

Elaboración de un prototipo de compresora fría eléctrica por medio de una celda peltier para disminuir y aliviar la inflamación y el dolor.

Autores:

Nikolls Andrea Coronell Gonzalez

Maria José Escorcía Lezama

Trabajo de grado como prerrequisito como obtención del grado de Ingeniero biomédico

Director:

Olga Lucia Cervantes Rodriguez

Facultad de Ingenierías

Programa de Ingeniería Biomédica

Barranquilla

2022-2



Elaboración de un prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier para disminuir y aliviar la inflamación y el dolor.

Autores:

Nikolls Andrea Coronell Gonzalez

Maria José Escorcía Lezama

Trabajo de grado como prerrequisito como obtención del grado de Ingeniero biomédico

Director:

Olga Lucia

Facultad de Ingenierías

Programa de Ingeniería Biomédica

Barranquilla

2022-2

Índice

Contenido

| | |
|---|----|
| RESUMEN | 6 |
| ABSTRACT..... | 7 |
| INTRODUCCIÓN | 1 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 1 |
| ALCANCE..... | 3 |
| OBJETIVOS | 4 |
| OBJETIVO GENERAL..... | 4 |
| OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 4 |
| JUSTIFICACIÓN | 5 |
| MARCO DE REFERENCIA..... | 6 |
| ESTADO DEL ARTE O ANTECEDENTES..... | 6 |
| MARCO TEÓRICO..... | 7 |
| 1. Crioterapia..... | 8 |
| 2. Efectos fisiológicos | 9 |
| 3. Efectos del frío sobre el organismo. | 10 |
| 4. Control del dolor | 11 |
| 5. Relación crioterapia-respuesta inflamatoria | 11 |
| 6. Mecanismo de transferencia | 12 |
| 7. Relación frio-profundidad en superficie cutánea..... | 13 |
| 8. Formas de aplicación | 13 |
| 9. Duración de las aplicaciones..... | 14 |
| Indicaciones y contraindicaciones | 15 |
| Indicaciones | 15 |
| Teoría eléctrica – mecánica | 15 |
| Materiales cerámicos | 18 |
| Efecto Peltier | 21 |
| Partes de la celda Peltier | 22 |
| Ecuaciones fundamentales para su estudio | 23 |
| MARCO CONCEPTUAL | 24 |
| MARCO LEGAL..... | 26 |

| | |
|--|----|
| METODOLOGÍA Y PROCEDIMIENTOS | 27 |
| DISEÑO | 30 |
| Tipo de investigación | 30 |
| MATERIALES Y MÉTODOS | 30 |
| Técnicas para recolección de la información | 31 |
| Imagen 10..... | 37 |
| Comparación de Arduinos | 37 |
| Tomada de: Arduino (2020)..... | 37 |
| PROCEDIMIENTO | 41 |
| Pruebas con celdas peltier: | 41 |
| Medición de temperaturas con la compresora fría convencional | 53 |
| RESULTADOS..... | 55 |
| DISCUSIÓN | 57 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | 57 |
| REFERENCIAS..... | 59 |

Tabla de ilustraciones

| | |
|---|----|
| Ilustración 1. Comportamiento celda TEC1-12706..... | 18 |
| Ilustración 2 Circuito interior de una celula Peltier | 19 |
| Ilustración 3 Enfriamiento por efecto Peltier | 21 |
| Ilustración 4 Esquema efecto Peltier..... | 22 |
| Ilustración 5 Partes de la celda Peltier | 22 |
| Ilustración 6 Diagrama de bloque | 28 |
| Ilustración 7 Diagrama electronico de compresora fria en fritzing..... | 29 |
| Ilustración 8 Diagrama que muestra la estructura interna de una celda Peltier, donde se observan los elementos semiconductores dispuestos eléctricamente en serie y térmicamente en paralelo. | 34 |
| Ilustración 9 Fuente de alimentación del sistema | 35 |
| Ilustración 10 Comparación de Arduinos | 37 |
| Ilustración 11 Esquema de pines del arduino nano..... | 38 |
| Ilustración 12 Sensor de temperatura 18B20 | 39 |
| Ilustración 13 Disipador de calor | 40 |
| Ilustración 14 Pruebas con las Celdas Peltier | 42 |
| Ilustración 15 Pruebas con un solo ventilador y disipador | 43 |
| Ilustración 16 Obtención de 14.3°C..... | 44 |
| Ilustración 17 Obtención de 8.7 °C..... | 45 |
| Ilustración 18 Pruebas con un solo disipador | 46 |
| Ilustración 19 Conexion de disipadores | 46 |
| Ilustración 20 Temperatura inicial 12.8 °C..... | 47 |
| Ilustración 21 Obtención de 12 °C..... | 48 |
| Ilustración 22 Obtención de 11.9 °C..... | 49 |
| Ilustración 23 Obtención de 11.7 °C..... | 50 |
| Ilustración 24 Obtención de 9.6 °C..... | 51 |
| Ilustración 25 Obtención de 9.5 °C..... | 52 |
| Ilustración 26 Temporizador arduino + lcd | 54 |
| Ilustración 27 Diagrama con simulación de elementos electrónicos de una compresora fría eléctrica en fritzing..... | 56 |

Listado de Ecuaciones

| | |
|--|----|
| Ecuación 1. <i>Diferencia de potencial</i> | 23 |
| Ecuación 2. <i>Absorción de calor por unidad de tiempo</i> | 23 |
| Ecuación 3. <i>Pérdidas por unidad de tiempo</i> | 23 |
| Ecuación 4. <i>Diferencia de temperatura entre ambas caras</i> | 24 |
| Ecuación 5. <i>Flujo neto calorífico absorbido por la cara fría</i> | 24 |
| Ecuación 6. <i>Flujo neto calorífico cedido y que debe ser disipado a través de la cara caliente</i> | 24 |

RESUMEN

Las compresas frías tradicionales son usadas desde hace mucho tiempo por personas que han presentado inflamación muscular y dolores en diferentes partes del cuerpo. Estas han ido evolucionando a lo largo del tiempo con el fin de mejorar su calidad y funcionamiento, sin embargo, actualmente no existe una tecnología que cuente con un sistema de control de tiempo y temperatura para prevenir incidentes y/o eventos adversos durante su uso. El presente proyecto expone la elaboración de una compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier, con el objetivo de dar solución a la problemática presentada implementando un sistema de control para el manejo de las temperaturas y del tiempo de la compresa fría. Para dar cumplimiento al primer objetivo se realizó un análisis de las tecnologías existentes, la cual dió paso a la selección de los componentes: celda peltier, sensor de temperatura, fuente de alimentación y sistema Arduino. Obteniendo como resultado el diseño físico y en la plataforma Tinkercad de la compresa fría eléctrica, dando cumplimiento a los objetivos planteados.

Palabras clave: Compresa fría, tecnología, sistema de control

ABSTRACT

Traditional cold compresses have been used for a long time by people who have presented muscle inflammation and pain in different parts of the body. These have evolved over time in order to improve their quality and operation, however, there is currently no technology that has a time and temperature control system to prevent incidents and/or adverse events during use. The present project exposes the elaboration of an electric cold compress by means of a peltier cell, with the objective of solving the problem presented by implementing a control system for the management of temperatures and time of the cold compress. In order to comply with the first objective, an analysis of the existing technologies was carried out, which led to the selection of the components: peltier cell, temperature sensor, power supply and Arduino system. Obtaining as a result the physical design and the Tinkercad platform of the electric cold compress, complying with the objectives set.

Keyword's: Cold compress, technology, control system

Introducción

La crioterapia es la aplicación terapéutica de frío (Cameron, 2014) partiendo de esto, por otro lado, Junquera (2022) Menciona que, hoy en día es muy frecuente la aplicación de hielo para frenar los procesos inflamatorios por causa de una torcedura, un golpe o un traumatismo de cualquier tipo; existen varias técnicas que utilizan este principio para tratar diferentes tipos de lesiones. Aplicar frío como método de tratamiento en una lesión o herida es muy eficaz debido a que este permite estrechar los vasos sanguíneos y previene que la sangre se acumule en la zona de la lesión. Durante las primeras 48 a 72 horas de su aplicación, se reduce el daño del tejido secundario y puede aliviar el dolor, los médicos recomiendan su aplicación durante 20 minutos, cada hora. Esto le da una oportunidad a la piel para recuperarse tras cada aplicación y previene congelación o daño en la piel.

Las compresas frías también conocidas como cool pack sirven como método de tratamiento para este tipo de traumatismos en el cuerpo.

Por medio de este proyecto se busca incorporar fundamentos de electrónica a una compresa fría convencional obteniendo un sistema de control de tiempo y temperatura que permitirá experimentar diferentes sensaciones con varios niveles de frío programados por medio de una placa de Arduino dependiendo la necesidad de los valores requeridos de temperatura. Para llevar a cabo el desarrollo de una compresa fría eléctrica se utilizará como componente electrónico principal una celda Peltier, dispositivo que se comprende de una placa cerámica de dos caras una que se eleva a altas temperaturas y la otra a muy bajas temperaturas, mediante la inducción de una corriente. Acompañado de un sensor de temperatura, fuentes de alimentación y sistema microcontrolado.

A medida que disminuye la temperatura de la compresa, se libera frío sobre la piel para acelerar el alivio, primero se producirá una sensación de quemadura, luego dolor y por último el efecto anestesia. Lo cual proporciona una terapia para el alivio temporal del dolor asociado con lesiones, traumatismos, golpes y la inflamación causada por la tensión y el esfuerzo.

El diseño único de la compresa proporciona una temperatura adecuada, de acuerdo a fines terapéuticos, que consiste en mantener el rango de temperatura recomendado y brindar comodidad en todo momento. Para mayor seguridad la función de apagado automático se activa después de 20 minutos de uso.

La finalidad de la compresa fría eléctrica es permitir que el proceso de sanación sea más práctico y controlado por medio de la programación. También, esta compresa tiene como objetivo disminuir el rango de exposición al frío excedido por el paciente.

Planteamiento del problema

Para la elaboración del presente proyecto fue necesario realizar una investigación previa del mercado existente para poder determinar si el dispositivo ya existía, si necesitaba mejoras o por lo contrario la tecnología no se encontraba desarrollada y con base a esto, proceder con un plan de acción determinando el valor de esta para el mercado en función a la calidad de vida del paciente, el cual presenta constante o parcialmente procesos inflamatorios musculares y dolor. Luego de finalizar e identificar la importancia de elaborar una compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier, podemos detallar los problemas principales que surgen al no tener esta tecnología:

- Las compresas frías tradicionales que se encuentran en el mercado pueden ocasionar lesiones en la piel dado a la sobreexposición de esta al frío, ya que no cuentan con un sistema de control de tiempo.
- La otra problemática encontrada con las compresas frías tradicionales es la falta de control de la temperatura provocando incertidumbre en el valor real que se somete la piel a la exposición del frío.

Estos problemas han llevado a que sea necesario realizar la compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier para reducir los riesgos de la falta de control y precisión del frío aplicado a la piel, para que con esto se puedan disminuir las posibilidades de una lesión generada por el tratamiento al paciente. Por consiguiente, esto presenta un gran reto dado que es un campo poco explorado en el cual debemos realizar esquemas y pruebas para minimizar riesgos adicionales por el uso de esta.

Pregunta problema: ¿Es viable diseñar un prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier para disminuir y aliviar inflamación y dolor?

Alcance

El presente proyecto de investigación se aplicará a personas mayores de 18 años que presenten dolor muscular e inflamación en extremidades de miembros superiores e inferiores y en personas menores de edad debe ser utilizado bajo recomendaciones y diagnóstico de un especialista.

Objetivos

Objetivo general

Diseñar un prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier para disminuir y aliviar la inflamación y el dolor.

Objetivos específicos

1. Realizar análisis técnico de las tecnologías existentes que se utilizaran en el diseño.
2. Diseñar un sistema de control para el manejo de las temperaturas del bloque termoeléctrico.
3. Validar el funcionamiento de la compresa fría eléctrica que permita disminuir y aliviar la inflamación y el dolor mediante equipos certificados.

Justificación

El presente proyecto se enfoca en la descripción teórica y gráfica la cual constituye la propuesta de elaboración de un prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier, con el cual el proceso de desinflamación muscular y alivio del dolor para el paciente sea más práctico y controlado, esto debido a que se implementará un sistema de control de tiempo y temperatura, y que en el momento las tecnologías de compresas frías que existen en el mercado no vienen integrado estos controles y por tal motivo, con estas no se podría obtener el valor real de la temperatura creando así la posibilidad constante de producir lesiones en la piel al paciente por la sobreexposición al frío.

Para el desarrollo del prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier se diseñarán esquemas y/o diagramas que faciliten la visualización de esta para que así se pueda analizar y verificar el principio de funcionamiento del presente proyecto. Con el desarrollo del prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier se quiere reducir los riesgos por la falta de control de temperatura y a su vez brindar al paciente un dispositivo eficiente para su proceso de desinflamación muscular y alivio del dolor, ahorrándole tiempo dado que el proceso con la compresa fría convencional conlleva mucho tiempo porque no cuentan con un sistema eléctrico para el enfriamiento de esta, lo cual lleva al paciente a tener que ingresar en varias ocasiones la compresa a un congelador para que esta se encuentre totalmente fría y luego pueda ser utilizada nuevamente, además, si se usa de manera incorrecta puede causar daños en la piel del paciente porque la sobreexposición del frío a la piel no debe ser mayor a 20 minutos, razón por la cual se debe tener presente los posibles riesgos de quemaduras presentadas en la piel por contacto prolongado al frío. Con nuestro prototipo lograríamos ayudar a mitigar estas lesiones en la piel, debido que cuenta con apagado automático luego de haber transcurrido 20

minutos de uso. Adicionalmente, cuenta con dos celdas peltier que permitirán el enfriamiento de la compresa por medio del efecto peltier el cual consiste en el enfriamiento o calentamiento de una unión entre dos conductores al pasar corriente eléctrica. El control de la temperatura y del tiempo se obtendrán por medio de un sensor de temperatura y una placa Arduino. De esta manera también se busca brindar mayor calidad y mejorar la tecnología existente.

Marco de referencia

Como resultado de la búsqueda de literatura científica relacionada con el tema de esta investigación que es la elaboración de un prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier para disminuir y aliviar, la inflamación y el dolor, se muestra un análisis del marco de referencia para este proyecto, consistente en el estado del arte, el marco conceptual y el marco teórico, como toda información que nos sirva de apoyo para el desarrollo de este proyecto.

Estado del arte o antecedentes

Para la elaboración de este proyecto realizamos una búsqueda bibliográfica de los componentes en los cuales durante el paso del tiempo se han utilizado celdas de Peltier como dispositivo base para un sistema de enfriamiento. Ya se han presentado diferentes proyectos en la actualidad sobre el uso de las Celdas de Peltier, en España encontramos un estudio sobre el efecto Peltier y su desarrollo en posibles aplicaciones que *“consiste en conocer el funcionamiento de las células Peltier y las posibles aplicaciones de estas en la actualidad”* (Azorín, 2018).

En la cual radica la utilización de un enfriador personal como una de las aplicaciones de las celdas peltier con el objetivo de enfriar alguna parte del cuerpo humano que se encuentre con golpe o lesiones.

