

SUBSECRETARÍA DE EDUCACIÓN SUPERIOR

DIRECCIÓN GENERAL DE EDUCACIÓN SUPERIOR
TECNOLÓGICA

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ORIZABA



SECRETARÍA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA



SEP

INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ORIZABA

**“FÉRULA AUXILIAR EN EL TRATAMIENTO DEL DOLOR ARTICULAR POR
MEDIO DE TERMOTERAPIA”**

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN INGENIERIA
ELECTRÓNICA**

**MAESTRIA EN
INGENIERIA ELECTRÓNICA**

Presenta:

Ing. Luis Antonio Naranjo Rosas

Director de tesis:

Dr. José de Jesús Agustín Flores Cuautle

Orizaba, Veracruz, México.

Fecha 14/Noviembre/2017



Avenida Oriente 9 Núm. 852, Colonia Emiliano Zapata, C.P. 94320 Orizaba, Veracruz, México
Teléfonos: (272)7 24 40 96, (272)7 24 40 16, (272)7 24 45 79 Fax: (272) 7 25 17 28

e-mail: orizaba@itorizaba.edu.mx

www.itorizaba.edu.mx



Contenido	
Tabla de Figuras.....	iv
Introducción.....	1
Problemática.....	1
Hipótesis.....	1
Metodología.....	1
Objetivos.....	2
Objetivo General.....	2
Objetivos Específicos.....	2
Alcances y limitaciones.....	2
Capítulo I.....	3
Justificación.....	3
Estado del Arte.....	4
Resumen I.....	4
Resumen II.....	4
Resumen III.....	4
Resumen IV.....	5
Resumen V.....	5
Resumen VI.....	6
Resumen VII.....	6
Resumen VIII.....	7
Resumen IX.....	7
Resumen X.....	8
Estado del campo.....	9
Capítulo II.....	11
Marco Teórico.....	11
Dolor Articular.....	11
Artritis reumatoide.....	11
Termoterapia.....	12
Control de temperatura.....	13
Control de temperatura de lazo abierto.....	13
Control de temperatura Lazo Cerrado.....	13
Control PID.....	13

Control PID Discreto.....	15
Tiempo de Muestreo.....	19
Ganancias PID.....	19
Protocolo de comunicación I ² C.....	21
Sensor Digital de Temperatura TMP 175, para 2 líneas de comunicación y protocolo I ² C.....	22
Transformador de aislamiento.....	22
Formas de transmisión de energía calorífica.....	23
Radiación.....	23
Convección.....	23
Conducción.....	24
Conductividad térmica.....	24
Ley de enfriamiento de Newton.....	26
Difusividad térmica.....	27
Las celdas Peltier.....	28
PCM's.....	29
Bomba Peristáltica.....	30
LabVIEW.....	30
OriginPro8.....	30
MakerHub.....	31
Capítulo III.....	31
Desarrollo Teórico.....	31
Diseño de la Férula.....	31
Ambiente controlado para el control de temperatura del material PCM.....	32
Diseño de shield multisensor TMP175 para Arduino UNO.....	33
Diseño de control en LabVIEW.....	34
Desarrollo del algoritmo de control.....	35
Capítulo IV.....	39
Desarrollo Experimental.....	39
Construcción de la Férula.....	39
Temperatura de la férula.....	40
Construcción del Contenedor de temperatura controlada.....	41
Construcción del Aislante Térmico.....	41
Construcción de la etapa de potencia: puente H.....	41

Fuente de alimentación.....	42
Pruebas parciales.	42
Prueba del circuito hidráulico.....	52
Caracterización del PCM.....	54
Integración.	58
Experimentos Finales.	59
Conclusiones.	67
Trabajo Futuro.	68

Tabla de Figuras.

Figura 1 Metodología.....	1
Figura 2 Gráfica de personas con enfermedades reumáticas[2].	3
Figura 3 Porcentaje de personas con artritis[2].....	3
Figura 4 Diseño de dispositivo para antebrazo para aplicar calor y TEN'S por Voznesensky[17].....	9
Figura 5 Diagrama a bloques de un controlador PID.	14
Figura 6 Diagrama a bloques de la implementación de un control digital.	15
Figura 7 Diagrama a bloques PID discreto.	16
Figura 8 Diagrama bloques integrador discreto.....	16
Figura 9 Diagrama a bloques derivador discreto.	18
Figura 10 Representación de un sistema de segundo orden en plano complejo.	20
Figura 11 Respuesta de sistema segundo orden según el coeficiente de amortiguamiento.....	20
Figura 12 Concepto general de comunicaciones seriales[1].....	21
Figura 13.	24
Figura 14.	25
Figura 15 Conductividad térmica en algunos materiales[25].	26
Figura 16.	28
Figura 17.	29
Figura 18 Diseño propuesto para férula de rodilla.....	32
Figura 19 Diseño de contenedor del PCM.	33
Figura 20 Vista 3D del diseño del shield de Arduino UNO para protocolo I ² C.....	34
Figura 21 Código G del controlador PID de LabVIEW (tomado del código fuente).....	35
Figura 22. Algoritmo propio de control desarrollado utilizando LabVIEW.	36
Figura 23 Código G para la lectura de un sensor TMP175 en máxima resolución.	37
Figura 24 Aplicación para control PID de celda Peltier.	38
Figura 25 Diagrama a bloques de la metodología de la experimentación.	39
Figura 26 Diagrama a bloques de los componentes físicos para el control de temperatura de la férula.	40
Figura 27 Gráfica de respuesta al escalón del contenedor de temperatura controlada.	43
Figura 28 Ajuste de una función de tipo exponencial a los datos experimentales.	44
Figura 29 Ubicación polos y seros del sistema.	46
Figura 31 Construcción del diagrama a bloques del sistema de lazo cerrado.	50
Figura 32 Respuesta del sistema en Matlab.	50
Figura 33 Respuesta del sistema de temperatura con el controlador diseñado.....	51
Figura 34 Aplicación de tinte al circuito hidráulico.	52
Figura 35 Distribución del tinte debido al flujo 20 segundos después de la aplicación.	53
Figura 36 Distribución del tinte en el contenedor después de minuto y medio de su aplicación.	53
Figura 37 Distribución del tinte debido al flujo 1 minuto y medio después de su aplicación.	54
Figura 38 Experimento para la caracterización del PCM.	55
Figura 39 Comparacion del enfriamiento en el tiempo entre el agua y el PCM utilizado.....	56
Figura 40 Aproximación de las ecuaciones exponenciales para agua y PCM.....	57
Figura 41 Experimento final con el sistema integrado.	59
Figura 42 Comparación de temperatura entre la férula y el contenedor.....	60
Figura 43 Ampliación de la gráfica de compasión de temperaturas.....	61

FÉRULA AUXILIAR EN EL TRATAMIENTO DEL DOLOR ARTICULAR POR MEDIO DE TERMOTERAPIA.

Introducción.

Problemática.

En la actualidad no se cuenta con un dispositivo o sistema con la capacidad de realizar sesiones de termoterapia de manera automática, con la temperatura adecuada, que permita regular y conocer la temperatura que se aplica en las sesiones de termoterapia que se aplican a los pacientes con dolor articular para validar ciertos procedimientos y resultados que aún están en discusión debido a las diferencias en los rangos de los gradientes de temperatura aplicados así como también a las variaciones de la misma debido a cambios de temperatura de origen externo, que varían dependiendo de los métodos utilizados por cada terapeuta y causan incertidumbre sobre los posibles efectos a largo plazo de estas terapias en los pacientes.

Hipótesis.

Se puede diseñar y construir un prototipo de dispositivo (férula) que sea útil en el tratamiento de la Artritis reumatoide, que otorgue el soporte mecánico necesario para tener una postura lo más cómoda posible mientras se aplica el calor necesario en las zonas afectadas para generar el efecto de la termoterapia en personas.

Metodología.

Debido a que la férula que se pretende desarrollar debe cumplir con ciertas características, se decidió dividir la realización del sistema en diferentes partes para abordar los distintos aspectos de una manera particular, y después integrar las diferentes partes que conformaran el sistema completo, mismas que se muestran en la Figura 1.

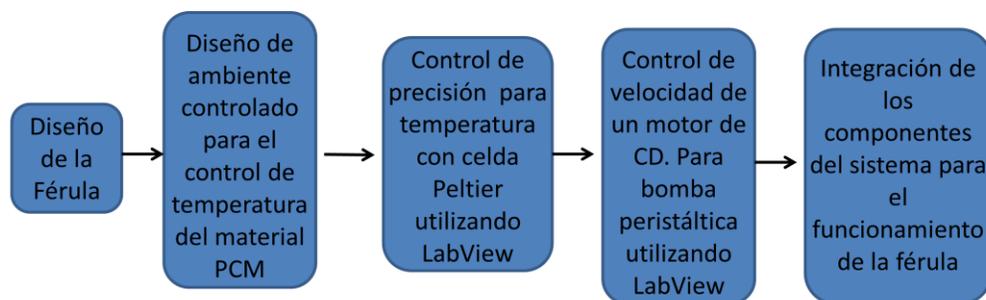


Figura 1 Metodología.

Objetivos

Objetivo General.

Diseñar una férula para aplicar termoterapia de manera constante y controlada, que permita conocer la temperatura aplicada a cada paciente y de esta forma eliminar variantes en los métodos de aplicación de termoterapia que generan incertidumbre en la validación de los efectos de estas terapias a largo plazo.

Objetivos Específicos.

- Recabar Información acerca de las causas de dolor articular.
- Documentar los efectos de la terapia térmica.
- Recopilar información útil para el desarrollo del prototipo.
- Investigar los lineamientos del sector salud para dispositivos médicos.
- Investigar y proponer una forma para controlar la temperatura con gran precisión en los rangos de temperatura requeridos.
- Investigar y proponer los materiales a utilizar para la construcción de la férula.

Alcances y limitaciones.

Este prototipo está orientado a poder aplicar termoterapia con una temperatura controlada de manera muy precisa por lo que el diseño considera evitar las pérdidas de calor bruscas en los agentes térmicos para darle una mayor estabilidad a la temperatura aplicada, estas consideraciones del diseño limitan la posibilidad de realizar otro tipo de terapia como las terapias de choque en las que es necesario hacer cambios drásticos de temperatura. Con este dispositivo solo se podría aplicar calor o frío a la vez, ya que a este prototipo le tomaría mucho tiempo alcanzar los rangos adecuados de las temperaturas de frío y calor por la naturaleza de los materiales utilizados que posee una gran inercia térmica.

Capítulo I

Justificación.

El dolor articular es un padecimiento muy común en personas sobre todo mayores a 40 años, debido al desgaste propio de las articulaciones a partir de esta edad muchas de las posibles causas del dolor son más frecuentes, como lo es la aparición de enfermedades autoinmunes como lo es la artritis en sus diversas formas como lo es la artritis reumatoide.

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad inflamatoria de tipo autoinmune, de curso lento y progresivo, que afecta aproximadamente al 1% de la población en México[2], principalmente adultos de más de 40 años, los casos de AR representan el 14% de todos los casos de enfermedades de tipo reumáticas véase Figura 1. Esta enfermedad disminuye la calidad de vida de las personas debido al dolor que produce, sobre todo en manos y muñecas ya que las articulaciones pequeñas son las primeras en ser afectadas.

Alrededor del 14 % de la población padece alguna de las más de 200 enfermedades reumáticas conocidas.

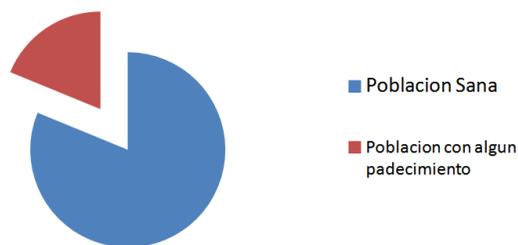


Figura 2 Gráfica de personas con enfermedades reumáticas[2].

Aproximadamente el 1% de los mexicanos padece Artritis Reumatoide, esto representa un 14% del total de personas en México que padece una enfermedad reumática.

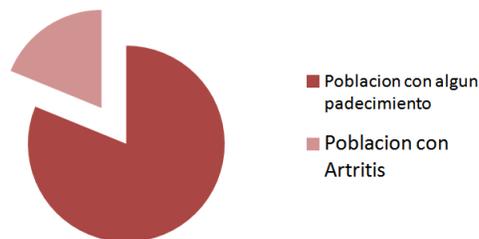


Figura 3 Porcentaje de personas con artritis[2].

El uso de tratamientos no farmacológicos como la termoterapia, ha sido probado en pacientes con artritis en rodillas teniendo resultados favorables en el alivio parcial del dolor, los pacientes sienten alivio durante las sesiones y un breve tiempo después de estas.

Estado del Arte.

Resumen I.

La osteoartritis (OA) es considerada la enfermedad reumatológica más común [3], que afecta a más del 80% de la población por encima de 55 años. La destrucción y la pérdida de cartílago son las principales características de la OA y el dolor es un síntoma colateral, que compromete la movilidad y la calidad de vida de los afectados. La falla de los tratamientos convencionales, analgésicos no esteroideos, anti-inflamatorios y medicamentos en general para controlar satisfactoriamente el progreso de la OA, que combinado con sus efectos colaterales adversos, puede explicar el creciente uso de drogas de efecto prolongado para tratar los síntomas de la osteoartritis, así como terapias con sulfato de glucosamina y físicas.

Resumen II.

Existen artículos en los cuales se explican con detalle los beneficios de la termoterapia en el tratamiento de Osteoartritis, especialmente en el dolor, la rigidez y la mejora en la calidad de vida de los pacientes[4]. Aquí se da una perspectiva de la mejora en la calidad de vida gracias a la termoterapia según los pacientes, la cual se ve reflejada significativamente en la disminución del dolor como efecto de la misma, teniendo reducciones considerables también en la limitación de la funcionalidad física de las personas con artritis en la rodilla, demostrando y documentando la reducción del dolor en pacientes con este tipo de afecciones.

Resumen III.

Algunas de las ventajas más importantes del control digital son una menor susceptibilidad al deterioro debido al transcurso del tiempo o factores del entorno, presenta componentes menos sensibles a ruido y a variaciones en las diferentes señales, tiene una mayor flexibilidad a la hora de programarse y poseen una mejor sensibilidad frente a la variación de parámetros. [5] También señala la evolución de las computadoras y sus capacidades que ahora permiten reducir los inconvenientes que presentan los controladores digitales.

El autor menciona los pasos a seguir para el diseño de un controlador analógico de un sistema térmico, enunciando como primer paso la identificación del sistema mismo para obtener un modelo matemático aproximado. Posteriormente se debe proceder al diseño del controlador analógico correspondiente aplicando una variedad de técnicas y comparando los resultados. Entre las técnicas que se utilizaron están: reglas de Ziegler-Nichols, reglas

de Cohen-Coon así como la técnica del lugar geométrico de las raíces. La identificación tanto como las pruebas de los controladores diseñados se realizaron usando el toolbox Real-Time Windows Target de MATLAB, en el cual se puede realizar simulaciones en tiempo real con la planta físicamente disponible, y así realizar un ajuste fino de los parámetros del controlador para optimizar la respuesta del sistema.

El autor también puntualiza que las variables medidas en el sistema mediante los sensores llegan al controlador en forma analógica, y señala entonces que en el caso de un controlador digital es necesario utilizar dos convertidores de señal uno analógico-digital (ADC), que permite discretizar la señal para que el controlador pueda realizar los cálculos necesarios, y uno digital-analógico(DAC) para poder convertir las ordenes de control calculadas por el controlador en señales analógicas ya que los actuadores requieren señales analógicas para un correcto funcionamiento.

Resumen IV.

Una de las aplicaciones que señala la hoja de datos del fabricante del C.I. TMP175, TMP75 [6]. Es la instrumentación debido a características tales como: excelente linealidad, resolución programable por un DAC de hasta 0.0625°C y precisión de $\pm 1^{\circ}\text{C}$, también cuenta con salida digital de protocolo I²C [1], la cual resulta muy conveniente para comunicarlo con microcontroladores y de esta forma utilizar el valor de la variable para los fines que se requiera. Al ser un sensor digital proporciona la ventaja de poder instalarlo sin referenciarlo directamente con el resto de la circuitería de potencia si es que la hay, ya que la señal no será afectada al ser digital y no analógica como en la mayoría de sensores de temperatura utilizados comúnmente y de esta forma de ser necesario se puede utilizar para poder tomar lecturas sobre personas sin riesgo de ningún tipo de riesgo por descarga ya que además las corrientes que circulan por el no rebasan unos cuantos microamperios y puede utilizarse para medir temperatura corporal.

