Incremento en la actividad metabólica celular. • Incremento del flujo sanguíneo local. • Pérdida de agua y sales por medio de sudor. • Efecto relajante en músculos. • Vasodilatación local. • Migración de leucocitos fuera de los vasos sanguíneos y hacia los tejidos. • Aumento de extensibilidad de tejidos colágenos. • Colaboración en reabsorción de infiltrado inflamatorio, edema y exudado. <p>(14)(15)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Vasoconstricción cutánea por medio de la estimulación del músculo liso de las paredes de los vasos sanguíneos. • Liberación de neurotransmisores como la serotonina y bradicinina, que favorecen la contracción arteriolar. • Disminución de producción y liberación de mediadores como la histamina y las prostaglandinas, que favorecen la vasodilatación. • Activación refleja a nivel medular de neuronas simpático-adrenérgicas que producen vasoconstricción cutánea. • Disminución de flujo sanguíneo local. • Disminución de tasa metabólica de los tejidos. • Disminución de la velocidad de conducción nerviosa local. • Disminución de la respuesta inflamatoria producto de un traumatismo agudo. • Efecto anestésico local. • Retraso en la formación de edema. • En tejidos con colágeno, aumenta la viscosidad y disminuye la extensibilidad. • Tonificación de músculos debilitados. <p>(13) (14)</p>



Figura 5. Tratamiento de termoterapia, compresas calientes. Imagen tomada de (10).

Por lo general, se utiliza un rango de 38 y 45°C para la termoterapia, aplicada por radiación, conducción o convección (13) y un rango de 10°C y 20°C para la crioterapia. El efecto principal del frío es la reducción del dolor y de edema que pudiera existir en la zona afectada (15).

Cuando se aplican crioterapia y termoterapia de manera alternada se provoca una fluctuación local de vasoconstricción-vasodilatación que ayuda a reducir el edema y restaurar el rango de movimiento en lesiones agudas o crónicas. Como se observa en la Figura 5, la transferencia de temperatura al tejido se realiza generalmente por medio de fomentos, compresas, afusión, inmersión o ducha (13) (16). A pesar de que esta terapia ha probado su eficacia, presenta ciertas limitaciones al aplicarla por medio de compresas, dado que la temperatura no está regulada, pudiendo así causar efectos adversos para el paciente, como quemaduras o bien, dado que las compresas modifican su temperatura al transferir energía al medio ambiente, dicha temperatura no se mantendrá en el rango requerido durante el tratamiento, repercutiendo directamente sobre la calidad y eficacia de este.

2.2. ESTUDIOS DE INVESTIGACION Y DISPOSITIVOS EN EL MERCADO

2.2.1. TERMOTERAPIA Y OSTEOARTRITIS DE RODILLA

Un estudio realizado en Nigeria en 2017, desarrollado por O. Ayanniyi reveló las modalidades más utilizadas para el tratamiento de la osteoartritis de rodilla, en donde el 11.1% de los terapeutas realizan terapia basada en ejercicios, mientras que el 86.1% de los terapeutas aplican terapia de contraste (calor y/o frío). Los fisioterapeutas que utilizan calor y frío alternadamente son un 63.7%, 58.4% terapia manual, 27% electroterapia y 3.4% acupuntura. La terapia manual la utilizaron el 18% de los fisioterapeutas combinada con la terapia de contraste, electroterapia, o acupuntura. Una minoría (0,75%) utilizó la combinación de terapia de contraste o electroterapia (estimulación eléctrica transcutánea del nervio) junto con recomendaciones de reposo en cama. Sólo el 11.1% de los fisioterapeutas utilizó el ejercicio terapéutico (17). Esto pone en evidencia la relevancia del uso de terapia de contraste, ya que es la modalidad más utilizada por los fisioterapeutas en Nigeria.

En Francia se desarrolló un estudio por A. Fazza y Et. Al. (2014), en el cual se compararon los efectos de la termoterapia con la rehabilitación no térmica (ducha submarina, duchas de chorros de masaje, hidromasaje, rehabilitación en piscinas y fortalecimiento muscular). Se realizaron evaluaciones de disminución de dolor 21 días después de la rehabilitación y a los 12 meses. Los resultados demostraron que en el día 21 la comparación de los dos grupos no presentó una diferencia significativa en disminución de la sintomatología. Sin embargo, a los 12 meses, el grupo al que se le aplicó termoterapia tuvo mejoras significativas respecto del otro grupo, mostrando menos síntomas dolorosos. Los resultados indican que la termoterapia ofrece beneficios para los pacientes en cuanto a la disminución de dolor a largo y corto plazo, en comparación con otras modalidades (18).

En 2011, se llevó a cabo un estudio comparativo de cinco modalidades terapéuticas aplicadas a procesos osteoarticulares degenerativos en extremidades inferiores. Las siguientes modalidades fueron aplicadas: termo electroterapia doble,

cinesiterapia + termo electroterapia, cinesiterapia + ejercicios propioceptivos + termo electroterapia, terapia manual + cinesiterapia + termo electroterapia, terapia grupal de ejercicios TRAL® (Terapia Reequilibradora del Aparato Locomotor) (19).

Los investigadores observaron que el ejercicio físico es la modalidad más efectiva para disminuir el dolor y la discapacidad, sin embargo, en la mayoría de los casos, la sintomatología volvió tras tres meses de abandono del ejercicio. A partir del tratamiento de la termo electroterapia se reflejaron beneficios positivos del paciente a corto y largo plazo, en comparación con el ejercicio físico, mediante el cual los beneficios únicamente se presentaron a corto plazo (19). En resumen, la terapia de contraste tiene más ventajas que otras modalidades, debido a ello, existen diversas opciones para aplicar termoterapia, a continuación, se mencionan las más comunes.

2.2.2. PROPUESTAS DE DISPOSITIVOS PARA LA APLICACIÓN DE TERMOTERAPIA

Se han registrado algunas solicitudes de patentes de sistemas que proporcionan terapia de contraste, sin embargo, no existe información respecto a su funcionamiento o si llegaron a ser comerciales o inclusive si realmente fueron realizados físicamente (20) (21) (22).

Una de estas solicitudes de patente es un parche térmico (23), y en mercado ya existen algunos similares, como los que se pueden apreciar en la Figura 6: del lado izquierdo THERMACARE ® y del lado derecho HANSAPLAST(24). Estos parches son desechables, sencillos de implementar, ya que solo se retira una bolsa hermética, y al momento de abrirla, el parche reacciona con el oxígeno y comienza a calentarse. Se pone en la zona donde se desee aplicar calor alcanzando hasta 40°C en aproximadamente 30 minutos. La temperatura del parche puede variar dependiendo de la temperatura ambiente. El parche de la marca HANSAPLAST cuesta 2.9 € (sin envío) que equivale a \$72.65 MXN por parche con una duración activa de 12 horas y THERMACARE ® tiene un costo de \$100.00 MXN por parche

con duración activa de 8 horas, tiempo en el que se debe supervisar el uso, ya que puede causar irritaciones y quemaduras; y su uso en adultos mayores (60 años o más) se debe utilizar sobre ropa delgada para no exponer el parche directamente a su piel además que solo se puede utilizar una vez.



Figura 6. Parches térmicos terapéuticos de la marca THERMACARE® (izquierda) y HANSAPLAST (derecha). Imagen tomada de (24).

2.2.3. COMPRESAS

La manera más usual de aplicar la termoterapia es colocar una compresa caliente sobre la rodilla durante 3 minutos aproximadamente y, posteriormente una compresa fría durante 1 minuto, en 5 repeticiones. El principal problema de este tratamiento es la disminución de temperatura en la compresa caliente con el paso del tiempo y, el aumento de la temperatura en la compresa fría a temperatura ambiente. Para contrarrestar este efecto se han desarrollado diversos dispositivos, los cuales se muestran a continuación:

2.2.3.1. COMPRESAS FRÍAS

2.2.3.1.1. COMPRESAS COLPAC® Y EQUIPO CHANTTANOOGA®

La compañía COLPAC® tiene a la venta compresas frías de 6 diferentes tamaños que garantizan una crioterapia eficaz de -6°C a 12°C; indicadas para aliviar el dolor.

Las compresas están rellenas de un gel que mantiene la compresa flexible durante el tratamiento; sin embargo, no reducen su temperatura por sí mismas, por ejemplo, el dispositivo de la marca Chanttanooga, el cual funciona con un refrigerador especializado y tiene un consumo eléctrico de 460 Watts (W). En la Figura 7 se observa el refrigerador del lado derecho y del lado izquierdo se encuentran las 6 tallas diferentes de compresas COLPAC® (25) (26).



Figura 7. Compresas COLPAC®. A la izquierda 6 tallas de compresas frías y a la derecha dispositivo Chanttanooga que enfría la compresa fría. Imagen tomada de (25) (26).

Las dimensiones del dispositivo Chanttanooga son de 53 x 66 x 86 cm. con un costo de \$48,498.64 MXN incluidas 12 compresas frías estándar de 28 x 36 cm (1512), véase en la Figura 7. (27)

Los autores de esta tesis preguntaron a terapeutas sobre este equipo y sus respuestas revelan que existen varias desventajas en este dispositivo, pues el uso cotidiano desgasta la compresa, además de no mantener la temperatura que se requiere durante la terapia. Una sola compresa estándar COLPAC® (28 x 36 cm) tiene un costo aproximado de entre \$900 MXN entre \$1000 MXN.

2.2.3.1.2. COMPRESAS QUÍMICAS FRÍAS

Existen diversas compañías que fabrican compresas frías, las cuales contienen sustancias que al interactuar experimentan una reacción de disminución de

temperatura. Estas sustancias pueden causar irritación en la piel, por lo cual si se rompe la envoltura se deben tirar inmediatamente.

La compañía ICE POWER® provee una compresa que cuenta con beneficios como la aplicación sencilla, modo de uso de primeros auxilios, prevención de hemorragias internas, control de dolor y reducción de inflamación. Esta compresa se mantiene fría a 1°C durante 30 minutos máximo, sin embargo, es de un solo uso y la duración de la temperatura no se compensa en la transferencia de calor ambiental y del paciente. No está disponible en México es de origen alemán y tiene un costo de 8.95 € (sin envío) que equivale a \$224.22 MXN. En la Figura 8 se muestra la compresa fabricada por esta compañía (28).



Figura 8. Compresas ICE® POWER compresa instantánea fría (mono uso). Imagen tomada de (28).

Otra compañía que fabrica compresas similares es ACTIVE ICE®, que ofrece una compresa especialmente diseñada para rodilla (ICE KNEE), como se muestra en la Figura 9. Esta compresa posee la capacidad de mantener una temperatura de 22.2°C por un periodo de dos horas, además de ser compacta y portátil (29). Es importante denotar que la temperatura ideal para la terapia de contraste es de 10°C y ACTIVE ICE® rebasa la temperatura de la terapia por más de 10°C.



Figura 9. Compresas de la compañía ACTIVE ICE® - ICE KNEE. Imagen tomada de (29).

2.2.3.2. COMPRESAS CALIENTES

2.2.3.2.1. COMPRESAS HOTPAC® Y EQUIPO HYDROCOLLATOR

La compañía HotPac® fabrica compresas de calor húmedo para la aplicación de terapia con calor, en 7 diferentes tamaños. Las compresas están rellenas de bentonita (material hidrocoloide con aleación de algodón). Pueden observarse del lado izquierdo en la Figura 10. Las especificaciones del manual de HotPac indican que se debe calentar en agua a 71°C por 20 minutos para llevar a cabo el tratamiento, las compresas se calientan en el dispositivo Hydrocollator mostrado del lado derecho en la Figura 10 (30) (31). El dispositivo Hydrocollator tiene dimensiones de 89 x 51 x 84 cm y su costo es de \$119,714.54 MXN (31).

A demás requiere de suministro de alimentación eléctrica con un consumo de 1500W, lo que impulsa un gasto de \$4,758.00 MXN mensuales conectándolo 10 horas diarias. Tiene un contenedor de agua de 136 litros (L) requeridos para calentar las compresas. El personal puede sufrir de quemaduras si no tiene precaución al usar el dispositivo, ya que se calienta su periferia y si las compresas se mantienen mojadas tienden a proliferar de hongos y bacterias.



Figura 10. Compresas calientes HotPac® (izquierda) y Compresor caliente Hydrocollator (derecha). Imagen tomada de (30) (31).

2.2.3.2.2. COMPRESAS QUÍMICAS CALIENTES

Thermogel® es una compresa que en su interior contiene diversas sustancias que al interactuar generan una reacción de incremento de la temperatura. Thermogel® se utiliza comúnmente en padecimientos como migraña, dolor de cabeza, tensión por estrés, lumbalgia, dolor de espalda, cadera, rodillas, articulaciones, golpes, inflamaciones, uso cosmético, dolores por lactancia, problemas de digestión, cólico menstrual, hematomas y esguinces. Algunos beneficios de Thermogel® según su fabricante es un tratamiento natural, mantiene el calor hasta 40 minutos, alcanza una temperatura de 55°C y se puede reutilizar hasta 2000 veces. Sin embargo, la activación y desactivación de la compresa se debe realizar manualmente. La activación consta de doblar un extremo metálico que contiene la compresa y apretar la compresa por 15 segundos. La desactivación consta de sumergir la compresa en agua hirviendo. En la Figura 11 se muestra la compresa Thermogel® (32).



Figura 11. Compresa Thermogel®. Imagen tomada de (32).

Las experiencias de terapeutas informan algunas desventajas en el uso de estas compresas, por ejemplo, que en el caso de que este excesivamente caliente, es posible reducir la temperatura de la compresa envolviéndola en una manta o toalla. Por el contrario, si la compresa está lo adecuadamente caliente, poco a poco se enfriará hasta alcanzar la temperatura ambiente, reduciendo la eficacia de la sesión de terapia.

2.2.4. DISPOSITIVOS QUE UTILIZAN COMPRESAS FRÍAS

A continuación, se mencionarán diversos dispositivos médicos que funcionan a partir de un sistema de enfriamiento que permite ofrecer tratamiento a patologías neuronales, oncológicas o terapéuticas.

2.2.4.1. COOL-CAP®

Cool-Cap® es un sistema que utiliza un gorro neonatal para proporcionar enfriamiento al cerebro, facilitando una hipotermia terapéutica como tratamiento para los pacientes recién nacidos a término con encefalopatía hipóxico-isquémica leve a severa como consecuencia de eventos de asfixia en el periodo perinatal (33).

El equipo mide la temperatura en diferentes ubicaciones: gorro de enfriamiento, rectal, cuero cabelludo, piel y otras dos opcionales. Conforme a estas temperaturas

de referencia el equipo calcula que la temperatura central este en un rango de 34°-35°C, durante 72 horas. En la Figura 12, se muestra el gorro de enfriamiento y la colocación al paciente (33) (34). El equipo necesita suministro de corriente eléctrica y agua destilada por cada tratamiento. Cool-Cap® debe ser utilizado solamente por personal capacitado en su instalación, durante el tratamiento y al término de este. La instalación del equipo consiste en armar un circuito hidráulico que se conecta de manera específica, medición del cráneo para elegir talla del gorro y llenado de gorro con el dispositivo ya funcionando, colocación de sensores al paciente. Al término de la terapia se debe drenar el sistema.



Figura 12. Gorro de enfriamiento de equipo COOL-CAP®. Imagen tomada de (34).

2.2.4.2. DIGNICAP®

DIGNICAP® es un dispositivo que realiza un tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo para evitar la pérdida de cabello durante la quimioterapia. Funciona estimulando la contracción de vasos sanguíneos de los folículos capilares. La eficacia del tratamiento depende de mantener una temperatura uniforme en el gorro de 5°C durante 30 minutos previos a la quimioterapia y durante ésta, así como posteriormente a la administración del medicamento (de 60 a 120 minutos). En la Figura 13 se muestra del lado derecho el gorro del equipo DIGNICAP® y del lado izquierdo el equipo de enfriamiento (35).

El equipo requiere constantemente del suministro de un anticongelante conocido como dignicool, ya que su sistema de enfriamiento consiste en un radiador. Cada sesión de uso del sistema oscila entre los \$3,000 y \$4,000 pesos mexicanos.



Figura 13. Unidad central de enfriamiento y gorro de enfriamiento de equipo DIGNICAP®. Imagen tomada de (35).

El Cool-Cap® y el Dignicap® son dispositivos que compensan la temperatura ambiental y del paciente, sin embargo, únicamente enfrían y no están diseñados para la terapia de contraste.

Después de analizar las técnicas y tecnologías empleadas actualmente para generar frío y calor, es evidente que no existe un dispositivo único que pueda mantener tanto calor como frío en los rangos deseados para la aplicación de terapia de contraste. La mayor parte de las tecnologías existentes se enfocan únicamente en frío o calor, y requieren de un elemento externo para alcanzar dichas condiciones, ya sea un congelador o algún tipo de calentador, además los equipos diseñados para terapia de contraste no cuentan con un control, ni medición de temperatura.

3. DESARROLLO

En este capítulo se explica el proceso de diseño del prototipo, así como la elección de componentes y materiales necesarios para cumplir el objetivo de realizar una terapia de contraste efectiva en una persona con OA de rodilla.

3.1. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO DEL PROTOTIPO

El dispositivo deberá cumplir con las siguientes características para aplicar una terapia de contraste:

- Fuente propia de alimentación.
- Capaz de alcanzar una temperatura máxima de 45°C y mínima de 10°C (13) (15).
- Mantener una temperatura estable sin importar la duración de la terapia con un margen de error de $\pm 3^{\circ}\text{C}$
- El cambio en la temperatura de la compresa deberá realizarse en un tiempo máximo de 1 minuto.
- Debe tener una interfaz que permita seleccionar las temperaturas e intervalos de tiempo.

3.2. DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL DEL PROTOTIPO

Considerando las especificaciones de diseño, se propone dividir el prototipo en cinco bloques, mostrados en la Figura 14, estos bloques son:

- Sistema hidráulico: tiene como objetivo hacer llegar la temperatura adecuada a una compresa colocada sobre la rodilla, por medio de un líquido.
- Sistema de medición: es el encargado de medir la temperatura por medio de sensores.

- Sistema de temperatura: suministra la temperatura requerida para la terapia fría y la terapia caliente.
- Sistema de control: se encarga de recibir información y realizar acciones que conllevan a proporcionar una terapia de contraste adecuada.
- Alimentación: provee voltaje y corriente a los componentes para su funcionamiento.

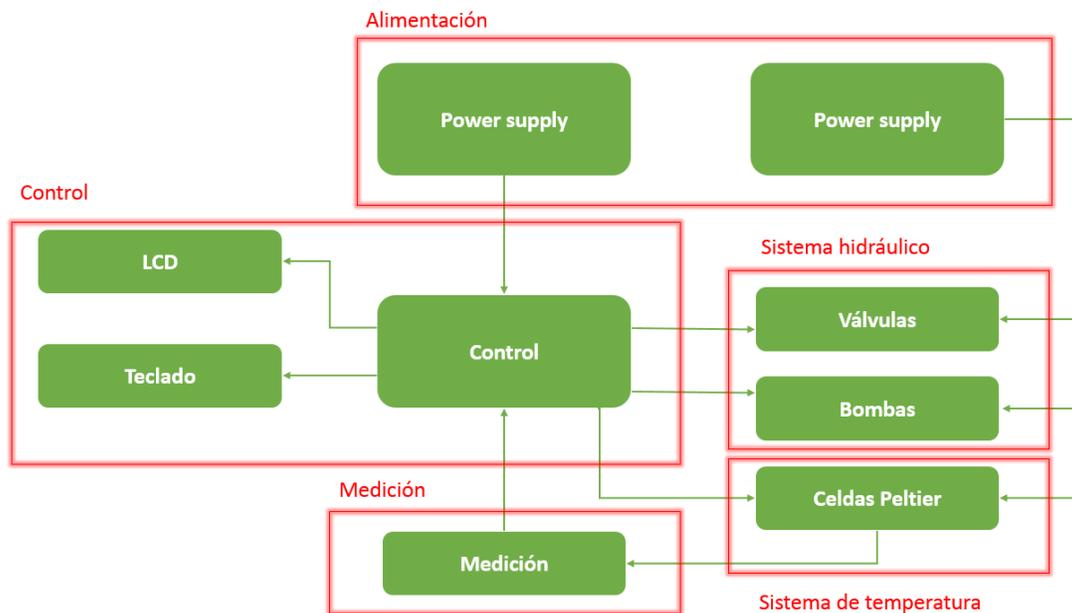


Figura 14. Diagrama a bloques propuesto para el prototipo.