El siguiente encontrado tiene como objetivo *“Diseñar un dispositivo de bajo costo, confortable y portátil, que permita generar hipotermia controlada en el cuero cabelludo durante un periodo máximo de 5 horas, para evitar alopecia en pacientes que realizan quimioterapia por cáncer de mama en Córdoba, Argentina.”* (Juarez, 2022) En sí desarrollaron un sistema de refrigeración integrado en un chaleco con diseño ergonómico que brinda la posibilidad de unificar tecnologías en una sola estructura y esto basado en un sistema de refrigeración mixto el cual combina un sistema termoeléctrico con celdas peltier y una mini bomba de agua que hace circular un líquido refrigerante por cañerías que van insertas en el chaleco y la capucha.

También, se encontró un proyecto realizado en Colombia el cual se basó en *“Implementar un prototipo de un generador de agua atmosférico que permita la obtención de 2 litros diarios de agua potable para consumo, por medio de la condensación del aire”* (Oviedo, 2016).

El componente principal del proyecto es un sistema deshumidificador Peltier por su bajo consumo energético y que a su vez no requiere uso de gas contaminante. El autor explica detalladamente la implementación de las placas Peltier, los elementos de disipación de calor, filtros de agua y circuitos y sensores necesarios para el correcto funcionamiento del generador atmosférico de agua potable.

Marco teórico

Para la elaboración de este marco teórico se realizó una investigación documental sobre las temáticas que apoyan el desarrollo del presente proyecto.

1. Crioterapia

La aplicación del frío como agente terapéutico es un tipo de termoterapia superficial conocida como crioterapia. Consiste en la reducción de la temperatura del organismo tiene como finalidad el alivio del dolor y/o la reducción del edema, a través de la generación de una respuesta tisular, fundamentada en la transferencia térmica de energía calórica que generará diversas respuestas fisiológicas en función del objetivo terapéutico buscado. (Espinoza, 2010)

De Estudio, (2022) Menciona las distintas formas como se abarca, se utiliza la crioterapia y los efectos.

- Aplicación de hielo
- Criomasaaje
- Criocinética (frío + ejercicio)
- Baño de agua fría
- Hipotermia corporal global
- Tratamiento de los puntos gatillo

Los entornos en los que se puede utilizar la crioterapia englobarían:

- Cuidados inmediatos.
- Rehabilitación.
- Auxiliar de cirugía.
- Criocirugía.

Los efectos de la crioterapia se pueden englobar en las siguientes categorías:

- Disminución de la temperatura
- Moderación del metabolismo
- Efectos sobre la inflamación

- Efectos sobre la circulación
- Disminución del dolor
- Disminución del espasmo muscular
- Aumento de la consistencia de los tejidos.

2. Efectos fisiológicos

Durante su aplicación se diferencian cuatro etapas. La primera ocurre durante los primeros minutos de aplicación (1 - 3min), tiempo en el cual la persona experimenta una sensación de frío por la estimulación de los termorreceptores. En la segunda etapa (2 a 7 min.) la sensación se convierte en un dolor profundo y agudo. Hansel citado por Knight, lo describe como un dolor de carácter lento, irradiado intensamente hacia las áreas adyacentes. La intensidad de dicho dolor parece estar relacionada con la temperatura (T°) de la modalidad, por lo cual a una menor T° se percibe un dolor más rápido e intenso. Posteriormente se presenta una sensación quemante o punzante, que al inicio de la etapa aumenta gradualmente y al final se reduce. El frío puede causar una lesión tisular que estimula las terminaciones nerviosas o las fibras dolorosas. Greenfield y Abramson citados por Knight, concluyeron que el dolor severo se debe a la vasoconstricción, la cual está mediada por la estimulación subsecuente de los nociceptores. El momento de aparición del dolor depende de la velocidad de descenso de la T° de la piel, generando una relación inversa entre dolor, T° y velocidad de enfriamiento. En la tercera etapa (5 a 12 min.) Se alcanza una sensación de adormecimiento o anestesia local, definida por una disminución en la conducción de las fibras nerviosas sensoriales. En este punto, el dolor y el espasmo reflejo se inhiben, interrumpiendo el ciclo dolor-espasmo - dolor. (Carreño, 2007)

3. Efectos del frío sobre el organismo.

Al momento de aplicar frío en el organismo se producen unos cambios fisiológicos, los cuales se denominan; hemodinámicos, neuromusculares, antiinflamatorios y analgésicos.

Efectos hemodinámicos: retrasa la aparición del hematoma en una lesión muscular por la constricción de los vasos de los tejidos y la reducción del flujo sanguíneo. Esto ocurre por un mecanismo reflejo del sistema nervioso autónomo, el frío actúa en la musculatura lisa de los vasos sanguíneos y en la excitación de las fibras simpáticas.

Si la exposición al frío dura entre 10 a 15 minutos y con una temperatura por debajo de 10 grados celsius, aparece un mecanismo de defensa del organismo en el que se produce una vasodilatación, por lo que comienza un ciclo de vasoconstricción y vasodilatación. Esto es lo que se conoce como efecto hemodinámico. (Urban fisio, 2022)

Efectos neuromusculares: aumenta la viscosidad sanguínea, lo que reduce el metabolismo y la velocidad de conducción nerviosa, disminuyendo el dolor que está generando la lesión. La sensación del dolor es menor, notando un alivio considerable. Lo que ocurre es un mecanismo de acción que bloquea total o parcialmente la transmisión de impulsos nerviosos de los nociceptores a la corteza cerebral debido al frío. (Urban fisio, 2022)

Efecto antiinflamatorio y analgésico: la reducción del metabolismo va a producir un menor número de sustancias vasoactivas, lo que se relaciona con la disminución de la respuesta inflamatoria, produciendo el edema y la inflamación que pueda existir. (Urban fisio, 2022)

- **Grados de afectación producidos por enfriamiento**

“Primer grado: se afecta exclusivamente la epidermis.

Segundo grado: la reacción inflamatoria es más exagerada, apareciendo vesículas en la piel afectada. Puede haber escaras superficiales, pero la sensibilidad está conservada (ya que no se afecta la totalidad del espesor de la piel).

Tercer grado: la reacción inflamatoria en la piel es menor, con escaras o ninguna vesícula. Escaras importantes que afectan en la totalidad de la dermis, pudiendo estar afectado parcialmente el tejido celular subcutáneo.

Cuarto grado: la necrosis alcanza a músculo y/o hueso habitualmente estas lesiones requieren amputación.” (García-Alonso & Herrero, 2022)

4. Control del dolor

El alivio del dolor es uno de los principales objetivos en el campo de la salud por su carácter multidimensional, pues no sólo afecta el componente sensorial, sino que involucra otros aspectos como el afectivo, el cognitivo y el conductual. A partir de las observaciones clínicas se reconoce a la crioterapia como un método efectivo para la disminución del dolor. Aunque existen hipótesis sobre el control del dolor aún no hay acuerdo respecto a los mecanismos que expliquen el efecto analgésico del frío esto lo determina (Carreño, 2007).

5. Relación crioterapia-respuesta inflamatoria

En torno a esta relación De Estudio, (2022) señala unos acontecimientos fundamentales durante el proceso inflamatorio sobre los que intervendrá la crioterapia:

- La inflamación es una respuesta del organismo frente a un daño, su propósito es organizar al organismo frente a la invasión de agentes extraños, y preparar el tejido lesionado para su reparación.

- El proceso de reparación o cicatrización se produce sobre la base de la respuesta inflamatoria, en la medida que esta se adecua al estímulo lesional, la reparación será efectiva o por el contrario redundante.

- Dentro de la respuesta inflamatoria, la lesión primaria será aquella producida de manera directa por el estímulo lesivo.

- La lesión secundaria, por el contrario, sería el daño ocasionado por la lesión primaria, y en la periferia de ésta como consecuencia de los efectos nocivos de la respuesta inflamatoria (hipoxia tisular, presencia de mediadores inflamación).

- El aumento en el volumen de los tejidos es consecuencia de la hemorragia y del edema producido en los tejidos.

6. Mecanismo de transferencia

Según De Estudio, (2022) el calor de los tejidos corporales se transfiere a la fuente de frío mediante el proceso de conducción (contacto directo entre sustancias). La conducción va a variar en función de:

- Diferencia de temperatura entre el cuerpo y la modalidad de frío.
- Regeneración del calor corporal y modalidad de frío.
- Capacidad de la modalidad fría para almacenar frío.
- Tamaño de la fuente de frío.
- Área del cuerpo en contacto con el frío.
- Duración de la aplicación.
- Variabilidad individual

7. Relación frío-profundidad en superficie cutánea

De Estudio, (2022) menciona que la aplicación del frío va a provocar un inmediato y rápido descenso de la temperatura en la superficie de la zona donde se realiza. La velocidad de enfriamiento disminuye de manera lenta, hasta que la temperatura en la superficie alcanza un valor estable. Cuando se finaliza la aplicación la temperatura vuelve a subir, hasta alcanzar la temperatura previa a la aplicación. Es muy frecuente en la aplicación de la crioterapia, la repetición de las sesiones. El nivel de enfriamiento que se logre durante una segunda aplicación depende de la duración de la primera aplicación, del intervalo entre aplicaciones y de la actividad del paciente en este intervalo.

8. Formas de aplicación

De Estudio (2022) muestra algunas de las formas más utilizadas en la aplicación de hielo son:

1. Bolsa de hielo, método muy accesible, que posibilita un enfriamiento más intenso que otras modalidades en profundidad. El tamaño se adecuará a la zona que se debe tratar. Deberán aplicarse directamente sobre la piel y se sujetará con venda para facilitar el efecto coadyuvante de la compresión.

2. Cold pack (paquetes fríos), existe una gran variedad en el mercado. Estos dispositivos se almacenan en el congelador durante 2 horas como mínimo. Se deben aplicar con un paño húmedo entre la piel y el dispositivo para evitar el peligro de quemaduras, debido a la baja temperatura a la que se suelen encontrar.

3. Criomasaje, consiste en la aplicación de bloques de hielo que son frotados sobre la superficie corporal. Se debe aplicar con temperaturas no inferiores a 15 °. Hay que prestar

especial atención cuando aparezcan reacciones adversas (frío intenso, quemazón, dolor, color blanco o azulado). Esta forma de aplicación estimula mejor los mecanorreceptores, por eso produce una mayor sensación de adormecimiento, que otras formas de terapia. Es especialmente útil, cuando se combina con estiramiento u otras modalidades terapéuticas.

4. Toallas o compresas frías, se puede aplicar sobre zonas muy extensas si bien tiene la desventaja de tener que cambiarse cada 4 o 5 minutos, ya que su calentamiento se produce de manera rápida.

5. Aerosoles refrigerantes, emiten ráfagas finas que son pulverizadas directamente sobre la piel. La reducción de la temperatura que produce es de corta duración y el líquido utilizado no debe ser tóxico ni inflamable. No es adecuado cuando se pretende enfriar tejidos profundos. Su aplicación fundamental es el tratamiento de puntos gatillo y contracturas, así como para favorecer maniobras como el estiramiento.

9. Duración de las aplicaciones

-Bolsas de hielo, puede oscilar entre 20 y 40 minutos en función de la región sobre la que se coloque. Se pueden repetir aplicaciones cada 2 o 3 horas durante la fase aguda de la lesión.

-Cold-pack, no se deben aplicar durante más de 20 minutos por el peligro de quemadura a temperaturas muy bajas, durante la aplicación.

-Inmersión en agua con hielo, es una modalidad muy útil para el tratamiento de las articulaciones distales e intermedias, sobre todo cuando se va a realizar un tratamiento de criocinética. La temperatura de la inmersión varía entre los distintos autores entre 2 y 15 °.

-La aplicación de aerosoles suele ser de unos segundos, a una velocidad aproximada de unos 10 cm/seg.

-La aplicación con criomasaaje, no suele superar los 10 minutos, variando en función del tamaño de la zona. (De Estudio, 2022)

Indicaciones y contraindicaciones

La crioterapia es necesaria ante cualquier proceso patológico que se caracterice por un aumento del metabolismo celular, la presencia de edema, o dolor acompañado de espasmo muscular, sin embargo, existen indicaciones y contraindicaciones específicas que nos permiten aplicar las modalidades con las precauciones pertinentes. (Phymed, 2022)

Indicaciones

- Cuadros traumáticos agudos de menos de 72 horas.
- Afecciones dolorosas
- Procesos inflamatorios
- Espasticidad
- Espasmo muscular

Contraindicaciones

- Hipersensibilidad al frío
- Intolerancia al frío
- Crioglobulinemia
- Hemoglobinuria paroxística
- Síndrome de raynaud

Teoriaelectrica – mecanica

El calor no es más que la energía cinética de las partículas que conforman un sistema. La universidad de Sevilla plantea que:

“El principio cero de la termodinámica permite caracterizar los sistemas que se encuentran en equilibrio térmico, a través de la definición de una propiedad común que es la temperatura. Una vez establecida esta magnitud, se trata de describir las interacciones entre un sistema y su entorno cuando se encuentran a la misma o diferente temperatura. Estas interacciones conllevan la transferencia de energía, que se manifiesta en un cambio en el estado del sistema.” (Balseca Sampedro et al., 2020)

Desde esta premisa se desglosa la relación directa que existe entre energía y temperatura, en donde se debe tener en cuenta que el cambio de temperatura en un material podrá requerir mayor o menor energía dependiendo de sus características, como su calor específico el punto de fusión, de ebullición, etc. El medio que rodea los materiales también juega un papel importante en la transferencia de calor, ya que constantemente los sistemas buscarán llegar al equilibrio energético.

El calor puede transmitirse principalmente por tres mecanismos, según la Universidad de Sevilla (2010) son:

“Conducción”: A través de la transmisión de los movimientos moleculares entre sustancias contiguas. Cada sustancia pura se caracteriza por una conductividad calorífica, k , de forma que el flujo de calor a través de un bloque de sección transversal A y longitud L entre cuyos extremos hay una diferencia de temperaturas ΔT es igual a

$$\dot{Q} = \frac{kA}{L} \Delta T$$

Convección: se produce cuando hay movimiento de los sistemas, de forma que partes calientes se desplazan a regiones más frías, aumentando la eficiencia de la transmisión de calor.

El ejemplo típico son las corrientes de convección en las que el aire caliente de la superficie asciende, siendo reemplazado por aire frío.

Radiación: Todo cuerpo, por estar a una cierta temperatura, emite radiación electromagnética, de forma que la energía emitida por unidad de superficie va como la cuarta potencia de la temperatura (ley de Stefan-Boltzmann)

La radiación emitida posee una cierta distribución en frecuencias (conocida como radiación del cuerpo negro), de forma que la longitud de onda del máximo de emisión cumple la denominada ley de Wien”

Teniendo claro el funcionamiento de la energía y el calor el físico francés Jean Charles Athanase Peltier descubre en 1834 lo que luego nombrará el efecto peltier. Explicado por Blancarte, W. (2001) el efecto peltier consiste en cuando se hace pasar una corriente por un circuito compuesto de materiales diferentes cuyas uniones están a la misma temperatura, se produce el efecto inverso al Seebeck. En este caso, se absorbe calor en una unión y se desprende en la otra. La parte que se enfría suele estar cerca de los 25° C, mientras que la parte que absorbe calor puede alcanzar rápidamente los 80° C. También plantea que al invertir las polaridades se invierte el comportamiento de la temperatura en las superficies del material. Utilizando este principio y materiales semiconductores que al mismo tiempo son aislantes térmicos, como por ejemplo el Teluro y Bismuto se pudo llegar a la elaboración de la celda Peltier.