Resumen V

La información en la literatura sobre los Phase Change Materials (PCM's) o materiales de cambio de fase aunque basta es dispersa[7] pese a que en los últimos años los PCM's han sido un tópico de investigación científica, gracias a sus características que dan pie a muchas posibles aplicaciones, que se pueden dividir en dos grandes subgrupos:

- Protección o inercia térmica.
- Almacenamiento de energía térmica.

El uso de estos materiales en el proyecto sería principalmente una aplicación de la protección o inercia térmica ya que esta es aplicable cuando se desea tener valores de conductividad térmica bajos y aunque esto puede llegar a ser un problema en aplicaciones de almacenamiento de energía ya que se puede tener mucha energía almacenada y poca disponibilidad de la misma, para el propósito que se persigue no es algo que perjudique, por

el contrario, gracias a su baja conductividad térmica proporcionaría una temperatura mucho más estable alrededor de la rodilla, ya que estos gradientes de temperatura son los que interesa que el dispositivo sea capaz de generar, y no la forma en la que se transmitirá el calor entre la férula y la piel del paciente. Y aunque por lo tanto la función principal del PCM en este proyecto no es la de un sistema de almacenamiento de energía térmica o TES por sus siglas en inglés (Thermal Energy Storage), esta funcionalidad también resulta útil ya que el objetivo secundario del PCM en este proyecto es el de transportar la energía térmica desde el ambiente de temperatura controlada hasta la férula, análogamente a como se utiliza comercialmente para transportar productos congelados por compañías como PCM Thermal Solutions[8] o para transportar incluso sustancias medicas como insulina que se deben mantenerse a cierta temperatura por compañías como Bio Trans[9], a diferencia de la distancia que recorrerá el PCM en el circuito hidráulico del proyecto que será mucho más pequeña, por lo que se espera tener una temperatura muy similar en la férula y en el contenedor de ambiente controlado, debido a que el PCM presenta muy pocas pérdidas de calor gracias a su función de TES.

Resumen VI.

En las férulas convencionales una de las principales características para la fijación externa de una extremidad es: la rigidez [10], ya que esta debe suplir en parte las funciones de la estructura ósea sobre todo en lo que se refiere propiamente a la capacidad de un cuerpo a resistirse a ser doblado o torcerse por acción de fuerzas que actúen sobre de este, y estas fuerzas deben ser modeladas y simuladas para esfuerzos similares a los que se planean suplir con la fijación externa.

Debido a que en esta férula no se pretende suplir la capacidad de rigidez propia de la parte que cuerpo que en la que se usara esta, los materiales de la férula del proyecto de tesis no son los materiales comúnmente utilizados en las férulas convencionales ya que casi siempre la selección del material está orientada hacia estos esfuerzos físicos.

Resumen VII.

En la Norma Oficial Mexicana NOM-241-SSA1-2012, emitida en el Diario Oficial de la Federación en el 11/10/2012 [11]. Se encuentran plasmadas las “Buenas Prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos”, dentro de esta norma se establecen los criterios que se deben cumplir por los establecimientos cuyo fin es el de producir dispositivos médicos para el sector salud, de la cual se debe observar sobre todo el punto 11.5 y sus subyacentes en los cuales se mencionan las características específicas que deben cumplir los dispositivos de tipo electrónico y que se transcriben a continuación:

“11.5 Equipo automático, mecánico y electrónico.

11.5.1 El equipo o instrumento utilizado en el monitoreo y control de los parámetros críticos del proceso deben ser calibrados e inspeccionados, de acuerdo con un programa escrito diseñado para asegurar su funcionamiento. Las operaciones de calibración e inspección deben documentarse conforme a lo siguiente:

11.5.1.1 Debe quedar evidencia de la frecuencia de calibración, método de calibración, límites aprobados para exactitud y precisión, así como la identificación del equipo o instrumento.

11.5.1.2 El control de las etiquetas de calibración debe establecerse en un PNO y éstas deben ser colocadas en los equipos calibrados, el control de los mismos será llevado de acuerdo con el programa de calibración.

11.5.1.3 Los registros de calibración deben ser resguardados y controlados.

11.5.2 Los programas instalados en los equipos computarizados utilizados para el control del proceso de fabricación deben estar validados, cuando aplique.

11.5.3 Con el fin de asegurar la exactitud de los datos manejados por los equipos computarizados utilizados para el control del proceso de fabricación, se debe implementar un sistema de protección de los mismos para evitar modificaciones a las fórmulas o registros efectuadas por personal no autorizado.

11.5.4 Se debe mantener un respaldo actualizado de toda la información archivada en las computadoras o los sistemas relacionados, para asegurar que la información emitida por estos sistemas es exacta, completa y que no existen modificaciones inadvertidas.”

Resumen VIII

Existen diversos artículos sobre estudios que tratan de cuantificar y evaluar el beneficio de la termoterapia como tratamiento para la artritis reumatoide, estos se enfocan en intentar cuantificar y evaluar los beneficios del tratamiento en el progreso y afecciones de la enfermedad[12]. Donde se evalúan los resultados de los diferentes tipos de termoterapia en cuanto a dolor, rango de movimiento ROM, fuerza de agarre, entre otros. En estos se encontró que las terapias que aplican bajas temperaturas no muestran resultados positivos significativos, como lo son la aplicación de bolsas con hielo, crioterapia y otros, sin embargo, se mostró una mejora aparentemente significativa en la aplicación de baños de parafina caliente combinada con ejercicios de terapia para rehabilitación, que es una terapia basada en la hipertermia o aplicación de calor.

Resumen IX.

En diversos estudios comparativos de las distintas terapias que son más utilizadas en el tratamiento de la artritis, se han comparado los distintos efectos y beneficios de las distintas terapias y estrategias, teniendo un resultado favorable en la termoterapia como conjunto con las otras terapias en el tratamiento de la artritis reumatoide, aunque según estudios [13]. La termoterapia es ampliamente usada ya que al menos en su función paliativa del dolor se ha aceptado ampliamente, pero se argumenta en este artículo que la metodología que han seguido para intentar probar los beneficios a largo plazo, en la reducción del dolor y el aumento de la movilidad no es la adecuada, por lo que se cuestiona también los resultados de los estudios que indican que la termoterapia funciona como terapia real para la artritis reumatoide.

Resumen X.

Debido a que uno de los principales objetivos de la termoterapia se focaliza en el tratamiento del dolor, o en tratar de aliviar el dolor de manera parcial al menos, se debe dar una revisión rápida al dolor en sí mismo [14]. Se revisaron las principales teorías del dolor en las cuales se trata de dar una explicación de cómo nuestro cuerpo maneja o responde al dolor, y la evolución de estas teorías debido a los avances y descubrimientos científicos, desde la conocida teoría de “compuerta de control” de Melzack and Wall en 1965, en la cual se explica cómo unas fibras expuestas, las cuales reaccionan ante estímulos de calor, presión, eléctricos entre otros que normalmente causan dolor, son las encargadas de enviar señales al cerebro a través de la espina dorsal, en la cual se encuentra un mecanismo encargado de abrir o cerrar una “compuerta” y dejar pasar o no estas señales de dolor, pero no fue definitiva ya que no respondía a la pregunta que plantea el síndrome del miembro fantasma, en el cual una persona que recientemente ha perdido un miembro de su cuerpo llega a experimentar el dolor en dicho miembro aun cuando ya no lo tiene, este síndrome es tomado ahora tan en serio ya que alrededor del 70% de las personas que pierden una extremidad lo reportan.

En 1999 Melzack and Wall presentaron una nueva teoría mejorada consistente con la anterior de la “compuerta”, en la cual describen una red formada por neuronas a través de todo el cuerpo, dicha red es tan única como cada persona, por lo que cada reacción y reflejo que tenga la persona como resultado del dolor, no será precisamente la misma entre cada paciente ya que la forma de cómo interpreta nuestro cuerpo el dolor varía de persona a persona, incluso debido al sexo, como lo sugieren estudios recientes que compararon la actividad de los cerebros de hombres y mujeres, sin sentir dolor así como también bajo un estímulo doloroso, notando grandes diferencias en las zonas afectadas y la intensidad de la respuesta, también se citan otros estudios en los cuales, se documenta la diferencia ante las respuestas de nuestro cuerpo al dolor debido a la edad, donde el dolor agudo, que se caracteriza por ser un dolor que los pacientes describen como ardiente, intenso, punzante, que es normalmente producido por una cortada o quemada, se percibe menos a mayor edad, pero los dolores crónicos aumentan, los dolores crónicos son aquellos dolores causados por enfermedades reumáticas como artritis, dolores de órganos, migrañas, y otros dolores recurrentes sean intermitentes o no, en los cuales no hay una respuesta del cuerpo para aliviar el dolor como es el caso del dolor agudo, donde el cerebro actúa ante el dolor liberando endorfinas y realizando acciones de vasoconstricción o vasodilatación entre otras reacciones fisiológicas para combatir al dolor y también a la causa de este, estas diferencias entre las reacciones de nuestro cuerpo a los distintos tipos de dolor, son debido a causas varias, entre ellas que cada uno de los dolores es transmitido por una fibra nerviosa diferente, la fibra tipo A para los dolores agudos y las fibras tipo C para los dolores crónicos, las fibras tipo A y los dolores agudos están relacionados a reacciones rápidas del cuerpo, muchas veces el cuerpo actúa aun antes de sentir el dolor en estos casos, alejándose de la causa del mismo, aun antes de sentirlo, y las fibras tipo C que tienen una respuesta lenta, estas son las causantes del dolor constante, el cual no acompaña a las señales fisiológicas del dolor agudo como lo son sudor, palidez, vomito, entre otros, pero tampoco generan las respuestas del cuerpo para aliviar el dolor debido a la misma causa.

Existen también dolores especiales como es el caso del miembro fantasma que se mencionó antes, para el cual aunque se sabe que está en el cerebro, su etiología es desconocida, pero se cree que se debe a una memoria sensorial, y la compleja relación del cerebro con esta.

Estado del campo.

La termoterapia en México actualmente es empleada principalmente en el tratamiento de artritis reumatoide en una forma artesanal, y se aplica mayormente por los terapeutas utilizando compresas de agua caliente o sumergiendo las partes afectadas en agua caliente, frazadas calentadas con plancha u otros agentes térmicos convencionales, el tiempo total de tratamiento por lo general es de 20 a 30 minutos y para efectos prácticos, el rango de temperaturas reportadas es de 38°C a 44°C para calor[15]. Aunque existen algunos diseños y dispositivos para aplicar terapia térmica y otras terapias alternativas desde hace algunos años, en la literatura una de las primeras referencias se remonta hacia 1994 cuando Kanare [16] patentó un diseño consistente en un electrodo capaz de aplicar terapia de electroestimulación nerviosa trans cutánea (TENS) como una especie de bolsa, con el objetivo de ser llenado con compresas calientes o frías y de esta forma aplicar ambas terapias simultáneamente, la TEN'S es una terapia a base de estimulación eléctrica ampliamente estudiada que se ha implementado en dispositivos que como el publicado de la patente de Voznesensky en mayo de 2003[17] que se dedican a aplicar ambas terapias, pero estos dispositivos no cuentan con la capacidad de ajustar la temperatura en valores bien establecidos, sino más bien se controla el calor aplicado al paciente por medio de medir el tiempo que el paciente está en contacto con el dispositivo, que no debe sobrepasar en este último caso a 1 minuto en contacto con el paciente.

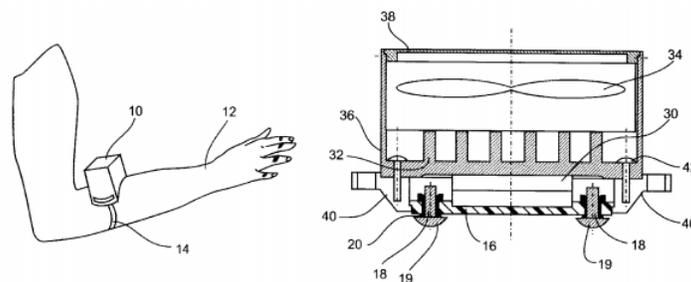


Figura 4 Diseño de dispositivo para antebrazo para aplicar calor y TENS por Voznesensky[17].

Posteriormente en el año de 2010, Gill K.-J. Sham, y B. Armitage [18]. presentaron un proyecto para obtener la patente de un dispositivo con el objetivo de tratar la osteoartritis de rodilla valiéndose de estimulador electromagnético y dispositivos que deberían ser capaces de suministrar calor, sin embargo en la patente no se describe como sería la forma real para

aplicar el calor en la zona, esto siempre presenta un problema de ambigüedad ya que la mayoría de los dispositivos propuestos en las patentes siempre dejan muy abierto tanto el rango de temperaturas que se puede o se debe utilizar, al igual que la temperatura real que será aplicada al paciente, se estima que deberá estar entre los rangos aceptables según la percepción del paciente y la experiencia del terapeuta, como en el dispositivo que Fruitman [19] presenta en su patente para un contenedor a base de un elastómero rígido combinado con partículas de alta masa térmica, el cual podría constar de uno o más electrodos en la base. El volumen restante en el contenedor está para rellenarse con un gel el cual podría ser enfriado o calentado para aplicar así la termoterapia, aunque de nuevo esto último es a consideración total del terapeuta.

En México los esfuerzos para la innovación en la implementación de dispositivos que puedan realizar este tipo de terapia son escasos, hasta donde se tiene conocimiento solo existe actualmente un dispositivo en el país con el objetivo de aplicar termoterapia (entre otras) para el tratamiento de la artritis la cual es una de las causas más frecuentes del dolor articular.

Las características que más resaltan a primera vista de este dispositivo físicamente es en primer lugar su gran tamaño, y en segundo los cables y dispositivos electrónicos que están en contacto directo con el paciente, esto último resulta en un impacto psicológico debido a los mecanismos del dolor [20], Ya que como se sabe el cerebro es capaz de bloquear las señales de inhibición del dolor provenientes de agentes externos o internos y provocar que las terapias sean menos eficientes para reducir el dolor o incluso que no produzcan ningún efecto.

Capítulo II

Marco Teórico.

Dolor Articular.

Existen múltiples causas del dolor articular tanto por lesiones, como por enfermedades, o desgaste normal de la edad, por lo que estos padecimientos son sobre todo más frecuentes en adultos de edad avanzada (comúnmente mayor a 40 años), cuyas articulaciones se ven afectadas con mayor frecuencia por cualquiera de las causas, en México por ejemplo existe un gran número de personas que viven con dolor por causa de enfermedades como la Artritis en sus diversas formas.

Artritis reumatoide.

La artritis reumatoide es una enfermedad crónica degenerativa, de tipo autoinmune, es decir que el propio sistema inmunológico es quien daña a la persona atacando células sanas de su cuerpo, confundiéndolas con elementos dañinos, en este caso el sistema inmunológico ataca las articulaciones de las personas afectadas, iniciando por las articulaciones de menor tamaño como lo son las que se encuentran en manos y muñecas tales como carpianos, metacarpianos, falanges entre otras, cuya función es primordial para otorgar a la mano libertad de movimiento. Cuando estas articulaciones son afectadas por la artritis producen dolor en las mismas, dicho dolor aumenta conforme avanza la enfermedad.

En etapas tempranas la artritis reumatoide se presenta como un dolor reumático en las manos que dificulta el movimiento, al ser una enfermedad degenerativa el cartílago que cubre las articulaciones se continúa degenerando debido en buena parte a la inmovilidad por efecto del dolor, lo que se vuelve un ciclo de realimentación positiva, donde el dolor aumenta, como consecuencia de la inmovilidad en los pacientes, esta falta de movimiento promueve el avance de la enfermedad, repitiéndose así el ciclo y disminuyendo cada vez más la calidad de vida de las personas al disminuir su movilidad y aumentar el dolor.