3.2.1. SISTEMA DE TEMPERATURA

El sistema de temperatura tiene los componentes encargados de modificar la temperatura buscando alcanzar el rango establecido para una terapia de contraste.

Las características buscadas para estos elementos son:

- Funcionamiento con energía eléctrica con el objetivo de reducir costos y simplificar el diseño, se busca que estos elementos no requieran de algún insumo o consumible adicional, como lo puede ser un gas refrigerante o un combustible, para generar las temperaturas necesarias.

- Alimentación con corriente directa y con un voltaje no mayor a 24V, con el fin de controlar por medio de un microcontrolador y un transistor tipo MOSFET a través de un pulso PWM.
- Los elementos seleccionados deben tener la capacidad de generar una temperatura superior a las 45°C requeridos para la terapia caliente y una temperatura inferior a los 10°C requeridos para la terapia fría.

Tomando en cuenta estas características, se decidió utilizar celdas Peltier (CP) como elemento generador de temperatura, ya que las CP tienen la característica de enfriar en una cara y calentar en la otra, este fenómeno es llevado a cabo por el efecto Peltier que consiste en la presencia de una diferencia de temperaturas entre las dos caras de un semiconductor cuando circula a través de él una corriente eléctrica, de modo que una de las caras del semiconductor desprende calor, mientras que la otra desprende frío (36).

Las celdas Peltier TEC1-12706 tienen las siguientes características:

- El voltaje nominal que requiere es de 16.4V y una corriente máxima de 6A, sin embargo, también puede ser alimentado a 12V y consumir 4.5A.
- Rango de temperaturas máxima de operación en la cara caliente es de 180°C y la temperatura mínima de operación en la cara fría es de -50°C (37).
- Se puede controlar por medio de un microcontrolador y un MOSFET.
- Accesible económicamente con un costo de \$70 a \$150 MXN.
- Fácil de conseguir en Toluca, Estado de México.

La celda Peltier TEC1-12706 (Figura 15) posee dos caras, una de ellas tiene la capacidad de desprender calor y la otra de desprender frío, por lo tanto, este elemento puede llevar a cabo el enfriamiento y el calentamiento para cada una de las terapias, por tal motivo, será empleada para realizar el calentamiento y enfriamiento de la terapia de contraste.

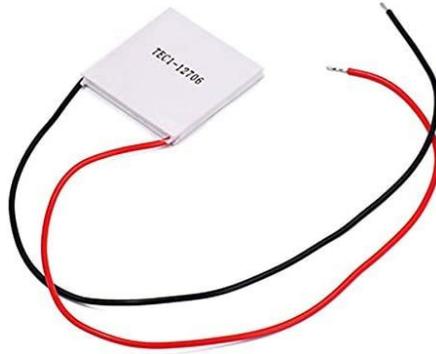


Figura 15. Celda Peltier TEC1-12706. Imagen tomada de Celda Peltier TEC1-12706 12v 60W [Internet]. CDMX Electrónica. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: <https://cdmxelectronica.com/producto/celda-peltier/>.

Las celdas Peltier tienden a experimentar un sobrecalentamiento en ambas caras al conectarse a la corriente eléctrica, por lo cual debe emplearse un sistema de disipación de calor.

Como sistema de disipación se empleará un ventilador 12V DC el cuál será unido a un disipador colocado en contacto directo con la cara que desea disiparse en la celda, es decir, si la celda se empleará para enfriamiento, debe disiparse la cara que genera calor y si la celda se empleara para calentamiento, debe disiparse el calor que pueda generarse en la cara fría con el objetivo de mantener la diferencia de temperatura entre las caras y evitar el sobrecalentamiento.

La elección de un disipador depende de la temperatura que se requiere controlar, sin embargo, la temperatura de las CP se modulara de acuerdo con lo requerido para la terapia de contraste, por lo tanto, al no tener un valor exacto no se puede calcular la medida de un disipador (38). Sin embargo, los disipadores deben tener como característica mínima una superficie primaria del tamaño de la celda Peltier para que disipe toda la cara, los disipadores deben ser de aluminio por tener una alta conductividad, también deben tener una superficie secundaria de un centímetro de periferia más grande de la celda Peltier en el caso de la terapia fría, ya que el calor de la cara caliente de la CP tiende a pasar a la fría y los disipadores de las CP de la terapia caliente deben tener una superficie secundaria del tamaño de la CP. Las aletas de todos los disipadores serán de aproximadamente 2 centímetros ya que son los más comunes en el mercado y de un costo reducido.

En el prototipo tendrá 4 celdas Peltier para el suministro de temperatura de cada terapia caliente o fría, con el fin de reducir el tiempo de calentamiento o enfriamiento, por lo tanto, se requieren de 8 celdas Peltier con su ventilador y disipador.

En la Tabla 2 se muestran las medidas de los disipadores y ventiladores seleccionados que cumplen con las características antes mencionadas, en donde las celdas del 1 al 4 son para la terapia caliente y de la 5 a la 8 para la terapia fría, tomando en cuenta que todas dimensiones están en centímetros.

Tabla 2. Dimensiones de ventiladores y disipadores de las celdas Peltier.

Celdas Peltier	Disipador	Ventilador
1	5 x 4 x 2	4 x 4 x 1
2	5 x 4 x 2	4 x 4 x 1
3	5 x 4 x 2	4 x 4 x 1
4	5 x 4 x 2	4 x 4 x 1
5	19 x 12.5 x 2.5	9 x 9 x 2
6		9 x 9 x 2
7	9.5 de diámetro x 3	9.5 de diámetro x 2.5
8	9.5 de diámetro x 3	9.5 de diámetro x 2.5

Los ventiladores tienen un voltaje nominal de 12V DC, sin embargo, al ser de medidas distintas tienen una corriente nominal diferente, los ventiladores del contenedor caliente tienen una corriente nominal de 0.15 A, los ventiladores rectangulares del contenedor frío tienen una corriente nominal de 1 A y los ventiladores circulares del contenedor frío tienen una corriente nominal de 0.6 A.

3.2.2. SISTEMA HIDRÁULICO

El elemento que será calentado o enfriado por las CP será un líquido (agua), por lo tanto, el líquido caliente o frío deberá contenerse dentro del prototipo y ser movilizado hacia una compresa colocada en la rodilla. Se requiere de dos contenedores metálicos, uno para el líquido frío y otro para el caliente. Dichos contenedores deberán ser metálicos con el propósito de que conduzcan energía térmica hacia el líquido en su interior, ya que se planea colocar las celdas Peltier en contacto con sus caras para transferir la energía térmica hacia el líquido en su

interior. Los contenedores tendrán la capacidad de almacenar 1.8 litros de agua cada uno, ya que este volumen será suficiente para realizar la terapia.

Los contenedores serán fabricados de lámina de cobre calibre 20, se eligió este material debido a su conductividad térmica. Los contenedores deben tener unas dimensiones mínimas de 14.6 cm x 9.6 cm x 13 cm, con un volumen de 1800 cm^3 o 1.8 litros, y no sobrepasar de un volumen de 2000 cm^3 , ya que aumentaría el tiempo de calentamiento o enfriamiento según sea el caso.

El líquido será movilizado desde los contenedores hacia la compresora y nuevamente hacia los contenedores, de modo que este se mantenga circulando durante la terapia. Para poder realizar esta circulación, se requiere de un conjunto de tuberías y conexiones, así como dos bombas y cuatro válvulas que permitan crear la configuración mostrada en la Figura 16.

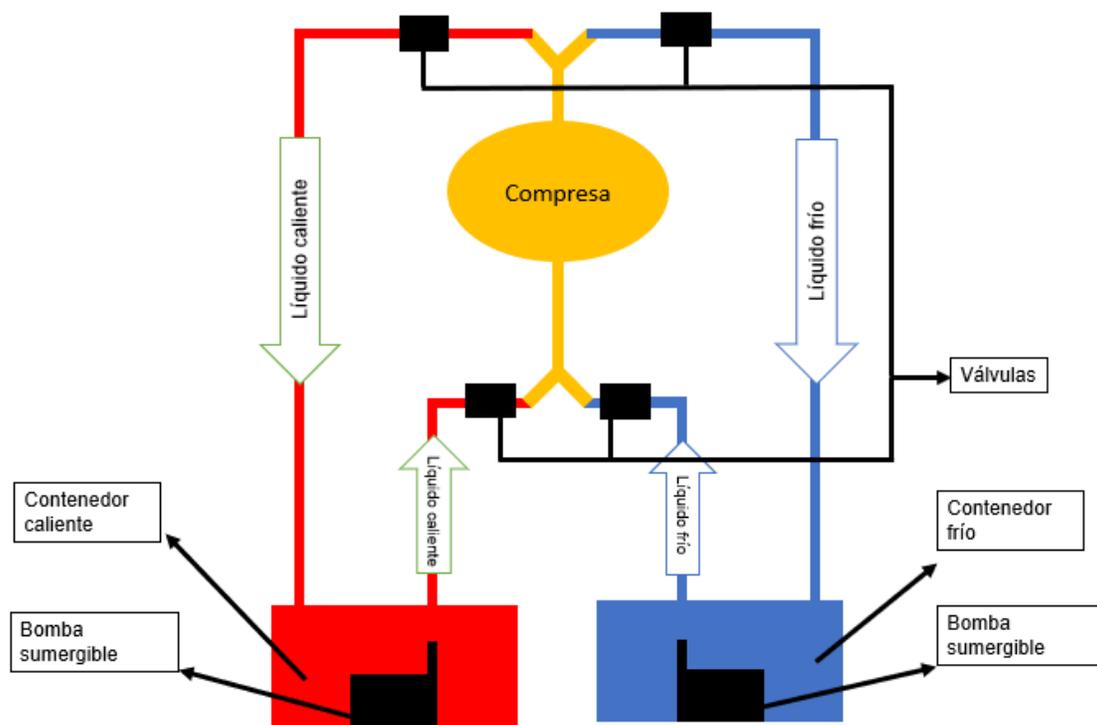


Figura 16. Diagrama del sistema hidráulico.

Para cumplir la función de la compresora, se utilizará un gorro que forma parte del equipo Olympic Cool-cap system. El gorro está conformado por una serie de conductos fabricados en un material polimérico. El tamaño del gorro permite que

pueda colocarse adecuadamente sobre la rodilla de un adulto y cuenta con dos vías, una de entrada y una de salida (Figura 17), las cuales tienen un calibre de $\frac{1}{4}$ de pulgada y permiten la conexión con tuberías del mismo calibre. Este gorro fue donado por el Hospital Materno Perinatal “Mónica Pretelini Sáenz” (33).

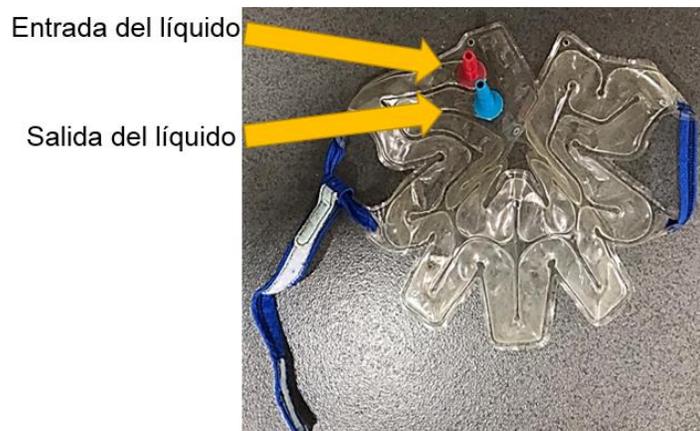


Figura 17. Gorro de Cool cap / Compresa para la terapia de rodilla.

Debido al calibre de las conexiones de la compresa, deberán utilizarse tuberías y elementos del mismo calibre. Para este propósito se hará uso de manguera tipo industrial de PVC transparente con calibre de $\frac{1}{4}$ de pulgada.

Las bombas serán las encargadas de generar la circulación del líquido hacia la compresa, estas deben fijarse dentro de los contenedores, las características que deben cumplir estas bombas son:

- Sumergibles: Las bombas se ubicarán dentro de los contenedores, en los cuales se colocará el líquido, por lo tanto, las bombas estarán sumergidas en él. Se busca que las bombas puedan operar con normalidad al estar sumergidas en líquido.
- Alimentación nominal de 12V DC: Se busca que todos los elementos electrónicos operen con el mismo voltaje. Al tener las celdas Peltier con un voltaje nominal de 12V DC, es conveniente que las bombas operen con el mismo voltaje.

- Calibre de conexión de $\frac{1}{4}$ de pulgada: El propósito de esta característica es que las bombas puedan conectarse a la compresora por medio de una única tubería, sin la necesidad de emplear otros elementos como reducciones que puedan afectar la presión del líquido.
- La bomba debe poder introducirse en los contenedores sin restar más de 150 cm^3 o 150 ml de volumen.

Considerando estas características, se decidió emplear la bomba Real Water Pump (Figura 18) modelo 5042, la cual requiere de un consumo de energía de 4W (12V, 0.4A). La bomba es sumergible y tiene unas dimensiones de 56 x 52 x 47 mm, es decir, un volumen de 130 cm^3 , cumpliendo con las características buscadas. La bomba posee conexiones de $\frac{1}{4}$ de pulgada, por lo tanto, es compatible con el calibre del resto de elementos del sistema hidráulico.



Figura 18. Bomba sumergible Real Water Pump 5042. Imagen tomada de Mini Bomba de Agua Sumergible 12V, 4,2W, 240L/H. Modelo QR30E [Internet]. Tienda8. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: <https://www.tienda8.cl/mini-bombas-sumergibles/mini-bomba-de-agua>.

Como se mencionó anteriormente, será necesario el uso de cuatro válvulas que regulen el paso del líquido hacia la compresora, dos válvulas regulan la entrada de líquido a la compresora mientras que las otras dos regulan el retorno hacia los contenedores. Dichas válvulas deberán cumplir con las siguientes especificaciones:

- Alimentación nominal de 12V DC: El propósito de esta característica es que todos los elementos electrónicos operen con el mismo voltaje ya que esto será conveniente para el diseño de la etapa de potencia. Las celdas Peltier y las bombas sumergibles seleccionadas se alimentan con un voltaje nominal de 12V DC.

- Normalmente cerrada: Considerando que el tiempo que deben abrirse las válvulas será menor al tiempo que deben mantenerse cerradas, el hecho de que sean normalmente cerradas representará un ahorro en el consumo de energía eléctrica. Se requiere esta característica debido a que las válvulas se mantendrán cerradas a menos que se les suministre energía eléctrica, esto resultará en un menor consumo de energía, ya que en caso contrario deberán alimentarse en todo momento excepto cuando se requiera de su apertura.
- Temperatura de operación de entre 5°C y 50°C: Debido a el rango de temperatura para la terapia de contraste es de entre 10°C y 45°C se pretende que las válvulas puedan operar con normalidad dentro de este rango.
- Calibre de conexión de ¼ de pulgada: Con el propósito de mantener el mismo calibre en las tuberías de todo el sistema hidráulico.

Tomando en cuenta las características descritas para las válvulas, se decidió emplear la electroválvula solenoide (Figura 19) Tecneu modelo VALV-SOL-1P2-12V, la cual requiere de un consumo de energía de 7W (12V, 0.6A). La válvula es normalmente cerrada, opera en un rango de temperatura de 5°C a 100°C. Este tipo de válvula posee conexiones de ½ de pulgada, por lo cual deberá realizarse una adaptación por medio de un cople.



Figura 19. Electroválvula solenoide Tecneu VALV-SOL-1P2-12V. Imagen tomada de Tecneu. Electroválvula solenoide de ¼ de pulgada. [Internet]. Tecneu. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: <https://www.tecneu.com/search?q=electrovalvula&type=product>.

3.2.3. SISTEMA DE MEDICIÓN

Este bloque constará de dos sensores que puedan medir la temperatura del líquido en los contenedores.

Se consideraron las siguientes características para la elección del sensor:

- El sensor debe realizar mediciones en el rango de 5°C a 50°C, ya que el rango de temperatura de la terapia de contraste esta entre 45°C y 10°C, teniendo un margen de 5°C.
- La exactitud debe mantenerse en $\pm 0.5^\circ\text{C}$ para que no afecte el rango de temperatura de la terapia de contraste.
- La velocidad de respuesta deberá ser de 1 segundo como máximo.

El sensor seleccionado fue el ds18b20 cumpliendo con las características requeridas. Este sensor proporciona valores digitales, no requiere ninguna calibración externa, además presenta una exactitud de $\pm 0.5^\circ\text{C}$ en un rango de temperatura de -10°C hasta 85°C . El ds1820 opera en un rango de temperatura de -55°C hasta 125°C y se puede alimentar de 3V a 5.5V. La velocidad de respuesta es de 750 milisegundos. Se encontró una versión del sensor contenida en un encapsulado de acero inoxidable y con un cable aislado, lo cual permite que se sumerja en líquidos, esto representa una ventaja ya que se planea usar para medir la temperatura del líquido dentro de los contenedores. La información recibida del sensor será recibida y procesada por el microcontrolador para llevar a cabo el control de temperatura.



Figura 20. Sensor de temperatura sumergible ds18b20. Imagen tomada de Geek Factory. Hoja de datos de DS18B20 sensor de temperatura [Internet]. Geek Factory. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: <https://www.geekfactory.mx/download/hoja-de-datos-o-datasheet-de-ds18b20-sensor-de-temperatura/>.

3.2.4. SISTEMA DE CONTROL

Este bloque estará conformado por tres partes, el microcontrolador, la etapa de potencia y la interfaz de usuario.

El microcontrolador estará encargado de recibir la información de los sensores y emplear dicha información para generar un pulso PWM, el cual regulará el funcionamiento de las celdas Peltier a través de la etapa de potencia.

El microcontrolador tendrá también la tarea de regular la apertura de las válvulas y el accionamiento de las bombas, haciendo uso nuevamente de la etapa de potencia.

Como última tarea, el microcontrolador recibirá la información proveniente de la interfaz de usuario y la empleará para programar parámetros de tiempo y temperatura que se verán reflejados en la aplicación de la terapia.

Las características buscadas para el microcontrolador son:

- Poseer al menos 8 puertos de salida PWM: Considerando que se emplearán 8 celdas Peltier y que cada una será controlada con un pulso PWM, se requiere que el microcontrolador seleccionado posea dicha cantidad de este tipo de puertos.
- Salida de 3.3V o 5V: Este es el voltaje requerido para la alimentación de los sensores Ds18b20.
- Poseer al menos 6 puertos de salidas digitales: El propósito de esta característica es que las 2 bombas y 4 válvulas puedan ser controladas. Estos elementos no requieren de una modulación, por lo cual no es necesario conectarlos a puertos PWM, si no únicamente a puertos cuya salida sea un voltaje alto o bajo.
- Poseer al menos 14 puertos de entrada digital: Dichos puertos serán empleados para recibir la información de los sensores y botones de la interfaz, además de la conexión de una pantalla.

Considerando las características mencionadas el microcontrolador elegido fue un Arduino Mega, con un procesador ATmega2560. Este microcontrolador cuenta con

12 puertos de salida PWM, puertos de salida de voltaje a 3.3V y 5.5V, adecuados para la alimentación de los sensores.

Una etapa de potencia se encarga de combinar la electrónica y la electricidad para controlar diferentes sistemas. En el prototipo propuesto la etapa de potencia se encargará de controlar un voltaje de 12V, necesario para el funcionamiento de las celdas Peltier, bombas y válvulas, a través de pulsos de 5V generados por el microcontrolador Arduino Mega.

La etapa de potencia del prototipo consiste en realizar una tarjeta de potencia compuesta de 14 transistores tipo MOSFET. Estos transistores se encargarán de regular el paso de corriente eléctrica hacia los componentes que requieran de un voltaje de 12V.

El transistor empleado debe cumplir con las siguientes características:

- Funcionamiento a 12V DC: Con el objetivo de poder controlar elementos que funciones con este valor de voltaje.
- PWM: El transistor debe responder a pulsos PWM, ya que por medio de estos se lleva a cabo el control de las celdas Peltier
- Corriente nominal a 4.5 A: Las celdas Peltier operan con una corriente de 4.5 A suministrando un voltaje de 12V DC, los demás elementos de 12V (bombas y válvulas) requieren de corrientes menores, tal como se mencionó anteriormente.