La celda peltier consiste en un elemento con la capacidad de mantener una relación entre la diferencia de temperatura de sus caras con la diferencia de potencial en sus nodos. Puede usarse tanto para controlar la temperatura con una diferencia de potencial dada o como para generar una diferencia de potencial dependiendo la diferencia de temperatura. Balseca (2020) en

su artículo experimental con una celda TEC1-12706 (la cual es una de las más comunes en el mercado) logra identificar la gráfica que determina el comportamiento de esta, la cual se puede observar en la imagen 1, en donde su variante de prueba era la temperatura.

Imagen 1. Comportamiento celda TEC1-12706

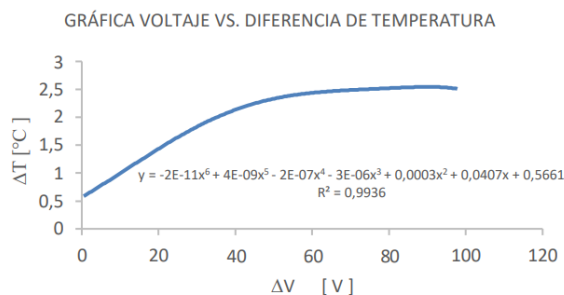


Ilustración 1. Comportamiento celda TEC1-12706

FUENTE: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7539721>

Materiales cerámicos

Los materiales cerámicos son compuestos químicos constituidos por metales y no metales (óxidos, nitruros, carburos, etc.) Etimológicamente, el término cerámica viene del griego keramos y significa tierra quemada, hecho de tierra, material quemado. Curiosamente se suele definir por lo que no son; no son metálicos y no son orgánicos es decir son materiales inorgánicos y no metálicos que constituyen objetos sólidos confeccionados por el hombre por horneado de materiales básicos minerales a temperaturas elevadas bien en un horno o directamente al fuego y en cuya estructura final se diferencian una fase amorfa (vidrio) y otra cristalina (cristales). Así, todas las cerámicas, tanto las más finas como las más toscas, están constituidas fundamentalmente por los mismos materiales siendo la diferencia entre unas y otras la proporción de componentes primarios o básicos y el proceso de cocción empleado. (Álvarez-Fernández et al., 2003)

Celda Peltier

La Celda de efecto Peltier es un dispositivo termoeléctrico semiconductor el cual al hacer circular una corriente por él, aparece una diferencia de temperatura entre sus caras, es decir, una de sus caras se calienta y la otra se enfría. La celda está formada por dos conexiones por donde llega la corriente continua a la celda, dos superficies fabricadas con material cerámico aislante, las cuales se pondrán más frías o más calientes en función de la polaridad de la corriente y de la cantidad de amperios que se hagan circular por la celda. Por último, la célula está fabricada en su parte interior con un material conductor, este material está compuesto por dos metales diferentes o semiconductores tipo P y tipo N que están conectados entre sí. (Moreno-Parra et al., 2018)

Imagen 2.

Circuito interior de una célula Peltier.

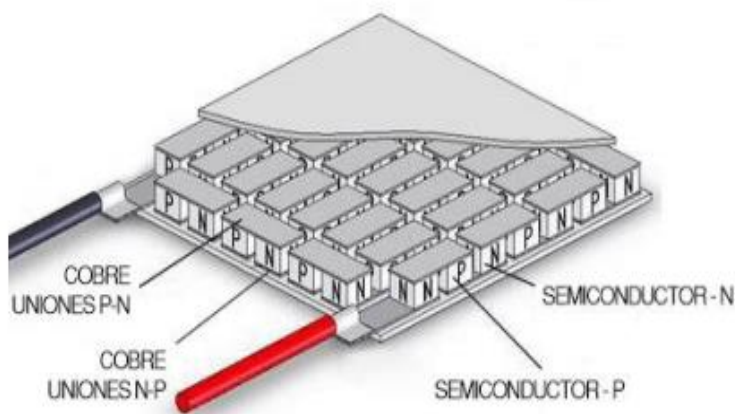


Ilustración 2 Circuito interior de una celula Peltier

FUENTE: <https://repositorio.unican.es/xmlui/handle/10902/16402>

Principio básico de funcionamiento

Para explicar cómo funcionan las células Peltier cuando son utilizadas como refrigeradores de estado sólido o termoeléctricos, hay que recurrir fundamentalmente a la explicación del efecto Peltier, en este caso, aplicándolo directamente a estos dispositivos. No obstante, pese a que nos centraremos en este efecto para su explicación, es necesario tener en cuenta que en su interior también tendrán lugar los efectos de Joule y Thomson, además de los fenómenos propios de la transmisión de calor. Cada uno de ellos tendrá una magnitud e importancia distinta a la hora de afectar al correcto funcionamiento de la célula Peltier.

Dicho esto, en la imagen 3. gracias al efecto Peltier, al hacer pasar una determinada corriente eléctrica a través del circuito interior de la celda con ayuda de una fuente de corriente continua externa, en el interior de cada elemento semiconductor (p y n) se producirá un desplazamiento de sus portadores de carga mayoritarios (huecos y electrones respectivamente) provocando una mayor concentración de estos en uno de los extremos del semiconductor y, a su vez, un aumento de la temperatura en este lado. Al mismo tiempo que esto sucede, en el otro extremo del semiconductor existirá una ausencia de estos portadores de carga que provocará una disminución de la temperatura en ese lado. (Mesones & Del, 2019)

Imagen 3.
Enfriamiento por efecto Peltier.

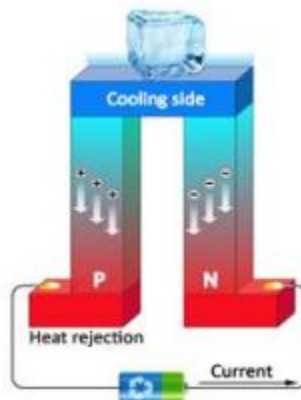


Ilustración 3 Enfriamiento por efecto Peltier

FUENTE: <https://repositorio.unican.es/xmlui/handle/10902/16402>

Efecto Peltier

Jean-Charles A.Peltier fue un físico francés. Se dedicó a la investigación científica en el campo de la electricidad e investigó sobre los contactos metálicos y sus fenómenos termoeléctricos. En 1834 descubrió el efecto de bombeo de calor termo eléctrico en estado sólido, conocido como **Efecto peltier**.

El cual en la actualidad es muy utilizado en mecanismos de refrigeración no contaminantes. El efecto Peltier hace referencia al cambio en la temperatura producido por una unión entre dos metales o semiconductores distintos cuando una corriente eléctrica atraviesa la unión. Sucede cuando una corriente pasa por dos metales o semiconductores conectados (tipo-n y tipo-p), por lo que depende de la composición. (Patterson & Sobral, 2007)

imagen 4.
Esquema efecto Peltier.

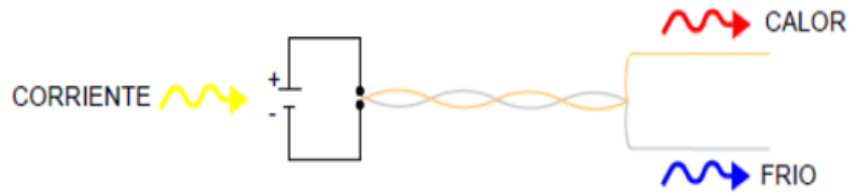


Ilustración 4 Esquema efecto Peltier

FUENTE: [\[PDF\] upv.esEfecto Peltier y desarrollo de posibles aplicaciones técnicas](#)

En la imagen 5 se observa las partes que componen una celda peltier.

Imagen 5.
Partes de la celda Peltier



Ilustración 5 Partes de la celda Peltier

FUENTE: [\[PDF\] upv.esEfecto Peltier y desarrollo de posibles aplicaciones técnicas](#)

Ecuaciones fundamentales para su estudio

Segun, Patterson & Sobral, (2007) al aplicar una corriente eléctrica a la celda, esta sufrirá una diferencia de potencial produciendo una cesión de calor por unidad de tiempo en la cara caliente igual a:

$$QP C = \alpha TC I \quad (1)$$

Donde,

- TC = temperatura de la cara caliente (K).
- α = coeficiente de Seebeck ($\mu\text{V/K}$).
- I = intensidad de la corriente que atraviesa la celda (A)

Y una absorción de calor por unidad de tiempo en la cara fría igual a:

$$QP F = \alpha TF I \quad (2)$$

Donde,

- TF = temperatura de la cara fría (K).
- α = coeficiente de Seebeck ($\mu\text{V/K}$).
- I = intensidad de la corriente que atraviesa la celda (A)

Expresamos las pérdidas por unidad de tiempo de la célula mediante:

$$QJ = \frac{1}{2} I^2 R \quad (3)$$

La diferencia de temperatura entre ambas caras de la célula producirá un efecto de conducción térmica entre la cara caliente y la cara fría, definida como:

$$Q_{CT} = \frac{T_C - T_F}{R_{TH}} \quad (4)$$

Flujo neto calorífico absorbido por la cara fría:

$$Q_F = Q_{PF} - QJ - Q_{CT} = \alpha_{TF} I \frac{1}{2} I^2 R - \frac{T_C - T_F}{R_{TH}} \quad (5)$$

Flujo neto calorífico cedido y que debe ser disipado a través de la cara caliente:

$$Q_C = Q_{PC} - QJ - Q_{CT} = \alpha_{TC} I \frac{1}{2} I^2 R - \frac{T_C - T_F}{R_{TH}} \quad (6)$$

Marco conceptual

Los siguientes términos están relacionados con la investigación:

1. Frío: Que tiene una temperatura inferior a la ordinaria o conveniente. (Real Academia Española, 2022.)

2. Temperatura:

Magnitud física que expresa el grado de frío o calor de los cuerpos del ambiente, y cuya unidad en el sistema internacional es el kelvin (K). (Real Academia Española, 2022.)

3. Aislante térmico: Los materiales aislantes se pueden definir como aquellos que presentan una elevada resistencia al paso del calor, reduciendo la transferencia de este calor a su cara opuesta, por lo tanto podemos decir que protegen del frío y del calor. (Palomo Cano, 2017)

4. Teluro: Elemento químico de número. atóm. 52, de color grisáceo opaco, con propiedades similares a las del azufre, escaso en la corteza terrestre, donde se encuentran nativos o formando sales, usado como aditivo en metalurgia y como colorante en las industrias cerámica y del vidrio. (Símb. Te). (Real Academia Española, 2022)

5. Bismuto: Metal blanco plateado que se usa en medicamentos y otros productos. (*Diccionario de cáncer del NCI*, 2011)

6. Dolor: Sensación molesta y aflictiva de una parte del cuerpo por causa interior o exterior. (Real Academia Española, 2022.)

7. Espasmo muscular: Un espasmo muscular (también llamado calambre) es una contracción involuntaria de un músculo, el cual se tensa de manera rápida y brusca y forma un bulto duro. (Universidad de California en San Diego, 2021)

8. Seguridad: Cualidad de seguro. (Real Academia Española, 2022.)

9. Edema: Hinchazón blanda de una parte del cuerpo, que cede a la presión y es ocasionada por la serosidad infiltrada en el tejido celular. (Real Academia Española, 2022.)

10. Quemadura: Descomposición de un tejido orgánico, producida por el contacto del fuego o de una sustancia cáustica o corrosiva. (Real Academia Española, 2022.)

11. Fisioterapeuta: Persona especializada en aplicar la fisioterapia. (Real Academia Española, 2022.)

12. Evento adverso: Es aquel producto de la atención en salud que de manera involuntaria causa daño al paciente. Consecuencia que puede ir desde un daño leve a un daño severo. En el ciclo de atención hay un error, una falla activa, es directa en la asistencialidad. (Secretaría distrital de salud, 2020)

Marco legal

- Ley 100 de 1993 artículo 245: El Instituto de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos. Créase el Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos INVIMA, como un establecimiento público del orden nacional, adscrito al Ministerio de Salud, con personería jurídica, patrimonio independiente y autonomía administrativa, cuyo objeto es la ejecución de las políticas en materia de vigilancia sanitaria y de control de calidad de medicamentos, productos biológicos, alimentos, bebidas, cosméticos, dispositivos y elementos médico-quirúrgicos, odontológicos, productos naturales homeopáticos y los generados por biotecnología, reactivos de diagnóstico, y otros que puedan tener impacto en la salud individual y colectiva. (Diario oficial, 1993).

- Decreto 4725 del 2005: por el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano. (Diarios oficial, 2005).
- Ley 9 de 1976: por la cual se reglamenta la profesión de fisioterapeuta. (Diario oficial, 1976).
- Ley 528 de 1999: Por la cual se reglamenta el ejercicio de la profesión de fisioterapia, se dictan normas en materia de ética profesional y otras disposiciones. (Diario oficial, 1999).
- Ley 729 de 2001: por medio de la cual se crean los Centros de Acondicionamiento y Preparación Física en Colombia. por medio de la cual se crean los Centros de Acondicionamiento y Preparación Física en Colombia. (Diario oficial, 2001).

Metodología y procedimientos

En la realización de este proyecto se hizo necesario hacer una segmentación de este por etapas. La primera etapa consiste en la búsqueda de la información bibliográfica y análisis de la literatura necesaria para abordar esta temática dando paso a la segunda fase, en la cual se abordarán los materiales adecuados y se determina el sistema de control para el manejo de las temperaturas y tiempo por medio de un diagrama de bloque para de esta forma analizar la viabilidad de esta propuesta por medio de las pruebas de funcionamiento y así poder llegar a la realización esquemática final del diseño en tinkercad de esta propuesta. Así mismo, en esta segunda etapa se realizará una serie de pruebas, validaciones de datos que permiten analizar la

viabilidad de esta propuesta y determinar cuáles son las temperaturas requeridas, todo esto es con el fin de poder realizar el diseño adecuado con este nuevo dispositivo.

En esta primera etapa luego de realizar toda la búsqueda de información podemos concluir que no existe una tecnología igual o parecida que realice la misma función que la descrita en este proyecto. Por consiguiente, elaboramos un diagrama de bloque de las estructuras que comprenderán el diseño de esta propuesta en el punto de tecnologías que éste tendría.