Los diversos estudios y esfuerzos que se han realizado acerca de esta enfermedad están orientados a buscar reducir la limitación de movimiento que conlleva la misma, así como el dolor que la acompaña, algunos de los estudios sobre esta enfermedad están enfocados en tratar de cuantificar la disminución del dolor, al igual que el aumento de la calidad de vida de los pacientes bajo los diversos tratamientos existentes en el ámbito médico, ya que al no existir una cura se busca ralentizar el avance de la enfermedad atendiendo los síntomas, algunas terapias farmacológicas tienen efectos secundarios adversos en el cuerpo como problemas estomacales, enfermedades del hígado, presión sanguínea alta, entre otras, existe

alternamente la opción de la cirugía, como la de cartílagos donde se reemplaza el cartílago dañado por cartílago artificial, que como toda cirugía es riesgosa, cara, de dolorosa recuperación y solo se recomienda en ciertos casos, dependiendo el daño en la articulación. Por otro lado se han realizado estudios sobre los beneficios de la aplicación de termoterapia en los pacientes de artritis en la rodilla teniendo efectos favorables en la disminución del dolor y el aumento en la funcionalidad física [21], lo que conlleva a un aumento en la movilidad y calidad de vida de las personas que padecen la enfermedad, sobre todo en la aplicación de calor también llamada termoterapia. Estos resultados positivos han sido cuestionados en otros artículos que revisan los efectos de las distintas terapias aplicadas comúnmente, ya que aunque reconocen los beneficios del efecto del alivio del dolor como medida paliativa, cuestionan los métodos usados en las investigaciones que sugieren un aumento de movilidad y mejoría en el dolor a largo plazo, por lo que los resultados también son cuestionables, pero al no tener ningún efecto adverso secundario en comparación con otros tratamientos representa una alternativa, comúnmente usada por los especialistas en el tratamiento de la enfermedad, por lo cual debería ser investigada más a fondo con métodos que permitan unos resultados con mayor credibilidad, por lo cual tener una temperatura constante y controlada es fundamental.

Termoterapia.

La termoterapia se puede definir como el uso de calor en sus diferentes grados sobre el cuerpo humano con fines terapéuticos, la aplicación del calor se da mediante agentes térmicos, cuya temperatura se encuentra por encima de los límites fisiológicos, generando así una transferencia de calor hacia el organismo, esta terapia ha sido ampliamente usada por los profesionales ya que su costo es reducido y su eficacia en el tratamiento del dolor ha sido probada con anterioridad, siendo así un método no farmacológico efectivo para el tratamiento en diversos tipos de dolores, pero sobre todo en dolores musculares, de huesos y articulaciones.

Esta técnica aunque es ampliamente aceptada como una terapia paliativa en las personas que sufren algún dolor articular de cualquier índole, sus beneficios a largo plazo debido a los efectos que presenta el cuerpo ante la hipertermia (vasodilatación, aumento de la actividad del sistema inmunológico) sobre enfermedades degenerativas, en las cuales uno de los mayores responsables de su carácter degenerativo sea la inmovilidad a causa del dolor que producen, es debatido aun, ya que los efectos percibidos por el terapeuta y los pacientes ante estas terapias se ve afectado siempre por la falta de un método estandarizado y confiable para realizar estas terapias.

Control de temperatura.

Existen varios tipos de controles de temperatura bien definidos con características específicas que se aprovechan de acuerdo a la aplicación en cual se utilicen. Sin embargo este tipo de control puede ocasionar problemas, cuando se presenta una señal de control negativa, es decir que se ha sobrepasado el valor de la referencia, es posible que eléctricamente un actuador se opere para una acción de control inversa con solo una señal invertida a la entrada de este, teniendo como efecto en otros procesos diferentes al control de temperatura una acción de control inversa para tender al valor de referencia, pero para la variable temperatura comúnmente no es así, ya que los elementos calefactores convencionales no refrigeraran al invertir la polaridad de la señal de los mismos, por lo que normalmente se utilizan dos actuadores uno para añadir calor y otro para disminuirlo. Debido a la lentitud de estos procesos que tienen una inercia térmica grande, resulta complicado para el controlador determinar eficazmente el valor de la señal de control negativa ya que el efecto de esta se verá afectado por la inercia térmica.

Control de temperatura de lazo abierto.

En este tipo de control se ejecuta una acción de control enviando cierta cantidad de energía al actuador, bajo ciertas leyes conocidas, de transmisión de energía por ejemplo y teniendo en cuenta ciertos factores, como coeficientes de variación de temperatura de ciertos materiales, para predecir la temperatura que tendrá el sistema al aplicarle esas señales y de esta forma controlar la temperatura, en este caso no se realiza una acción directa al no saber que temperatura se tiene en el sistema como resultado de las acciones de control, solo se puede predecir cómo se comportara el sistema bajo esas condiciones.

Control de temperatura Lazo Cerrado.

El control de lazo cerrado es un control cuya característica principal es obtener la señal de la salida actual del sistema, por medio de un sensor o elemento primario de medición, y así obtener el valor de la temperatura actual y restarla a la temperatura deseada o referencia, y de esta forma tomar acciones de control con el fin de corregir el error que resulta de la diferencia de la temperatura deseada o referencia menos la temperatura actual, en control digital por ejemplo, en cada iteración que se ejecute el algoritmo de control se reduce el error, conforme avanza el tiempo disminuye el error hasta que la temperatura deseada y la temperatura actual son prácticamente iguales, es decir el error es aproximadamente 0.

Control PID.

El control PID como el de la Figura 5 es un modo de control realimentado ampliamente usado en la industria, ya que este aporta las características de las 3 acciones de control: la

proporcional, integral y derivativa por lo cual, es la que ofrece una mejor respuesta del sistema ante variaciones externas al mismo o en general para estabilizarse en el valor de referencia.

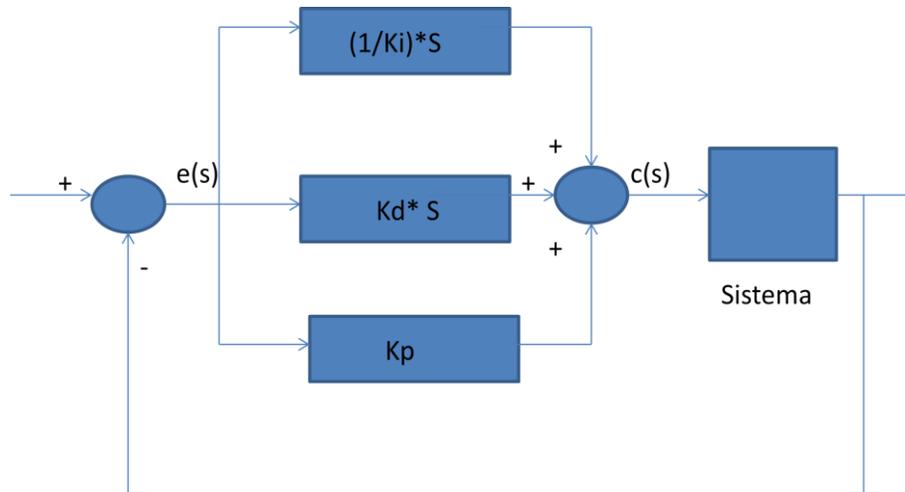


Figura 5 Diagrama a bloques de un controlador PID.

La función transferencia que corresponde a este diagrama a bloques es:

$$\frac{c(s)}{e(s)} = Kp + Ki \frac{1}{s} + Kds \quad (1)$$

Algunas de las características más importantes que definen a cada acción de control son las siguientes.

Acción de control proporcional: Esta acción de control da una señal de control que es proporcional al error de la salida, con respecto al valor deseado o referencia o señal de error ($e(t)$) esta acción tiene la desventaja de tender a ocasionar un error de estado estacionario.

Acción de control integral: La acción de control integral da una señal de control que es una proporción (Ki) de la integración del error ($e(t)$) acumulado en el tiempo de integración (Ti), pasado un tiempo tenderá a que este valor sea 0, es decir que se llegue al valor de referencia, eliminando el error en estado estacionario que suele caracterizar a la acción proporcional, aunque esta misma acción suele también producir algunas veces un sobreimpulso, que puede resultar critico dependiendo la aplicación.

Acción de control derivativa: Esta acción de control es una proporción (Kd) de la derivada del error ($e(t)$) que hay en el tiempo derivativo (Td), esta impacta sobre todo en la velocidad

del sistema, y puede ayudar a corregir el sobre impulso que a veces conlleva la acción de control integral.

Control PID Discreto.

Con el avance de los sistemas electrónicos digitales han resultado técnicas que han hecho posible utilizar estos sistemas para controlar procesos industriales. El diagrama básico de un controlador digital convencional se muestra en la Figura 6, donde las funciones de calcular el error para utilizarlo en el algoritmo de control se realiza en un computador o microcontrolador normalmente, mientras que una tarjeta de adquisición de señales es la encargada de convertir el valor digital de la acción de control proveniente del computador en una señal analógica para controlar el proceso, pero a su vez convierte el valor de la medición del sensor para retroalimentar al computador y cerrar el lazo de control.

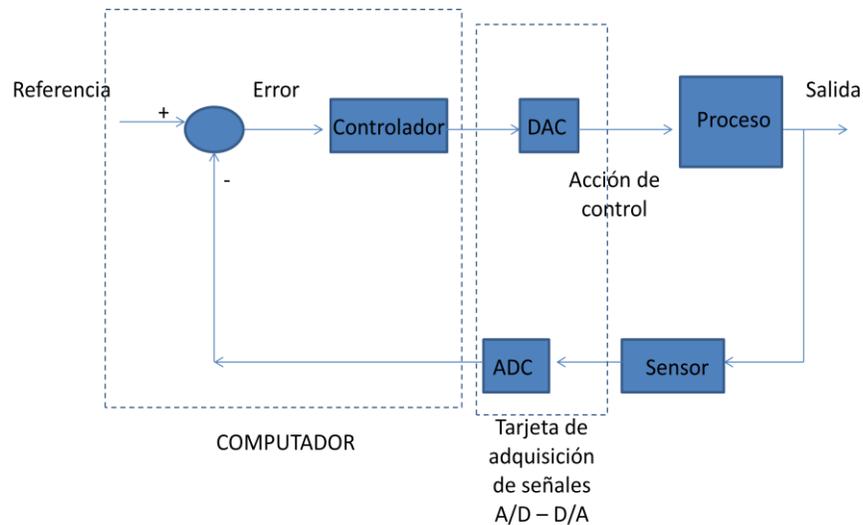


Figura 6 Diagrama a bloques de la implementación de un control digital.

Al utilizar un computador o microcontrolador para la implementación del control PID digital no es posible implementar en código directamente las ecuaciones del control PID en tiempo continuo, para ello se puede utilizar un modelo análogo a este utilizando la transformada Z en la cual el coeficiente Z^{-1} representa un retraso de un ciclo de reloj en la señal que este afectada por este, por lo que se plantea como se implementaría la acción proporcional, integral y derivativa utilizando retrasos (Z^{-1}) como en la Figura 7.

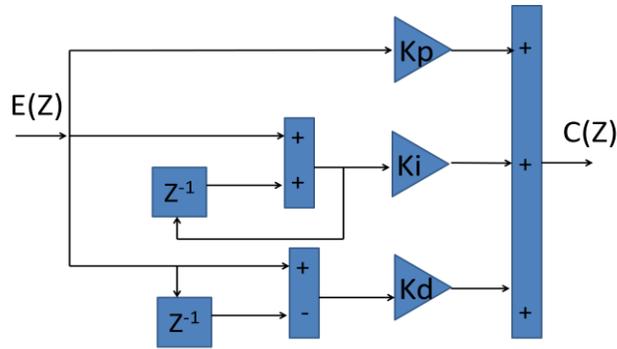


Figura 7 Diagrama a bloques PID discreto.

Acción Proporcional: En la parte proporcional se puede implementar exactamente de la misma forma que en el control en tiempo continuo, multiplicar una ganancia Kp por el error, en esta parte es igual y la implementación en código es muy simple. Para las partes integral y derivativa, se multiplica también la señal por ganancias Ki y Kd respectivamente pero se utiliza un integrador y un derivador discretos respectivamente, la salida de estos es multiplicada por las ganancias (Ki y Kd)

Integrador discreto: para la parte integral se utiliza un integrador discreto como el de la **Error! Reference source not found.** El cual utiliza el valor presente del error y lo suma al acumulado actual del error, guardando el acumulado en un registro y sumándole siempre el valor actual del error, este valor después se multiplicará por una ganancia Ki .

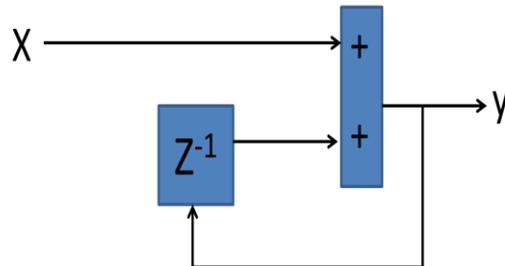


Figura 8 Diagrama bloques integrador discreto.

Para obtener la función transferencia de este diagrama se utiliza algebra de bloques y se llega a la siguiente ecuación:

$$y = x + yZ^{-1} \quad (2)$$

Agrupando de la primera ecuación la salida y se obtiene:

$$y - yZ^{-1} = x \quad (3)$$

Factorizando de la ecuación anterior la salida y se obtiene:

$$y(1 - Z^{-1}) = x \quad (4)$$

Por lo tanto la función de transferencia ($\frac{y}{x}$) para este diagrama resulta:

$$\frac{y}{x} = \frac{1}{1 - Z^{-1}} \quad (5)$$

Para ver la equivalencia de su parte en tiempo continuo realizamos el siguiente arreglo:

$$\frac{y}{x} = \frac{1}{1 - Z^{-1}} \left(\frac{Z}{Z} \right) = \frac{Z}{Z - 1} \quad (6)$$

Según la literatura[22] :

$$\frac{Z}{Z - 1} = \frac{1}{S} \quad (7)$$

Acción derivativa: para la parte derivativa se utiliza un derivador discreto (Figura 9) el cual utiliza el valor presente del error y el valor anterior, restando el valor anterior al valor presente y obteniendo así la diferencia entre ambos, esta diferencia representa la razón de cambio de la variable durante este periodo (tiempo de muestreo) entre las 2 mediciones este valor después se multiplicará por una ganancia Kd .

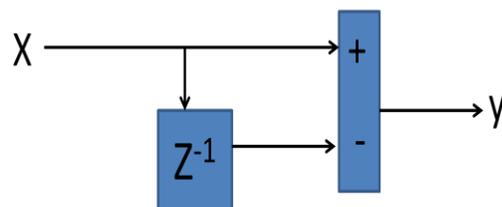


Figura 9 Diagrama a bloques derivador discreto.

Para obtener la función transferencia de este diagrama se utiliza algebra de bloques y se tiene que:

$$y = x - xZ^{-1} \quad (8)$$

Factorizando de la ecuación anterior se obtiene:

$$y = (1 - Z^{-1})(x) \quad (9)$$

Por lo tanto la función de transferencia $(\frac{y}{x})$ para este diagrama resulta:

$$\frac{y}{x} = 1 - Z^{-1} \quad (10)$$

Como:

$$\frac{1}{1 - Z^{-1}} = \frac{Z}{Z - 1} = \frac{1}{S} \quad (11)$$

Entonces:

$$1 - Z^{-1} = S \quad (12)$$

Como se puede apreciar, las ecuación del integrador discreto y la ecuación de la acción derivativa en tiempo discreto son reciprocas al igual que lo son las ecuaciones de función de transferencia en tiempo continuo.

La función transferencia de este controlador entonces es:

$$\frac{C(Z)}{E(Z)} = Kp + Ki \frac{Z}{Z - 1} + Kd \frac{Z - 1}{Z} \quad (13)$$

Gracias a la equivalencia entre las funciones de transferencia del controlador discreto y el controlador continuo se puede proponer un controlador continuo, sintonizarlo con la técnica del Lugar Geométrico de las Raíces (LGR) y después únicamente trasladar los valores de las ganancias al controlador discreto.

Tiempo de Muestreo.