Considerando las características deseadas, el transistor seleccionado fue el MOSFET IRFZ44N, debido a que opera con voltajes de hasta 55V y corrientes de hasta 41 A, también tiene la capacidad de modular su salida con respecto a un pulso PWM.

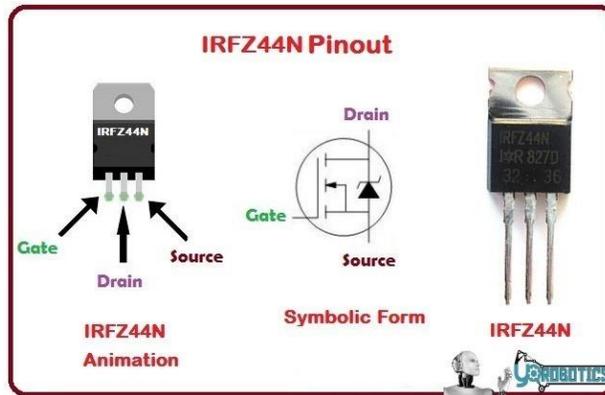


Figura 21. Transistor tipo MOSFET IRFZ44N. Imagen tomada de Mercado Libre. Mosfet Regulador Potencia Irfz44n [Internet]. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-592184831-mosfet-regulador-potencia-irfz44n-49a-55v-to-220-transistor-_JM.

Como se observa en la Figura 21, el IRFZ44N cuenta con tres terminales, Gate, Drain y Source. Empleando estos transistores, se desea construir el circuito mostrado en la Figura 22.

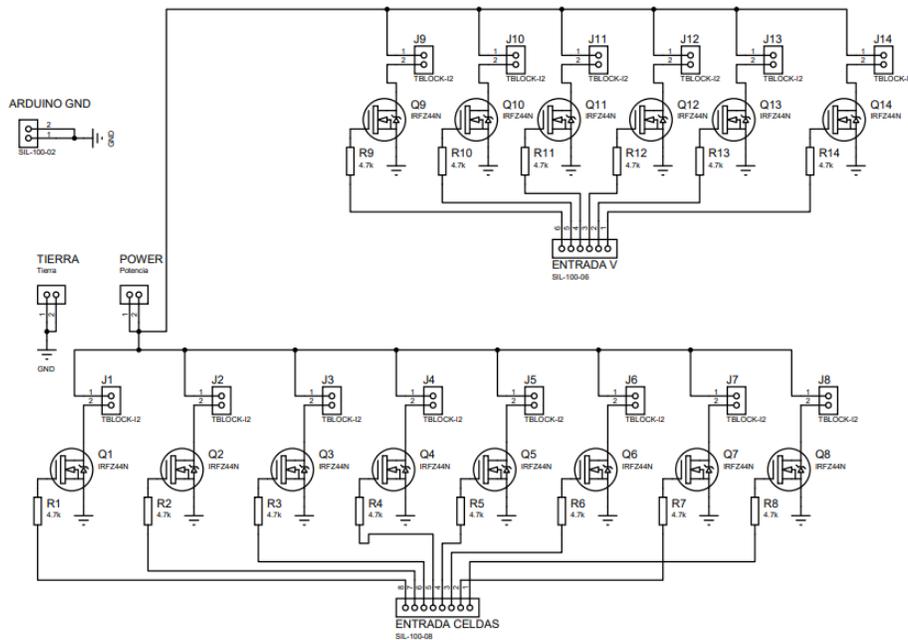


Figura 22. Diagrama eléctrico de la tarjeta de potencia.

En la Figura 22 se observa el circuito propuesto para la etapa de potencia, en el cual los transistores IRFZ44N se representan con la letra Q, desde Q1 hasta Q14,

cada uno de los transistores se encarga de regular la alimentación de una carga, tal como se describe en la Tabla 3.

Tabla 3. Carga correspondiente para cada transistor IRFZ44N.

MOSFET IRFZ44N	CARGA REGULADA
Q1	CP no. 1 del contenedor de líquido caliente
Q2	CP no. 2 del contenedor de líquido caliente
Q3	CP no. 3 del contenedor de líquido caliente
Q4	CP no. 4 del contenedor de líquido caliente
Q5	CP no. 1 del contenedor de líquido frío
Q6	CP no. 2 del contenedor de líquido frío
Q7	CP no. 3 del contenedor de líquido frío
Q8	CP no. 4 del contenedor de líquido frío
Q9	Electroválvula de la salida del contenedor frío
Q10	Electroválvula de la entrada del contenedor frío
Q11	Electroválvula de la salida del contenedor caliente
Q12	Electroválvula de la entrada del contenedor frío
Q13	Bomba del contenedor frío
Q14	Bomba del contenedor caliente

Cada uno de los MOSFET IRFZ44N se encuentra conectado de la siguiente manera:

- La terminal Gate recibe la información (pulso) proveniente del microcontrolador. La terminal se encuentra conectada a una resistencia de $4.7k\Omega$ cuyo objetivo es reducir la corriente proveniente del microcontrolador para prevenir daños en el transistor.
- La terminal Drain se encuentra conectada a una bornera, en la cual se conectará la carga.
- La terminal Source se encuentra conectada a la tierra del sistema, esto es así para que la activación del canal permita que la corriente fluya, activando la carga.

El circuito propuesto (Figura 22) posee una bornera para cada uno de los elementos que serán conectados a él, representadas con la letra J, desde J1 hasta J14. Cada bornera se conectará directamente a una carga, como se muestra en la Tabla 4.

Tabla 4. Suministro de voltaje de acuerdo con la bornera del circuito propuesto.

BORNERA	SUMINISTRO DE VOLTAJE A
J1	CP no. 1 del contenedor de líquido caliente
J2	CP no. 2 del contenedor de líquido caliente
J3	CP no. 3 del contenedor de líquido caliente
J4	CP no. 4 del contenedor de líquido caliente
J5	CP no. 1 del contenedor de líquido frío
J6	CP no. 2 del contenedor de líquido frío
J7	CP no. 3 del contenedor de líquido frío

J8	CP no. 4 del contenedor de líquido frío
J9	Electroválvula de la salida del contenedor frío
J10	Electroválvula de la entrada del contenedor frío
J11	Electroválvula de la salida del contenedor caliente
J12	Electroválvula de la entrada del contenedor frío
J13	Bomba del contenedor frío
J14	Bomba del contenedor caliente

Este circuito requiere de la conexión de un voltaje de 12V, el cual se conectará en las terminales POWER y TIERRA mostradas en la Figura 22. Existe una terminal más, representada como ARDUINO GND, esta es la encargada de conectar la tierra del microcontrolador con la tierra de la alimentación.

Los pulsos PWM recibidos del microcontrolador se conectan al circuito por medio de un conjunto de terminales representados como ENTRADA CELDAS, los cuales conducirán el pulso hacia la terminal Gate de los transistores J1 hasta J8.

El control de las bombas y válvulas no requiere de un pulso PWM, ya que su estado es únicamente abierto o cerrado, para el caso de las válvulas o encendido y apagado para las bombas. Considerando esto, es necesario que los MOSFET J9 a J14 permitan el paso total del voltaje de 12V o lo restrinjan completamente. Dichos pulsos ingresarán al circuito por medio del conjunto de terminales representado como ENTRADA V.

Empleando el diseño del circuito mostrado en la Figura 22, se generó el diseño de la PCB mostrado en la Figura 23.

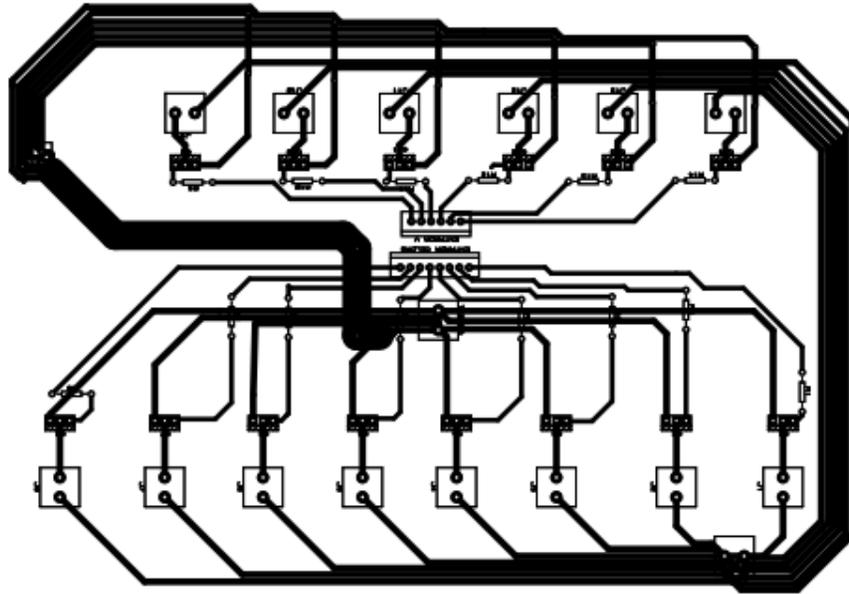


Figura 23. *Diseño propuesto para tarjeta PCB de potencia.*

La interfaz de usuario se compone de un circuito que permite recibir información por parte del usuario, referente a los parámetros deseados para la terapia, y transmitir dicha información hacia el microcontrolador.

Esta interfaz debe permitir configurar lo siguiente:

1. Temperatura calor de 38°C a 45°C.
2. Temperatura frio 10°C a 20°C.
3. Cuatro opciones de tiempo de exposición según lo investigado (13).
 - a. 1 minuto de calor y 1 minuto de frio
 - b. 2 minutos de calor y 2 minuto de frio
 - c. 3 minutos de calor y 1 minuto de frio
 - d. 4 minutos de calor y 2 minutos de frio
4. Repetir el tiempo de exposición desde una vez hasta 5 veces.

El diseño propuesto para la interfaz de usuario es el siguiente:

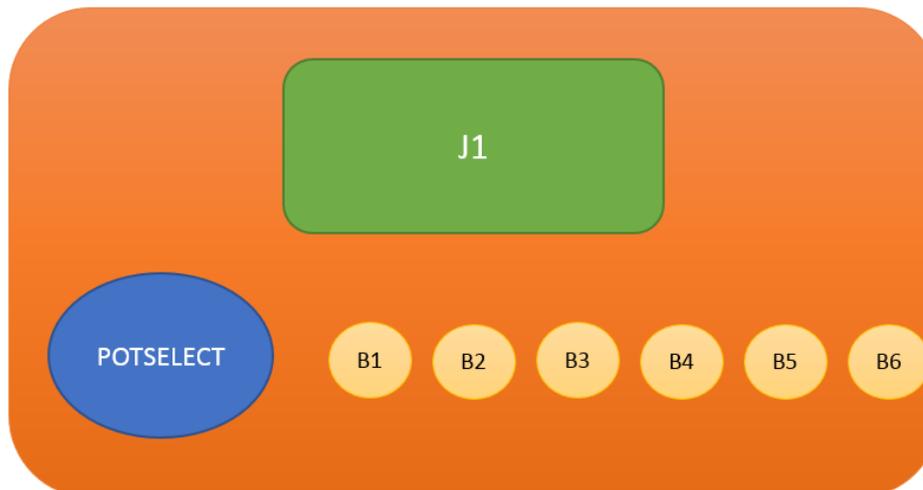


Figura 24. *Diseño gráfico propuesto para la interfaz.*

Como puede observarse en la Figura 24, el diseño propuesto la interfaz de usuario cuenta con 6 botones, representados con la letra B, desde B1 hasta B6. POTSELECT representa a una perilla y J1 a un display LCD (Liquid Crystal Display).

La función de cada uno de los elementos propuestos para el diseño de la interfaz de usuario se describe en la Tabla 5.

Tabla 5. *Función y elementos del diseño para la interfaz.*

NOMBRE DEL ELEMENTO	TIPO DE ELEMENTO	FUNCIÓN
B1	Botón	Permite al usuario elegir la magnitud de la temperatura caliente.
B2	Botón	Permite al usuario elegir la magnitud de la temperatura fría.
B3	Botón	Permite al usuario seleccionar el tiempo total de la terapia.
B4	Botón	Permite al usuario elegir los intervalos de tiempo para la terapia fría y caliente.
B5	Botón	Confirma los parámetros seleccionados por el usuario.
B6	Botón	Inicia la terapia.

J1	Display	Muestra al usuario las opciones de parámetros a elegir.
POTSELECT	Perilla	Mediante el giro, permite seleccionar los parámetros permitidos.

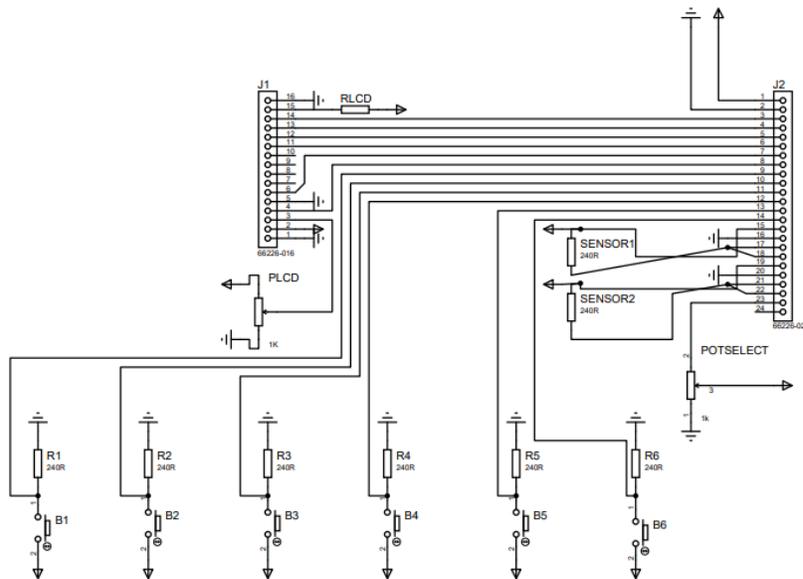


Figura 25. Diseño propuesto para el circuito de la interfaz gráfica.

El circuito para la interfaz se muestra en la Figura 25, en donde, se puede observar cómo se plantea conectar los componentes de la interfaz gráfica. Para la perilla POTSELECT, se implementará un potenciómetro de 10KΩ. Como se muestra, existe un componente adicional, representado como PLCD, este componente es un potenciómetro de 5KΩ, cuya función es regular el contraste del LCD. En este circuito incluye también la conexión de los sensores Ds18b20

Considerando el diseño propuesto para el circuito de la interfaz gráfica, se plantea la construcción de una PCB, la cual estará ubicada de manera que el usuario pueda interactuar con ella. El diseño de dicha PCB es el mostrado en la Figura 26.

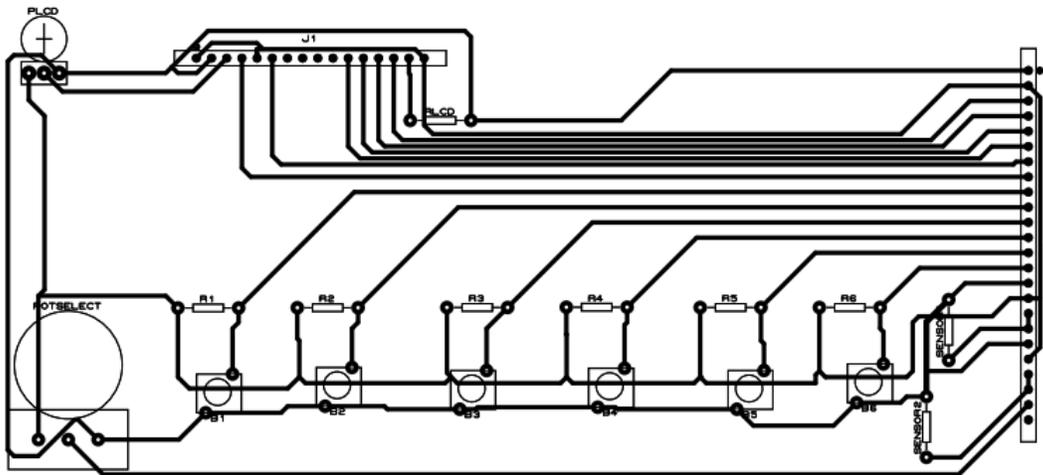


Figura 26. Diseño propuesto para el circuito de la interfaz gráfica.

3.2.5. ALIMENTACIÓN

Este bloque consta de el o los elementos encargados de suministrar la alimentación a los componentes del prototipo.

La alimentación de los componentes de 12V DC se debe realizar con una fuente conmutada, con el objetivo de simplificar el diseño, la cual debe cumplir con las siguientes características:

- Debe suministrar un voltaje de 12V: Esto debido a que dicho voltaje es el requerido para el correcto funcionamiento de los elementos eléctricos del prototipo (celdas Peltier, bombas y válvulas).
- La corriente suministrada por la fuente debe ser suficiente para cumplir con los requerimientos de los elementos eléctricos del prototipo: La magnitud requerida para la corriente puede observarse en la Tabla 6.

Tabla 6. Consumo de corriente de elementos eléctricos.

ELEMENTO	CORRIENTE REQUERIDA (A)	CANTIDAD	TOTAL (A)
Celda Peltier TEC1-12706	4.5	8	36
Electroválvula solenoide Tecneu VALV-SOL-1P2-12V	0.6	4	2.4
Bomba sumergible Real Water Pump 5042	0.33	2	0.66

Ventiladores circulares del contenedor frío	0.6	2	1.2
Ventiladores rectangulares del contenedor frío	1	2	2
Ventiladores del contenedor caliente	0.15	4	0.6
Consumo total de corriente (A)			42.86A

Considerando que el consumo total de corriente del prototipo es de 42.86A, la fuente seleccionada debe tener la capacidad de suministrar al menos dicha cantidad de corriente.

Tomando en cuenta las características deseadas para la fuente conmutada, se eligió el modelo 12 V a 50 A de la marca Tecneu, el voltaje que suministra esta fuente es de 12V y la corriente de 50A, con una potencia total de 600W. Las dimensiones son de 21.4 cm x 4.9 cm x 11.3 cm. Como puede observarse, la fuente seleccionada cumple con todas las características deseadas.



Figura 27. Fuente conmutada Tecneu 12V a 5A. Imagen tomada de Fuente Conmutada De Alimentación 12V 50A [Internet]. Tecneu. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: <https://www.tecneu.com/products/fuente-conmutada-de-alimentacion-12v-50a-600w-110-220vca>.

4. RESULTADOS Y DISCUSION DE RESULTADOS

En este capítulo se presenta la construcción del prototipo de acuerdo con las características mencionadas en el desarrollo, así como las pruebas realizadas para verificar su correcto funcionamiento.

4.1. PROTOTIPO

Los componentes de los bloques de alimentación, control ,medición y sistema de temperatura se situarán dentro de una caja de madera, por ser un material económico y que permite realizar perforaciones para una fácil construcción del prototipo propuesto.

4.1.1. SISTEMA DE TEMPERATURA

El prototipo tiene ocho celdas Peltier (CP) cada una de ellas están ensambladas con un disipador de aluminio y ventilador de la siguiente manera: cuatro CP en 3 caras de cada contenedor, esto con el fin de que la dispersión de calor este dada por varios puntos del contenedor y la temperatura del líquido se estabilice en el menor tiempo posible (Figura 28).

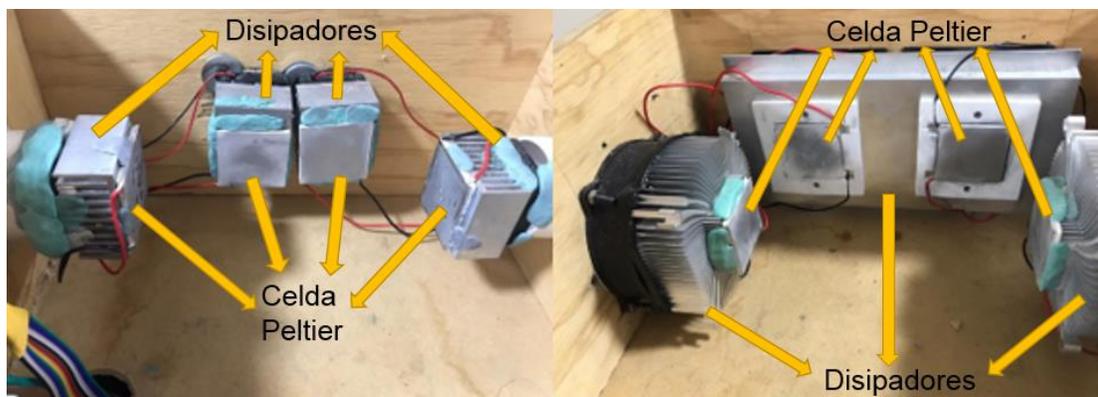


Figura 28. Celdas Peltier en el dispositivo con disipadores y ventiladores (Derecha-terapia fría e Izquierda-terapia caliente).