Imagen 6.
Diagrama de bloque

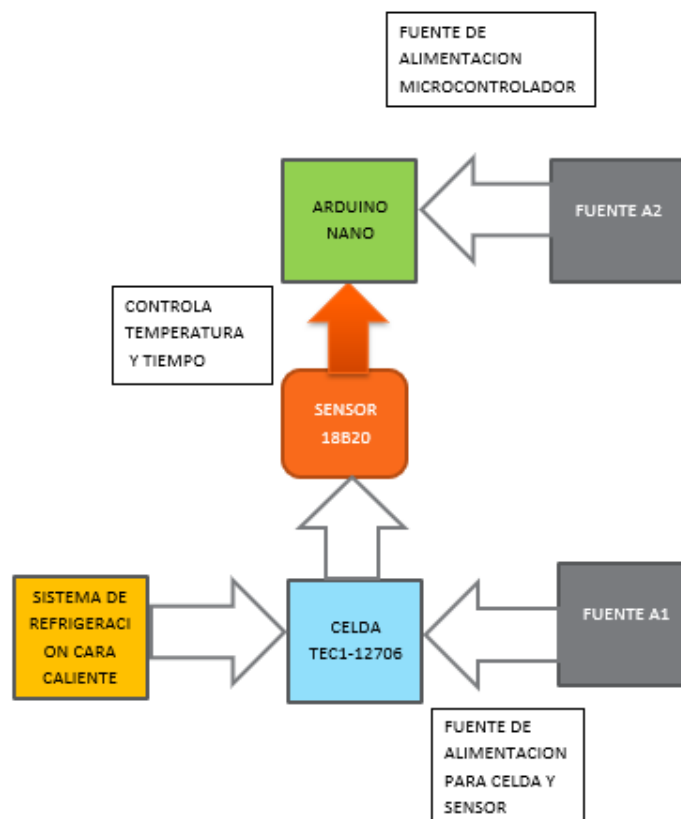


Ilustración 6 Diagrama de bloque

FUENTE: Elaboración propia

Este diagrama es esencial para la segunda etapa para la elección los materiales idóneos que permitan el correcto funcionamiento del dispositivo, también fue necesario elaborar el diseño en fritzing del circuito electrónico con los componentes utilizados para esta etapa y las siguientes en el cual se basa en las pruebas con equipos certificados para obtener la programación de tiempo y temperaturas correctas del dispositivo que nos determine la viabilidad para su posterior diseño y la selección de los materiales.

Imagen 7.
Diagrama electrónico de compresora fría eléctrica en fritzing.

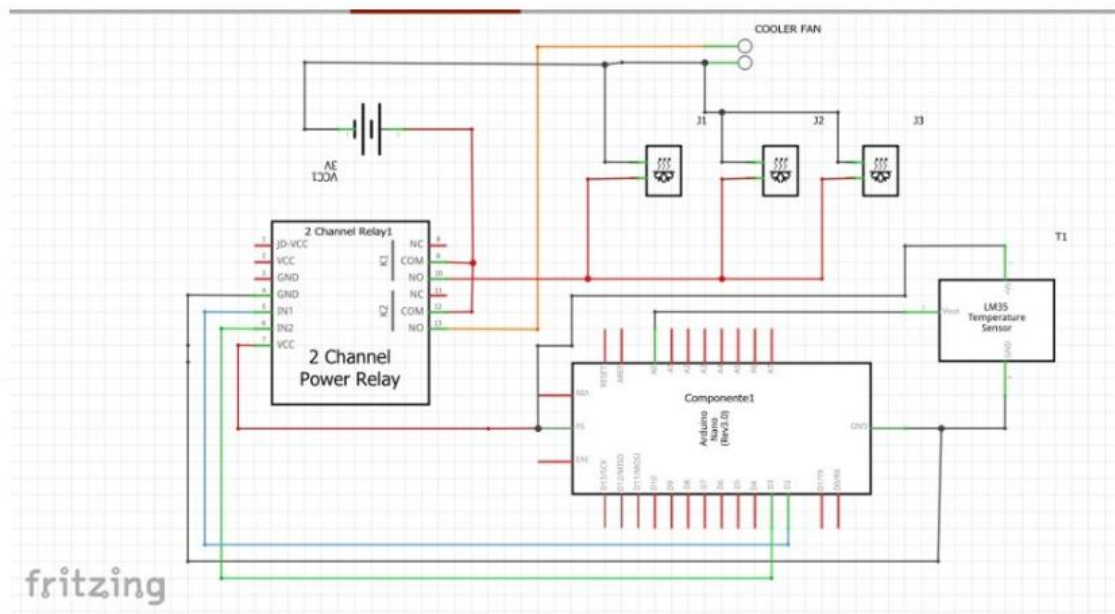


Ilustración 7 Diagrama electrónico de compresora fría en fritzing

FUENTE: Elaboración propia

Diseño

Tipo de investigación

1. Tipo de investigación: Aplicada, debido a que busca aplicar el conocimiento existente para la mejora de una compresora fría eléctrica la cual permitirá disminuir y aliviar la inflamación y el dolor mediante el control de tiempos y temperaturas.

2. Alcance de la investigación: Teniendo en cuenta el alcance, el proyecto es de tipo descriptivo, debido a que se definen los mecanismos de funcionamiento, se realizan pruebas de desempeño y se seleccionan los materiales a utilizar. Esos datos deben ser recopilados, tabulados, analizados y comparados para su incorporación en el presente documento.

3. Enfoque de la investigación: Este proyecto tiene como base la toma de datos cuantitativos por medio de las pruebas de funcionamiento del dispositivo presentado, las cuales serán analizadas y comparadas para verificar su óptimo desempeño.

4. Diseño de la investigación: Según el diseño de la investigación, el proyecto es de tipo experimental debido a que, en su desarrollo, implica la realización de pruebas para el dispositivo propuesto con el fin de determinar su viabilidad para una futura puesta en el mercado. El proyecto es de corte transversal, por lo que se desarrolla en un periodo de tiempo específico, es decir, en el año 2022.

Materiales y métodos

En la siguiente sección del documento se podrá acceder a la información acerca del desarrollo y los elementos que se implementarán para el diseño de la compresora, por ende, incluirá la identificación de la tecnología, materiales y los sistemas a utilizar en la propuesta.

Los elementos a escoger de nivel tecnológico son:

1. La celda peltier determina la disminución de la temperatura.
2. El sensor de temperatura hace control de la temperatura en el sistema. Si se quiere aumentar o disminuir el nivel de frío.
3. La fuente de alimentación suministra la corriente de todo el sistema.
4. El sistema arduino ejerce el control de encendido, apagado, tiempo y temperatura.
5. El módulo relé es el puente entre el microcontrolador y la celda, el cual prende o apaga el sistema termoeléctrico.
6. El ventilador regula la temperatura de la cara caliente de la celda

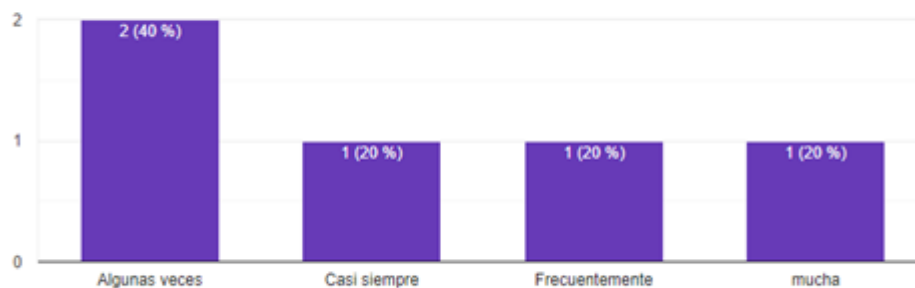
Técnicas para recolección de la información

Para el desarrollo de esta propuesta, se tomaron los materiales bibliográficos de soporte, tales como páginas web, libros y artículos de revistas especializadas en fisioterapia y mecánica, los cuales facilitarán la comprensión del contenido. También, se realizó una encuesta virtual por medio de la plataforma “googleForms” a 5 fisioterapeutas que actualmente laboran y hacen uso de las compresas frías convencionales y se pudo observar la inconformidad debido al calentamiento rápido de las mismas y por dicho motivo se logró la aceptación de nuestro prototipo de compresa fría eléctrica por medio de una celda peltier, ya que les pareció viable y útil por el sistema de control de tiempo y temperatura.

¿Con qué frecuencia utiliza las compresas frías?

 Copiar

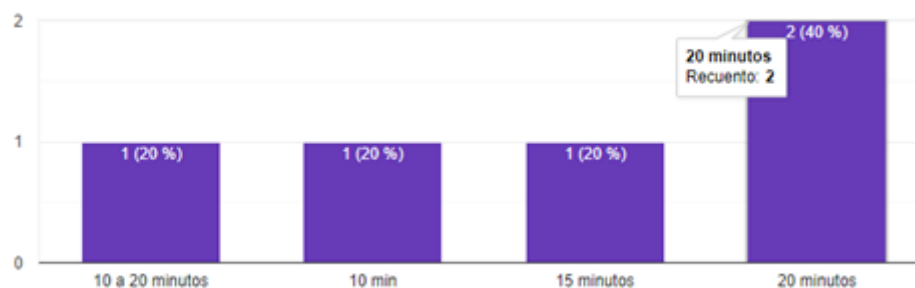
5 respuestas



¿Cuál es el tiempo de tratamiento? (Exposición al frío)

 Copiar

5 respuestas



¿Qué dificultades encuentra en las compresas frías actuales o convencionales?

4 respuestas

falta de control

El intervalo de uso

Se calientan muy rápido , no conservan la temperatura

Que se calientan muy rápido

¿Qué le parecería una compresa fría eléctrica que le permita tener control del tiempo y temperatura? ¿Es viable para sus actividades?

5 respuestas

Excelente

excelente

Totalmente viable y muy útil

Claro que sí

Iniciando la descripción de los elementos a utilizar, se realizará la justificación de las tecnologías a utilizar; como primera medida es necesario establecer la celda que permitirá verificar y determinar la disminución de la temperatura en la compresa, en esta ocasión se utilizará una celda peltier o dispositivo de enfriamiento peltier Tec1-12706 por su capacidad semiconductor refrigerante, fácil adquisición en el mercado y sencilla manipulación. Debido a que existen varios modelos, se realiza una comparación con las características técnicas para así llegar al que más se ajuste a las necesidades como se muestra en la tabla 1.

TABLA 1.
Comparación de celdas

| COMPARACION DE CELDAS PELTIER | | | |
|--------------------------------------|---------------------|-------------------|-------------------|
| CARACTERISTICAS | TEC1-12705 | TEC1-12706 | TEC1-12710 |
| TEMP. MAX | 67° C | 50-57°C | 150°C |
| TEMP. MIN | -30°C | -55°C | -50°C |
| VOLTAJE NOMINAL | 12V | 12V | 12V |
| VOLTAJE MAXIMO | 15V | 16.4V | 15.4 VCC |
| RESISTENCIA DE LA CELDA | 2.5 ~ 2.8ohms | 1.98-2.30 Ohms | 1,2+10 |
| MATERIAL | plástico + cerámica | CERAMICA | CERAMICA |
| CORRIENTE MAXIMA | 5A | 6.4A | 10 A |
| TAMAÑO | 40 x 40 x 04 mm | 40 x 40 x 3.8mm | 40 x 40 x 3.8 mm |
| PESO | 23g | 24g | 25 g |

FUENTE: Elaboración propia

Para este dispositivo se utilizó la celda TEC1-12706 fabricada en cerámica y semiconductores de tipo P y tipo N, principalmente son celdas de 12 voltios y 6 amperios como máximo, manejan una temperatura máxima de hasta 65 °C y sus dimensiones son de 40 x 40 x 3.8mm, llegando a pesar un máximo de 24 g; su material es Bismuto Telurio por las cuales circula una corriente como se muestra en la imagen 2. Los pares de portadores se configuran para estar conectados en serie eléctricamente y en paralelo térmicamente hablando. Cuando un voltaje de corriente directa se aplica al módulo, las cargas positivas y negativas de los portadores absorben energía de un sustrato y la transfiere al sustrato del lado opuesto. La superficie que absorbe la energía caliente se enfría y la superficie donde la energía calorífica se desprende, se calienta. Si se polariza la celda peltier al inverso, el proceso enfría la cara opuesta.

Imagen 8.

Diagrama que muestra la estructura interna de una celda Peltier, donde se observan los elementos semiconductores dispuestos eléctricamente en serie y térmicamente en paralelo.



Ilustración 8 Diagrama que muestra la estructura interna de una celda Peltier, donde se observan los elementos semiconductores dispuestos eléctricamente en serie y térmicamente en paralelo.

Tomado de: Celdas Peltier: Una alternativa para sistemas de enfriamiento con base en semiconductor- Instituto Estatal de Educación Pública de Oaxaca. (2008, diciembre).

La celda Peltier consume una gran cantidad de corriente, por lo que se recomienda una fuente de alimentación que sea capaz de suministrar al menos 10 amperes para un óptimo funcionamiento.

Imagen 9.

Fuente de alimentación del sistema



Ilustración 9 Fuente de alimentación del sistema

Tomada de: *Adaptador 12v 5amp 60w Switchada Cinta Led Cámaras Cargador.* (s/f).

Com.co.

Para la parte del sistema de control de tiempo y temperatura se identificó el Arduino nano como la tecnología más adecuada debido a su fácil adquisición en el mercado. Actualmente existen varios modelos y por tal motivo se debe realizar una comparación de estos para escoger cuál se ajusta a las necesidades.

Imagen 10.
Comparación de Arduinos






| |  |  |  |  |  |
|--|---|---|--|---|---|
| Fabricante | Arduino | Arduino | Arduino | Arduino | Arduino |
| Modelo | Pro Mini | Nano | Uno | Mega / Mega 2560 | Leonardo |
| Microcontrolador | AVR Atmega 168 ó 328 8bits | AVR ATmega 168 ó 328 8bits | AVR ATmega 328 8bits | AVR ATmega2560 8bits | AVR ATmega 32u4 8bits |
| Frecuencia | 16Mhz | 16Mhz | 16Mhz | 16Mhz | 16Mhz |
| Memoria RAM | 2KiB | 2KiB | 2KiB | 8KiB | 2.5KiB |
| Memoria EEPROM | 1KiB | 1KiB | 1KiB | 4KiB | 1KiB |
| Memoria FLASH | 16 ó 32KiB | 16 ó 32KiB | 32KiB | 128 ó 256KiB | 32KiB |
| Pines digitales entradas/salidas | 14/14 | 14/14 | 14/14 | 54/54 | 20/20 |
| Tensión/corriente pines digitales | 3.3v ó 5v 40mA | 5v 40mA | 5v 40mA | 5v 40mA | 5v 40mA |
| Pines analógicos entradas/salidas | 6/0 | 8/0 | 6/0 | 16/0 | 12/0 |
| Tensión/resolución pines analógicos | 3.3v ó 5v 10bits (1024 valores) | 5v 10bits (1024 valores) | 5v 10bits (1024 valores) | 5v 10bits (1024 valores) | 5v 10bits (1024 valores) |
| Pines con interrupción externa | 2 | 2 | 2 | 6 | 2 |
| Pines PWM | 6 | 6 | 6 | 15 | 7 |
| Conexiones Serial / UART | 1 | 1 | 1 | 4 | 1 |
| Conexiones I2C / TWI | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| Conexiones ISP / ICSP | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| Conexión USB | No (necesita adaptador externo) | Si | Si, USB-B | Si, USB-B | Si, Nativa, MicroUSB |
| Conexión USB de depuración | No | No | No | No | No |
| Conexión Bluetooth | No | No | No | No | No |
| Conexión WiFi | No | No | No | No | No |
| Conexión Ethernet | No | No | No | No | No |
| Conexión USB Host | No | No | No | No | No |
| Almacenamiento por SD | No | No | No | No | No |
| Corriente en el pin de 5v | - | 500mA | 500~800mA | 500~800mA | 500~800 mA |
| Corriente en el pin de 3.3v | - | 50mA | 50mA | 50mA | 50mA |
| Voltaje de alimentación por el USB | 3.3v ó 5v (sin usb) | 5v | 5v | 5v | 5v |
| Voltaje de alimentación recomendado por el Jack | 3.35 -12 V (modelo 3.3V) ó 5 - 12 V (modelo 5V) | 7~12v | 7~12v | 7~12v | 7~12v |
| Voltaje de alimentación limite por el Jack | - | 6~20v | 6~20v | 6~20v | 6~20v |
| Precio oficial | 15+gi | - | 20€+gi | 40€+gi | 18€+gi |
| Precio BBB | ~4€ | ~9€ | ~10€ | ~12€ | 11€~ |

Ilustración 10 Comparación de Arduinos

Tomada de: Arduino (2020).