Ya que es necesario fijar un tiempo de muestreo kT para el correcto funcionamiento del controlador con la planta, se revisó en la literatura y se decidió utilizar un criterio ampliamente conocido, el cual sugiere usar un periodo de muestreo n veces más rápido que la planta algunos autores[23] sugieren que el tiempo de muestreo sea de seis a veinte veces

más rápido mientras que otros[24] dicen para casos prácticos es conveniente utilizar un muestreo de 4 a 10 veces más rápido que la planta.

Para determinar la velocidad de la planta es necesario conocer la constante de tiempo de la planta ya que esta es la que describe la velocidad de la planta. La constante de tiempo de la planta τ es inversamente proporcional a la frecuencia natural de la planta ω_n .

Ganancias PID.

Existen diversos métodos para la determinación del valor de las constantes de las ganancias del control PID, la forma más común de hacerlo en la industria es heurísticamente, debido a que frecuentemente por las condiciones de los procesos industriales resulta muy complejo obtener o aproximar un modelo matemático, el cual es necesario para la aplicación de métodos como el del LGR, el cual permite calcular matemáticamente los valores de las ganancias para generar un comportamiento específico del sistema al cumplir las condiciones de fase(-180°) y magnitud (1) dado cierto factor de amortiguamiento propuesto, ya que la idea principal del método del LGR es hacer que la función de transferencia de lazo cerrado del sistema completo sea igual a -1, variando un parámetro en este caso la ganancia K del controlador PID. Al variar la ganancia K se logra mover los polos de lazo cerrado al lugar deseado para que el sistema responda adecuadamente.

Ya que una buena parte de los sistemas que se desean controlar se pueden aproximar a un sistema de orden dos, es necesario entender algunos aspectos básicos de su comportamiento, la función transferencia que describe un sistema de segundo orden es:

$$\frac{Y(s)}{r(s)} = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2} \quad (14)$$

En esta función de transferencia se pueden ver los dos parámetros que definen el comportamiento de la velocidad del sistema y la forma de la respuesta de este, por un lado está la frecuencia natural ω_n que determina la velocidad del sistema y es la distancia del origen del plano complejo al polo, y por otro lado está el factor de amortiguamiento ξ , que determina la forma que tendrá la respuesta, este último está dado por el coseno del ángulo θ que forma ω_n con respecto a la horizontal en la representación gráfica en el plano complejo como se aprecia en la Figura 10.

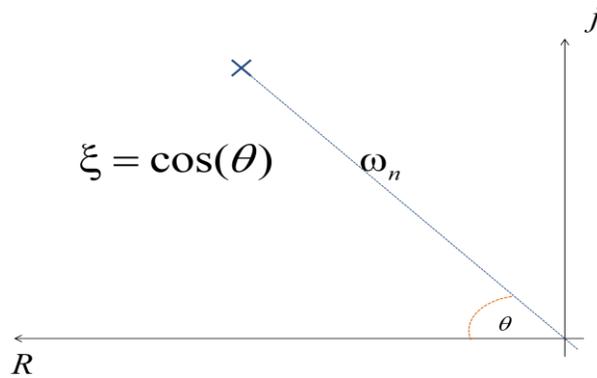


Figura 10 Representación de un sistema de segundo orden en plano complejo.

Si solo hay parte real en los polos el coeficiente de amortiguamiento será 0 cuando esto ocurre o el valor es muy cercano a 0 el sistema tenderá a oscilar y la respuesta no será útil para fines de control, si por otro lado no existe la parte real en los polos y estos son puramente imaginarios, el coeficiente de amortiguamiento será 1, los valores alrededor de este provocarán una respuesta lenta y sobre amortiguada la cual no es apropiada para aplicarse en todos los sistemas de control, en la Figura 10 se muestran las diferentes respuestas de un sistema de segundo orden con algunos valores de coeficiente de amortiguamiento entre 0 y 1 para ver la influencia de este en el comportamiento.

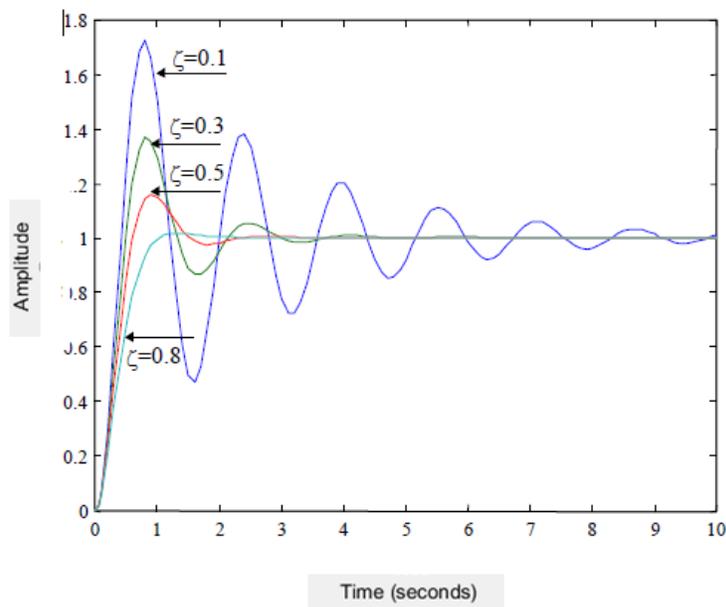


Figura 11 Respuesta de sistema segundo orden según el coeficiente de amortiguamiento.

Debido a la respuesta de estos sistemas típicamente se diseñan controladores para que el sistema tenga un factor de amortiguamiento entre 0.5 y 0.8, se recomienda empezar por 0.7071, ya que en este valor se tiene una mejor respuesta del sistema ante variaciones que pudieran afectar los parámetros de la planta o el actuador.

El creciente uso de sistemas embebidos para la adquisición de datos en conjunto con software especializado para este fin como LabVIEW entre otros, que permiten obtener una gráfica del comportamiento de un sistema físico en el tiempo ante un estímulo y exportar los datos de esta, con la cual se puede aproximar un modelo matemático de esta gráfica y de esta forma obtener un modelo matemático aproximado de la respuesta del sistema a estímulos como el escalón y así encontrar la función transferencia aproximada del sistema para poder aplicar el método del lugar de las raíces.

Protocolo de comunicación I²C.

Con el fin de facilitar la comunicación entre microprocesadores y memorias y dispositivos con cierta inteligencia Phillips diseño este sistema [7]. Que consiste en dos líneas para señales una llamada SCL que corresponde al reloj o clock y otra llamada SDA que corresponde a la transferencia de datos, como se puede observar en la Figura 12 En este protocolo como en otros, existen dispositivos esclavos y maestros, ya que el sistema puede monitorear varios dispositivos en este protocolo típicamente, uno a la vez seleccionándolos con una dirección de usualmente 7 bits y en casos raros 10 bits.

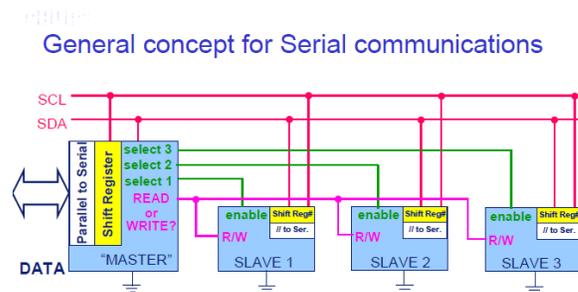


Figura 12 Concepto general de comunicaciones seriales[1]

Una vez que se direcciona el dispositivo esclavo que se desea monitorear la línea SDA que corresponde a la línea de transmisión de datos, pasa de un estado alto a un estado bajo para generar un estado de “inicio” para empezar a transmitir datos por la SDA, en tanto que la línea SCL proporciona los pulsos de reloj que serán proporcionado por el maestro para sincronizar el sistema, enseguida de la señal de inicio se envía una trama de 8 bits en la cual los primeros 7 corresponden a los datos, y el octavo corresponde a la operación lectura o

escritura (R/W) que se desea realizar, por ultimo un bit de reconocimiento (ACK) que le indica al maestro que el esclavo se encuentra listo para iniciar la comunicación.

Sensor Digital de Temperatura TMP 175, para 2 líneas de comunicación y protocolo I²C.

El Sensor TMP 175 , es un sensor digital de temperatura en donde el elemento que toma la temperatura es el encapsulado como tal, y proporciona una salida de 8 bits más un bit de reconocimiento en protocolo I²C, debido a su tamaño compacto y su resolución programable de hasta 0.0625°C resulta una buena opción para utilizar como elemento primario de medición y como realimentación para fines del control de la temperatura, al ser de salida digital está previamente instrumentado para ser utilizado con algún microcontrolador sin necesidad de un complejo circuito de acondicionamiento de señal lo que en peso resultara beneficioso para la aplicación en la férula, ya que todo el peso que se le añade a esta sería un esfuerzo para la articulación del paciente.

Debido a su característica de manejar señales digitales se puede implementar de modo que no deba compartir referencia eléctrica con otros dispositivos sin afectar la medición siempre y cuando no se afecte el nivel lógico de la señal digital, por lo que puede estar en contacto directo con el paciente sin correr ningún riesgo ya que las corrientes máximas que este maneja son de unos cuantos microamperios y no representan ningún riesgo para el paciente.

Estos sensores son probados y calibrados utilizando equipo del National Institute of Standards and Technology (NIST), el cual está acreditado por las normas ISO/IEC17025.

Transformador de aislamiento.

Como ya es bien sabido todos los transformadores eléctricos, ya sean elevadores o reductores funcionan por el fenómeno de inducción electromagnética, que se genera entre los devanados de los mismos, lo que permite tener un voltaje y o corriente en los devanados de salida con una proporción dada por el número de espiras o vueltas de un devanado con respecto a otro, lo que da como resultado una elevación o reducción del voltaje en los devanados de salida.

Un transformador de aislamiento es entonces un transformador con una relación de vueltas entre sus devanados de entrada y salida de 1:1, es decir con igual número de vueltas en ambos, por lo que la relación del voltaje de entrada con respecto del voltaje de salida también es 1:1, pero conserva la característica del aislamiento galvánico que proveen los transformadores al no existir conexión eléctrica entre sus devanados, esto resulta muy útil ya aísla el voltaje de la red eléctrica de lo que se conecte a la salida del transformador, pero provee el voltaje que los dispositivos o cualquier circuitería que se conecte a él requiere para funcionar, lo que protege no solo a los dispositivos conectados a este del contacto

directo de la red eléctrica, sino también a las personas que tengan contacto con los mismos, ya que la corriente que puede ser inducida por la red, puede ser letal para los humanos.

Formas de transmisión de energía calorífica.

Al ser un sistema térmico lo que se desea desarrollar, se mencionan a continuación algunos conceptos referentes a la transferencia de calor, tales como son las formas en las que se transfiere este, así como algunas propiedades térmicas que también determinan el comportamiento de la transferencia de calor bajo ciertas circunstancias o a ciertas distancias de donde se efectúa la excitación, según requiera el caso de estudio.

Existen varias formas en que la energía calorífica se propaga o se transmite entre cuerpos, o partes de un cuerpo los cuales tienen diferente temperatura, en donde el cuerpo o zona del cuerpo con mayor cantidad de energía cederá parte de esta a la de menor cantidad, hasta quedar en un equilibrio térmico. Debido a que una de las partes más importantes de este proyecto es el tratar de suministrar calor a la zona afectada de los pacientes, en este caso la rodilla, se mencionan a continuación las formas en que el calor se propaga.

Radiación.

La transmisión de energía térmica por radiación se lleva a cabo por medio de ondas electromagnéticas, que no requieren necesariamente un medio para transmitirse, en esta forma de transferencia de energía térmica, la fuente de calor emite dichas ondas y estas se propagan a través de un medio o el vacío hasta ser absorbidas por un cuerpo, este al recibir las comenzará a recomodar sus electrones que son los involucrados en la transferencia de energía y terminará por elevar su temperatura al absorber las ondas de radiación electromagnética, como es el caso de la luz solar, el horno de microondas, la radiación infrarroja, etc.

Convección.

La convección es el fenómeno de transferencia de calor por medio del movimiento de la materia a causa del calor, donde la materia con mayor cantidad de energía térmica se desplaza, alejándose de la fuente del calor, un claro ejemplo de esto es la evaporación del agua, donde la materia absorbe calor hasta alcanzar el punto de ebullición y al evaporarse, eleva consigo el calor, alejándose así de la fuente que hizo evaporarse al agua transfiriendo así su calor al ambiente.

Conducción.

Es el proceso de transferencia de calor por medio del contacto físico (no por movimiento propio de materia), entre dos o más cuerpos a diferentes temperaturas o las partes de un cuerpo que se encuentran a diferentes temperaturas, en la que el cuerpo o parte con mayor cantidad de energía interna le cederá parte de esa energía a los otros cuerpos o a las otras partes con las que se encuentra en contacto hasta que todas alcancen la misma temperatura, lo que se conoce como equilibrio térmico.

Para que la conducción de calor se lleve a cabo debe haber una de las dos situaciones que ya antes se mencionaron, en las que se efectúa la transferencia de calor, un caso como el de la primera, en que son cuerpos diferentes con diferentes temperaturas se muestra en la Figura 13.

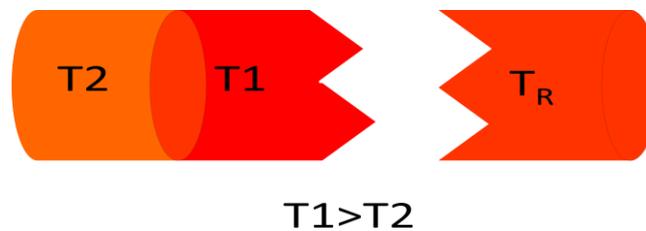


Figura 13.

Si se considera el rojo como indicador de calor en esta figura donde el cuerpo de color rojo con una temperatura $T1$, está en contacto térmico con el cuerpo de color naranja claro con una temperatura $T2$, dado que $T1 > T2$, es decir la temperatura 1 es mayor que la temperatura 2, el cuerpo rojo le cederá calor al cuerpo naranja claro hasta que ambos tengan la misma temperatura, para esto el rojo habrá cedido calor y el naranja claro habrá ganado también calor, logrando así un equilibrio térmico, es decir una misma temperatura T_R , este es un claro ejemplo de transferencia de calor por conducción.

Conductividad térmica.

La conductividad térmica es una propiedad específica de los materiales, que caracteriza que tan bien o mal se transmite el calor por intervalo de tiempo en un cuerpo, por acción de un gradiente de temperatura como el que se muestra en la

Figura 14. Este gradiente está dado por $Q_{CTE} = \Delta T/L$ y pasa perpendicularmente a través del área del cuerpo A de forma constante con sentido desde $T1$ hacia $T2$, debido a que la energía térmica siempre fluye hacia donde la temperatura es menor de acuerdo con la segunda ley de la termodinámica, la conductividad relaciona que tan rápido pasa esta energía térmica Q_{CTE} a través de cada material.

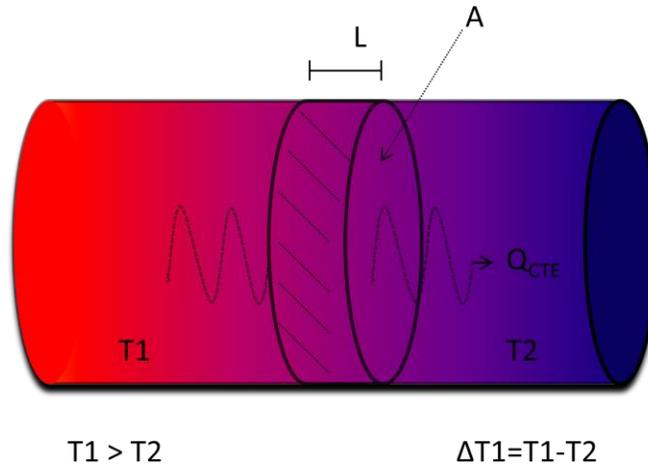


Figura 14.

La por lo que la conductividad térmica puede ser deducida de la siguiente fórmula:

$$\frac{\Delta Q}{\Delta t} = kA \frac{T_1 - T_2}{L} \quad (15)$$

Donde:

ΔQ : Calor transferido en el intervalo de tiempo Δt .