Los contenedores que contienen el líquido están fabricados de cobre y la medida del contenedor del líquido frío es de 15.7 x 9.8 x 13 cm. con un volumen de 2 litros, en el caso del contenedor del líquido caliente 14.8 x 9.8 x 13 cm. con un volumen

de 1.885 litros, la diferencia de tamaños de los contenedores está dada porque en los ventiladores de los disipadores de las CP del contenedor caliente tienen ensamblado un tubo de PVC que permite la entrada de aire al ventilador, lo que explica que el contenedor caliente es de menor tamaño. En la Figura 29 se observan los contenedores de cobre los cuales tienen una tapa hermética que evitan la salida de calor y tienen una superficie plana de 90° para una transferencia correcta de calor de las CP.

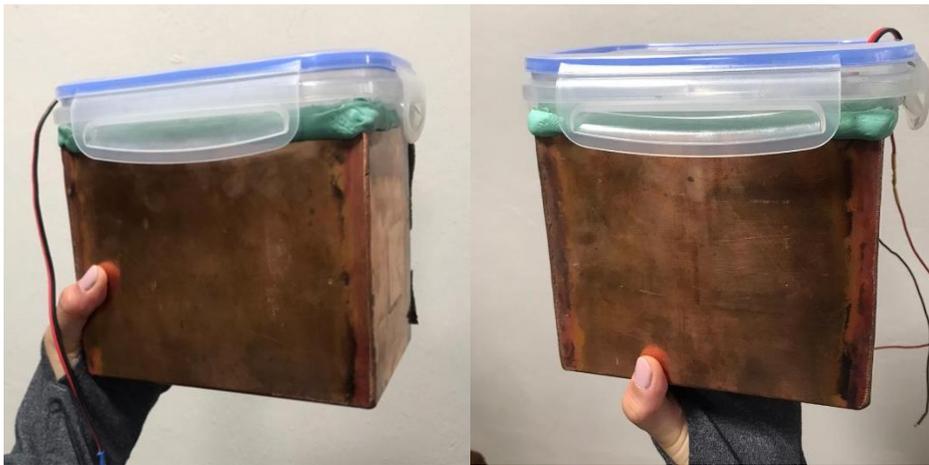


Figura 29. Contenedores de cobre (Derecha-contenedor de líquido caliente e Izquierda: contenedor de líquido frío).

Las caras del contenedor las cuales no tienen CP están cubiertas por una espuma termoestable cuya función es evitar el escape de energía calorífica. En la Figura 30 se muestran los ventiladores, disipadores, contenedores y la espuma termoestable.

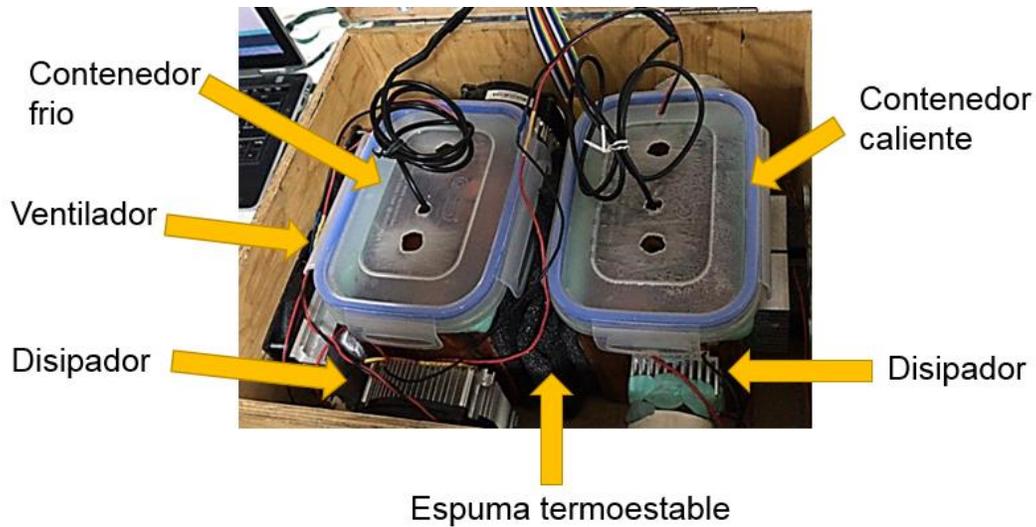


Figura 30. Contenedores con celdas Peltier, disipadores y ventiladores.

4.1.2. SISTEMA DE CONTROL

Se realizaron dos PCB (Printed Circuit Board), con la finalidad de tener una tarjeta potencia y otra para la interfaz del dispositivo con las características y diseños mostrados en el desarrollo. La tarjeta ARDUINO MEGA está conectada a las dos tarjetas, para realizar la comunicación entre ellas para llevar a cabo la entrada de datos, medición, control, la interfaz y la modulación de los componentes. La

comunicación esta dada por medio de un código en lenguaje C++ realizado en la plataforma Arduino (ANEXO C), conforme al diagrama de flujo (ANEXO B).

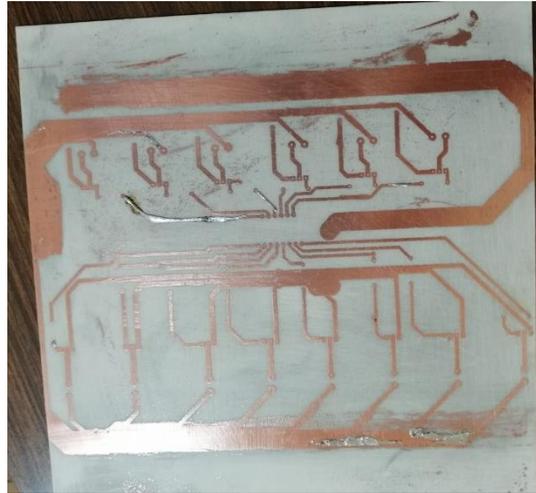


Figura 31. Tarjeta de potencia realizada por la técnica de serigrafía.

La fabricación para obtener la tarjeta de potencia (Figura 31) y la tarjeta de la interfaz (Figura 32), se llevó a cabo por la técnica de serigrafía, se eligió esta técnica por el costo de \$250 MXN para su realización (39).

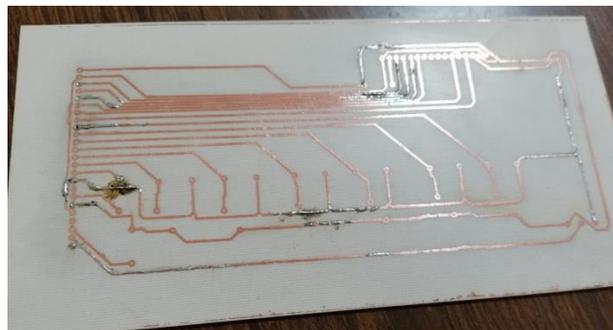


Figura 32. Tarjeta de interfaz realizada por la técnica de serigrafía.

La alimentación de las CP, bombas y electroválvulas es llevada a cabo por la tarjeta de potencia que se visualiza en la Figura 33 en donde, la parte superior: 1 es el transistor de la electroválvula de la salida del contenedor frio, 2 es el transistor de la electroválvula de la entrada del contenedor frio, 3 es el transistor de la electroválvula de la entrada del contenedor caliente, 4 es el transistor de la electroválvula de la salida del contenedor caliente, 5 es el transistor de la bomba del contenedor frio, 6 es el transistor de la bomba del contenedor caliente y en la parte inferior del 7 al 10

son transistores de las CP del contenedor caliente y del 11 al 14 son transistores de las CP del contenedor frio.



Figura 33. Tarjeta de potencia con componentes eléctricos soldados.

La tarjeta de la interfaz cuenta con la conexión de 6 botones y la conexión de los dos sensores ds18b20. En la Tabla 7 se muestra la función de cada botón, de acuerdo con la Figura 34 en donde 1 será el primer push botton de izquierda a derecha y 6 el ultimo.

Tabla 7. Descripción de botones de acuerdo con la tarjeta de la Interfaz.

Nombre del botón	Función
Temperatura caliente	Se selecciona con el potenciómetro la temperatura del líquido caliente en la compresora.
Temperatura frio	Se escoge con el potenciómetro la temperatura del líquido frio en la compresora.
Tiempo de exposición	Se elige el tiempo de exposición tanto en la terapia caliente y en la terapia fría en minutos.
Repeticiones	Se selecciona las repeticiones del tiempo de exposición elegido.

Aceptar	Al presionar este botón se confirma lo que se visualiza en el LCD.
Iniciar terapia	El equipo inicia la terapia informando al usuario por medio del LCD, las funciones que realiza.

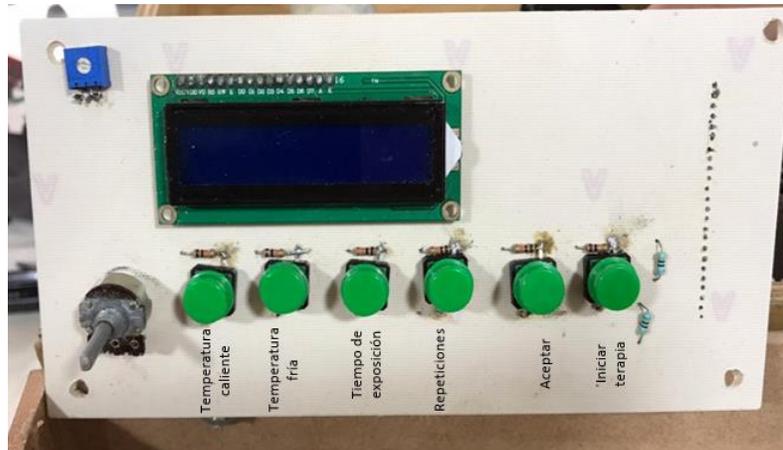


Figura 34. Tarjeta de la interfaz física con componentes soldados.

La visualización de los parámetros a elegir será por medio de una pantalla LCD (Liquid Cristal Display) y la selección de ellos será dada por un potenciómetro el cuál puede aumentar o disminuir de acuerdo con seis push-botton, que darán las opciones; temperatura calor, temperatura frio, tiempo de exposición, repetición, aceptar e iniciar terapia. Esta interfaz podrá seleccionar lo siguiente:

5. Temperatura calor: elegir por medio del potenciómetro de 38°C a 45°C y al tener la opción requerida que se visualiza en el LCD, presionar push botón en Aceptar.
6. Temperatura frio: elegir por medio del potenciómetro de 10°C a 20°C y al tener la opción requerida que se visualiza en el LCD, presionar push boton en Aceptar.
7. Tiempo de exposición: elegir por medio del potenciómetro las opciones que se muestran a continuación y al tener la opción requerida que se visualiza en el LCD, presionar push boton en Aceptar.
 - a. 1 minuto de calor y 1 minuto de frio

- b. 2 minutos de calor y 2 minutos de frío
 - c. 3 minutos de calor y 1 minuto de frío
 - d. 4 minutos de calor y 2 minutos de frío
8. Repeticiones: elegir por medio del potenciómetro las opciones que se muestran a continuación y al tener la opción requerida que se visualiza en el LCD, presionar push button en Aceptar.
- a. Una vez
 - b. Dos veces
 - c. Tres veces
 - d. Cuatro veces
 - e. Cinco veces
9. Aceptar: se presiona este push button cuando lo que se visualiza en LCD es la elección requerida para la terapia.
10. Iniciar terapia: al presionar este push button aparecerá en el LCD el tiempo de la terapia en minutos, después se muestra en el LCD “Calentamiento en proceso” en donde el equipo llevará a temperaturas seleccionadas por el usuario el líquido que se encuentra en los contenedores para posteriormente llevarlos a la compresa, ya que el líquido está a las temperaturas programadas el dispositivo realizará un llenado de la compresa iniciando la terapia. Posteriormente mandará un mensaje indicando la terapia en función (terapia fría o terapia caliente). Al finalizar el tiempo en el LCD se observará la leyenda “Fin de terapia” y volverá a la pantalla principal.

En el caso que el usuario presione Iniciar terapia, después de encender el equipo o a haber terminado una terapia. Se iniciará con los valores de una terapia preseleccionada con las siguientes características; temperatura caliente de 45°C, temperatura fría 10°C, 3 minutos en calor y 1 minuto en frío y 5 repeticiones. Por lo tanto, la terapia durará 20 minutos. Las características tomadas en esta preselección fueron tomadas de la de un estudio realizado por la Dra. Aichel Montes de Oca en el Instituto Superior de Ciencias Médicas de Cuba que menciona

“en agua caliente aproximadamente de 40°C – 45°C ... y se aplicaba directamente sobre la piel de la zona que iba a ser tratada durante tres minutos; por... siguiendo el mismo proceso en frio (sumergió en agua entre 10 y 20°C, agua helada) durante un período de 60 segundos. Con un tiempo de 20 min una vez al día”. (11)

4.1.3. SISTEMA HIDRÁULICO

El sistema hidráulico del prototipo está conformado por dos bombas sumergibles, mangueras, conexiones tipo Y, cuatro electroválvulas y una compresora. Las bombas sumergibles se fijaron con resina epóxica de alta temperatura en el interior de los contenedores como se muestra en la Figura 35.

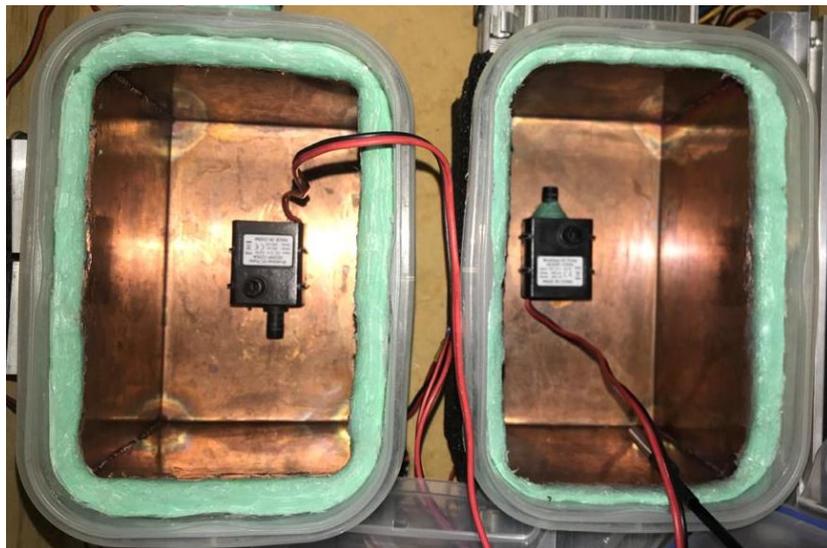


Figura 35. Bombas en los contenedores de calor y frio.

Las mangueras empleadas en el sistema hidráulico son de tipo industrial de PVC con un calibre de ¼ de pulgada, las cuales conducen el líquido desde los contenedores hasta la compresora y viceversa. También se emplearon dos conexiones tipo Y, de bronce de un calibre de ¼ de pulgada que permiten la circulación de los líquidos hasta la compresora.

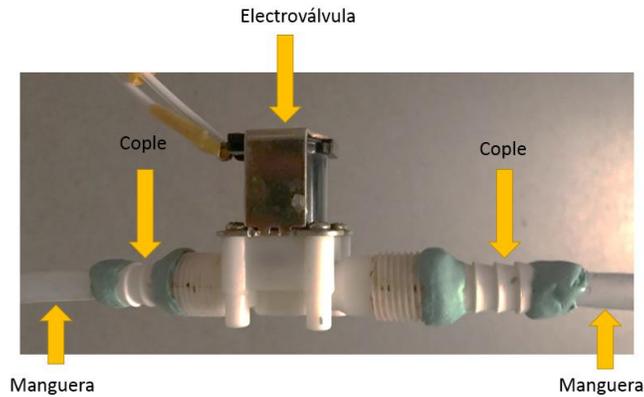


Figura 36. Conexión de manguera a la electroválvula por medio de cople de 1/2 pulgada.

El paso del líquido lo permiten y lo restringen cuatro electroválvulas solenoides de 12 VDC a las cuales se les ensambló un cople de ½ pulgada de ambos lados para que la conexión de las mangueras con resina epóxica para fijarlos (Figura 36). La entrada de líquido a la compresora la regulan dos electroválvulas, mientras que las otras dos regulan el retorno hacia los contenedores, de acuerdo con la programación de la terapia de contraste. En la Figura 37 se encuentra la circulación del líquido frío y caliente, así como las electroválvulas que corresponden a la entrada y salida del líquido de la compresora.

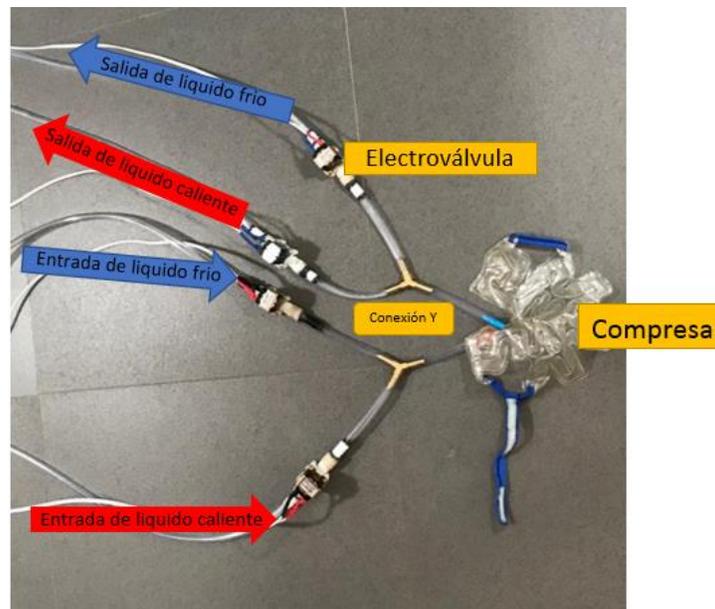


Figura 37. Sistema hidráulico con circulación del líquido frío y caliente.

Las tapas de los contenedores de cobre se perforaron para la entrada de las mangueras hacia los contenedores y también para la salida del cable de alimentación de las bombas sumergibles (Figura 38).



Figura 38. Tapa de los contenedores perforada.

4.1.4. SISTEMA DE MEDICIÓN

El sensor de temperatura seleccionado para la medición de líquido del prototipo es el ds18b20. Este sensor se sitúa en el centro de cada contenedor para no tener contacto con ninguna pared y tener una lectura de la temperatura correcta del líquido, por consiguiente se perforan las tapas de los contenedores para la entrada de los sensores de temperatura (Figura 39).

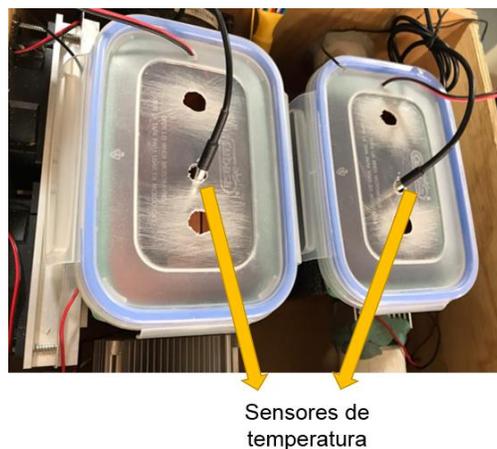


Figura 39. Contenedores y sensores de temperatura en el prototipo.

4.1.5. ALIMENTACIÓN

La alimentación de la tarjeta de potencia y ventiladores la suministra una fuente de alimentación conmutada de 12V DC 50A que cumple con las características para el buen funcionamiento de los ventiladores y los componentes de la tarjeta de potencia que son las CP, bombas y electroválvulas.

El Arduino es alimentado por medio del puerto USB con un regulador de voltaje de 127 VAC a 5 VDC (Figura 40). El Arduino suministra voltaje a la tarjeta de la interfaz, proporcionando voltaje a LDC, sensores de temperatura y botones.



Figura 40. Regulador de voltaje de 5V.