El Arduino Nano se compone de 14 pines de entradas y salidas, 8 pines de entrada analógicos y 6 pines digitales de salida, los cuales se colocan a disposición del operador; se debe tener en cuenta que esta tarjeta es funcional con un voltaje de operación de 5 V y sus voltajes de entrada son de 7-12 V. Es una placa pequeña de diseño amigable y carece de un conector de alimentación de CC y funciona con un cable USB Mini-B en lugar de uno estándar, ya que es el miembro más antiguo de las placas de la familia Arduino Nano, cuenta con un microcontrolador ATmega328 y a su vez con una capacidad de velocidad y procesamiento. Por otro lado, según la tabla comparativa su consumo de energía es de 19mA, la memoria flash que lo integra es de 32 KB y, por último, pero no menos importante su peso es de 5gr. A continuación, la descripción física de los pines que integran el Arduino Nano.

Imagen 11.

Esquema de pines del arduino nano

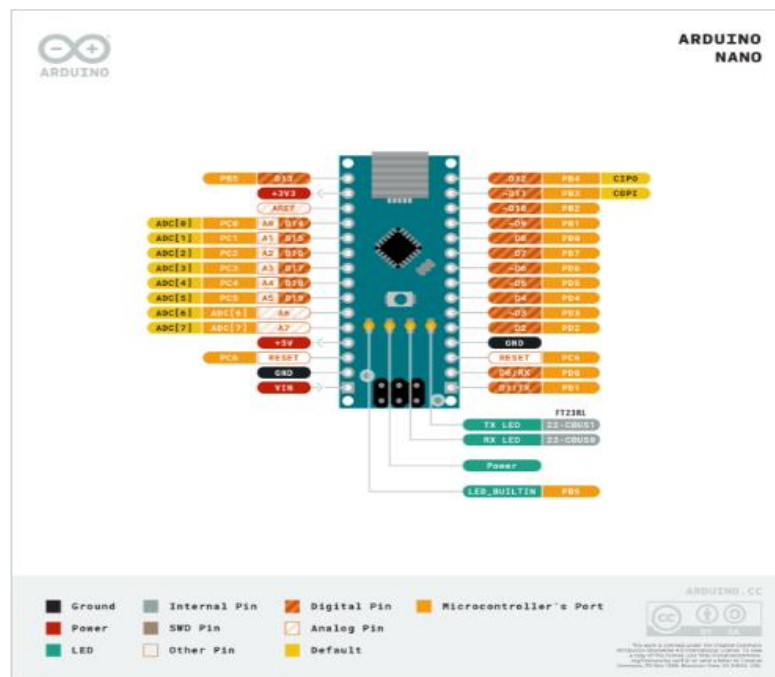


Ilustración 11 Esquema de pines del arduino nano

Fuente: Tomada de Arduino (2020)

Continuando con el sensor de temperatura 18B20 que va unido a nuestro Arduino Nano, el cual tiene una capacidad de medición de temperatura desde los -55°C hasta los 125°C y con una resolución programable desde 9 bits hasta 12 bits. Este sensor es bastante preciso $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ y detecta los datos en poco tiempo. Requiere solo de un pin digital para la comunicación con un microcontrolador; puede ser alimentado con una fuente de alimentación de 3V a 5,5V y consume sólo 1mA durante las conversiones de temperaturas activas.

Imagen 12.

Sensor de temperatura 18B20



Ilustración 12 Sensor de temperatura 18B20

Tomada de: *Sonda Sensor De Temperatura Ds18b20. (s/f). Com.co.*

Para reducir el riesgo de fallo de Hardware por sobrecalentamiento, es fundamental contar con un disipador que permite una mejor disipación de calor para los dispositivos electrónicos de forma segura. De acuerdo con las necesidades del proyecto el tamaño ideal a utilizar es de 4x4x4 cm, cuenta con un adhesivo en la parte inferior que fija de manera perfecta con la celda Peltier, su material es en aluminio.

Imagen 13.
Disipador de calor



Ilustración 13 Disipador de calor

Tomada de: Ferretronica.com (2022)

Tabla 2
Presupuestos

| ELEMENTOS | CANTIDAD | PRECIOS POR UNIDAD |
|-----------------------------|-----------------|---------------------------|
| COMPRESA FRIA CONVENCIONAL | 2 | \$ 15.400 |
| CELDA PELTIER TECH-12706 | 3 | \$ 22.000 |
| ARDUINO NANO | 1 | \$ 42.000 |
| DISIPADOR | 1 | \$ 10.000 |
| VENTILADOR O FAN | 1 | \$ 8.000 |
| MODULO RELÉ JQC-3FF-S-Z | 2 | \$ 8.000 |
| SENSOR DE TEMPERATURA 18B20 | 1 | \$ 10.000 |

FUENTE: Elaboración propia

Procedimiento

En esta etapa se detallarán las diferentes pruebas experimentales efectuadas en el laboratorio de metrología de la universidad Reformada, detallando el procedimiento seguido hasta llegar finalmente a las conclusiones expuestas al final del presente proyecto.

Pruebas con celdas peltier:

Una vez definidos los materiales que se utilizarán, se empezó a realizar pruebas con las Celdas Peltier, con el fin de determinar su utilidad para esta aplicación de refrigeración. Para ello, se centrará el interés en buscar la mejor forma de disipar el calor generado en su cara caliente. En la imagen 15 se muestra la primera prueba funcional con la celda peltier en la compresa fría aplicando un voltaje de 05.6V esto con el objetivo de corroborar la rapidez con la que estas placas consiguen proporcionar un frío intenso en su cara fría, mientras se disipa el calor en su cara caliente.

Imagen 14.

Pruebas con las Celdas Peltier

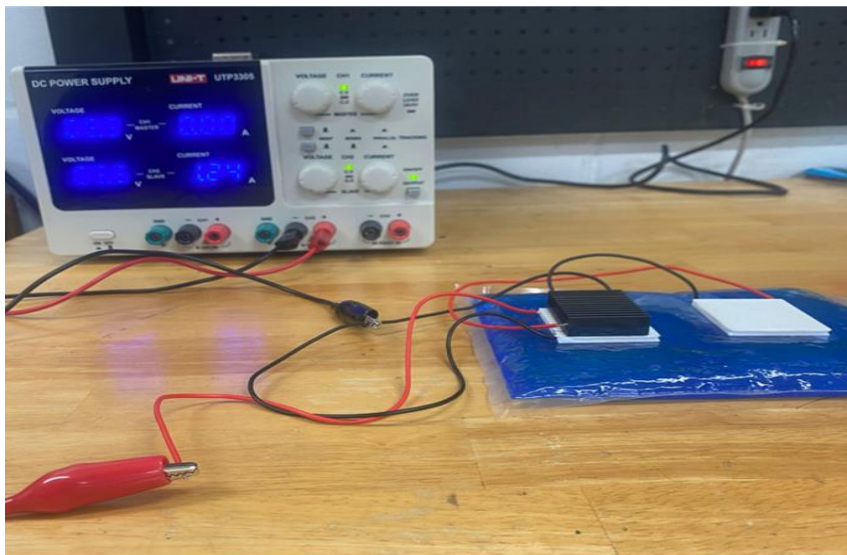


Ilustración 14 Pruebas con las Celdas Peltier

Fuente: elaboración propia

No obstante, por sí solas y sin el sistema de disipación de calor, no son capaces de evitar que rápidamente el calor generado en su cara caliente se transfiera por conducción térmica hacia la cara fría. En estas condiciones, con ayuda de un ventilador se ha logrado atraer aire más frío y expulsar aire caliente desde su interior con lo que se pudo observar mediante un multímetro la disminución de la temperatura, tal como se muestra en las imágenes 16, 17 y 18.

Imagen 15.

Pruebas con un solo ventilador y disipador



Ilustración 15 Pruebas con un solo ventilador y disipador

Fuente: elaboración propia

Imagen 16.
Obtención de 14.3°C

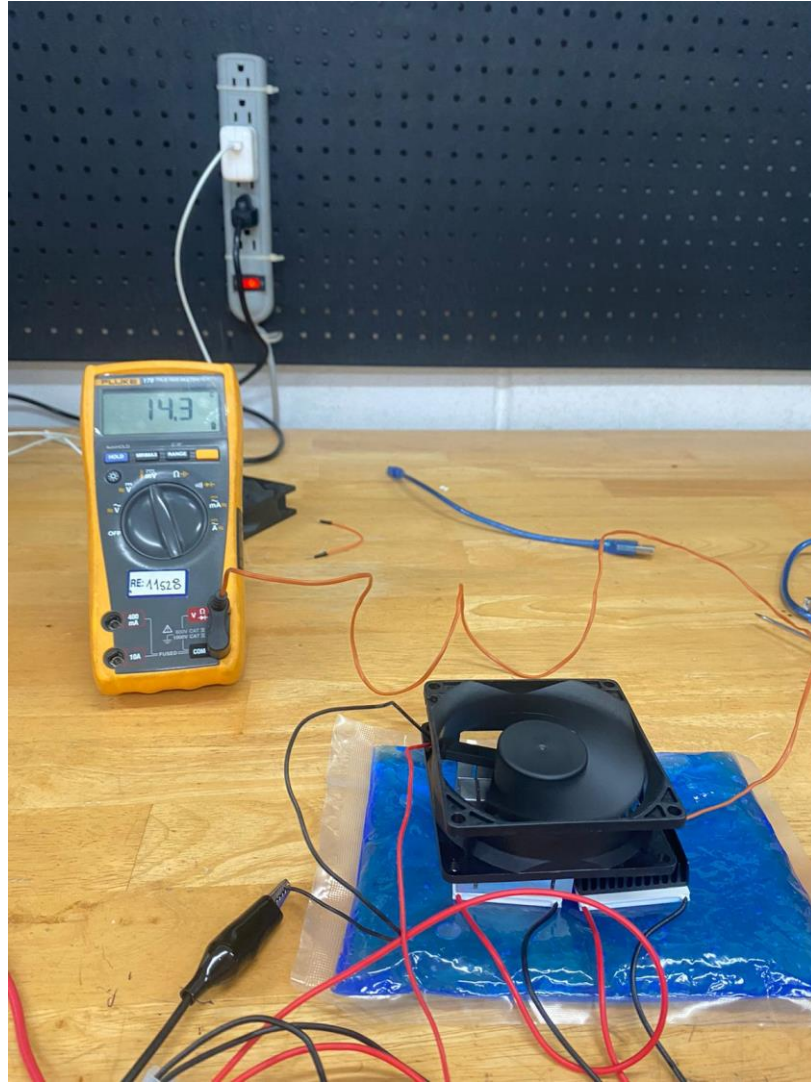


Ilustración 16 Obtención de 14.3°C

Fuente: elaboración propia

Imagen 17.
Obtención de 8.7 °C

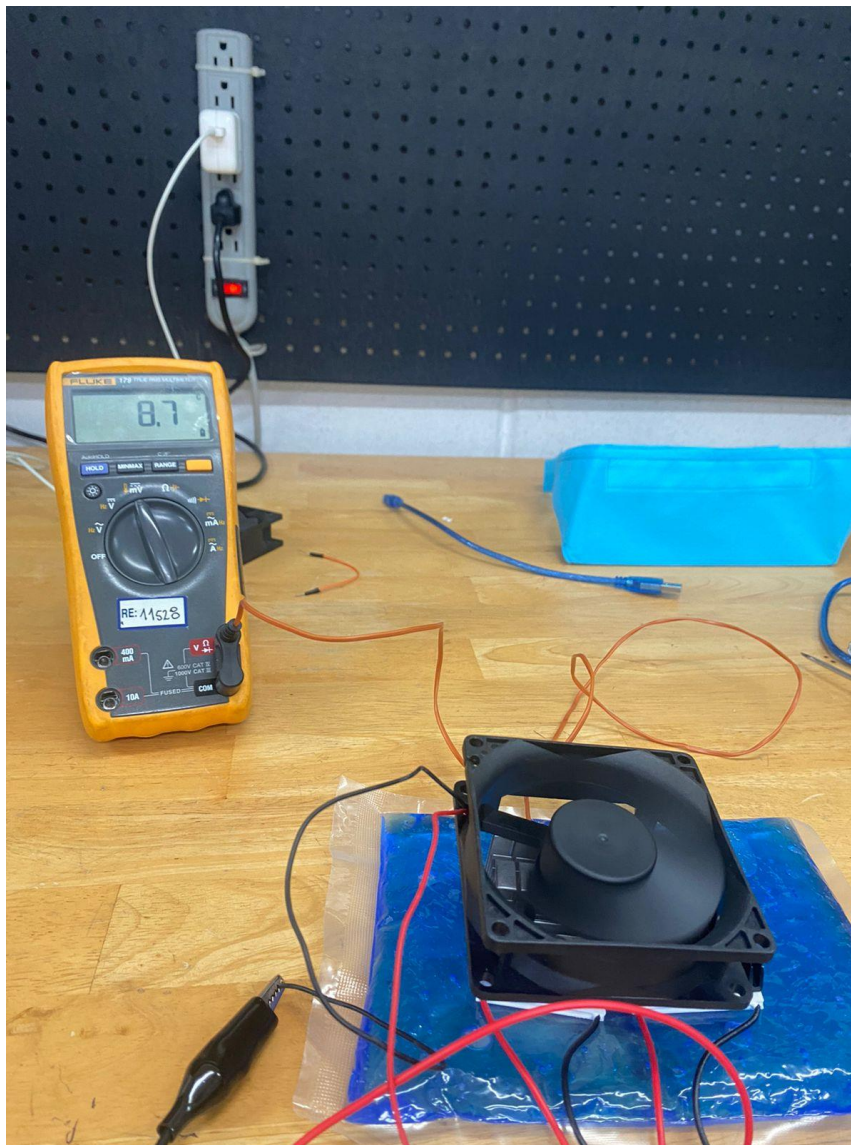


Ilustración 17 Obtención de 8.7 °C

Fuente: elaboración propia

Seguido de esto, tratando además de optimizar al máximo el tamaño del dispositivo, se ensamblaron las celdas peltier a un solo disipador como lo muestran las imágenes 19 y 20.