En otras palabras la conductividad térmica define que tan bien o mal un material conduce el calor dependiendo el grosor de este por unidad de área en un determinado intervalo de tiempo, por lo que las unidades de este son $W/(m \cdot K)$, los materiales más sólidos como los metales tienden a tener una alta conductividad térmica y por ello son usados como disipadores en calor para aplicaciones industriales, mientras que los materiales como los polímeros y aquellos con espacio entre sus moléculas tienden a tener una conductividad muy baja y por ello son utilizados como aislantes térmicos, en el siguiente grafico de la Figura 15 se puede apreciar la diferencia entre las conductividades térmicas de estos materiales.

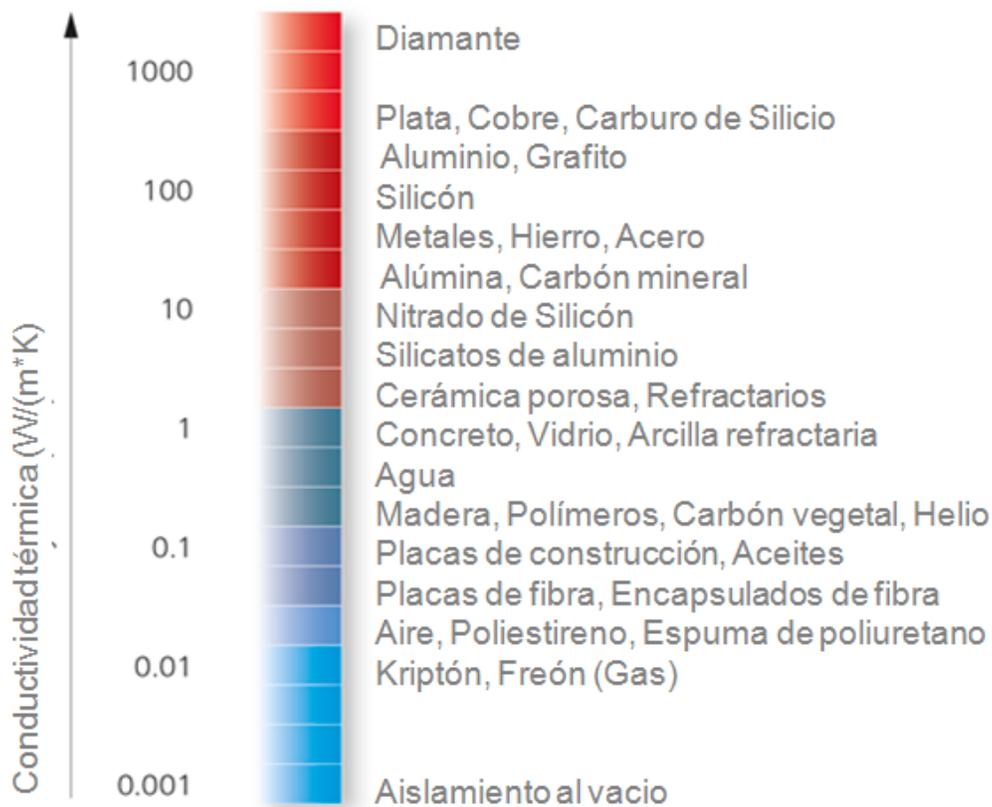


Figura 15 Conductividad térmica en algunos materiales[25].

Ley de enfriamiento de Newton.

La ley de enfriamiento de Isaac Newton dice que si la diferencia de temperaturas que existe entre un cuerpo y el medio que lo rodea no es demasiado grande la cantidad de calor que el cuerpo emite o absorbe por unidad de tiempo por cualquier forma de transferencia de energía calorífica antes mencionado es aproximadamente proporcional a la diferencia de temperaturas entre el cuerpo y su medio ambiente como lo describe la siguiente ecuación:

$$\frac{dT}{dt} = k(T(t) - T_m) \quad (16)$$

Donde: k es el coeficiente de proporcionalidad de transferencia de energía calorífica, $T(t)$ es la temperatura del cuerpo que varía en el tiempo y T_m es la temperatura del medio que se considera constante.

Para encontrar la ecuación que define el enfriamiento de un cuerpo en el tiempo se resuelve la ecuación por el método de variables separables por lo que agrupando términos se tiene:

$$\frac{dT}{(T(t)-Tm)} = k * dt \quad (17)$$

Se integran ambas partes de la ecuación para eliminar la diferencial:

$$\int \frac{dT}{(T(t)-Tm)} = \int k * dt \quad (18)$$

Resolviendo ambas integrales se tiene:

$$\ln|T(t)-Tm| + C1 = kt + C2 \quad (19)$$

Agrupando constantes entonces:

$$\ln|T(t)-Tm| = kt + C3 \quad (20)$$

Aplicando antilogaritmo a la ecuación:

$$e^{\ln|T(t)-Tm|} = e^{kt+C3} \quad (21)$$

Simplificando se obtiene:

$$T(t) - Tm = e^{kt} * e^{C3} \quad (22)$$

Despejando entonces la temperatura en función del tiempo $T(t)$ y como $e^{C3} = C$ se obtiene finalmente:

$$T(t) = Ce^{kt} + Tm \quad (23)$$

Esta ecuación describe el cambio de temperatura de un cuerpo ante su medio ambiente en función del tiempo donde el coeficiente k sigue indicando cuán rápido o lento es la transferencia de calor.

Difusividad térmica.

La difusividad térmica es otra propiedad específica de los materiales, la cual determina que tan bien o mal es capaz de conducir un cuerpo el calor que absorbe y difundirlo en sí mismo para lograr un equilibrio térmico, un ejemplo de esto es el muchas veces malentendido caso de, al tocar los metales se sienten más fríos al tacto que la madera o el plástico, por ejemplo, siendo que todos estén a la misma temperatura del ambiente, esto es porque su

difusividad térmica es diferente, la de los metales por ejemplo es muy grande en comparación, por lo que al tocarlo difunde el calor que se transmite en el metal mucho más rápido que en la madera o el plástico, ya que tiene una conductividad más alta. Un ejemplo de esto sería por ejemplo al tocar un metal, con un dedo, el calor de nuestro dedo rápidamente se difundiría a través del metal de manera radial, como se aprecia en la Figura 16.

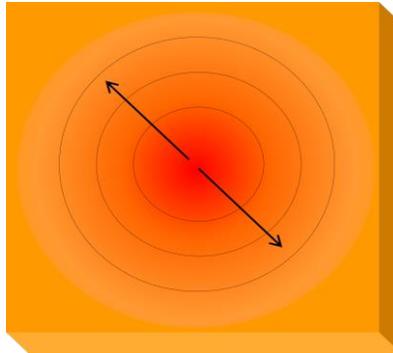


Figura 16.

Las celdas Peltier.

Las celdas o células Peltier son dispositivos eléctricos a base de semiconductores en los cuales se aprovecha el fenómeno Peltier, por medio del cual se extrae calor de la cara fría y es enviado a la cara caliente, al hacer pasar una corriente a través de dos materiales semiconductores comúnmente a base de telurio de bismuto, que están unidos a unas placas de cobre y a su vez estas placas a las placas cerámicas que forman en su conjunto el cuerpo de las células Peltier comúnmente como se muestra en el diagrama de abajo Figura 17.

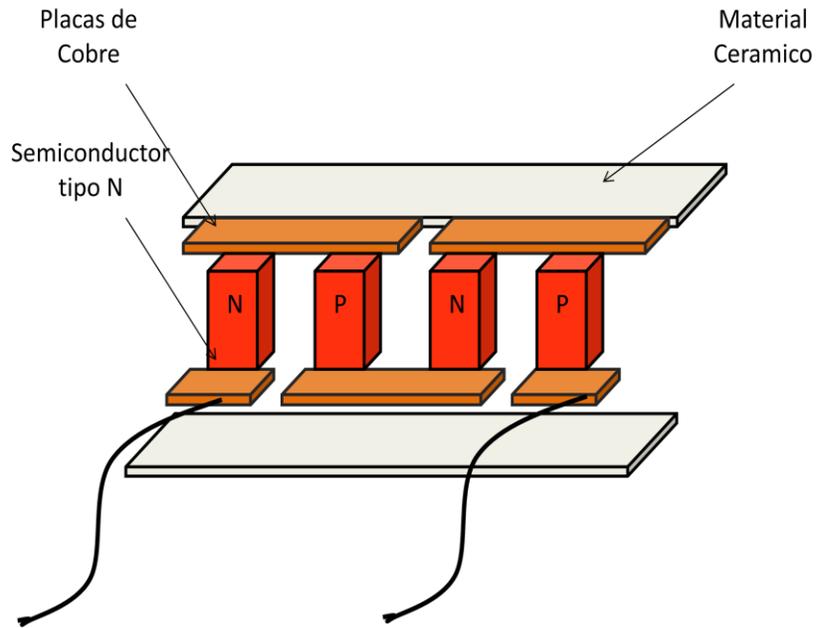


Figura 17.

La diferencia de temperaturas que se crea en las caras de la celda Peltier, es proporcional a la potencia con que se alimenta la celda Peltier, a mayor potencia aplicada, mayor diferencia de temperaturas. Es necesario que para el correcto funcionamiento de las celdas se trate de mantener al menos una de las caras a temperatura ambiente en primer lugar para que la temperatura de la otra cara pueda crecer o decrecer según se alimente la celda Peltier, y en segundo lugar porque de no hacerlo así la diferencia de temperaturas que se crea (dependiendo la potencia que se aplique) puede rápidamente crecer hasta los límites de funcionamiento de los semiconductores y por lo tanto pueden estos dispositivos pueden dañarse con facilidad si no se utiliza un disipador térmico.

PCM's

Los PCM's o materiales de cambio de fase (Phase Change Material), son materiales sintéticos cuya principal característica es la de almacenar energía térmica para después liberarla de manera constante, análogamente se puede comparar a un capacitor eléctrico que se carga a cierto voltaje y trata de mantener este hasta descargarse, en este caso el material se carga de energía térmica positiva o negativa hasta alcanzar la temperatura de cambio de fase de dicho material (normalmente de sólido a líquido o de sólido a líquido), ya que en esta temperatura estos suelen liberar o absorber calor a un ritmo constante por lo que se puede regular muy bien la temperatura de estos materiales gracias a esta característica, sus aplicaciones son variadas como por ejemplo en construcciones ecológicas donde se almacena el frío de la noche en las construcciones hechas con este material, para después irlo liberando poco a poco durante el día y reducir el uso del aire acondicionado, gracias a

su capacidad de almacenar energía térmica negativa o positiva. Para la realización del proyecto de tesis es necesario considerar a estos materiales como un gran aliado cuando de controlar temperatura se trata, ya que existen en diversas formas como polvo o geles los cuales serían muy convenientes ya que pueden amoldarse y asegurar un buen contacto térmico y una temperatura constante para aplicarse en la rodilla, por ejemplo.

Bomba Peristáltica.

Las bombas peristálticas son un tipo de bomba hidráulica con el objetivo de bombear un fluido a través de un tubo flexible, que esta aprisionado por una cantidad de rodillos y un rotor, el cual al girar comprime al tubo con los rodillos y hace mover al fluido dentro del tubo, cuando el tubo se libera el líquido es de nuevo infundido en la bomba por medio del vacío creado por esta acción, a este proceso completo se le llama perístaltasis, debido a este principio de funcionamiento las bombas peristálticas son capaces de hacer circular fluidos a través de ellas con gran presión aunque a caudales pequeños.

LabVIEW.

LabVIEW es un una potente herramienta para desarrollar aplicaciones de propósito general de la empresa National Instruments, al igual que muchos otros lenguajes comerciales para desarrollo en C o BASIC, pero la característica principal es que a diferencia de estos lenguajes basados en texto para crear líneas de código, LabVIEW usa un lenguaje de programación gráfico o código G, para crear programas en forma de diagramas de bloque, donde el flujo de datos es el paradigma que predomina en este, cuenta con funciones especializadas para crear aplicaciones de ingeniería de propósito general, como lo son temporizadores y herramientas para sincronización de tareas, manejo de registros, y también aspectos aún mas ingenieriles como bloques para utilizar control PID casi completamente programados que análogamente realizan la función de los controles industriales donde el operador solo debe ingresar los valores de las ganancias, la señal de la variable, el punto de referencia o setpoint y obtendrá una señal de salida de este que corresponderá a la acción de control requerida. Esta herramienta es ampliamente aceptada tanto en el ámbito educativo como el industrial, además de ser capaz de realizar aplicaciones de gran precisión ya que gracias a sus capacidades de modificar parámetros de un proceso mientras este se ejecuta, así como la de correr ciclos de forma paralela aprovechando los núcleos del procesador de la computadora, resulta muy eficiente para desarrollar aplicaciones en las que la precisión tiene gran importancia.

OriginPro8

OriginPro8 es un software para construir gráficas, procesamiento y análisis de datos ampliamente usado por la industria y por científicos que tiene entre otras herramientas de análisis de datos, la herramienta de “Fitting” con la cual el usuario puede hacer que el software trate de encajar o empatar una gráfica de un tipo de función seleccionada por el

usuario como por ejemplo la de una ecuación polinomial de orden n con una gráfica cualquiera que se haya construido previamente en el software y proporciona las constantes de la ecuación perteneciente a la gráfica que el software ha encontrado más cercana a la que se ha construido, con los porcentajes de error de que tan desviado está el valor de la aproximación de la gráfica de la función de la ecuación propuesta con las constantes dadas por el software, con respecto a la gráfica original que se ha construido en este software utilizando datos externos provenientes por ejemplo de las mediciones de una variable con respecto al tiempo.

MakerHub.

MakerHub es una herramienta de LabVIEW, la cual puede utilizar diferentes tipos de placas Arduino análogamente a como se utilizan los dispositivos de adquisición de señales y de control propios de la empresa en este software, diseñados especialmente para esta labor como la tarjeta MyRio lo que conlleva ventajas y desventajas. Las ventajas de utilizar esta herramienta son claras, se puede utilizar una tarjeta de bajo costo para realizar tareas similares a las que llevan a cabo tarjetas especializadas pero costosas, aunque con las limitaciones que tienen las tarjetas económicas como las Arduino con respecto a las diseñadas específicamente para realizar estas tareas que cuentan con una gran velocidad, eficiencia y potencia que son requerimientos clave para la industria.

Capítulo III.

Desarrollo Teórico.

Diseño de la Férula.

Para el diseño de la férula se tomó en cuenta factores importantes como la forma de esta, ya que debe tener una forma que sea de fácil adaptabilidad para la zona que se pretende tratar, como en este caso la férula está orientada a dar termoterapia a la articulación de la rodilla, se decidió que tendría una forma similar a la de las rodilleras comerciales, estas al ser una especie de venda se amoldan con facilidad a cualquier paciente, sin importar prácticamente la edad, tamaño o forma de la rodilla, también como se pretende transferir calor, este diseño permitirá tener un contacto térmico eficiente y aprovechar la mayor área de la férula para el contacto con la piel del paciente, lo que favorecerá al objetivo y funcionamiento del sistema. Para su construcción se usará un material plástico atóxico, que sea flexible para asegurar mejor contacto térmico, que pueda contener un gel PCM el cual se hará circular a través de la férula con una bomba peristáltica para aumentar la temperatura de la férula, asegurando que el PCM mantenga dentro de lo posible la misma temperatura que se controlará en un ambiente separado del paciente, esto con el fin de que el paciente este en el menor contacto posible con circuitería y dispositivos externos al cuerpo con para evitar el bien documentado el impacto psicológico y emocional del uso de elementos de fijación y dispositivos médicos en las personas como lo sugiere entre otros el artículo *Impact of external fixation on adolescents: an integrative research review*[20], en el cual además se

presenta depresión en todos los pacientes a los que se les tiene sometidos al tratamiento con un dispositivo externo para la fijación de extremidades.

Para su construcción se propuso una figura como la que se muestra en la Figura 18 que es un diseño (sketch) realizado en el software Fusion360 de Autodesk, se utilizó este software por sus características que permiten realizar dibujos CAD y otras herramientas de modelado en 3d, así como la característica de esculpir piezas.