4.2. MEDICIÓN DE VOLTAJE Y AMPERAJE DE LA TARJETA DE POTENCIA

La medición de voltaje y amperaje es importante para el buen funcionamiento del equipo, por lo tanto, se midieron los voltajes y corrientes de los componentes, para visualizar la alimentación de estos y verificar el correcto funcionamiento del prototipo. En la Tabla 8 se muestran los resultados de las mediciones, tomando en consideración que el voltaje nominal de todos los componentes es de 12 V DC y la corriente nominal de las celdas Peltier (CP) es de 4.5 A, las bombas sumergibles de 0.4 A y las electroválvulas de 1 A.

Tabla 8. Medición de voltaje y amperaje de los componentes de la tarjeta de potencia.

COMPONENTE ALIMENTADO	VOLTAJE (V)	AMPERAJE (A)
Celda Peltier 1	11.47	4.51
Celda Peltier 2	11.50	5.93

Celda Peltier 3	11.28	5.07
Celda Peltier 4	11.29	4.56
Celda Peltier 5	11.32	4.47
Celda Peltier 6	11.29	5.02
Celda Peltier 7	11.27	5.37
Celda Peltier 8	11.16	5.85
Bomba del contenedor caliente	11.74	0.35
Bomba del contenedor frio	11.02	0.37
Electroválvula de entrada del contenedor caliente	11.78	0.56
Electroválvula de salida del contenedor caliente	11.55	0.54
Electroválvula de entrada del contenedor frio	11.56	0.53
Electroválvula de salida del contenedor frio	11.76	0.54

Se observan que el voltaje nominal de los componentes es menor al voltaje medido, ya que la fuente conmutada proporciona un voltaje de 12.56V, hay un decremento de voltaje de la fuente a los transistores, debido a una característica del MOSFET IRFZ44N según su hoja de datos, la resistencia del IRFZ44N incrementa según la temperatura del MOSFET a pesar que los transistores tienen disipador la temperatura está en un rango de 100°C a 150°C, lo que equivale a $\pm 2 \Omega$ de resistencia en el transistor.

La corriente de las celdas Peltier (CP) alimentadas a 12V necesita una corriente nominal de 4.5A, sin embargo, en las gráficas de la hoja de datos de las CP (TEC12706), se observa que la corriente aumenta entre menos diferencia de temperatura haya entre las caras de la CP. La variación de la temperatura entre las caras está dada por los disipadores implementados en el prototipo (Tabla 2), al ser los disipadores de diferentes dimensiones, la diferencia de temperatura entre las caras de la CP no es la misma, por lo tanto, la corriente es diferente en cada CP, explicando el aumento de amperaje.

En el caso de las electroválvulas, el consumo máximo de corriente indicado es de 1A, sin embargo, el consumo real medido fue de 0.5A (Tabla 8), según la hoja de datos a una temperatura ambiente (hasta 65°C) su consumo es de 6 W y a una temperatura ambiente alta (65.1°C a 80°C) consume 12 W, lo que explica que la

alimentación y corriente medidos son suficientes para una correcta apertura de las electroválvulas.

4.3. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL PROTOTIPO TERMINADO



Figura 41. Parte fija del prototipo (izquierda vista frontal y derecha vista posterior).

El prototipo terminado consta de dos partes, una fija y otra removible. La parte fija (Figura 41) se compone de los bloques de control, medición, alimentación y actuador. La parte removible (Figura 42) es el bloque del sistema hidráulico, al ser removible facilita la extracción del líquido de las mangueras y de la compresora al finalizar el uso del prototipo. Las características físicas del prototipo de la parte fija y la parte removible se encuentran en la Tabla 9.

Tabla 9. Características físicas de parte fija y parte removible.

Parte del prototipo	Característica física	Valor
Parte fija	Peso	8.9 kg.
	Dimensiones	36.1 x 31.2 x 32.8 cm.
	Volumen	36,943 cm ²
Parte removible	Peso	0.937 kg.
	Longitud	140.6 cm.

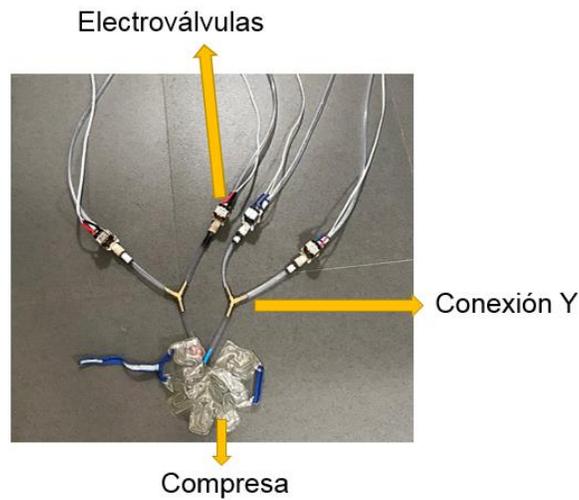


Figura 42. Parte removible del prototipo.

Se observa en la Figura 43 el prototipo terminado con la parte fija y removible conjuntas.

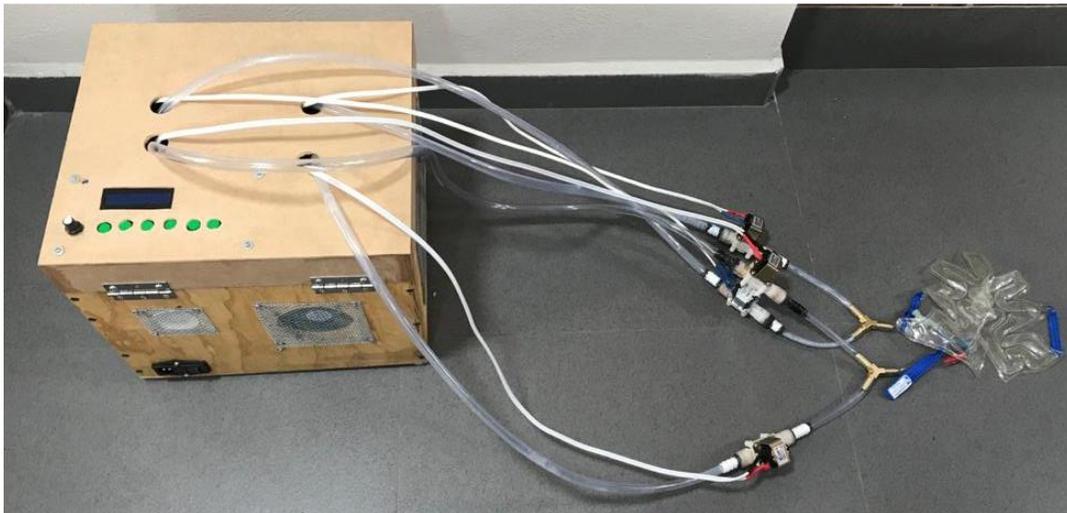


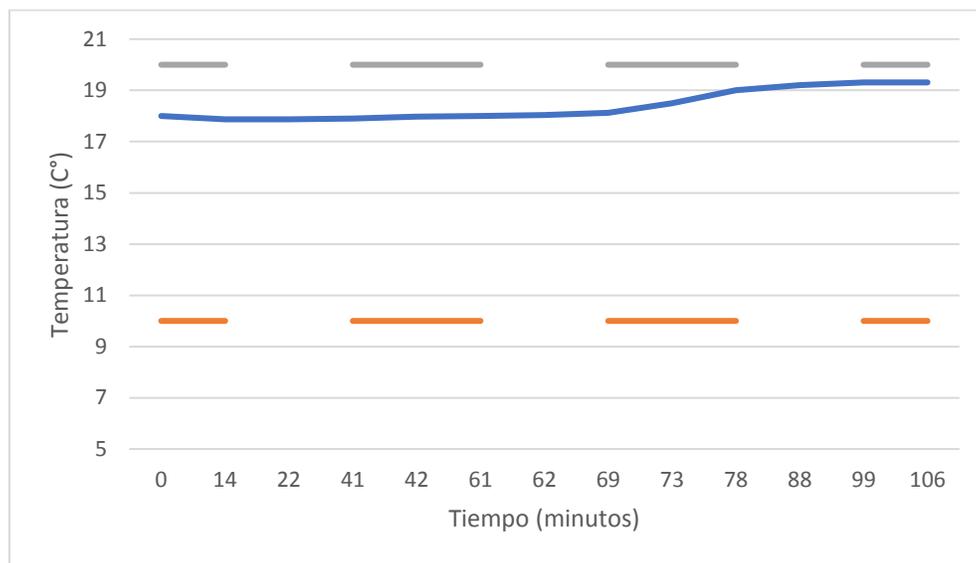
Figura 43. Prototipo terminado con la parte fija y la parte removible.

4.4. PRUEBAS DE TIEMPO Y TEMPERATURA

La relación tiempo y temperatura exhibe el funcionamiento del sistema de temperatura, medición, alimentación y control para realizar una terapia de contraste en los rangos de temperatura adecuados (Terapia caliente: 45°C - 38°C y Terapia fría: 20°C - 10°C) (13) (15).

La prueba en la que se obtiene la Gráfica 1 consistió en suministrar voltaje a las celdas Peltier e interrumpir la corriente al llegar a los 70 minutos, para que después la temperatura del líquido sea igual a la temperatura ambiente (19.3°C) con el fin de visualizar el comportamiento del líquido del contenedor frío conforme al tiempo y temperatura.

En la Gráfica 1 se observa que la temperatura inicial decrementa 0.3°C durante 22 minutos manteniéndose constante (17.9°C) por 20 minutos. Al interrumpir la corriente, la temperatura incrementa 1.4°C (19.3°C) en 36 minutos exponiendo que la ausencia del funcionamiento de las celdas Peltier genera un incremento en la temperatura del líquido en el contenedor, no obstante, el sistema de temperatura medición, alimentación y control no tienen la capacidad de generar el rango mínimo de temperatura (10°C) para una terapia fría.

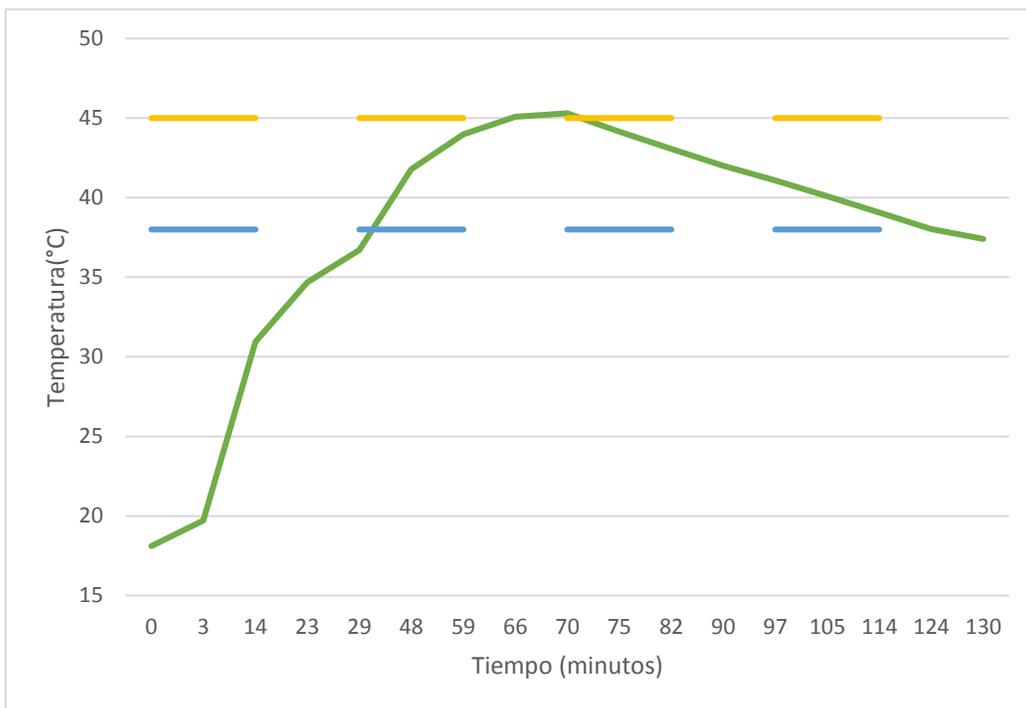


Gráfica 1. Comportamiento de temperatura del líquido en contenedor frío (Temperatura del líquido-Línea azul, Rango máximo-Línea punteada gris, Rango mínimo-Línea punteada naranja).

La prueba en donde se obtiene la Gráfica 2 consistió en suministrar voltaje a las celdas Peltier hasta llegar a su rango máximo adecuado de la terapia caliente (45°C), esperando 5 minutos para mantener los 45°C , después se interrumpe la corriente a las celdas Peltier para terminar la medición de la temperatura al alcanzar

el rango mínimo adecuado de la terapia caliente (38°C). El objetivo de esta prueba es exhibir el comportamiento de la temperatura del líquido en el contenedor caliente.

En la Gráfica 2 se muestra el incremento de 18.9°C en 29 minutos equivalente a 0.64°C por minuto, después el incremento es 0.2°C por minuto hasta alcanzar el rango máximo de la temperatura del líquido caliente (45°C) en el minuto 66, sin embargo, desde el minuto 34 se alcanza el rango mínimo de temperatura (38°C) para la terapia de caliente. Lo cual exhibe que el sistema de temperatura, medición, alimentación y control consiguen la temperatura caliente adecuada (45°C - 38°C), además de mantenerla.



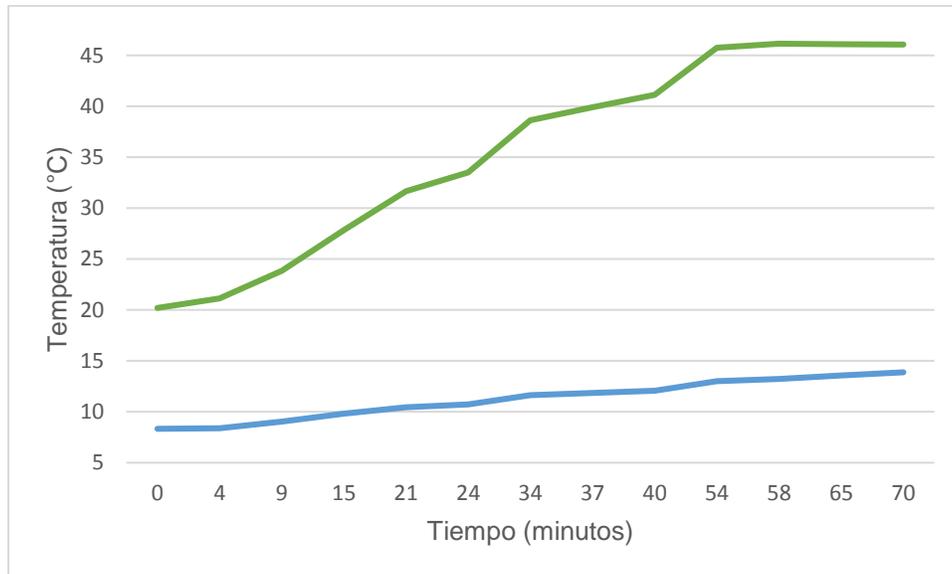
Gráfica 2. Comportamiento de temperatura del líquido en contenedor caliente (Temperatura del líquido-Línea verde, Rango máximo-Línea punteada amarilla, Rango mínimo-Línea punteada azul).

De acuerdo con lo observado en Gráfica 1 se exhibió que el dispositivo si mantiene la temperatura, sin embargo, no decrementa a la temperatura mínima de la terapia fría (10°C), por lo cual, la siguiente prueba se realizó añadiendo 350 gr. de hielo al contenedor del líquido frío, buscando una temperatura inicial de 10°C (rango mínimo

de la terapia fría). Esta prueba se representa en la Gráfica 3 cuyo objetivo es visualizar el comportamiento de la temperatura en el líquido caliente y frío con los hielos en el contenedor frío.

En la Gráfica 3 se observa que las temperaturas iniciales del líquido en los contenedores (20.2°C para el líquido en el contenedor caliente y 8.33°C para el líquido en el contenedor frío) fueron distintas a causa de la adición de 350 gr. de hielo en el contenedor frío. En el minuto 52 se llegó al rango máximo de la temperatura del líquido caliente (45°C). A los 70 minutos la temperatura del líquido del contenedor frío aumento hasta 13.88°C y la temperatura del líquido del contenedor caliente aumento hasta 46.07°C.

La Gráfica 3 expone que las celdas Peltier aumentan 5.5°C la temperatura del líquido del contenedor frío en 70 minutos cuando la temperatura del líquido es menor a la temperatura ambiente. Suponiendo que cuando se cumple el rango de temperaturas adecuadas (Terapia caliente: 45°C - 38°C y Terapia fría: 20°C - 10°C) se inicie la terapia de contraste (minuto 34) la temperatura inicial en el líquido del contenedor frío estaría en 11.63°C y en 30 minutos (la mayor duración de una terapia de contraste) aumentaría la temperatura del líquido frío hasta 13.2°C estando en el rango adecuado para una terapia fría (10°C – 20°C), no obstante, la temperatura del líquido del contenedor caliente se comporta de acuerdo con los rangos de temperatura esperados (45°C - 38°C) para tener una terapia caliente adecuada.



Gráfica 3. Comportamiento de temperatura en contenedores con hielo en el contenedor

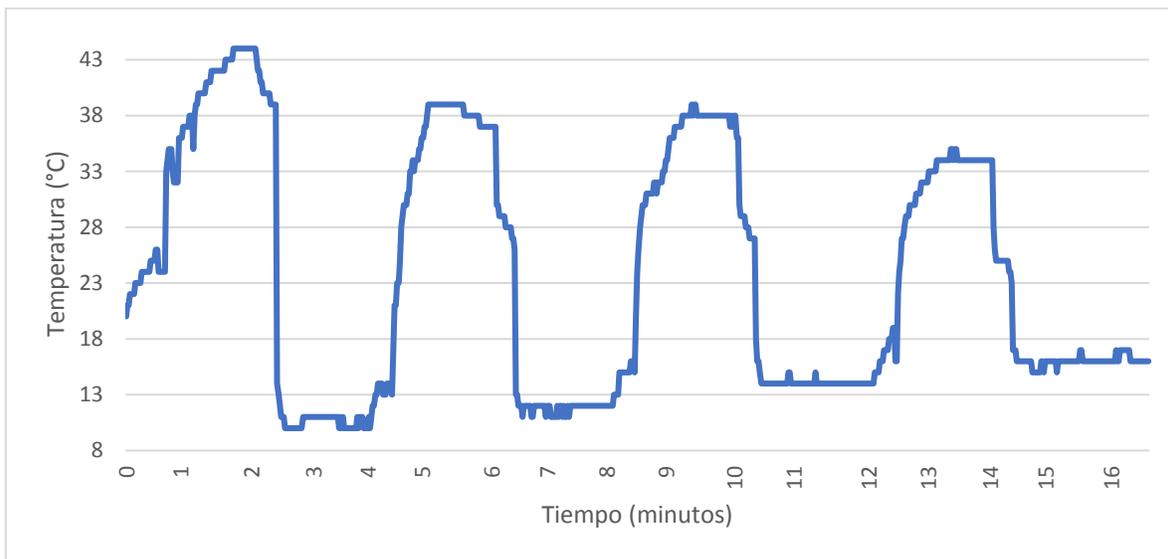
4.5. EVALUACIÓN DE TEMPERATURA EN LA COMPRESA

La evaluación de la temperatura en la compresa tiene como fin conocer el funcionamiento del prototipo y evidenciar si se cumplen los objetivos establecidos.



Figura 44. Aplicación de terapia de contraste en rodilla para la evaluación de la temperatura en la compresa.

Esta evaluación consistió en medir la temperatura en la compresa sobre la rodilla durante la terapia de contraste con un multímetro de la marca BK Precision, modelo 390A (Rango: -50°C a 1300°C , Resolución: 1°C). La terapia de contraste efectuó un tiempo total de 16 minutos, en donde la terapia caliente y la fría duraron 2 minutos cada una por 4 repeticiones (Figura 44). La elección del tiempo de cada terapia y las repeticiones fueron seleccionadas para visualizar el tiempo de transición entre la terapia caliente y fría.



Gráfica 4. Evaluación de temperatura en la compresa.

En la Gráfica 4 se observa que la temperatura de la terapia caliente se mantuvo entre 38°C y 44°C en las tres primeras iteraciones con un rango de temperatura adecuado para la terapia de caliente ($45^{\circ}\text{C} - 38^{\circ}\text{C}$), sin embargo, en la última iteración la temperatura decreció a 35°C , 3°C abajo del rango de temperatura de una terapia caliente adecuada. La temperatura de la terapia fría se mantuvo en un rango de 10°C y 15°C el rango adecuado para una terapia fría ($20^{\circ}\text{C} - 10^{\circ}\text{C}$).