Imagen 18.
Pruebas con un solo disipador

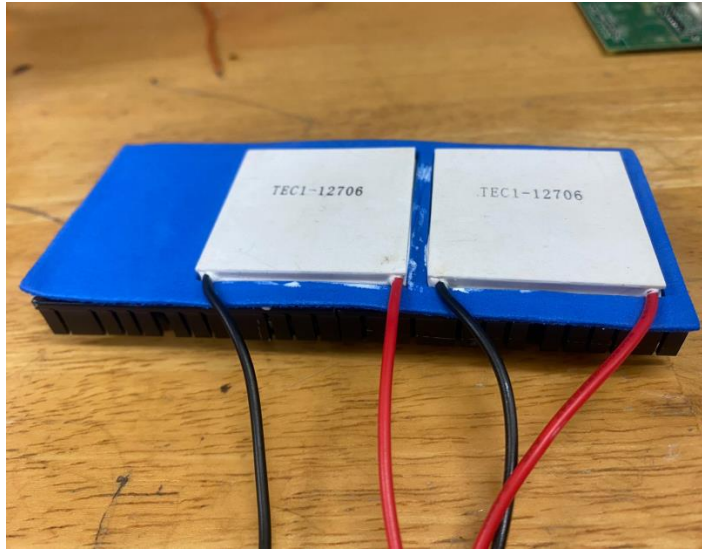


Ilustración 18 Pruebas con un solo disipador

Fuente: elaboración propia

Imagen 19.
Conexion de disipadores

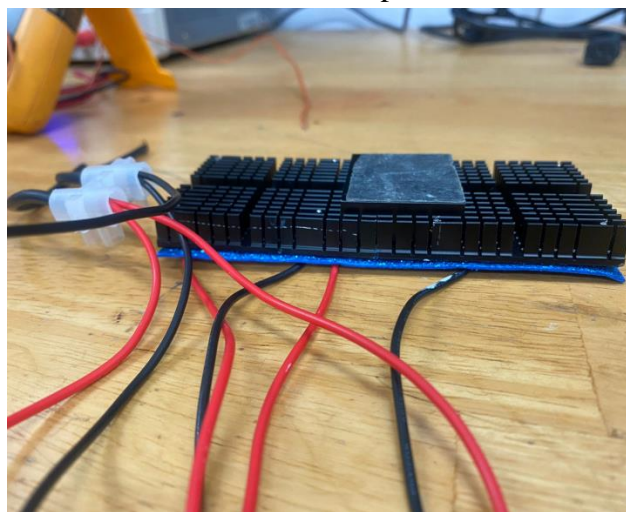


Ilustración 19 Conexion de disipadores

Fuente: elaboración propia

A continuación, se realizaron nuevamente pruebas mediante la medición de la temperatura con el multímetro para observar la viabilidad de esta implementación, de la cual se obtuvo la disminución rápida de la temperatura.

Imagen 20.
Temperatura inicial 12.8 °C

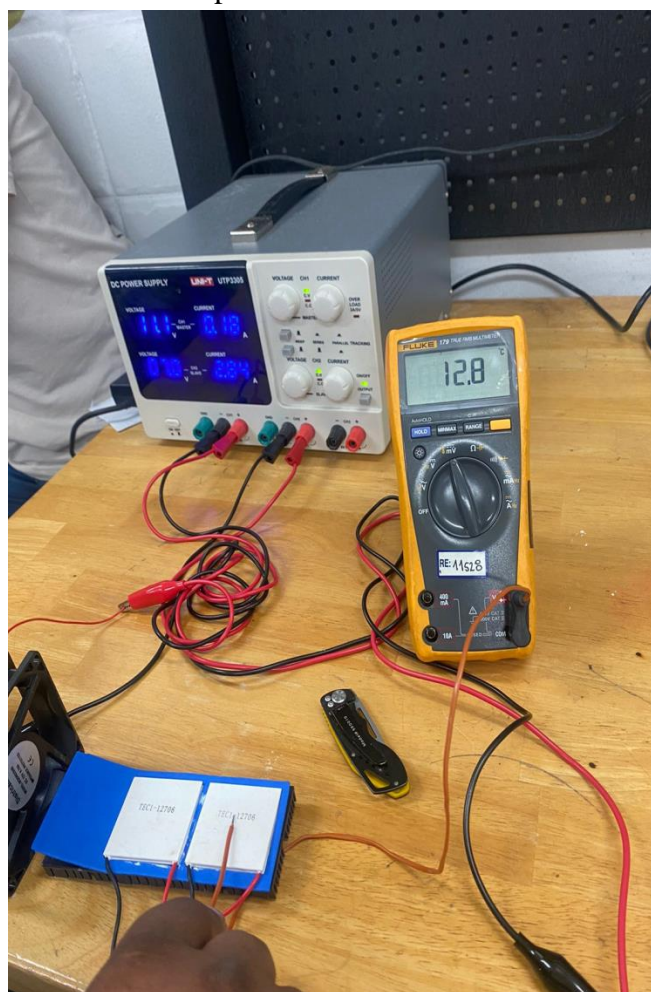


Ilustración 20 Temperatura inicial 12.8 °C

Fuente: elaboración propia

Imagen 22.
Obtención de 11.9 °C

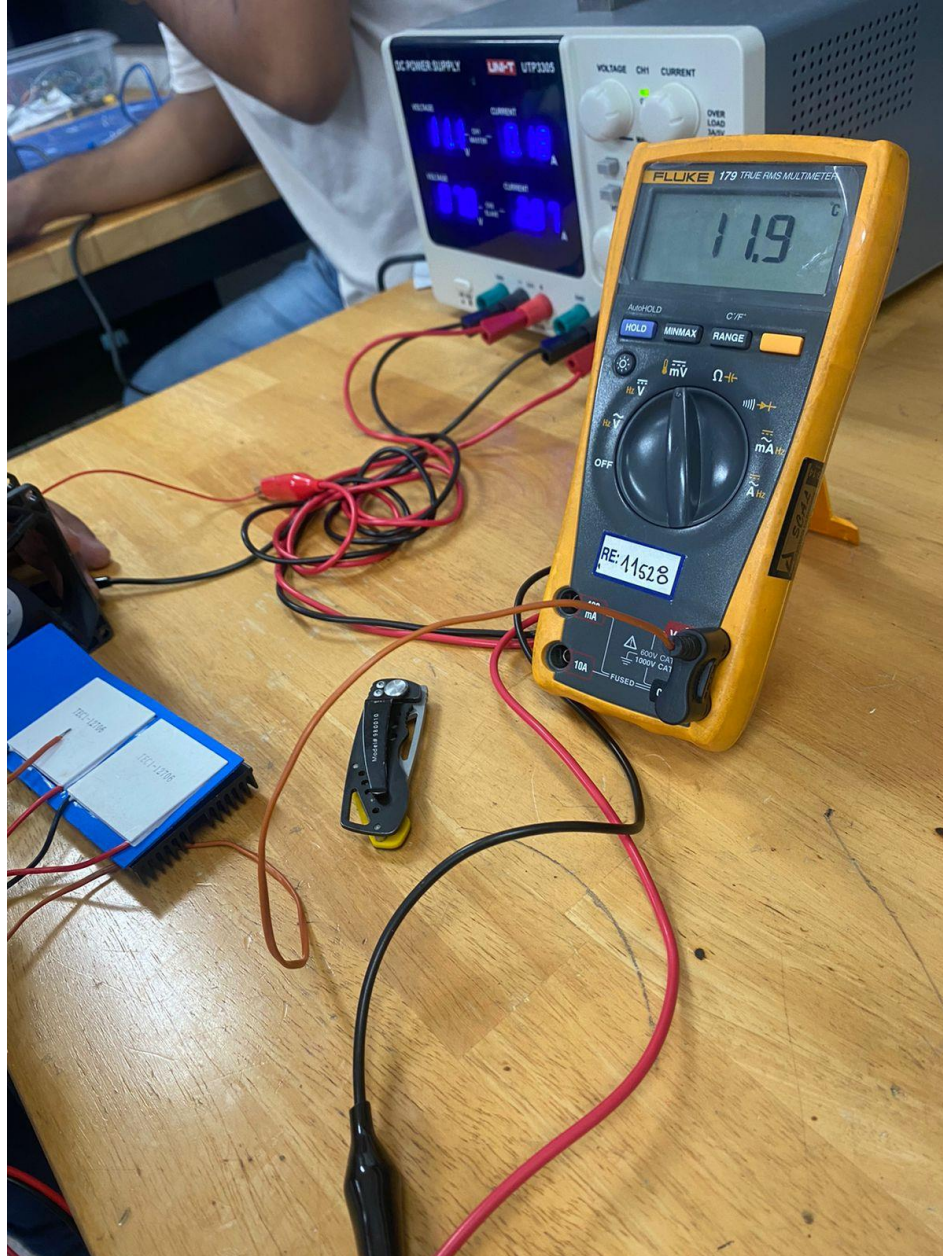


Ilustración 22 Obtención de 11.9 °C

Fuente: elaboración propia

Imagen 23.
Obtención de 11.7 °C

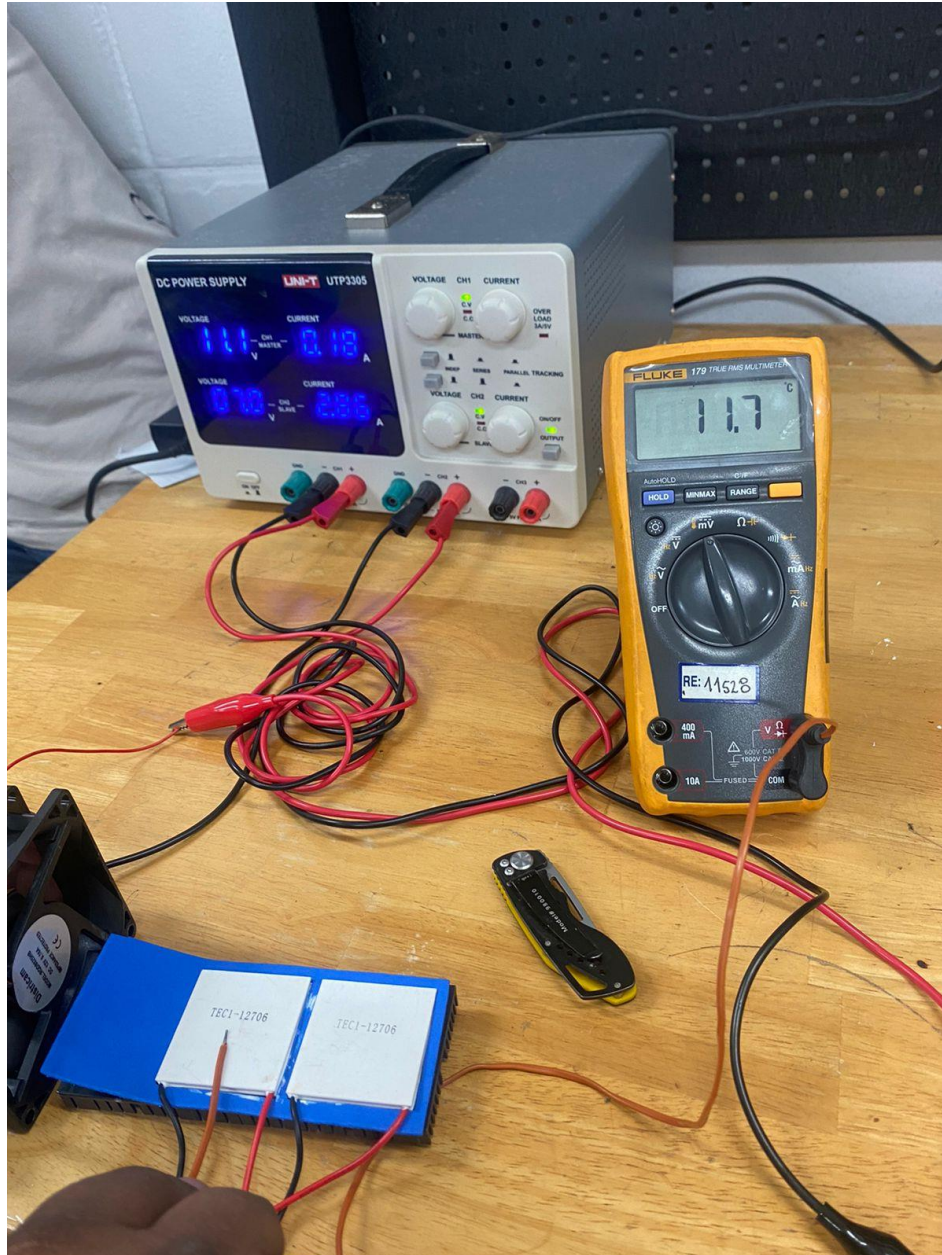


Ilustración 23 Obtención de 11.7 °C

Fuente: elaboración propia

Imagen 24.
Obtención de 9.6 °C



Ilustración 24 Obtención de 9.6 °C

Fuente: elaboración propia

Imagen 25.
Obtención de 9.5 °C



Ilustración 25 Obtención de 9.5 °C

Fuente: elaboración propia

Medición de temperaturas con la compresa fría convencional

Para esta segunda prueba experimental se tuvo en cuenta los resultados obtenidos de las encuestas realizadas a fisioterapeutas, los cuales nos indican que, de acuerdo a la experiencia de estos profesionales de la salud, las compresas frías se calientan muy rápido. Es por esto que se decide realizar una serie de mediciones con la compresa fría en proceso de congelación y descongelación para verificar esta teoría. La prueba ha tenido una duración total de 3 horas con 5 minutos, durante la misma se han ido registrando en determinados momentos puntuales las temperaturas alcanzadas como se muestra en la tabla 3.

Tabla 3
Medición de temperaturas con la compresa fría convencional

| MEDICION DE TEMPERATURAS | | | |
|---------------------------------|--------------------|------------------------------|--------------------|
| COMPRESA CONGELADA | | COMPRESA DESCONGELADA | |
| TIEMPO | TEMPERATURA | TIEMPO | TEMPERATURA |
| 9:55 a. m. | T1 22.1 °C | 11:35 a. m. | T1 6.5 °C |
| 10:05 a. m. | T2 18.9 °C | 11:45 a. m. | T2 8.3 °C |
| 10:15 a. m. | T3 16.5 °C | 11:55 a. m. | T3 10.3°C |
| 10:25 a. m. | T4 12.3 °C | 12:05 p. m. | T4 15.7°C |
| 10:35 a. m. | T5 10.4 °C | 12:15 p. m. | T5 19.7°C |
| 10:45 a. m. | T6 8.3 °C | 12:25 p. m. | T6 23.5°C |
| 10:55 a. m. | T7 6.5 °C | 12:35 p. m. | T7 26.7°C |
| 11:05 a. m. | T8 4.2 °C | 12:45 p. m. | T8 29.5°C |
| 11:15 a. m. | T9 2.1 °C | 12:55 p. m. | T9 32.1 °C |
| 11:25 a. m. | T10 0 °C | 1:05 p. m. | T10 35.4°C |

Fuente: elaboración propia

Algunas de las conclusiones que se pueden obtener a raíz de estas mediciones son: En primer lugar, el enfriamiento de la compresa fría convencional no se da de forma inmediata, dado que se observa que al cumplir 10 minutos en el congelador logra descender aproximadamente 2 °C y así sucesivamente hasta alcanzar los 0°C. En segundo lugar, se observa cómo una vez transcurridos los primeros 10 minutos de la prueba con la compresa fría convencional en proceso de descongelación se produce un aumento rápido de la temperatura logrando llegar finalmente a una temperatura de 35.4 °C confirmando así lo expresado por los especialistas.

Programación en arduino para el sistema de control de temperatura y tiempo.

En esta etapa se realiza la programación del sistema de control con temporizador en Arduino y a su vez se anexa el esquema de programación de control de celdas y temporizador.

imagen 26.