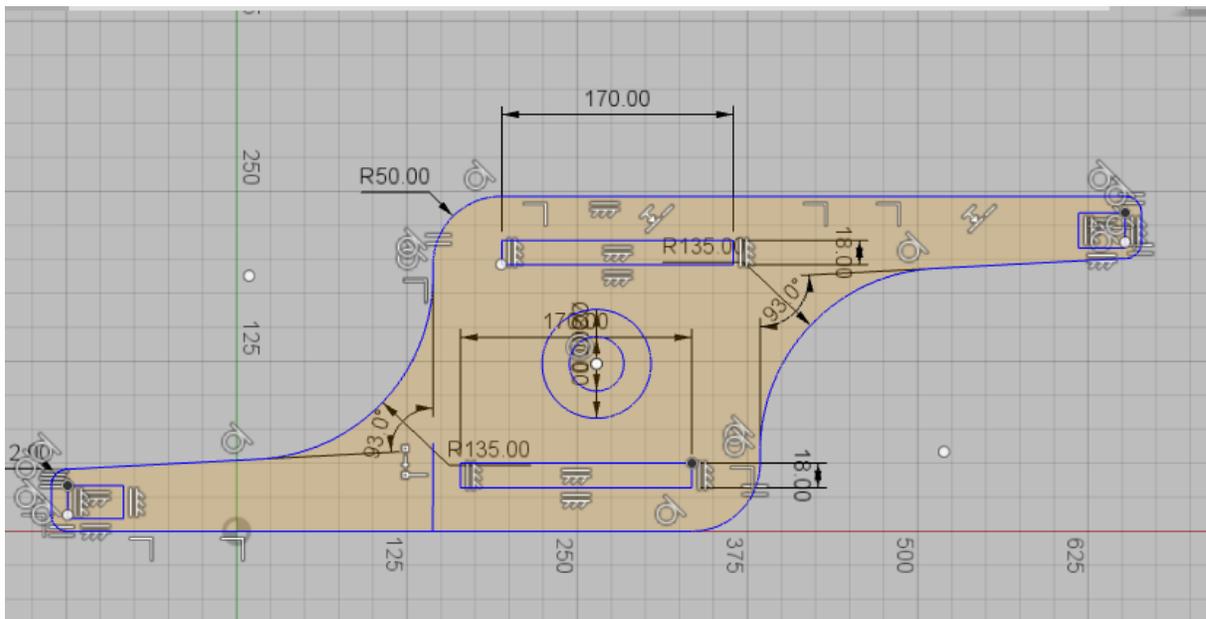


Figura 18 Diseño propuesto para férula de rodilla.

Se propone que la férula tenga un contenedor a forma de bolsa, con dos entradas para manguera a fin de poder circular el PCM a través de ella con la bomba peristáltica y así transmitir el calor desde el ambiente controlado hasta la rodilla.

Ambiente controlado para el control de temperatura del material PCM.

Con el objetivo de conseguir una mayor estabilidad en la temperatura controlada para el material PCM se ha planteado la implementación de un contenedor que sea lo menos susceptible a las pérdidas de temperatura debidas a la temperatura ambiente, este contenedor deberá estar dotado con dos conexiones de manguera la cual transportará el PCM desde este contenedor en el cual se controlará la temperatura, hasta la férula en la rodilla del paciente donde se aplicará la termoterapia, así como también un espacio dispuesto para poder instalar el sensor de temperatura en una de las paredes del contenedor, por lo que sería conveniente que este tuviera una superficie plana en la cual se pueda instalar fácilmente el sensor el debido a la geometría del mismo encapsulado. Utilizando el software Fusion360 también se diseñó un contenedor para el ambiente controlado como el que se muestra en la Figura 19, el cual es de aluminio debido a que este metal es un

excelente conductor de calor, se consideran conexiones de manguera comerciales para manguera de media pulgada.

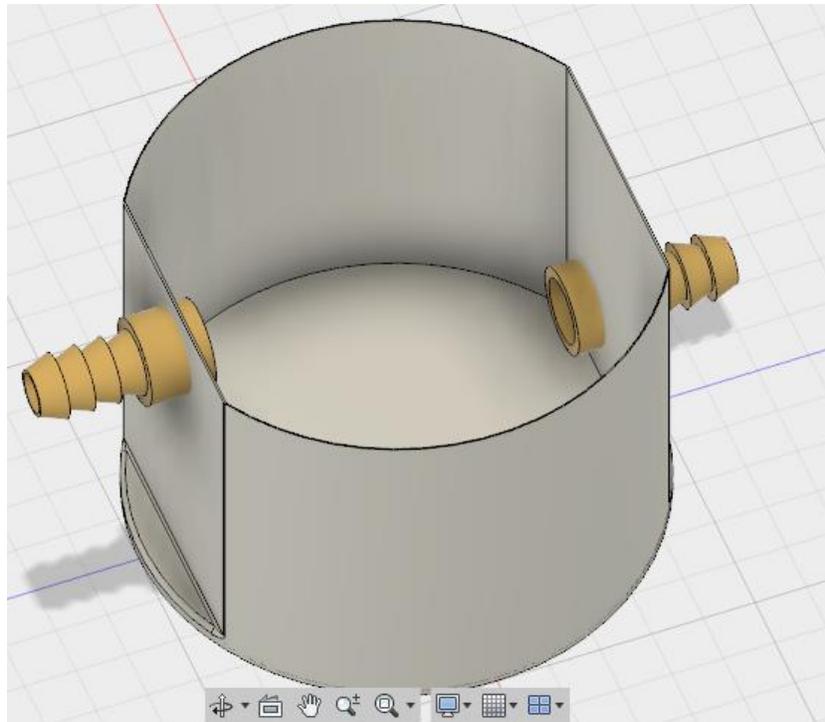


Figura 19 Diseño de contenedor del PCM.

Diseño de shield multisensor TMP175 para Arduino UNO.

El sensor TMP175 al tener la característica de programarse por protocolo de comunicación I²C ofrece la posibilidad conectar más de uno de estos sensores físicamente a los mismos pines de la tarjeta de adquisición de señales (SDA Y SCL) y después por medio de software llamar a cada uno por su dirección programada eléctricamente para conocer las temperaturas de n número de sensores simultáneamente (hasta 28 sensores máximo[6]), por lo que se diseñó un shield (Figura 20). para facilitar la conexión de al menos 4 de estos sensores en paralelo, para poder realizar mediciones de temperatura en los puntos de interés para el proyecto, como lo son en las paredes del contenedor, en las paredes del aislante del contenedor para conocer la diferencia de temperatura debido al aislamiento térmico y la temperatura aplicada en la férula que tiene contacto directamente con el paciente para conocer las pérdidas de calor que se generan en la férula con respecto a la temperatura que se está midiendo en el contenedor, además de uno extra en caso de requerir medir en otro lugar o para aplicaciones en las que se requiera conocer hasta 4 temperaturas diferentes simultáneamente.

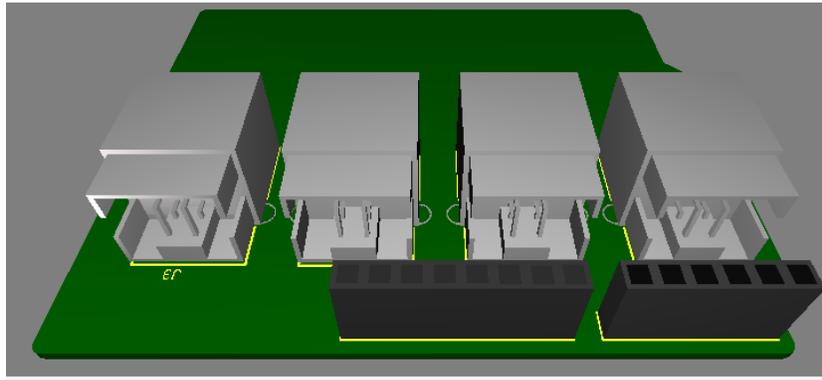


Figura 20 Vista 3D del diseño del shield de Arduino UNO para protocolo I²C.

Diseño de control en LabVIEW.

Existen ya algunos dispositivos con el fin de aplicar la termoterapia, tanto artillugios improvisados como patentes que consideran también la posible aplicación de esta, pero la falta de un dispositivo que sea capaz de realizar un control preciso y confiable de la temperatura que se aplica al paciente, entre otros factores ha dificultado la investigación y validación de algunos aspectos importantes de esta técnica, por lo que se propone desarrollar una estrategia de control lo más precisa posible con la potente herramienta LabVIEW. Aunque este software cuenta con bloques (SubVI's) especializados para esta tarea, se decidió implementar un algoritmo de control propio con el fin de disminuir al máximo el tiempo de ejecución del mismo, ya que como es bien sabido una de las características de los bloques de código de este software es la de checar todas las entradas disponibles de cada bloque antes de ejecutarlo, por lo que las características que no sean útiles de los bloques que se utilicen solo ralentizarán la ejecución sin aportarnos nada útil, el código G del algoritmo de control PID propio de LabVIEW se muestra en la Figura 21.

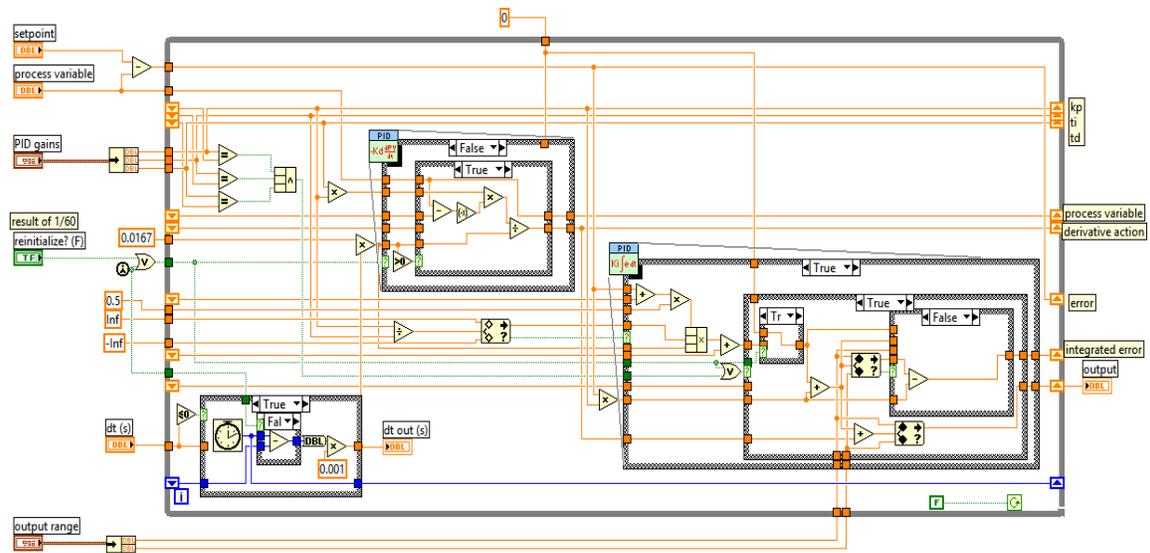


Figura 21 CódigoG del controlador PID de LabVIEW (tomado del código fuente).

Como puede observarse al ser para objetivos generales y múltiples tiene una gran cantidad de elementos programáticos que se ejecutan para realizar la acción de control, aunque este bloque de PID está diseñado para aplicaciones que requieran un excelente rendimiento, se realizó el siguiente código (**Error! Reference source not found.**) del algoritmo de un control PID para reducir los tiempos de procesamiento, implementándolo con las características necesarias específicas para las aplicaciones que se utilizan en la férula. Este algoritmo de control podrá ser sintonizado para controlar la temperatura de la celda Peltier y en caso de ser necesario también podría ser utilizado para controlar la velocidad de giro del motor de la bomba peristáltica.

Desarrollo del algoritmo de control

En LabVIEW se procedió a implementar el algoritmo de control discreto que se mencionó anteriormente, como se puede observar en la Figura 22 se utilizaron controles para las ganancias, el valor de referencia o set-point y también para el valor que proviene de la lectura del sensor y de este modo poder calcular el error, se utilizaron controles ya que son necesarios si se desea modificar el valor de un parámetro en tiempo de ejecución por medio de la interfaz de usuario pero también para poder crear un subVI de este algoritmo e interconectarlo con los otros subVI's de lectura del sensor de temperatura y con los bloques necesarios para poder dar una salida PWM correspondiente a la señal de control. Para la parte del desarrollo del diagrama de control se tiene lo siguiente:

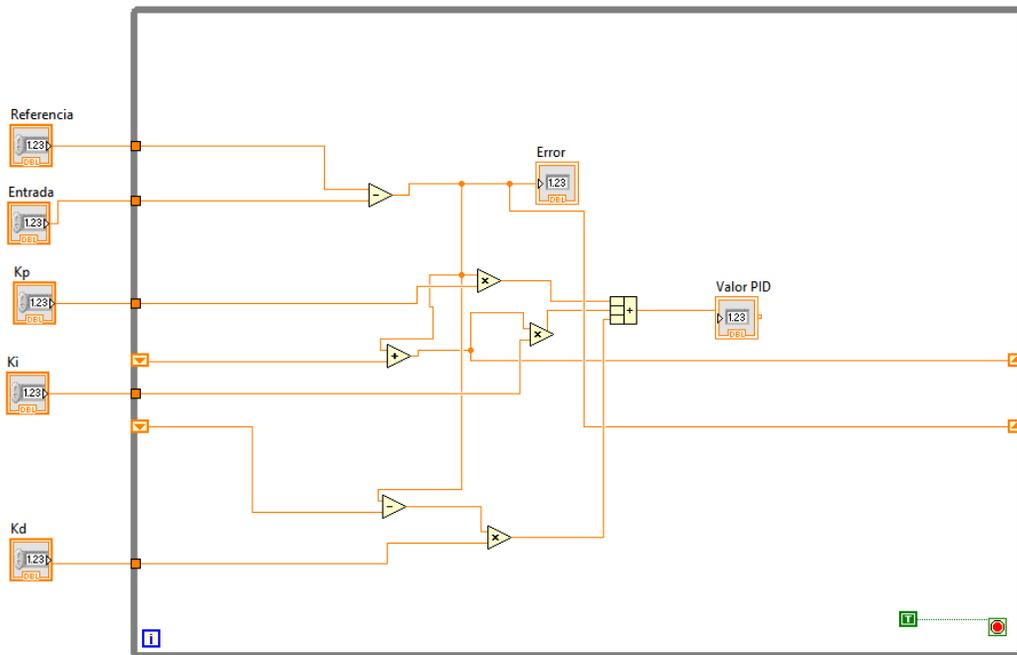


Figura 22. Algoritmo propio de control desarrollado utilizando LabVIEW.

Error:

Una vez medido el valor del sensor se calcula el error restando el valor de la referencia o set-point que en la Figura 22 lo representa el control Referencia menos el valor de la lectura del sensor que representado por el control de Entrada.

Proporcional:

Para la acción proporcional el valor de error es después multiplicado por una por el valor del control K_p y después se ingresa a un sumador de tres entradas.

Integral:

Para la acción integral se implementó un acumulador del error que ha existido en el tiempo de ejecución, por lo que se necesita guardar cada vez que se ejecute el algoritmo la suma del error anterior acumulado, para sumarla al error actual en cada ejecución, por lo que se implementó una suma de dos entradas, en una de estas se conecta el valor del error presente, la segunda entrada se conecta a un shift register que se ha implementado a la salida de la suma y que retroalimenta así a la segunda entrada de la suma de dos entradas con el valor de la suma del error acumulado de cada ejecución y lo vuelve a sumar con el error actual, este acumulado se multiplica por el valor del control K_i y la salida de esta multiplicación se ingresa al sumador de tres entradas.

Derivativa:

Para la acción derivativa es necesario almacenar el valor anterior de la variable y también utilizar el valor de actual por lo que se implementaron shift registers en el while loop del algoritmo de control con el valor del error obtenido, para de esta forma tener a disposición el error anterior y el error actual cada vez que se ejecute este algoritmo, la diferencia entre el error actual menos el error anterior será proporcional a la razón de cambio o a la derivada del error, este valor se multiplica por el valor del control K_d y se ingresa también al sumador de tres entradas.

La salida del sumador de tres entradas por lo tanto corresponde al valor de la señal de control PID.