Se visualiza que hay una diferencia de 9°C entre la temperatura caliente de la primera iteración (44°C) y la temperatura caliente de la última iteración (35°C) y para la terapia fría la diferencia de temperatura es de 5°C entre la primera iteración (10°C) y la última (15°C), por tal motivo se deduce que la temperatura de la terapia caliente tiende a estar menor tiempo en el rango establecido que la temperatura de la terapia fría. Cabe denotar que tanto en la terapia fría como en la caliente se encuentra una

atenuación causada por medios externos (sistema hidráulico, rodilla y ambiente), además, en la compresa queda residuo de líquido, por lo que se homogenizan los dos líquidos entre cada iteración.

4.6. OPINIÓN DE TERAPEUTAS SOBRE EL PROTOTIPO

Los autores de esta tesis preguntaron a cuatro terapeutas su opinión acerca el prototipo propuesto respondiendo lo siguiente:

- 1) La Lic. En Terapia Física María Alondra Arias Sayavedra opino:

“Considero positivo el resultado de este prototipo, debido a que siempre se complica la aplicación de agentes físicos para contraste de temperatura, ya que existen variaciones en el tiempo de aplicación entre frío y calor, disminuyendo la efectividad del proceso. Además de ser benéfico para el paciente al disminuir pasos de preparación de materiales y evitar errores de aplicación”

- 2) El Lic. En Fisioterapia Marcos Arango Carrillo opino:

“El prototipo de fisioterapia que se presenta en esta tesis considero que tiene resultados positivos, ya que en la aplicación de “baño de contrastes” siempre existen limitaciones por falta de ergonomía, tiempos y temperaturas. Es una aplicación con muchos beneficios para el paciente ya que el prototipo está diseñado ergonómicamente para una rodilla y además se puede modular la temperatura para llegar a los efectos fisiológicos necesarios facilitando la aplicación, el tiempo y la temperatura.”

- 3) La Lic. En Terapia Física Marisol Cachua Carrillo opino:

“Es un buen aparato esta bien pensado. Ayuda a disminuir o evitar el uso de diferentes agentes físicos como pueden ser las compresas frías, el hielo y las compresas calientes o algún otro tipo de aplicación de termoterapia, con el uso de agua o de los fluidos que ocupa el prototipo mantiene la temperatura correcta por mayor tiempo. Es un excelente aparato.”

- 4) La Lic. En Fisioterapia María Eugenia Camacho Gaytán opino:

“La elaboración de este prototipo se dirige a un diseño ergonómico que facilitará aún más la aplicación de agentes físicos en un solo dispositivo para realizar terapia de contraste en una zona específica de miembros inferiores, beneficiando el tiempo y metodología de la termoterapia a través de la programación digital de éste”

5. CONCLUSIONES

Las pruebas de tiempo y temperatura demuestran que el comportamiento del líquido del contenedor frío no es el esperado, ya que no reduce la temperatura del líquido al rango mínimo (10°C) para la terapia fría, sin embargo, la temperatura del líquido del contenedor frío está dentro del rango adecuado de 20°C a 10°C para una terapia fría. El comportamiento del líquido del contenedor caliente es el apropiado para una terapia caliente, debido a que se encuentra dentro del rango de 45°C – 38°C.

Con el objetivo de tener una respuesta favorable al realizar la terapia de contraste, la adición de hielos en el contenedor frío demostró que el prototipo mantiene la temperatura del líquido en los rangos adecuados para una terapia de contraste (Terapia caliente: 45°C - 38°C y Terapia fría: 20°C - 10°C).

La evaluación de la temperatura en la compresa presenta una disminución de temperatura en el líquido caliente conforme al tiempo, ya que el líquido cede el calor a los objetos del sistema hidráulico, al ambiente y a la rodilla, en el caso del líquido frío este adquiere calor a causa de los mismos factores. Por esta razón, la temperatura de la compresa presenta una atenuación conforme al tiempo de la terapia. Otra causa de esta atenuación es la combinación de líquido caliente y frío en la compresa, debido a los remantes que quedan en el interior después de cada transición, sin embargo, la temperatura de la compresa tuvo un comportamiento adecuado para una terapia de contraste, ya que las transiciones del frío a calor y viceversa fueron en lapsos de un minuto aproximadamente hasta alcanzar una temperatura máxima de cada terapia. Considerando estos resultados es evidente que el uso del dispositivo aportaría un mejor control del tiempo de terapia y de dichas transiciones en comparación con la terapia de contraste convencional.

El prototipo propuesto tiene más ventajas en comparación a los dispositivos en el mercado (Equipo para terapia caliente: Hydrocollator y equipo para terapia fría: Chanttanoooga) como:

- Costo: El costo disminuye hasta en más del 90%, ya que hacer el prototipo cuesta \$9,294 MXN (ANEXO A) y en el mercado se tendría que comprar un

equipo de terapia fría con un costo de \$48,498.64 MXN y un equipo de terapia caliente con un costo de \$119,714.54 MXN.

- Consumo de agua: El prototipo necesita máximo 4 litros de agua al tener contenedores herméticos no hay fuga del líquido por evaporación. El dispositivo de la terapia caliente necesita 136 litros de agua para su correcto funcionamiento, además al no estar hermético existe fuga por medio de la evaporación, por lo tanto, es necesario añadir más agua a este tanque cada cierto tiempo.
- Energía eléctrica: El consumo de energía del prototipo propuesto es de 550W, mientras que el dispositivo de la terapia caliente consume 1500 W y el dispositivo de terapia fría de 460 W, con un total de 1960W.
- Lesiones físicas a usuarios: Las quemaduras al usuario secundario ya no existirían al estar los contenedores en el interior del dispositivo, por lo tanto, no se tendrá contacto directo con objetos calientes, además no es necesario de una toalla o paño para regular la temperatura de la compresa.
- Control de temperaturas: Al ser un dispositivo programable la terapia de contraste es una terapia personalizada con el fin de tener mejores resultados para el paciente. En los dispositivos en el mercado no hay control de temperaturas ya que las compresas frías o caliente son independientes a su dispositivo.
- Higiene: la proliferación de hongos y bacterias en la compresa no podría llevarse a cabo porque al finalizar la terapia se realiza un vaciado del agua. Además, que la compresa puede ser desinfectada entre cada paciente al ser de plástico.
- Tamaño: el tamaño del prototipo tiene unas dimensiones de 32.8 x 36.1 x 31.2 cm; mientras que el dispositivo en el mercado para terapia caliente tiene unas dimensiones de 89 x 51 x 84 cm y el dispositivo para la terapia fría mide 53 x 66 x 86 cm; por tal motivo el espacio para su uso y almacenamiento es menor que utilizando los demás dispositivos.
- Tiempo: convencionalmente se utiliza un reloj o cronometro para realizar la terapia de contraste, además del cambio manual de la compresa caliente a

la fría en repetidas iteraciones este cambio de compresas lo tiene que realizar el terapeuta o el paciente pudiendo lastimar la rodilla. Estos aspectos hacen la terapia menos efectiva e inexacta, no obstante, el uso del prototipo no necesita reloj o cronometro, solo es necesario programar el prototipo al iniciar la terapia y ponerse la compresa después del proceso de calentamiento y enfriamiento, durante la terapia no es necesario poner otra compresa, terminando la terapia solo se retira la compresa de la rodilla del paciente.

Utilizar el prototipo propuesto para una terapia de contraste disminuye las limitaciones que tienen dispositivos en el mercado, además los fisioterapeutas entrevistados dieron comentarios positivos acerca de este prototipo por las ventajas implementadas.

REFERENCIAS

1. Morales RE, Salinas CAA, Melgoza JCC, Esqui JA. Reunión multidisciplinaria de expertos en diagnóstico y tratamiento de pacientes con osteoartritis. Actualización basada en evidencias. 2013;28.
2. Kaplan W, Wirtz VJ, Mantel-Teeuwisse A. Priority medicines for Europe and the World 2013 update. 2018;
3. Osteoartritis - Sanofi México [Internet]. [citado 18 de agosto de 2020]. Disponible en: <https://www.sanofi.com.mx/solucionesensalud/generalmedicines/osteoartritis>
4. Arthritis Foundation NO. ¿Qué es la artritis? [Internet]. [citado 9 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://espanol.arthritis.org/espanol/la-artritis/quienes-somos-que-es-artritis/>
5. National Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases. Osteoarthritis [Internet]. Arthritis Foundation National Office. [citado 3 de noviembre de 2020]. Disponible en: <http://espanol.arthritis.org/espanol/disease-center/osteoarthritis/>
6. Department of Research & Scientific Affairs, National Health Interview Survey, Department of Health and Human Services. Arthritis of the Knee [Internet]. American Academy of Orthopaedic Surgeons. [citado 9 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://www.orthoinfo.org/en/diseases--conditions/arthritis-of-the-knee/>
7. Vargas Negrín F, Medina Abellán MD, Hermosa Hernán JC, de Felipe Medina R. Tratamiento del paciente con artrosis. Aten Primaria. 2014;46:39-61.
8. Ringdahl E, Pandit S. Treatment of Knee Osteoarthritis. 2011;83(11):6.
9. DY Wen MD. Cómo tratar la osteoartritis de rodilla [Internet]. familydoctor.org. 2000 [citado 9 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://es.familydoctor.org/como-tratar-la-osteoartritis-de-rodilla/>
10. Vliet Vlieland TPM, Pattison D. Non-drug therapies in early rheumatoid arthritis. Best Pract Res Clin Rheumatol. 2009;23(1):103-16.
11. Wang C, Schmid C, Hibberd P, Kalish R, Roubenoff R, Rones R, et al. Tai Chi is effective in treating knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. Osteoarthritis Cartilage. septiembre de 2008;16:S32-3.

12. Morrison W, Pietrangelo A. Guide to Cold Laser therapy for knee pain: what you should know [Internet]. Healthline. 2017 [citado 9 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://www.healthline.com/health/osteoarthritis/cold-laser-therapy-for-knee-pain>
13. Montes de Oca Jimenez A. Hidroterapia de contraste en la rehabilitación de la fractura post inmovilización. [Villa Clara]: Instituto Superior de Ciencias Médicas «Dr. Serafín Ruiz de Zarate Ruíz»; 2007.
14. Pérez Alfredo Medina. Desarrollo de un dispositivo para terapia térmica superficial con control digital, basado en el principio Peltier. [Lima, Perú]: Pontificia Universidad Católica de Perú; 2013.
15. Gutiérrez Espinoza HJ, Lavado Bustamante IP, Méndez Pérez SJ. Revisión sistemática sobre el efecto analgésico de la crioterapia en el manejo del dolor de origen músculo esquelético. *Rev Soc Esp Dolor*. 2010;17(5):242-52.
16. Habash RWY, Bansal R, Krewski D, Alhafid HT. Thermal Therapy, Part 1: An Introduction to Thermal Therapy. *Crit Rev Biomed Eng*. 2006;34(6):459-89.
17. Ayanniyi O, Egwu RF, Adeniyi AF. Physiotherapy management of knee osteoarthritis in Nigeria—A survey of self-reported treatment preferences. *Hong Kong Physiother J*. junio de 2017;36:1-9.
18. Fazaa A, Souabni L, Ben Abdelghani K, Kassab S, Chekili S, Zouari B, et al. Comparison of the clinical effectiveness of thermal cure and rehabilitation in knee osteoarthritis. A randomized therapeutic trial. *Ann Phys Rehabil Med*. diciembre de 2014;57(9-10):561-9.
19. Adalid A, Ondategui JA, Sánchez MJ, Selicke E, Rojas F, Gallifa O. Estudio comparativo de cinco modalidades terapéuticas aplicadas a procesos osteoarticulares degenerativos en extremidades inferiores. *Fisioterapia*. noviembre de 2011;33(6):234-42.
20. Cano ME, Barrera A, Estrada JC, Hernandez A, Cordova T. An induction heater device for studies of magnetic hyperthermia and specific absorption ratio measurements. *Rev Sci Instrum*. 2011;82(11):114904.
21. Weisbart P. Quantum fiel system for treatment pf human tissue [Internet]. WO 2014/078658 A1, 2014 [citado 29 de abril de 2019]. p. 13. Disponible en: <https://patentimages.storage.googleapis.com/d9/11/93/475a3317669a42/WO2014078658A1.pdf>

22. Kaplan W. Background Paper 6.13 Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD). Backgr Pap. 2004;610.
23. Hussain M, Mustafa. Smart thermal Patch for Adaptive thermotherapy [Internet]. WO 2015/170184 A1, 2015 [citado 29 de abril de 2019]. Disponible en:
<https://patentimages.storage.googleapis.com/c4/fc/c8/a906c1adfc61d2/WO2015170184A1.pdf>
24. HANSAPLAST. Spiral Heat Parche térmico [Internet]. [citado 3 de noviembre de 2020]. Disponible en: <https://www.hansaplast.es/products/ayuda-dolor-muscular/spiral-heat-espalda>
25. Compresa Fría ColPac® [Internet]. Equipos Interferenciales. [citado 17 de marzo de 2019]. Disponible en:
<https://interferenciales.com.mx/products/compresas-frias-colpac>
26. Chantanooga Group. ColPac® master chilling units. User manual. Encore Medical; 2002.
27. Compresero frío marca Chattanooga [Internet]. Catálogo Médico. [citado 13 de octubre de 2020]. Disponible en: <https://www.catalogomedico.mx/compresero-frio-freezer-9900.html>
28. Ice Power. Ice Power for joint pain [Internet]. Fysioline oy Pharma. 2018 [citado 17 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://www.icepower.com/how-to-use/joint-pain/>
29. Active Ice Inc. Smart cold therapy wraps [Internet]. 2019 [citado 17 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://activeice.com/>
30. HotPac. Instruction and Precautions to prepare HotPac [Internet]. [citado 29 de abril de 2019]. Disponible en:
<https://www.activeforever.com/content/manuals/hotpac.pdf>
31. Catálogo Médico. Compresero móvil marca Hydrocollator [Internet]. Catálogo Médico. [citado 13 de octubre de 2020]. Disponible en:
<https://www.catalogomedico.mx/compresero-9710.html>
32. Thermo Gel. Compresas Térmicas. Terapia 100% natural [Internet]. [citado 17 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://www.thermo-gel.com.mx>

33. ATSA. Cool Cap. Hipotermia terapéutica [Internet]. 2019 [citado 17 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://www.atsamed.com.mx/?s=cool+cap>
34. Natus Medical Incorporated. Sistema Olympic Cool-Cap. Enfriamiento de cabeza selectivo [Internet]. 2012 [citado 29 de abril de 2019]. Disponible en: http://www.atsamed.com.mx/wp-content/uploads/2014/12/009830B_lo-res.pdf
35. DigniCap® México [Internet]. [citado 17 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://dignicapmexico.com/>
36. Departamento de electrónica, sistemas e informática. Efecto Peltier instrumentación para el control de procesos industriales [Internet]. 2001 [citado 7 de noviembre de 2020]; Universidad Jesuita en Guadalajara. Disponible en: <https://docplayer.es/15307172-Efecto-peltier-instrumentacion-para-el-control-de-procesos-industriales.html>
37. Hurtatiz K. Celdas Peltier [Internet]. Academia. [citado 7 de noviembre de 2020]. Disponible en: https://www.academia.edu/35920756/CELDAS_PELTIER
38. Ortiz DGM. Prototipo Generador de Agua con Celdas de Peltier. [Bogotá, Colombia]: Universidad Distrital Francisco José de Cadlas; 2017.
39. Luis Vasquez. Tecnicas de elaboracion de PCI - PCB [Internet]. Educación presentada en; [citado 5 de noviembre de 2020]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/mcmax911/tecnicas-de-elaboracion-de-pci-pcb>

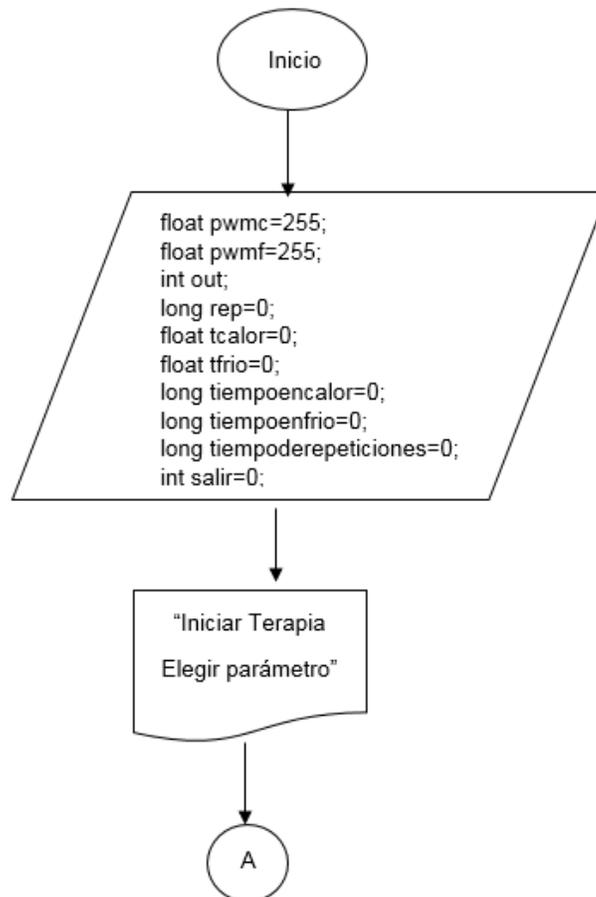
ANEXOS

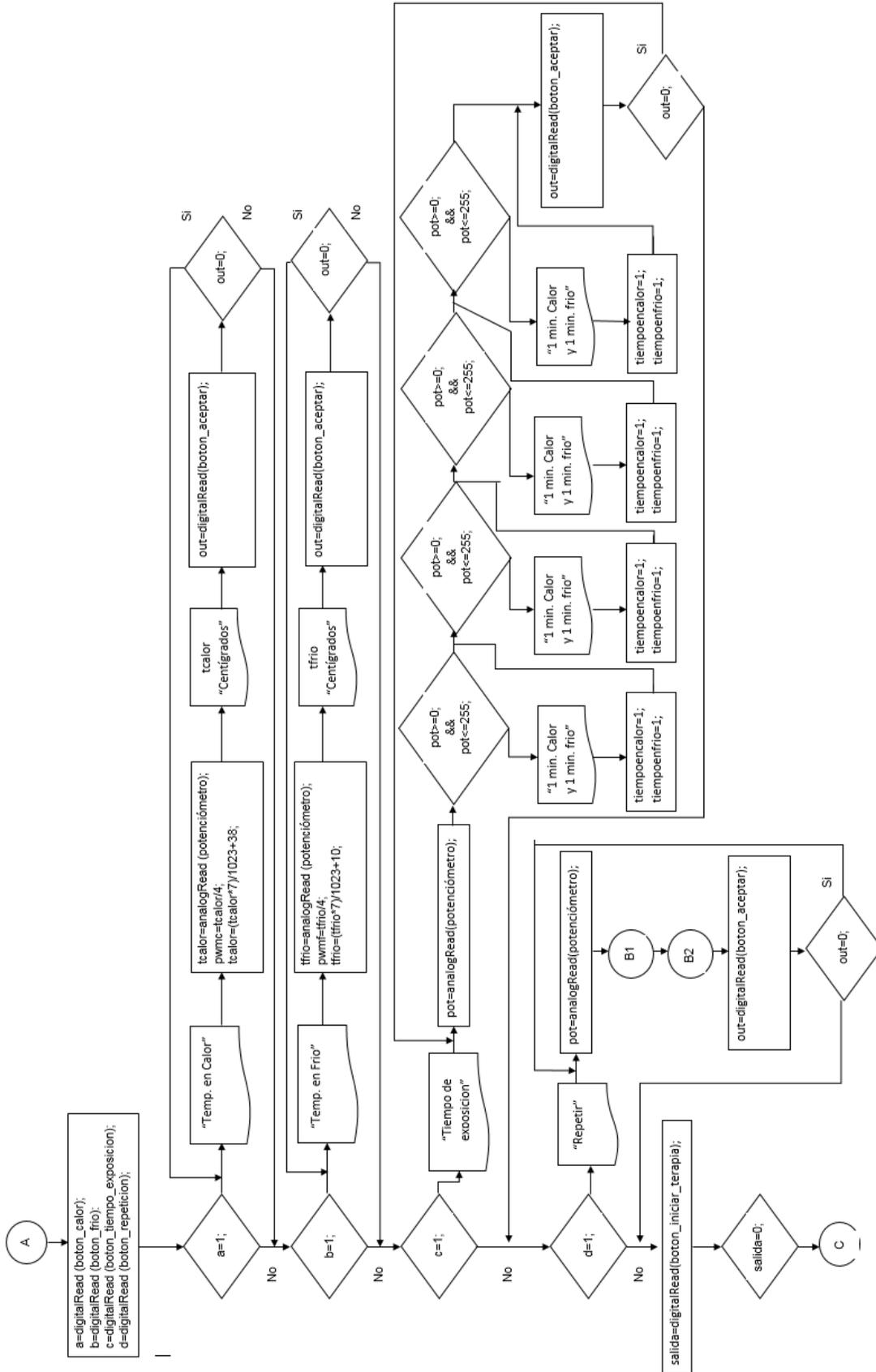
ANEXO A (PRECIOS)