Temporizador arduino + lcd

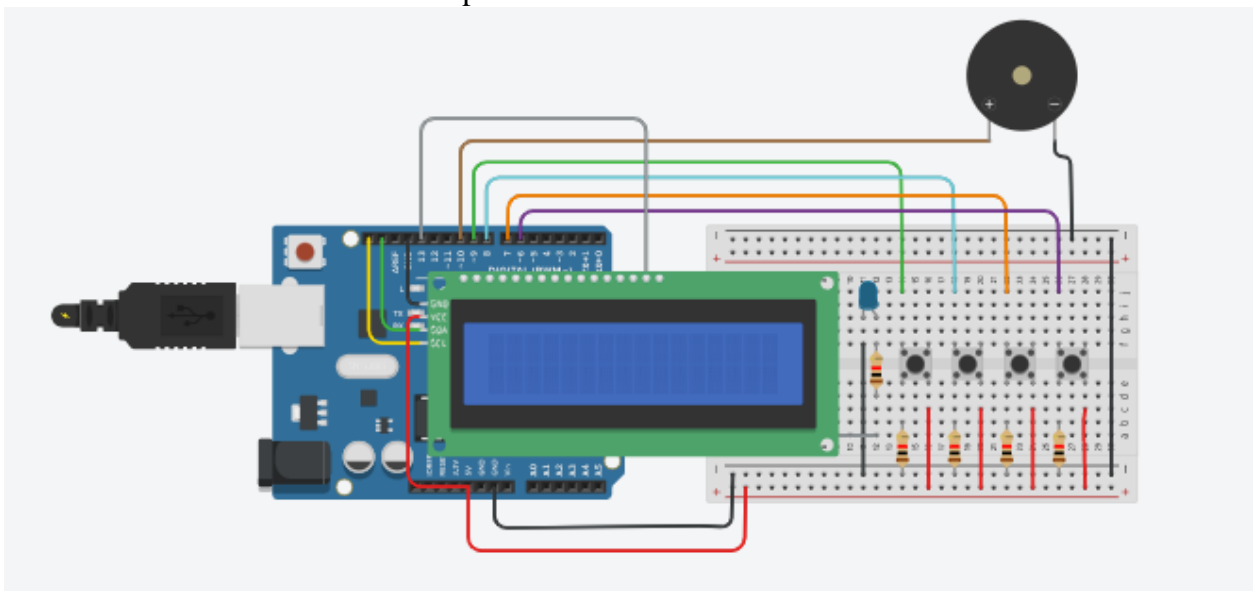


Ilustración 26 Temporizador arduino + lcd

Fuente: Elaboración propia

Resultados

En esta sección se evidenciará la conexión electrónica realizada. Principalmente el circuito del sistema quedó estipulado de tal forma en que las celdas peltier generen la temperatura fría de la cara fría, para el lado caliente se utiliza un disipador de calor, y aparte del aluminio en el diseño electrónico, se coloca un ventilador permitiendo extraer el calor de la placa de aluminio y de la cara caliente. Seguido de esto está el Arduino el cual es el cerebro del sistema controlando tiempos y temperaturas programadas para encender y apagar las celdas y el ventilador. El Arduino cuenta con el sensor 18B20 el cual va a estar monitoreando la temperatura de tratamiento, estipulada entre 7°C - 15°C . Si se superan estos rangos el sistema se apagará o encenderá, si este supera los 15°C se encenderá la celda, si baja más de 7°C se apagará para no generar una lesión al paciente. Conectado al sistema están dos módulos de relé uno para la celda y otro para el ventilador, éste activa una señal que envía el microcontrolador Arduino cuando se superan los límites, permitiendo encendido o apagado. La fuente de alimentación suministrará la potencia de las celdas y el ventilador, siendo el sistema de Arduino independiente a este. Por último, se obtuvo el resultado final para la elaboración de una compresa fría por medio de una celda peltier como se muestra en la imagen 26.

Discusión

Dentro del abordaje desarrollado alrededor de este proyecto, nos llama la atención no haber encontrado en el estado del arte esta tecnología, ya que en la actualidad la compresa fría convencional es un elemento que se usa constantemente por muchas personas y adicional es utilizado como técnica de tratamiento por fisioterapeutas, fue curiosos no encontrar un sistema que permita controlar la aplicación. Sin embargo, al momento de realizar las pruebas pertinentes se observa que no es tan sencillo compactar elementos que no solamente proporcionen un sistema de refrigeración, sino que hay que tener en cuenta el consumo de energía que conlleva el enfriamiento de la compresa. Es así como los resultados obtenidos pueden comprobar lo anteriormente mencionado por medio de las mediciones realizadas en las pruebas, además de cumplir con los objetivos propuestos al inicio del documento.

Conclusiones y recomendaciones

Luego de realizar todo el proceso de investigación teórica, encuesta, pruebas, detección de tecnologías y por último el diseño del circuito con código de funcionamiento; se puede evidenciar que este proyecto es de gran utilidad para disminuir y aliviarla inflamación y el dolor de una manera mucho más controlada y segura, disminuyendo así incidentes y/o eventos adversos como congelación y daño en la piel durante su uso. Por ello se lleva a cabo una fase de construcción, donde primero se escoge de manera oportuna los materiales a utilizarse para que su proyección financiera sea rentable y se pueda utilizar tanto en instituciones como en casa teniendo en cuenta brindar una excelente calidad, permitiendo que su uso diario no afecte ni dañe físicamente.

Basados en la información recolectada y pruebas realizadas hasta ahora podemos afirmar que la creación y viabilidad del prototipo representaría un gran avance en los tratamientos de crioterapia debido a que facilita en gran medida la aplicación idónea a los pacientes.

La atención oportuna es el propósito de toda institución de salud por lo tanto es muy importante generar y contar con estrategias innovadoras que ayuden y mejoren la calidad del servicio con todos los avances tecnológicos posibles que aporten al cumplimiento de esta, por lo cual se vuelve una necesidad implementar este prototipo que asegure un buen servicio a los pacientes, además de facilitar el trabajo del profesional y asegurar la efectividad de los procesos.

Evidenciando las necesidades y falta de control con las compresas actuales, junto con los sustentos presentados en la investigación podemos asegurar la viabilidad de esta iniciativa y lo provechosa que resulta para las entidades que imparten estos servicios, el personal y los pacientes, además de los beneficios que aporta al sector asistencial al reducir la probabilidad de enfrentar eventos adversos debido a la aplicación directa no segura, además de ayudar a mitigar otras problemáticas como el desgaste del material por exceso de temperatura no controlada que representa pérdidas ya que genera sobrecostos al tener que realizar inversiones constantes.

Referencias

- Sampedro, O. F. B., Pérez, D. F. M., Ponce, C. A. P., & Castelo, W. A. S. (2020). Procesotermodinámico que permite transformar calor residual de automóviles en energía eléctrica. *Dominio de las Ciencias*, 6(3), 425-447. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7539721> <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7539721>
- Blancarte, W. (2001). Efecto Peltier. Universidad Jesuita en Guadalajara. Disponible en: Microsoft Word - peltier (cetronic.es)
- Parra, Y. D. M., Valdeblanquez, H. E. P., & González, E. Y. G. (2018). Generación de condensado con celdas de Peltier. *Visión electrónica*, 1(1), 83-91. Generación de condensado con celdas de Peltier - Dialnet
- Balseca, O. Mayorga, D. Ponce, C. Silva, W. López, S. (2020). *Proceso termodinámico que permite transformar calor residual de automóviles en energía eléctrica*. Dominio de las ciencias Chesterton, LS, Foster, NE y Ross, L. (2002). Respuesta de la temperatura de la piel a la crioterapia. *Archivos de medicina física y rehabilitación*, 83 (4), 543-549.
- Ortiz, M. C. S., Villabona, E. H., Lemos, D. M. C., Jerez, M., Rivera, S. L., Caceres, G. C., ... & Celis, S. G. (2007). Efectos fisiológicos de la crioterapia. *SALUD UIS*, 39, 62-73. https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/56449864/51763990-EFECTOS-FISIOLOGICOS-DE-LA-CRIOTERAPIA1-with-cover-page-v2.pdf?Expires=1667960198&Signature=e86IUhX0SC~j9nUtbqA~Aq6ZZfC49bj5FE5DfY25GeZcE6zhWIOAS7wq0FJNSOHNLyZOBHNhjfVdnPvxTfpIGQNKo5C0PkEXSICk52ODZAY9Rxqm5f0EzgOHN~v5pt5eATkUumtB-b4YovV4CrFzNxQwDddl5TiT4VWGAPeqbfwyVKVyijfG~2UihGf5~0AzrfUFa rqWRoR3umKn2gbNRHUpd6zYPdfJpIKaeB2JHH6ms1cn0evKRUII8jls5QCWCRR8XP2Ov8X8NErbcMauZzhdpEalnHDHwcQ-J-j9sonwrgzdSzdP8vQTAS9dSHCWS0TsDjpehHKraH~Piaabsw__&Key-Pair-Id=APKAJLOHF5GGSLRBV4ZA
- Pozo Mesones, C. D. (2019). Optimización de instrumentación para tratamientos térmicos de uso médicos. <https://repositorio.unican.es/xmlui/handle/10902/16402>
- AZORÍN PENALVA, A. 2018. Efecto Peltier y desarrollo de posibles aplicaciones. M.A. Satorre Aznar, director. Trabajo fin de grado, Universidad Politécnica de Valencia, pp. 7-22. [Última consulta: 26 de marzo de 2019]. Disponible en RiuNet: <https://riunet.upv.es/handle/10251/109025>
- Junquera (24/05/2022). Todo lo que debes saber para aplicar frío en una lesión. [Entrada de blog] Recuperado de <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/todo-lo-que-debes-saber-para-aplicar-frio-en-una-lesion>
- Cameron, M. (2014). Agentes físicos en rehabilitación de la investigación a la practica 4ta edición. Barcelona, España: ELSEVIER.

- <http://dspace.unach.edu.ec/bitstream/51000/5796/1/UNACH-EC-FCS-TER-FISC-2019-0039.pdf> Espinoza, H. G., Bustamante, I. L., & Pérez, S. M. (2010). Revisión sistemática sobre el efecto analgésico de la crioterapia en el manejo del dolor de origen músculo esquelético. *Revista de la sociedad española del dolor*, 17(5), 242-252. <https://scielo.isciii.es/pdf/dolor/v17n5/revision.pdf>
- Urban fisio (2022). Terapia con frío, Para qué sirve, beneficios, precauciones y cómo aplicarlo. [Entrada de blog] Recuperado de <https://www.urbanfisio.com/frio-beneficios-y-precauciones/>
- De Estudio, G. *TEMA: CRIOTERAPIA*. Ugr.Es. Retrieved November 3, 2022, from <https://www.ugr.es/~marroyo/docs/temas/CRIO.pdf>
- Fimed. (Dakota del Norte). *Fimed _ Com.pe*. Recuperado el 5 de noviembre de 2022, de <http://phymed.com.pe/post/revision-sistemica-sobre-los-efectos-de-la-crioterapia-en-rehabilitacion-48>
- Patterson, G., & Sobral, M. (2007). Efecto Peltier. *Departamento de Física FCEyN, Universidad de Buenos Aires. Dic.* <https://riunet.upv.es/handle/10251/109025>
- Azorín Penalva, A. (2018). *Efecto Peltier y desarrollo de posibles aplicaciones técnicas* (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de València).
- Juarez, M. G. (2022). *Diseño de dispositivo de terapia de frío para evitar alopecia en pacientes que realizan quimioterapia por cáncer de mama* (Bachelor's thesis).
- Oviedo Jiménez, W. A. (2016). *Generador atmosférico de agua potable destinado a uso residencial en la ciudad de Popayán* (Doctoral dissertation, Uniautónoma del Cauca. Facultad de Ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica).
- Espasmos musculares*. (Universidad de California en San Diego). ucsd.edu. Última revisión el 01 de septiembre de 2021, de <https://myhealth.ucsd.edu/Spanish/RelatedItems/3,40485>
- Palomo Cano, M. (2017). *Aislantes térmicos: criterios de selección por requisitos energéticos*. Arquitectura. <https://oa.upm.es/47071/>
- Real Academia Española, (2019) Rae.Es. Retrieved November 7, 2022, from <https://www.rae.es/>
- Secretaría distrital de salud, (2020) Gov.Co. Seguridad del Paciente Definiciones. Retrieved November 7, 2022, from http://www.saludcapital.gov.co/Documents/Seg_paciente_definiciones.pdf
- Diccionario de cáncer del NCI*. (2011, 2 de febrero). Instituto Nacional del Cáncer. <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/bismuto>
- Álvarez-Fernández, M. Á., Peña-López, JM, González-González, IR, & Olay-García, MS (2003). Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE*, 8 (5), 525–546. <https://doi.org/10.4321/s1138-123x2003000500005>

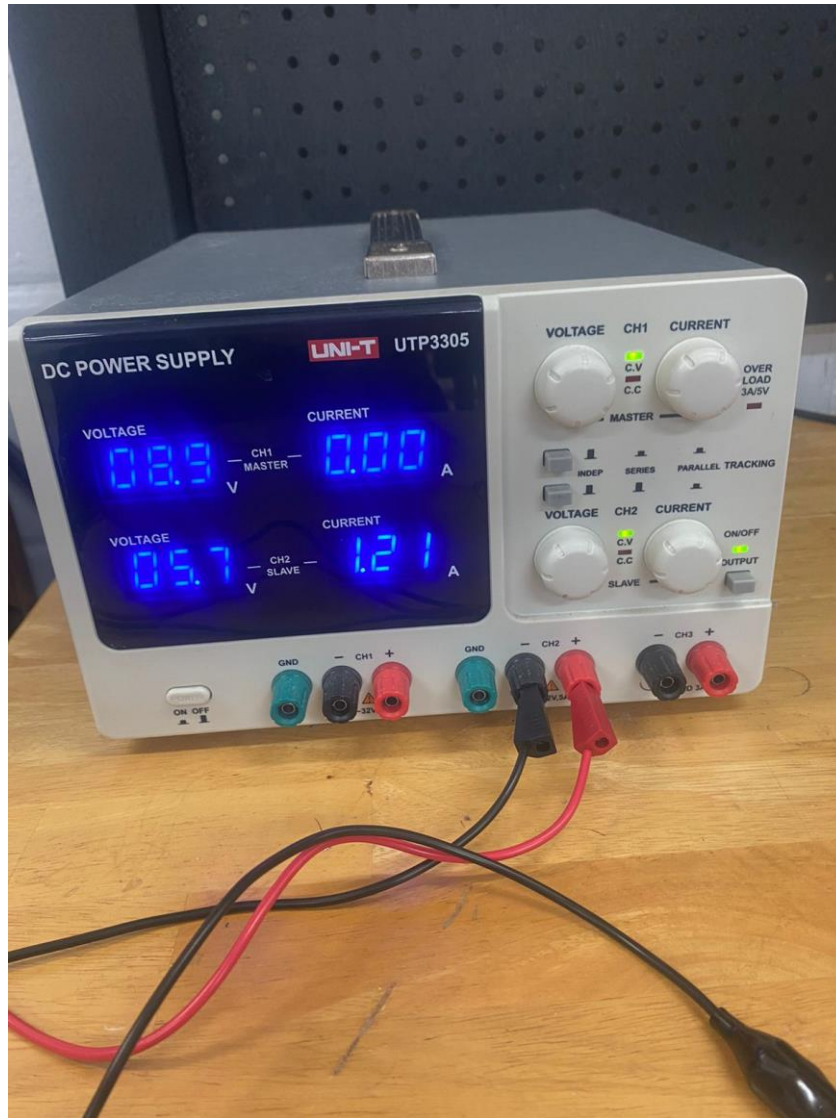
García-Alonso, I., de la Parte, B. H., & de Quintana, A. CONGELACIONES Y OTRAS LESIONES POR FRIO. De,
<http://www.oc.lm.ehu.es/Departamento/OfertaDocente/Fundamentos/Contenidos/Textos/Cap%2011%20Congelaciones.pdf>