Con el objetivo de realizar la lectura de la temperatura del sensor digital TMP 175, también se desarrolló un bloque de código para llevar a cabo esta tarea utilizando la herramienta MakerHub de LabVIEW para protocolo I²C, ya que para obtener la máxima resolución que ofrece este sensor digital debe programarse eléctricamente cada vez que se utiliza como se muestra a continuación en la Figura 23. Estos dos bloques de código se hicieron por separado para aprovechar la funcionalidad del software de crear subprogramas (SubVI's) para ser llamados en etapas posteriores cuantas veces sea necesario en el código principal para llegar al objetivo general de sistema.

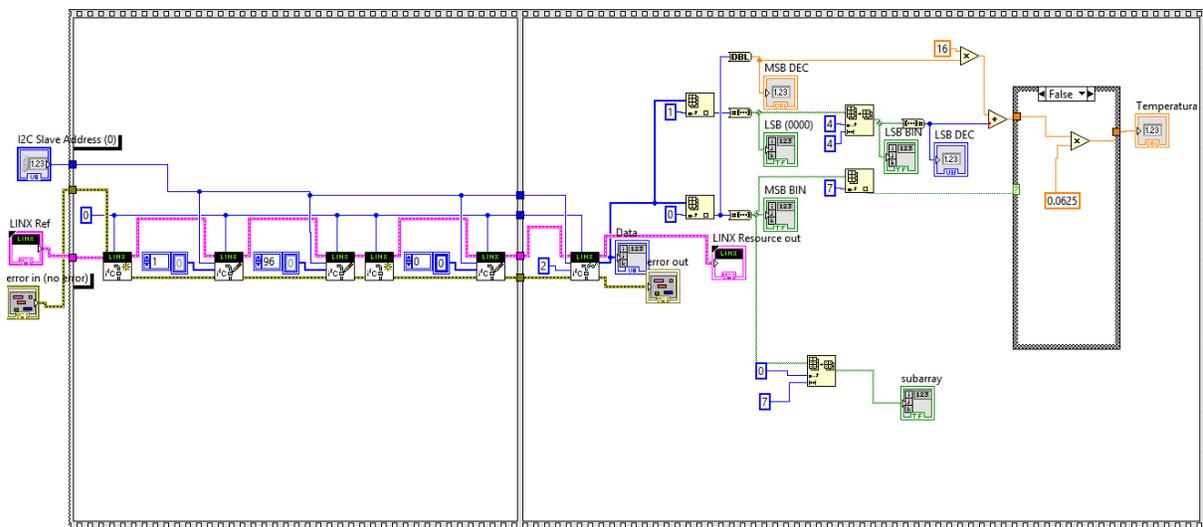


Figura 23 Código G para la lectura de un sensor TMP175 en máxima resolución..

Consecutivamente se desarrolló una rutina que ejecuta ambos códigos que fueron utilizados en esta como SubVI's y para llevar a cabo así el control de la celda Peltier como se muestra a continuación en la Figura 24, utilizando como señal de control el bloque de PWM para Arduino UNO, también de la herramienta MakerHub del software.

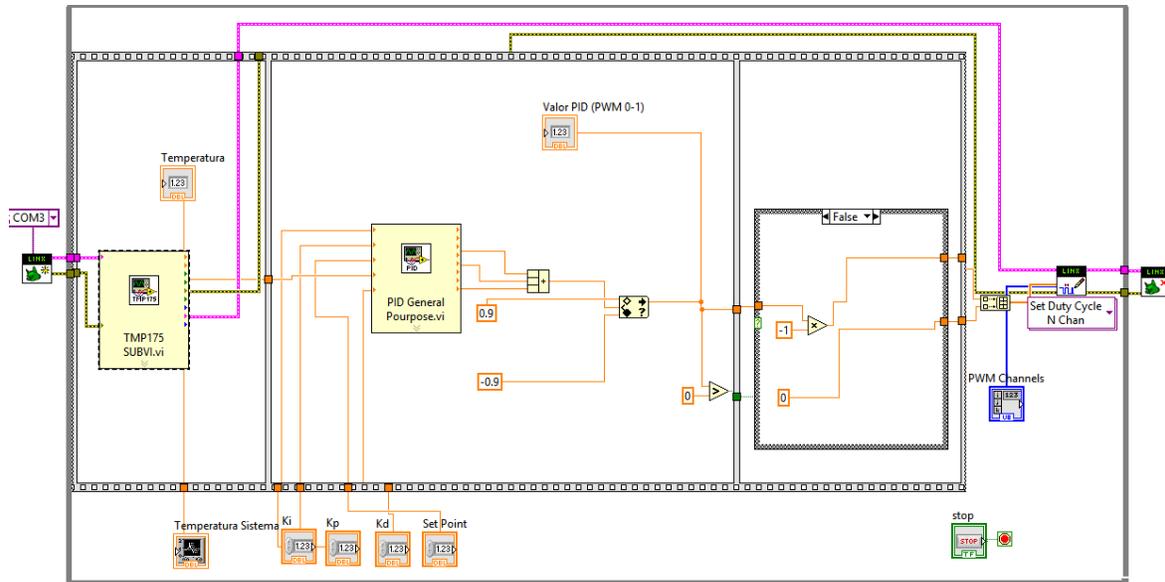


Figura 24 Aplicación para control PID de celda Peltier.

Capítulo IV

Desarrollo Experimental

De acuerdo a lo revisado en el estado del arte y el estado del campo, se desarrolló la siguiente metodología para llevar a cabo la experimentación persiguiendo el objetivo de la férula, que es el de proporcionar una temperatura alrededor de la rodilla por encima de los niveles fisiológicos durante un cierto periodo de tiempo que corresponde a una sesión de termoterapia de acuerdo al siguiente diagrama de bloques que se muestra en la Figura 25.

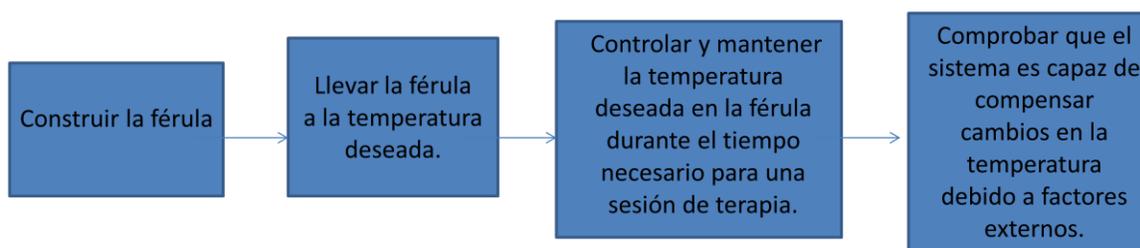


Figura 25 Diagrama a bloques de la metodología de la experimentación.

Construcción de la Férula.

Con el propósito de hacer más reproducible el sistema, se decidió construir la férula con materiales disponibles comercialmente, se decidió utilizar una rodillera elástica comercial con medidas pensadas para el promedio de la población a la cual se le adaptó un contenedor plástico que se construyó en base a una bolsa de orina para pacientes ya que estas están pensadas y construidas especialmente para ser utilizadas en personas y tener contacto con la piel sin reacciones adversas. Este diseño elástico se eligió ya que no está pensada para aportar soporte mecánico por lo tanto no es de vital importancia que esta férula aporte rigidez, y por otro lado el mismo diseño elástico favorece un contacto térmico eficiente entre la férula y el paciente favoreciendo la transferencia de calor por conducción. Se utilizó también un PCM como el fluido que será el responsable de controlar la temperatura de la férula al pasar a través de esta, ya que este se comporta como un capacitor térmico debido a su gran capacidad calorífica específica, que le permite tratar de mantener su temperatura constante por más tiempo ante las pérdidas o ganancias de calor a diferencia de otros materiales, lo que disminuye en gran parte las pérdidas o cambios bruscos de temperatura que se puedan presentar en la férula debido a factores externos.

Temperatura de la férula.

Debido a sus características termoeléctricas se utilizó como actuador la celda Peltier que es la encargada de realizar la acción final de control sobre el fluido que regula la temperatura de la férula, ya que este cubre totalmente el área de contacto, para fines prácticos la misma férula junto con su circuito hidráulico se puede visualizar como una pérdida de calor, análogamente a lo que sería una caída de voltaje debido a una impedancia, por lo que es posible estimar las pérdidas de este sistema, también análogamente como se haría eléctricamente, en vez de usar la diferencia de potencial eléctrico se utiliza la diferencia de temperaturas entre dos puntos, que corresponderían al valor de la temperatura del contenedor de temperatura controlada que se diseñó y la temperatura a la que se encuentra presente en la férula, por lo que finalmente será esta la encargada de proporcionar los gradientes de temperatura a los que debe estar expuesta la rodilla del paciente.

Ya que uno de los aspectos fundamentales es lograr un control muy preciso sobre la temperatura aplicada, se consideraron materiales comercialmente disponibles con las mejores características posibles y se plantearon los siguientes componentes para el sistema de control digital de temperatura análogamente al que se mostró en el capítulo anterior en el diagrama a bloques, como se muestra en la Figura 26.

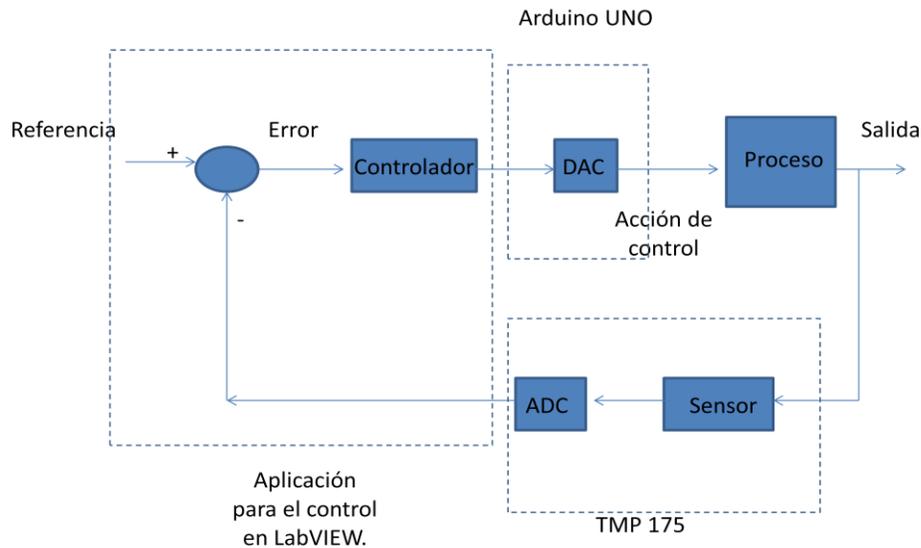


Figura 26 Diagrama a bloques de los componentes físicos para el control de temperatura de la férula.

Construcción del Contenedor de temperatura controlada.

Para el contenedor de ambiente controlado se decidió utilizar un molde de aluminio, metal que debido a sus propiedades térmicas resulta muy beneficioso ya que su alta conductividad térmica (Figura 15.), su costo relativamente bajo comparado con otras opciones como contenedores de cobre y su amplia existencia comercial lo hacen la mejor elección.

Se aplanaron mecánicamente 2 partes de la superficie del cilindro del molde a modo de crear 2 caras planas opuestas para hacer barrenos para los conectores para las mangueras y el sensor de temperatura y poder sellar eficientemente en las superficies planas con empaques, tuercas y tornillos asegurando que no haya ninguna fuga.

Debido a que para el correcto funcionamiento de las celdas Peltier se debe intentar mantener una cara (en la que no se desea controlar la temperatura) a temperatura ambiente o cercana a esta, es decir se debe disipar el frío o el calor generada en esta, la celda Peltier quedó acoplada por un lado a la base del contenedor en el que se controla la temperatura y por el otro lado a un disipador de 25cm X 8.6cm de aluminio aleación 6063-T5, con 8 pestañas separadas por un espacio plano de 2.9cm que resulta propicio para hacer barrenos para fijar el contenedor y la celda Peltier, además en este mismo espacio se realizaron barrenos para ajustar un ventilador con su base para dirigir el flujo de aire a través de las pestañas del disipador aprovechando la mayor área de contacto del flujo del aire con el disipador.

Construcción del Aislante Térmico.

Para evitar la pérdida de calor en el contenedor se aisló térmicamente del medio ambiente utilizando un molde hecho a base de espuma moldeadora de poliuretano, ya que debido a la forma irregular del contenedor aislarlo eficientemente con otro material resulta mucho más complicado, pero además al ser un material poroso con gases que también tienen baja conductividad térmica atrapados entre los poros de la espuma, tiene una conductividad térmica muy baja[26], como se observa en la Figura 15, es decir que su resistencia térmica es muy alta, este molde en su menor espesor tiene 1.7 cm de ancho, y en el mayor hasta 4cm, ya que estudios hechos por algunos de los mismos fabricantes[27] demuestran que entre mayor sea el espesor de la capa de espuma de poliuretano menor será su conductividad térmica, es decir será un mejor aislante. El molde hecho de espuma se barreno para que pudieran salir únicamente el cable del sensor y las mangueras de entrada y salida, pero este aislante térmico no cubre al disipador ya que como ya se explicó anteriormente este sí debe mantenerse a temperatura ambiente.

Construcción de la etapa de potencia: puente H.

Ya que se utilizó una celda Peltier, el uso del puente H como etapa de potencia tiene razón de ser debido a la característica de las celdas Peltier, en la que solo cambiando la polaridad de alimentación de esta se logra que cambie el sentido de bombeo de calor entre las caras de esta, es decir, si estaba calentando en la cara que controla la temperatura del sistema,

ahora enfriará debido al cambio de polaridad, lo cual se realiza fácilmente con el puente H al igual que se realiza análogamente el cambio de giro de un motor de CD. Este sistema utiliza el mismo actuador a diferencia de los circuitos frigoríficos convencionales en los que no es posible obtener una señal de control negativa con un simple cambio de polaridad en este, y es necesario el uso de refrigerantes, ventiladores, entre otros dispositivos con el fin de disminuir la temperatura. Existen en el mercado algunos sistemas embebidos que implementan puentes H que son comúnmente usados con las tarjetas Arduino para cambiar la velocidad y sentido de giro de un motor, pero estos son capaces de suministrar poca potencia de salida, si se les hace trabajar en sus límites estos se sobrecalientan rápidamente y por lo tanto no resultan útiles para el propósito de manipular con suficiente potencia la celda Peltier que puede demandar hasta 57Wats, por lo que se utilizó el diseño realizado en la tesis [28] el cual es capaz de proporcionar hasta alrededor de 85Wats continuamente sin problemas.

Fuente de alimentación.

Para la fuente de alimentación del sistema se decidió usar una fuente conmutada comercial tipo ATX de las que se utilizan para computadoras personales ya que son capaces de suministrar 12 volts de corriente directa a 20Amp - 30Amp dependiendo de la potencia de la fuente, por lo que pueden alimentar incluso varias celdas Peltier simultáneamente, así como los puentes H y el ventilador para el disipador sin problemas, pero también debido a su principio de funcionamiento[29], están dotadas de transformadores que proveen aislamiento galvánico que es algo muy importante para el proyecto.

Pruebas parciales.

Con el sistema físico construido, se conectó la celda Peltier al puente H y se hizo que el valor de la señal de control pasara de 0 a 100% en el primer instante de ejecución del programa es decir una señal de entrada tipo escalón y se graficó en un waveform chart la curva de los cambios de temperatura en el tiempo debido a esta entrada, para después exportar los datos de la gráfica a un archivo de Excel y con estos datos se construyó una gráfica en el software OriginPro8 como la de la Figura 27. Que es muy similar a la forma de la gráfica de respuesta de un sistema de primer orden. Por lo cual se prosiguió a obtener el modelo matemático de dicha planta para posteriormente poder aplicar el método del LGR para el cálculo de las constantes de las ganancias para implementar un controlador PID como el implementado en LabVIEW. Se utiliza un PID ya que aunque para sistemas de primer orden como el que describen las celdas Peltier en los artículos en los que se han modelado[30] se puede utilizar únicamente un PI[31]. Se decidió utilizar un PID para aprovechar la velocidad de corrección que aporta la acción derivativa para disminuir el tiempo de establecimiento de temperatura y optimizar el tiempo de trabajo de la bomba sin

preocuparse por la amplificación de ruido que acompaña a la acción derivativa ya que el valor de temperatura proveniente del sensor es digital y no es afectado por el ruido una vez que se ha adquirido la señal con el valor de temperatura proveniente del sensor por medio de Arduino.