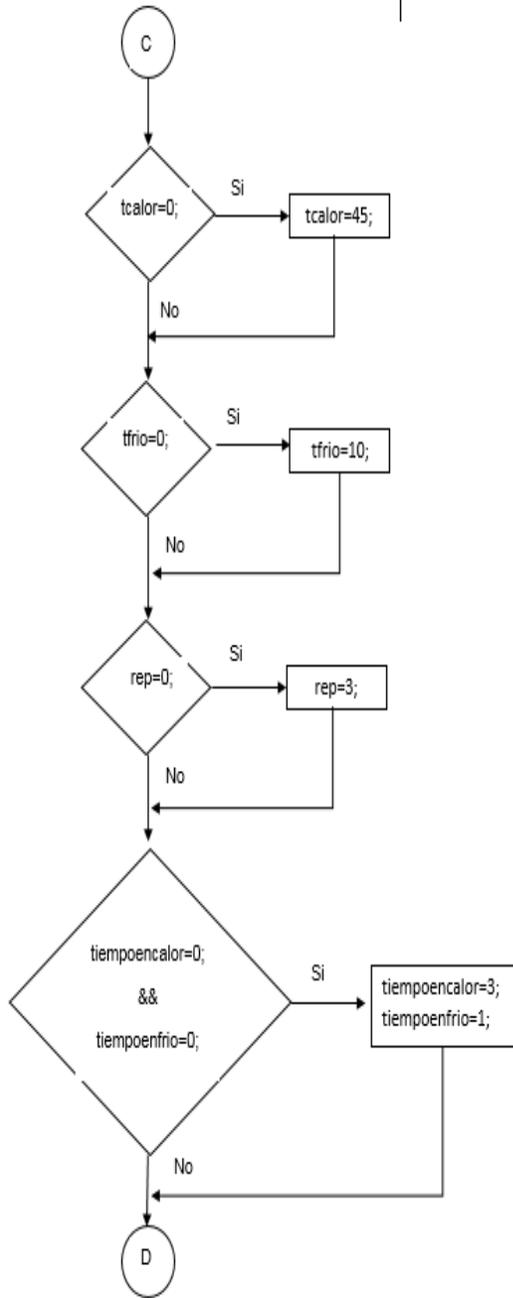
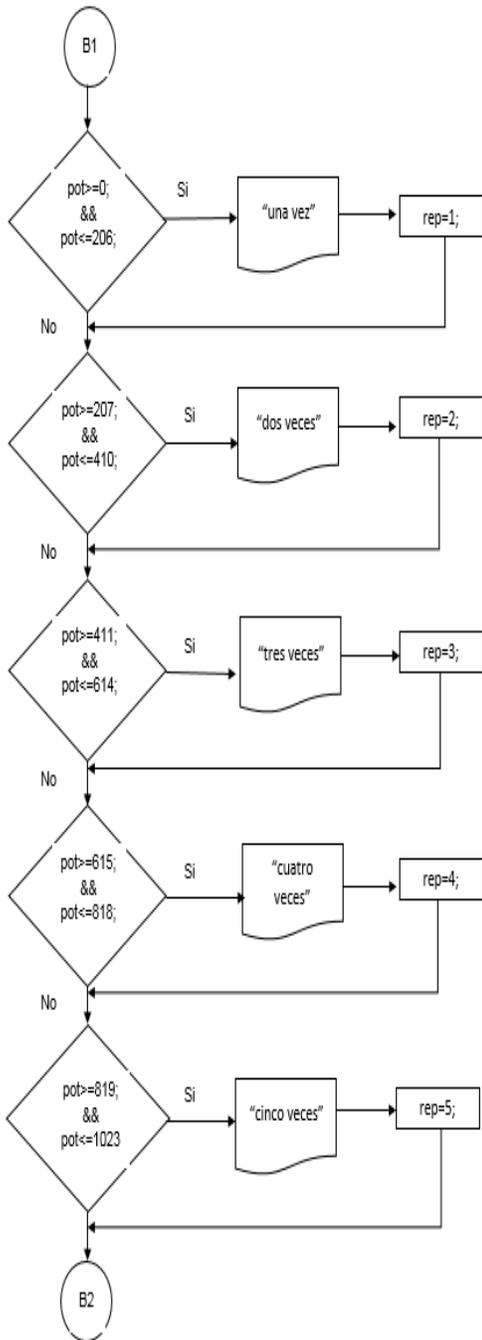
Tabla 10. Tabla de precios.

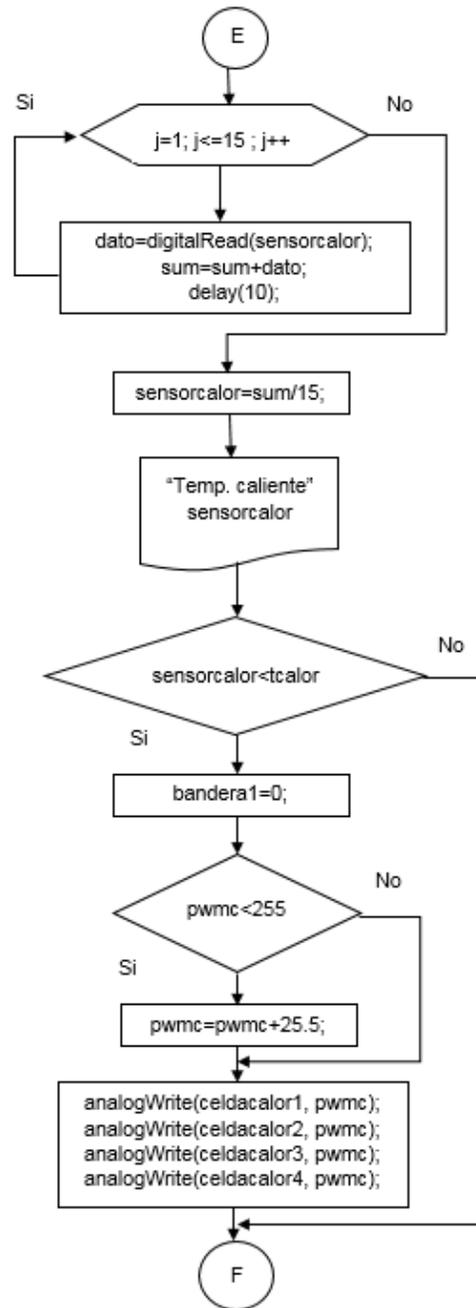
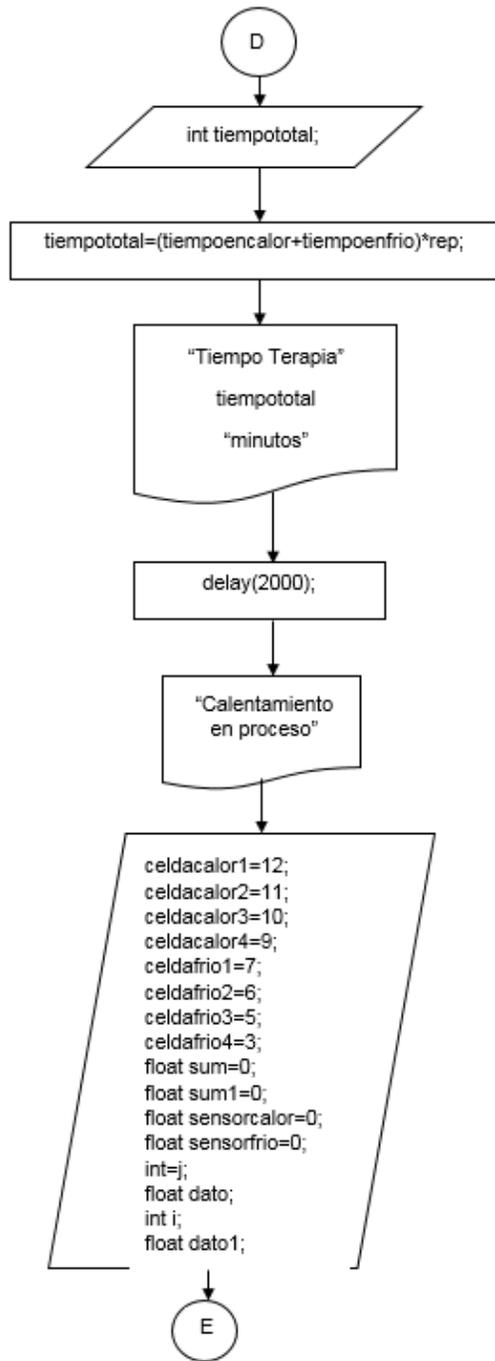
Componente	Cantidad	Precio	Subtotal
Fuente de 12VDC 50A	1	\$1,290.00	\$1,290.00
IRFZ44N	14	\$20.00	\$280.00
Contenedores de cobre	2	\$1,000.00	\$2,000.00
Ventiladores 12V (4x4cm)	4	\$40.00	\$160.00
Ventiladores 12V con disipadores grandes	4	\$450.00	\$1,800.00
Celdas Peltier	8	\$60.00	\$480.00
Bombas sumergibles	2	\$150.00	\$300.00
Electroválvulas 12V	4	\$140.00	\$560.00
Disipador de aluminio (5x4cm)	4	\$25.00	\$100.00
Sensor ds18b20	2	\$43.00	\$86.00
Placa fenólica (20x20cm)	1	\$85.00	\$85.00
Placa fenólica (20x10cm)	1	\$53.00	\$53.00
Placa ARDUINO MEGA	1	\$600.00	\$600.00
Insumo (cable, tornillos, pegamento epóxico, etc.)	1	\$1,500.00	\$1,500.00
		TOTAL	\$9,294.00

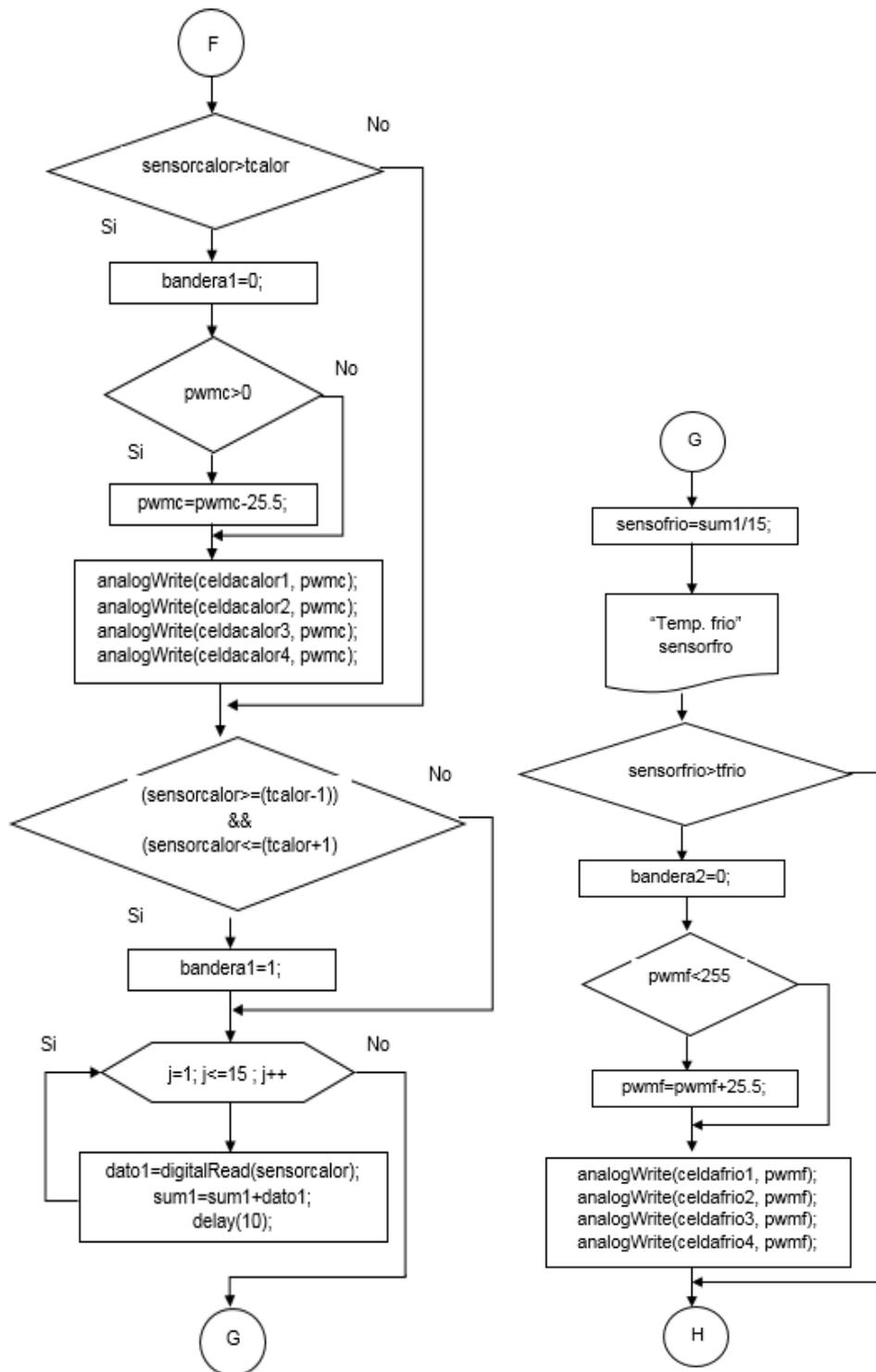
ANEXO B (DIAGRAMA DE FLUJO)