Anexos

Equipo certificado FLUKE 179

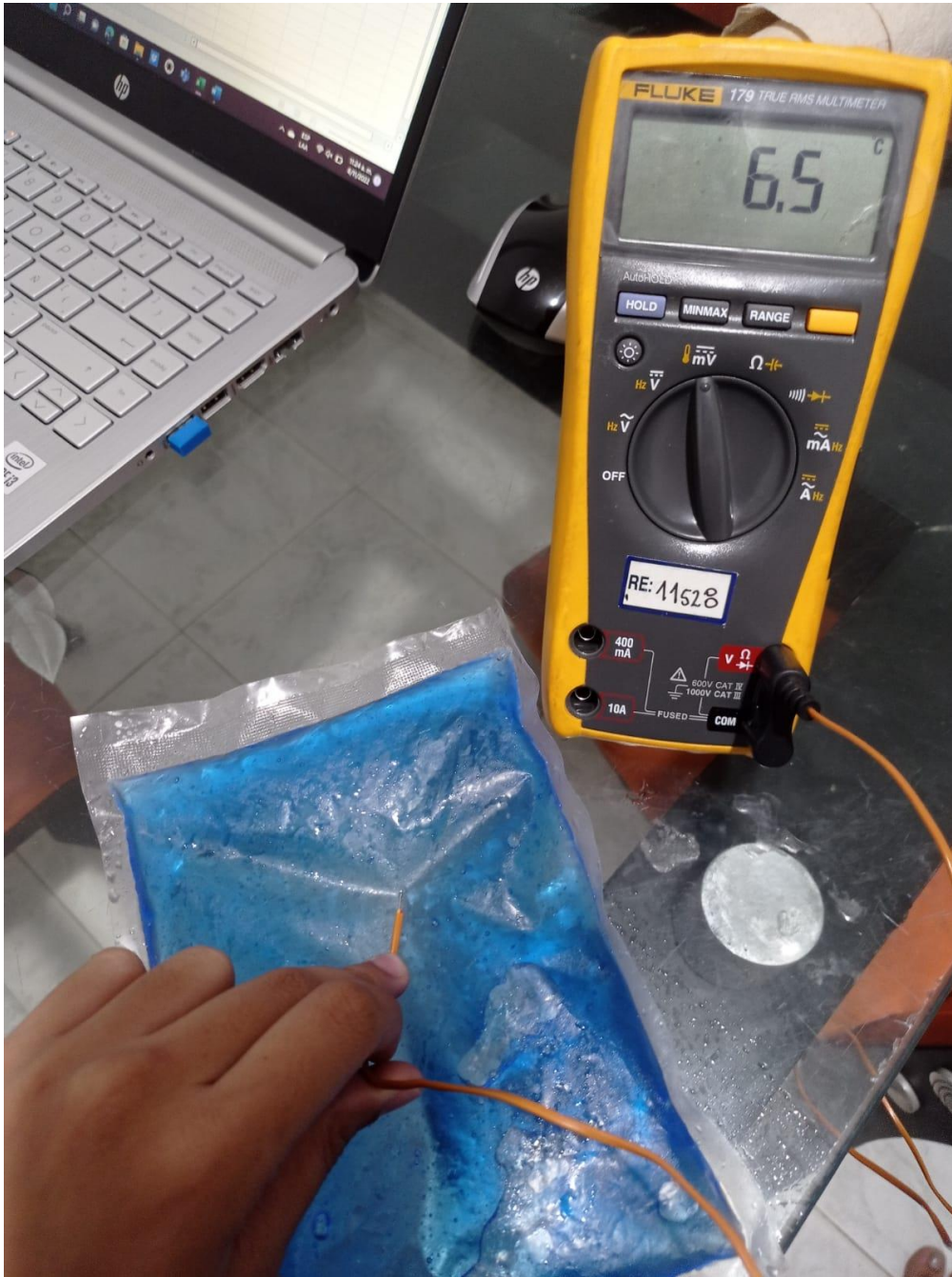


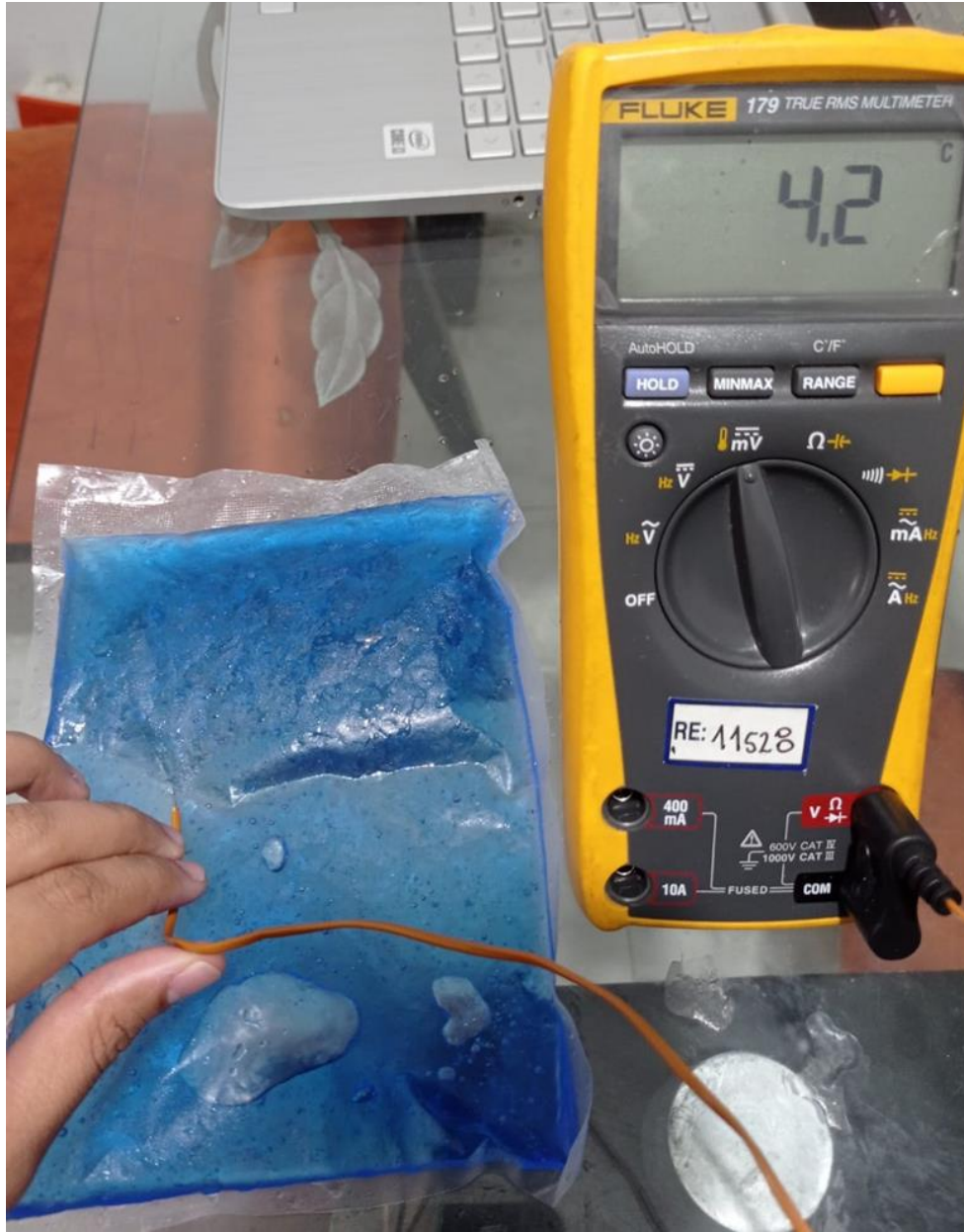
Fuente de voltaje UNI-T UTP3305



Prueba realizada en casa comprobando lo mencionado en las encuestas realizadas







**Pruebas verificando tiempo de descongelación de la compresora del método convencional
(nevera)**





Lenguaje de programación para sistema de control de las celdas

```
const int pin = 9;
const float thresholdLOW = 20.0;
const float thresholdHIGH= 30.0;
bool state = 0; //placa Peltier activada o desactivada
float GetTemperature()
{
return 20.0; //sustituir en función del sensor empleado
}
void setup() {
pinMode(pin, OUTPUT); //definir pin comosalida
}

void loop(){
float currentTemperature = GetTemperature();
if(state == 0 &&currentTemperature>thresholdHIGH)
{
state = 1;
digitalWrite(pin, HIGH); // encender la placa Peltier
}
if(state == 1 &&currentTemperature<thresholdLOW)
{
state == 0;
digitalWrite(pin, LOW); // apagar la placa Peltier
}
delay(5000); // esperar 5 segundos entre mediciones
}
```

A continuación, se anexa el segundo lenguaje de programación para temporizador.

```

//PROYECTO DE GRADO PROFESIONAL
//CORPORACIÓN UNIVERSITARIA REFORMADA
//TEMPORIZADOR ARDUINO + LCD

#include <LiquidCrystal.h> //Librería del display LCD

LiquidCrystallcd(12, 11, 5, 4, 3, 2); //Inicializamos la librería con el numero de los pines a
                                     utilizar

                                     intbuzzer = 10;      //Alarma
                                     int rele = 13;         //Relé

intahoras = 0;      //Variable a mostrar por LCD de las horas
intaminutos = 0;   //Variable a mostrar por LCD de los minutos
intasegundos = 0;  //Variable a mostrar por LCD de los segundos
                                     intsegundostotal = 0; //Tiempo total
intmsg= 0;         //Barrera para el mensaje de bienvenida

                                     intstart = 6;        //Pulsador de arranque
int empieza = 1024; // Variable para almacenaje del pulsador de arranque

                                     intbuth = 7;         //Pulsador de Horas
intbutm = 8;       //Pulsador de Minutos
intbuts = 9;       //Pulsador de segundos

intvarbuth = 0;    //Variable para almacenar el valor del pulsador de horas
intvarbutm = 0;    //Variable para almacenar el valor del pulsador de minutos
intvarbuts = 0;    //Variable para almacenar el valor del pulsador de segundos

```

```

voidsetup()
{
  lcd.begin(20, 4);    // Configuramos el numero de columnas y filas del LCD.
  pinMode(buzzer, OUTPUT); //Pin de alarma -->Salida
  pinMode(rele, OUTPUT); //Pin de relevador -->Salida
  pinMode(buth, INPUT_PULLUP); //Pin de pulsador de horas --> Entrada
  pinMode(butm, INPUT_PULLUP); //Pin de pulsador de minutos --> Entrada
  pinMode(buts, INPUT_PULLUP); //Pin de pulsador de segundos --> Entrada
  pinMode(start, INPUT_PULLUP); //Pin de pulsador de arranque --> Entrada

  msg = 0;           //Barreradelmensaje de bienvenida
  empieza = 1024;   //Barrera de arranque

  varbuth = 1;      //Barrera de horas
  varbutm = 1;      //Barrera de minutos
  varbuts = 1;      //Barrera de segundos
}

voidloop()
{
  if(msg==0)        //Mostramos el mensaje de bienvenida solo una vez
  {
    digitalWrite(buzzer,HIGH);
    delay(500);
    digitalWrite(buzzer,LOW);
    delay(500);
    lcd.setCursor(3,0);
  }
}

```

```

        lcd.print("Temporizador");
        lcd.setCursor(4,1);
        lcd.print("Electroiman");
        lcd.setCursor(7,2);
        lcd.print("UPIIG");
        delay(3000);
        msg = 1;
        lcd.clear();
    }

//-----
// LECTURA DE LOS BOTONES Y ELECCIÓN DEL TIEMPO, NO SALE DEL BUCLE
// HASTA PULSAR
// EL BOTON DE ARRANQUE
//-----

do
{

    varbuth = digitalRead(buth); //Leemos boton de horas
    varbutm = digitalRead(butm); //Leemos boton de minutos
    varbuts = digitalRead(buts); //Leemos boton de segundos

if( !varbuth == 0) //Si el boton ha sido pulsado, aumentamos las horas en una unidad
    {
        horas = horas + 1 ;
        delay(250);
    }
}

```

```

if( !varbutm == 0)      //Si el boton ha sido pulsado, aumentamos los minutos en una unidad
                        {
                            aminutos = aminutos + 1;
                            delay(250);
                        }

if( !varbuts == 0)     //Si el boton ha sido pulsado, aumentamos los segundos en una unidad
                        {
                            asegundos = asegundos + 1;
                            delay(250);
                        }

                        lcd.setCursor(0,0);

lcd.print("Elige el tiempo"); //Muestra mensaje y las HH:MM:SS que vayamos aumentando

                        lcd.setCursor(4,1);

if (ahoras< 10) lcd.print("0"); // Si las horas son menor que 10, pone un "0" delante.
    lcd.print(ahoras);          // Sin este codigo, se muestra asi: H:M:S (1:M:S)
                                lcd.print(":");

if (aminutos< 10) lcd.print("0"); // Si los minutos son menor que 10, pone un "0" delante.
    lcd.print(aminutos);        // Sin este codigo, se muestra asi: H:M:S (H:1:S)

                                lcd.print(":");

if (asegundos< 10) lcd.print("0"); // Si los segundos son menor que 10, pone un "0" delante.
    lcd.print(asegundos);       // Sin este codigo, se muestra asi: H:M:S (H:M:1)

```

```

    empieza = digitalRead(start); //Lee el boton de arranque

    if( ! empieza == 0)          //Si el boton de arranque, fue pulsado...
    {
segundostotal = asegundos + (aminutos * 60) + (ahoras * 60 * 60); //Convierte el tiempo elegido
    en segundos!!
    }

} while(empieza != 0); // Se repite el menú de elegir tiempo hasta que pulsemos el boton de
    arranque.

    digitalWrite (rele, HIGH);

//-----
// UNA VEZ PULSADO EL BOTON DE ARRANQUE Y ACUMULADO EL TIEMPO,
    ENTRA EN EL SIGUIENTE WHILE
// Y NO FINALIZA HASTA TERMINAR LA CUENTA.
//-----

    while (segundostotal > 0)
    {
        delay (1000); //Descontamos en periodos de 1 segundo
            segundostotal--;

        horas = ((segundostotal / 60) / 60); //Convertimos los segundos totales en horas
        aminutos = (segundostotal / 60) % 60; //Convertimos los segundos totales en minutos
        asegundos = segundostotal % 60; //Convertimos los segundos totales en periodos de 60
            segundos

        lcd.setCursor(0,0);

```



```
delay(4000);
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

Formato de encuesta

Alternativas terapéuticas

Encuesta Terapéutica

***Obligatorio**

Correo electrónico *

No se puede prellenar el correo electrónico

Nombre *

Tu respuesta

¿Con qué frecuencia utiliza las compresas frías? *

Tu respuesta



¿Cuál es el tiempo de tratamiento? (Exposición al frío) *

Texto de respuesta breve

¿Qué dificultades encuentra en las compresas frías actuales o convencionales?

Texto de respuesta largo

¿Qué le parecería una compresa fría eléctrica que le permita tener control del tiempo y temperatura? ¿Es viable para sus actividades? *

Texto de respuesta largo