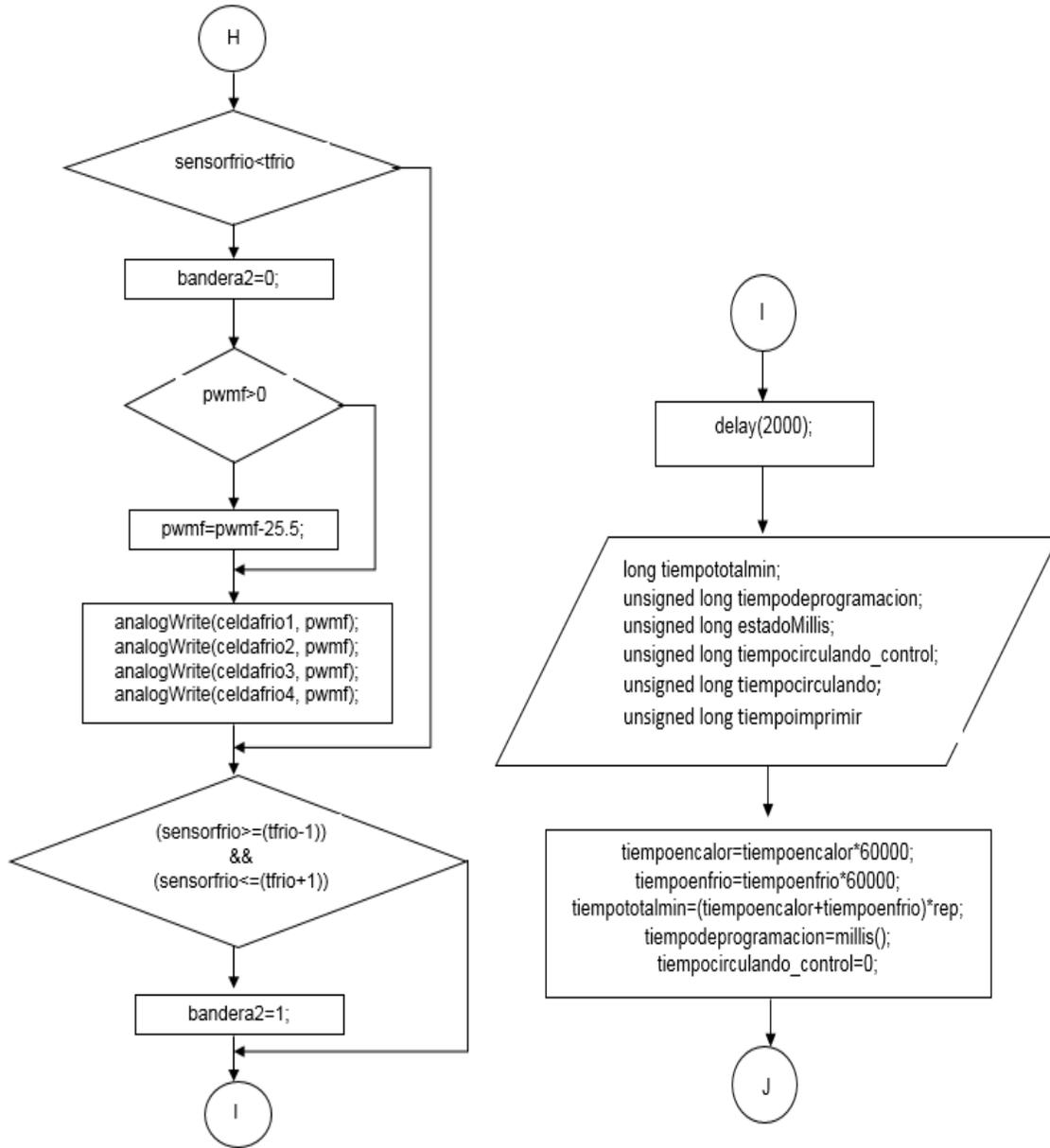


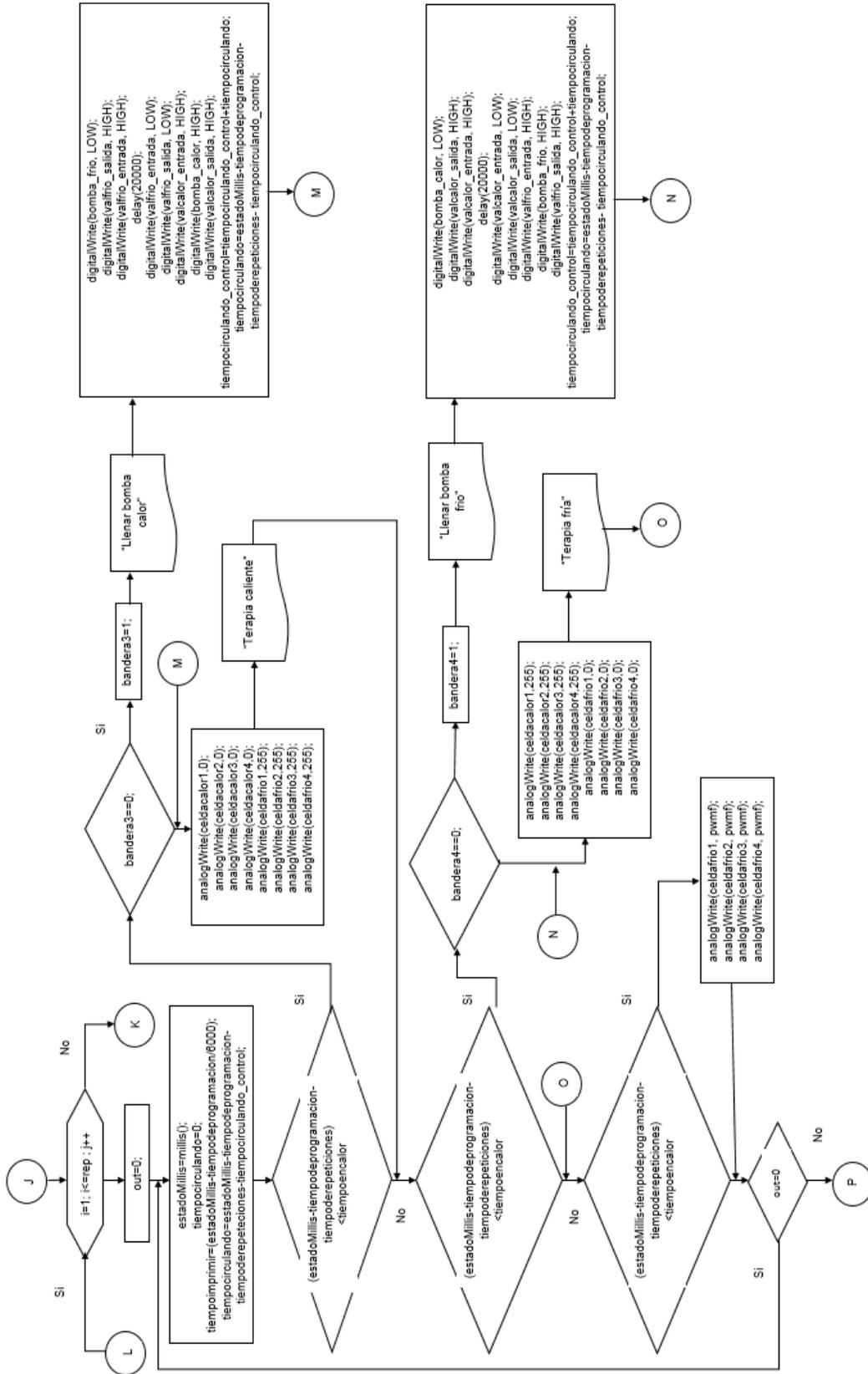


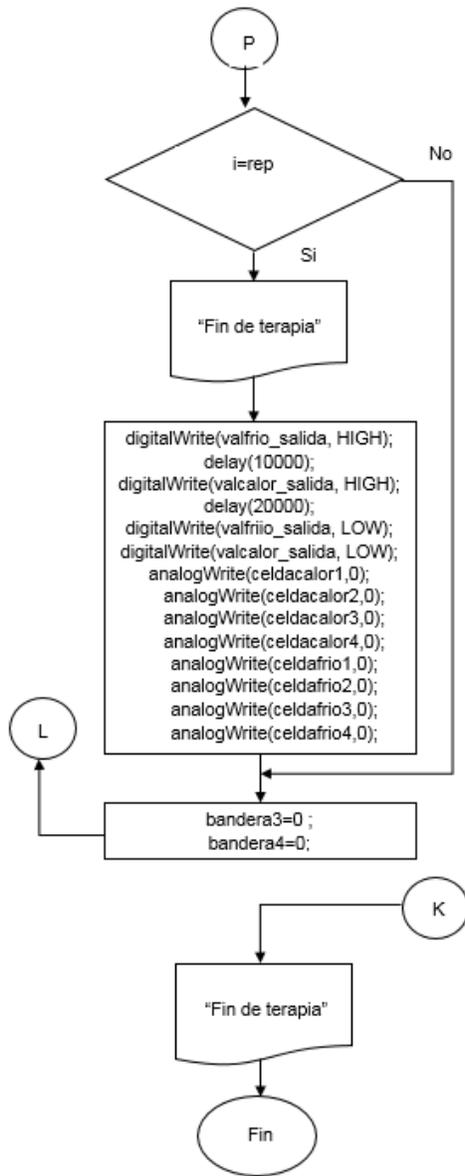












ANEXO C (CÓDIGO EN LENGUAJE C++)

```
//Declara librerías
#include<LiquidCrystal.h>
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

//Declara pines
LiquidCrystal lcd(41,39,37, 35, 33, 31);
OneWire sensorcalor_wire(52);
OneWire sensorfrio_wire(50);
DallasTemperature sensorcalor_dallas(&sensorcalor_wire);
DallasTemperature sensorfrio_dallas(&sensorfrio_wire);

const int bomba_calor=48;
const int bomba_frio=46;
const int valcalor_entrada=44;
const int valcalor_salida=40;
const int valfrio_entrada=42;
const int valfrio_salida=38;
const int celdapeltier=13;
const int celdacalor1=12;
const int celdacalor2=11;
const int celdacalor3=10;
const int celdacalor4=9;
const int celdafrio1=7;
const int celdafrio2=6;
const int celdafrio3=5;
const int celdafrio4=3;

void setup() {

  lcd.begin(16,2);
  Serial.begin(9600);
  pinMode(43, INPUT);//Botón calor
  pinMode(45, INPUT);//Botón frio
  pinMode(47, INPUT);//Botón tiempo de exposición
  pinMode(49, INPUT);//Botón repetición
  pinMode(51, INPUT);//Botón aceptar
  pinMode(53, INPUT);//Botón iniciar terapia
  pinMode(A0, INPUT);//Potenciómetro seleccionador
  pinMode(celdapeltier,OUTPUT);//Transistor de celda de calor
  pinMode(celdacalor1, OUTPUT);//Transistor de celda de calor 1
  pinMode(celdacalor2, OUTPUT);//Transistor de celda de calor 2
  pinMode(celdacalor3, OUTPUT);//Transistor de celda de calor 3
  pinMode(celdacalor4, OUTPUT);//Transistor de celda de calor 4
  pinMode(celdafrio1, OUTPUT);//Transistor de celda de frio 1
  pinMode(celdafrio2, OUTPUT);//Transistor de celda de frio 2
  pinMode(celdafrio3, OUTPUT);//Transistor de celda de frio 3
  pinMode(celdafrio4, OUTPUT);//Transistor de celda de frio 4
  pinMode(bomba_calor, OUTPUT);//Bomba calor
  pinMode(bomba_frio, OUTPUT);//Bomba frio
  pinMode(valcalor_entrada, OUTPUT);//Válvula calor entrada a la compres
  pinMode(valcalor_salida, OUTPUT);//Válvula calor salida de la compres
```

```

pinMode(valfrio_entrada, OUTPUT); //Válvula frio entrada a la compres
pinMode(valfrio_salida, OUTPUT); //Válvula frio salida de la compres
}

void loop() {

//Valores predeterminados
int pwmc=255; //PWM para las celdas del contenedor caliente
int pwmf=255; //PWM para las celdas del contenedor frio
int out; //Bandera para salir del programa
long rep=0; //Repetición
float tcalor=0; //Variable de temperatura caliente
float tfrio=0; //Variable de temperatura fría
long tiempoencalor=0; //Tiempo de compres caliente
long tiempoenfrio=0; //Tiempo de compres fría
long tiempoerepeticiones=0; //Tiempo que llevan las repeticiones
int bandera1=0; //Bandera para el proceso de calentamiento
int bandera2=0; //Bandera para el proceso de calentamiento
int bandera3=0; //Bandera para ciclado de agua
int bandera4=0; //Bandera para ciclado de agua
float sum=0;
float sum1=0;
float sensorcalor=0;
float sensorfrio=0;
lcd.clear();

do{//Se saldrá del ciclo hasta que desee iniciar la terapia
//Imprime en LCD
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print(" Iniciar Terapia");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" Elegir parametro");

//Lee si algún botón se encuentra presionado
int a=digitalRead(43);
int b=digitalRead(45);
int c=digitalRead(47);
int d=digitalRead(49);
int e=digitalRead(53);

//Si se presiona el botón de calor
if (a==1)
{
lcd.clear(); //Se limpia el LCD
do{//Se sale hasta oprimir aceptar
//Se imprime en LCD
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print(" Temp. en Calor");
tcalor=analogRead(A0); //Toma lectura de potenciómetro
pwmc=tcalor/4; //Saca el PWM necesario para las celdas
tcalor=((tcalor*7)/1023)+38; //Saca la temperatura para mostrarla al usuario
//Se imprime la temperatura seleccionada
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(tcalor);
lcd.setCursor(4,1);
lcd.print(" Centigrados");
}
}
}
}

```

```

    out=digitalRead(51);//Se presiona botón de aceptar
}while(out==0);
lcd.clear();//Se limpia el LCD
}

//Si se presiona el botón de frio
if (b==1){//Se sale hasta oprimir aceptar
lcd.clear();//Se limpia el LCD
do{
    //Se imprime LCD
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print(" Temp. en Frio");
    tfrio=analogRead(A0);//Toma lectura de potenciómetro
    pwmf=tfrio/4; //Saca el PWM necesario para las celdas
    tfrio=((tfrio*10)/1023)+10;//Saca la temperatura para demostrarla al usuario
    //Se imprime la temperatura seleccionada
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(tfrio);
    lcd.setCursor(4,1);
    lcd.print("Centigrados");
    out=digitalRead(51);//Se presiona botón aceptar
}while(out==0);
lcd.clear();//Se limpia el LCD
}

//Si se presiona el botón de protocolo
if (c==1){
//Se imprime en el LCD
lcd.clear();
lcd.setCursor(4,0);
lcd.print("Tiempo de");
lcd.setCursor(3,1);
lcd.print("exposicion");
delay(2000);
lcd.clear();
do{
int pot=analogRead(A0);//Se lee lo que hay en el potenciómetro
//El potenciómetro está posicionado en el primer cuarto
if (pot>=0 && pot <=255){
    //Se imprime en LCD
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("1 MIN. CALOR Y");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" 1 MIN. FRIO");
    tiempoencalor=1;//Tiempo en calor
    tiempoenfrio=1;//Tiempo en frio
}
//El potenciómetro está posicionado en el segundo cuarto
if (pot>255 && pot<=512){
    //Se imprime en LCD
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("2 MIN. CALOR Y");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" 2 MIN. FRIO");
    tiempoencalor=2;//Tiempo en calor
    tiempoenfrio=1;//Tiempo en frio
}
}
}

```

```

}
//El potenciómetro está posicionado en el tercer cuarto
if (pot>512 && pot<=770){
  //Se imprime en LCD
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("3 MIN. CALOR Y");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" 1 MIN. FRIO");
  tiempoencalor=3;//Tiempo en calor
  tiempoenfrio=1;//Tiempo en frio
}
//El potenciómetro está posicionado en el último cuarto
if (pot>770 && pot<=1023){
  //Se imprime en LCD
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("4 MIN. CALOR Y");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" 2 MIN. FRIO");
  tiempoencalor=4;//Tiempo en calor
  tiempoenfrio=2;//Tiempo en frio
}
out=digitalRead(51);
}while(out==0);
lcd.clear();//Se limpia LCD
}
//Si se presiona el botón de repeticiones
if (d==1){
  lcd.clear();//Se limpia LCD
  do{//Se sale hasta oprimir aceptar
    //Se imprime en LCD
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print(" Repetir");
    //Se lee lo que hay en el potenciómetro
    int poten=analogRead(A0);
    //El potenciómetro está posicionado en el primer quinto
    if (poten>=0 && poten<=206) {
      //Se imprime en LCD
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print(" una vez ");
      rep=1;//Elección de una repetición
    }
    //El potenciómetro está posicionado en el segundo quinto
    if (poten>207 && poten<=410) {
      //Se imprime en LCD
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print(" dos veces ");
      rep=2;//Elección de dos repeticiones
    }
    //El potenciómetro está posicionado en el tercer quinto
    if (poten>411 && poten<=614) {
      //Se imprime en LCD
      lcd.setCursor(0,1);
      lcd.print(" tres veces ");
      rep=3;//Elección de tres repeticiones
    }
  }
  //El potenciómetro está posicionado en el cuarto quinto

```

```

if (poten>615 && poten<=818) {
  //Se imprime en LCD
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" cuatro veces ");
  rep=4;//Elección de cuarto protocolo
}
//El potenciómetro está posicionado en el último quinto
if (poten>819 && poten<=1023) {
  //Se imprime en LCD
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" cinco veces ");
  rep=5;//Elección de quinto protocolo
}
out=digitalRead(51);
}while(out==0);
lcd.clear();//Se limpia LCD
}
out=digitalRead(53);//Si se oprime iniciar terapia se sale del do
}while(out==0);

//Valores predeterminados
if (tcalor==0){//Si no se elige una temperatura caliente se pone una por default
tcalor=45;
}
if (tfrio==0){//Si no se elige una temperatura fría se pone una por default
tfrio=10;
}
if (rep==0){//Si no se elige las repeticiones se pone una por default
rep=3;
}
if (tiempoencalor==0 || tiempoenfrio==0){//Si no se elige el protocolo se pone uno por default
tiempoencalor=3;
tiempoenfrio=1;
}

//Se calcula el tiempo total de la terapia
int tiempototal=(tiempoencalor+tiempoenfrio)*rep;//Se calcula tiempo total de la terapia

//Se imprime en LCD
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print(" Tiempo Terapia");
lcd.setCursor(2,1);
lcd.print(tiempototal);
lcd.setCursor(6,1);
lcd.print("minutos");
delay(2000);

lcd.clear();
lcd.setCursor(1,0);
lcd.print("Calentamiento");
lcd.setCursor(2,1);
lcd.print("en proceso");
delay(2000);

do{

```

```

//Contenedor caliente
sum=0;
for(int j=1; j<=15; j++){//Saca un promedio de temperatura para que la medición sea más fiable
  sensorcalor_dallas.requestTemperatures();
  float dato=sensorcalor_dallas.getTempCByIndex(0);
  sum=sum+dato;
  delay(10);
}
sensorcalor=sum/15;
Serial.print("Temp. caliente: ");
Serial.print(sensorcalor);
if(sensorcalor<tcalor){
  bandera1=0;
  if(pwmc<255){
    pwmc=pwmc+25.5;
  }
  Serial.print("  PWM calor subio: ");
  Serial.println(pwmc);
  analogWrite(celdacalor1,pwmc);
  analogWrite(celdacalor2,pwmc);
  analogWrite(celdacalor3,pwmc);
  analogWrite(celdacalor4,pwmc);
}
if(sensorcalor>tcalor){
  bandera1=0;
  if(pwmc>0){
    pwmc=pwmc-25.5;
  }
  Serial.print("  PWM calor bajo: ");
  Serial.println(pwmc);
  analogWrite(celdacalor1,pwmc);
  analogWrite(celdacalor2,pwmc);
  analogWrite(celdacalor3,pwmc);
  analogWrite(celdacalor4,pwmc);
}
if((sensorcalor>=(tcalor-1))&&(sensorcalor<=(tcalor+1))){
  bandera1=1;
}
}

//Contenedor frio
sum1=0;
for(int j=1; j<=15; j++){
  sensorfrio_dallas.requestTemperatures();
  float dato1=sensorfrio_dallas.getTempCByIndex(0);
  sum1=sum1+dato1;
  delay(10);
}
sensorfrio=sum1/15;
Serial.print("Temp. frio bajo: ");
Serial.print(sensorfrio);
if(sensorfrio>tfrio){
  bandera2=0;
  if(pwmf<255){
    pwmf=pwmf+25.5;
  }
  Serial.print("  PWM frio subio: ");

```



```

    digitalWrite(valcalor_salida, HIGH);
    digitalWrite(bomba_calor, HIGH);
    bandera3=1;
    lcd.clear();
}

//Llenado de la compresora
if(bandera3==0){
    bandera3=1;
    //Se vacía de agua fría y se llena de agua caliente
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(5,0);
    lcd.print("Llenar");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("bomba calor");
    Serial.println("Llenar bomba calor");
    //Vaciado
    digitalWrite(bomba_frio, LOW);
    digitalWrite(valfrio_salida, HIGH);
    digitalWrite(valfrio_entrada, HIGH);
    delay(20000);
    digitalWrite(valfrio_entrada, LOW);
    digitalWrite(valfrio_salida, LOW);
    digitalWrite(valcalor_entrada, HIGH);
    digitalWrite(bomba_calor, HIGH);
    digitalWrite(valcalor_salida, HIGH);
    Serial.print("Tiempo: ");
    Serial.println(tiempolimprimir);
    tiempocirculando_control=tiempocirculando_control+tiempocirculando;
    tiempocirculando=estadoMillis-tiempodeprogramacion-tiempoderepeticiones-
tiempocirculando_control;
    lcd.clear();
}

//Control de celdas
analogWrite(celdacalor1,0);
analogWrite(celdacalor2,0);
analogWrite(celdacalor3,0);
analogWrite(celdacalor4,0);
analogWrite(celdafrio1,255);
analogWrite(celdafrio2,255);
analogWrite(celdafrio3,255);
analogWrite(celdafrio4,255);

//Mensaje de tipo de terapia
indicador=HIGH;
lcd.setCursor(4,0);
lcd.print("Terapia");
lcd.setCursor(3,1);
lcd.print("caliente");
lcd.setCursor(15,1);
lcd.print(i);
Serial.print("Terapia caliente ");
Serial.println(i);
Serial.print("Tiempo: ");
Serial.println(tiempolimprimir);

```

```

}

//Se realiza la terapia de frio
if(((estadoMillis-tiempodeprogramacion-tiempoderepeticiones)>tiempoencalor) && ((estadoMillis-
tiempodeprogramacion-tiempoderepeticiones)<(tiempoencalor+tiempoenfrio))){

    if(bandera4==0){
        bandera4=1;
        //Se vacía la compresa de agua caliente y se llena con agua fría
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(5,0);
        lcd.print("Llenar");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("bomba frio");
        Serial.println("Llenado de la bomba fria ");
        Serial.print("Tiempo: ");
        Serial.println(tiempoimprimir);

        digitalWrite(bomba_calor, LOW);
        digitalWrite(valcalor_salida, HIGH);
        digitalWrite(valcalor_entrada, HIGH);
        delay(20000);
        digitalWrite(valcalor_entrada, LOW);
        digitalWrite(valcalor_salida, LOW);
        digitalWrite(valfrio_entrada, HIGH);
        digitalWrite(bomba_frio, HIGH);
        digitalWrite(valfrio_salida, HIGH);
        lcd.clear();
        tiempo circulando_control=tiempo circulando_control+tiempo circulando;
        tiempo circulando=estadoMillis-tiempodeprogramacion-tiempoderepeticiones-
tiempo circulando_control;
    }

    //Control de celdas
    analogWrite(celdacalor1,255);
    analogWrite(celdacalor2,255);
    analogWrite(celdacalor3,255);
    analogWrite(celdacalor4,255);
    analogWrite(celdafrio1,0);
    analogWrite(celdafrio2,0);
    analogWrite(celdafrio3,0);
    analogWrite(celdafrio4,0);
    lcd.clear();
    indicador=LOW;
    lcd.setCursor(4,0);
    lcd.print("Terapia");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print(" fria ");
    lcd.setCursor(15,1);
    lcd.print(i);
    Serial.print("Terapia fria ");
    Serial.println(i);
    Serial.print("Tiempo: ");
    Serial.println(tiempoimprimir);
}

```

```

}
digitalWrite(celdapeltier, indicador);

//Se sale del do para realizar la siguiente repetición
if ((estadoMillis-tiempodeprogramacion-tiempoderepeticiones)>(tiempoencalor+tiempoenfrio)){
  out=1;
  tiempoderepeticiones=(tiempoencalor+tiempoenfrio)*i;//Se calcula el tiempo de las
repeticiones a este punto
  tiempocirculando_control=tiempocirculando_control+tiempocirculando;
  tiempocirculando=estadoMillis-tiempodeprogramacion-tiempoderepeticiones-
tiempocirculando_control;
}
}while(out==0);

//Vaciado de la compresora al final de la terapia
if (i==rep){
  //Se imprime en LCD
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Fin de terapia");
  Serial.println("Fin de terapia");
  unsigned long estadoMillis=millis();
  unsigned long tiempoimprimir=(estadoMillis-tiempodeprogramacion)/60000;
  Serial.print("Tiempo: ");
  Serial.println(tiempoimprimir);
  digitalWrite(valfrio_salida, HIGH);
  delay(10000);
  digitalWrite(valcalor_salida, HIGH);
  delay(20000);
  digitalWrite(valfrio_salida, LOW);
  digitalWrite(valcalor_salida, LOW);

  //Se apagan las celdas
  analogWrite(celdacalor1,0);
  analogWrite(celdacalor2,0);
  analogWrite(celdacalor3,0);
  analogWrite(celdacalor4,0);
  analogWrite(celdafrio1,0);
  analogWrite(celdafrio2,0);
  analogWrite(celdafrio3,0);
  analogWrite(celdafrio4,0);

}
bandera3=0;
bandera4=0;
}

//Se imprime en LCD
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("Fin de terapia");

digitalWrite(celdapeltier, HIGH);
delay(6000);

```

```
digitalWrite(celdapeltier,LOW);  
delay(6000);  
}
```