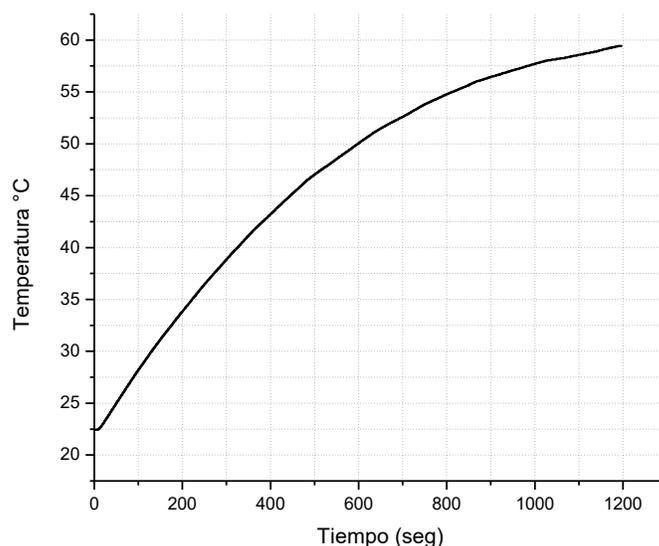


Figura 27 Gráfica de respuesta al escalón del contenedor de temperatura controlada.

Al observarse la gráfica se aprecia que la forma de la respuesta del sistema es parecida a la respuesta de un sistema primer orden como se espera de un sistema hecho a base de celdas Peltier, por lo que se decidió hacer que el software aproximara una ecuación exponencial, obteniendo valores en las constantes con un error estándar muy pequeño en comparación el valor real, la gráfica que se empata es la punteada y discontinua mientras que la gráfica de la respuesta del sistema es una línea continua como se aprecia en la Figura 28, apenas se puede apreciar separación entre las gráficas alrededor de los 1200 segundos, ya que estas se traslapan en buena parte debido a la gran precisión de la aproximación de las gráficas por lo que la ecuación dada por el software representa respuesta del sistema ante un escalón en términos del tiempo, a partir de la cual es posible aproximar un modelo matemático al cual aplicar el método del LGR para el cálculo de las constantes del controlador PID discreto si se toma la ecuación que el software ha aproximado como la ecuación que corresponde a la respuesta sistema ante una entrada de tipo escalón.

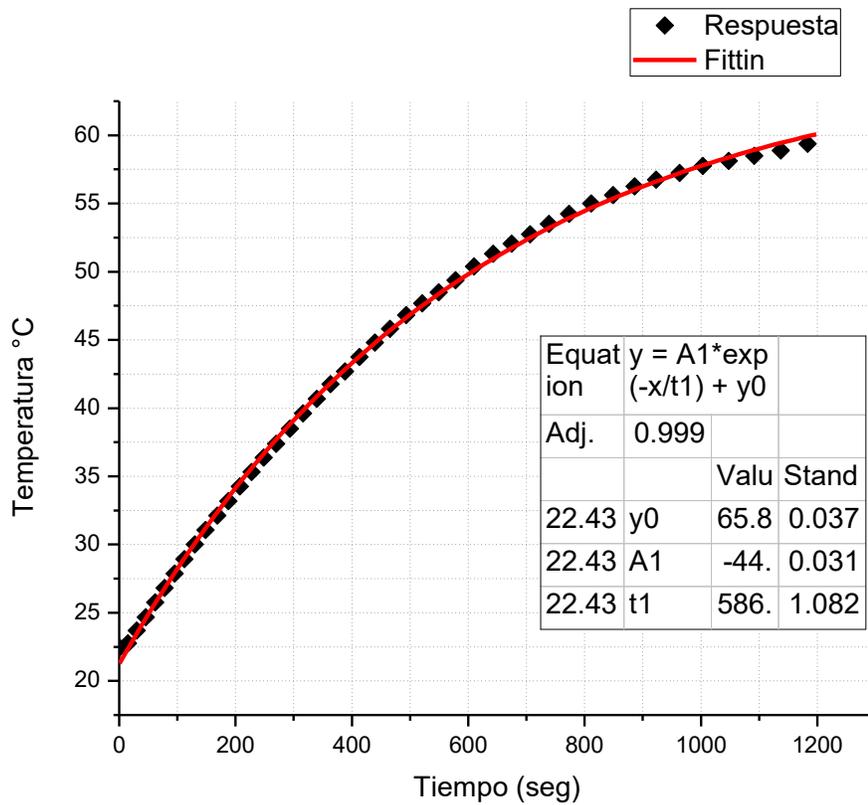


Figura 28 Ajuste de una función de tipo exponencial a los datos experimentales.

Se construye una ecuación en el tiempo tomando los parámetros del software:

$$y_0 = 65.84 \quad (24)$$

$$A1 = -44.6 \quad (25)$$

$$B1 = -586.0 \quad (26)$$

Debido a que la ecuación que proporciona el sistema $y(t)$ está en términos del tiempo es necesario utilizar la transformada de Laplace para poder aplicar el método del LGR.

$$y(t) = A1e^{-t/B1} + y_0 \quad (27)$$

Aplicando Transformada de Laplace a $y(t)$ se tiene:

$$Y(s) = \frac{A1}{s - \frac{1}{B1}} + \frac{y_0}{s} \quad (28)$$

Simplificando la ecuación anterior se tiene:

$$Y(s) = \frac{A1s + y0(s - \frac{1}{B1})}{s(s - \frac{1}{B1})} \quad (29)$$

Como ahora se puede observar la función de transferencia en el denominador se encuentra una S multiplicando a otro factor, esto es la función transferencia de la entrada al escalón $\frac{1}{s}$ que en esta multiplicando a la función transferencia de la planta debido a que lo que se obtuvo fue la respuesta al escalón se debe dividir la función entre este escalón para poder encontrar la función transferencia de la planta ya que $r(s) = 1/s$ entonces $Y(s)/r(s)$ se encontrara dividiendo entre un escalón a la ecuación simplificada:

$$\frac{Y(s)}{r(s)} = \frac{A1s + y0(s - \frac{1}{B1})}{(s - \frac{1}{B1})} \quad (30)$$

Sustituyendo los valores de las constantes $A1$, $B1$, $y0$, se tiene:

$$\frac{Y(s)}{r(s)} = \frac{21.12s + 0.1119}{(s + 0.0017)} \quad (31)$$

Tomando los valores de las frecuencias de la forma de la función 5 se realizó un diagrama como se muestra en la Figura 29 para dar una idea grafica de las operaciones de geometría analítica que se deben realizar para encontrar los ángulos que cada cero del controlador deberá aportar para cumplir la condición de fase que es lo que se busca utilizando el método del LGR proponiendo el polo de lazo cerrado a 45° es decir con un factor de amortiguamiento de 0.7071 como la literatura lo sugiere.

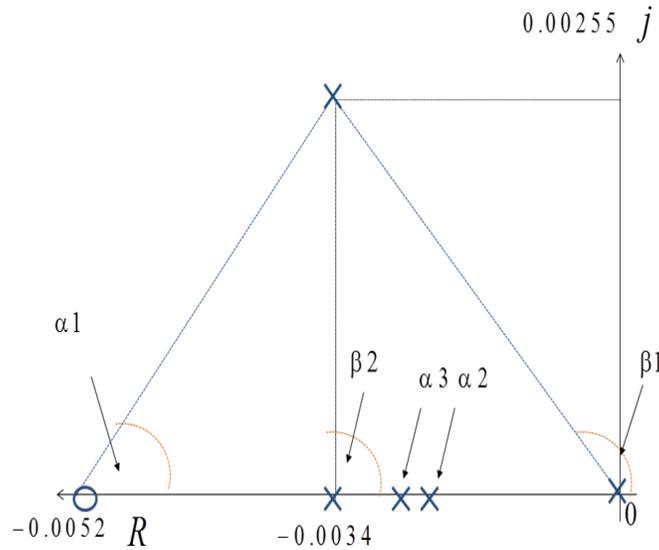


Figura 29 Ubicación polos y seros del sistema.

Se propone el siguiente diagrama de control a lazo cerrado para el sistema como el de la Figura 30.

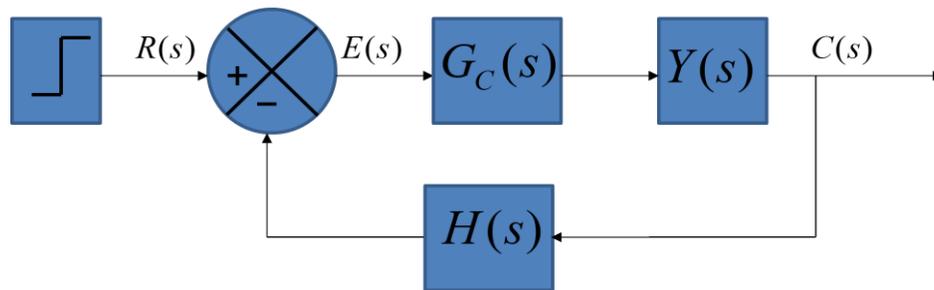


Figura 30 Diagrama a bloques del sistema en lazo cerrado.

Donde el controlador $G_c(s)$ al ser un control tipo PID está dado por la siguiente ecuación

$$G_C(s) = \frac{k\left(\frac{s}{\omega n} + 1\right)^2}{s} \quad (32)$$

Tomando en cuenta que $H(s) = 1$ y debido a que este controlador tiene 2 ceros abra que considerar que aportan cada uno un ángulo α por lo que la condición de fase para este sistema queda como:

$$-180^\circ = -\beta_1 - \beta_2 + \alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3 \quad (33)$$

Se calcularon por trigonometría los valores β_1 , β_2 y α_1 se tienen:

$$\beta_1 = 143.13^\circ \quad (34)$$

$$\beta_2 = 123.69^\circ \quad (35)$$

$$\alpha_1 = 54.78^\circ \quad (36)$$

Por lo que sustituyen estos valores en la condición de fase para encontrar el ángulo que deben aportar los otros ceros.

$$-180^\circ = -143.13^\circ - 123.69^\circ + 54.78^\circ + \alpha_2 + \alpha_3 \quad (37)$$

Entonces se tiene que α_2 y α_3 deben aportar entre ambos:

$$\alpha_2 + \alpha_3 = 52.04^\circ \quad (38)$$

Si se propone que ambos ceros aporten la misma cantidad, se tiene entonces:

$$\alpha_2 = \alpha_3 = 26.02^\circ \quad (39)$$

Por lo que obteniendo por geometría analítica la distancia que tendrán estos ceros con respecto al origen debido al ángulo que deben proporcionar se encuentra ω_n para el controlador $G_c(s)$.

$$\omega_n = 0.0034 + 0.00522 = 0.00862 \quad (40)$$

Se sustituye en la ecuación de la condición de magnitud.

$$\left[\left[\frac{k \left(\frac{s}{0.00862} \right)^2 + 1}{s} \right] \left[\frac{21.12s + 0.1119}{s + 0.0017} \right] \right]_{s = -0.0034 + 0.00255j} = 1 \quad (41)$$

Evaluando cuando $s = -0.0017 + 0.0017j$

$$\left[\left[\frac{k \left(\frac{-0.0034 + 0.00255j}{0.00862} \right)^2 + 1}{-0.0034 + 0.00255j} \right] \left[\frac{21.12 - 0.0034 + 0.00255j + 0.1119}{-0.0034 + 0.00255j + 0.0017} \right] \right]_{s = -0.0017 + 0.001275j} = 1 \quad (42)$$

Despejando k :

$$k = \frac{1}{(106.8763)(35.481)} = 2.64 \times 10^{-4} \quad (43)$$

Se tiene que:

$$k(237.5)(49.7) = 1 \quad (44)$$

Por lo tanto:

$$k = \frac{1}{(237.5)(49.7)} = 8.47 \times 10^{-5} \quad (45)$$

Para obtener los valores de las constantes Kp , Ki y Kd se debe resolver el controlador y encontrar las equivalencias de estas, ya que $G_c(s)$ es:

$$G_C(s) = \frac{k\left(\frac{s}{\omega n} + 1\right)^2}{s} = \frac{k\left(\frac{s^2}{\omega n^2} + \frac{2s}{\omega n} + 1\right)}{s} \quad (46)$$

Resolviendo se tiene:

$$G_C(s) = \frac{k\left(\frac{s^2}{\omega n^2} + \frac{2s}{\omega n} + 1\right)}{s} = k\left(\frac{s}{\omega n^2} + \frac{2}{\omega n} + \frac{1}{s}\right) \quad (47)$$

Y Finalmente:

$$G_C(s) = \frac{2k}{\omega n} + k \frac{1}{s} + \frac{k}{\omega n^2} s \quad (48)$$

Si se compara con la ecuación del PID que se implementó en LabVIEW que corresponde a:

$$G_C(s) = kp + ki \frac{1}{s} + kds \quad (49)$$

De lo anterior se puede deducir que:

$$Kp = \frac{2k}{\omega_n} = 0.061259 \quad (50)$$

$$Ki = k = 0.000264 \quad (51)$$

$$Kd = \frac{k}{\omega_n^2} = 3.55295 \quad (52)$$

Tomando en cuenta la frecuencia natural ω_n de la función transferencia de la planta y sabiendo que τ es el inverso de ω_n se tiene:

$$\tau = \frac{1}{\omega_n} = \frac{1}{0.0017} = 588 \text{seg} \quad (53)$$

$$kT = \frac{\tau}{10} = \frac{588}{10} = 58 \text{seg} \quad (54)$$

Por lo que el periodo de muestreo que deberá tener el algoritmo de control discreto deberá ser por lo menos de 58 segundos, cabe señalar que la planta es muy lenta, debido a la naturaleza de la variable del proceso.

Ya que se ha encontrado K, sus equivalencias se prosiguió a simular el comportamiento del controlador utilizando el bloque de PID discrete controller de la herramienta simulink de Matlab como se muestra en la Figura 31 donde se probó para tiempo de muestreo de 200ms (mucho más pequeño que 58 segundos) que es el tiempo de latencia del sensor de temperatura programado a máxima resolución, se toma este valor debido al algoritmo implementado en el ambiente de LabVIEW, es necesario utilizar este tiempo de muestreo y no uno menor ya que de tomar un valor más pequeño el valor en la medición de temperatura no habrá cambiado (debido al tiempo que le toma la conversión del ADC) y por lo tanto el valor de la acción de control sería incorrecta para los ciclos de ejecución del algoritmo donde no se presente un cambio en la señal del sensor debido a latencia de este, al utilizar este tiempo de muestreo se asegura que el valor de la señal de control tome el valor de cero únicamente si el sensor no detecto un cambio entre 2 mediciones diferentes, ya que de ser el caso que se utilizara un tiempo de muestreo de por ejemplo 100ms el algoritmo de control se ejecutaría dos veces mientras que el sensor solo ha realizado una medición y por lo tanto el valor de la acción derivativa sería en los primeros 100ms una proporción del cambio en la señal de haber existido este, pero los 100ms restantes el valor que daría esta acción será igual a cero, ya que no habría cambio en la señal, por lo que la mitad del tiempo se tendría una acción de control PID y la otra mitad solo PI con ganancias que no están ya que no habrá acción derivativa en ese tiempo ya que no existirá ningún cambio en la variable.

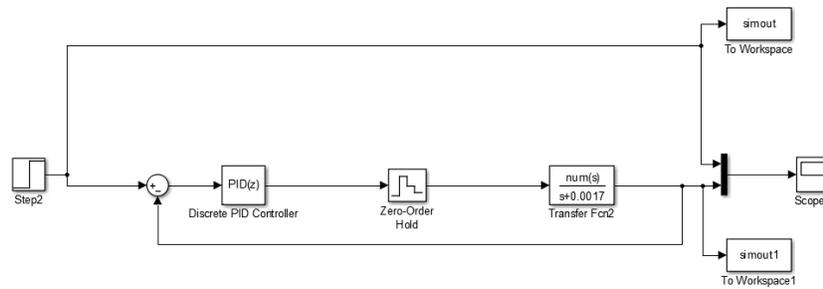


Figura 31 Construcción del diagrama a bloques del sistema de lazo cerrado.

Los bloques de Simout1 fueron utilizados para exportar los datos de la gráfica de la respuesta del sistema que se muestra en la Figura 31.

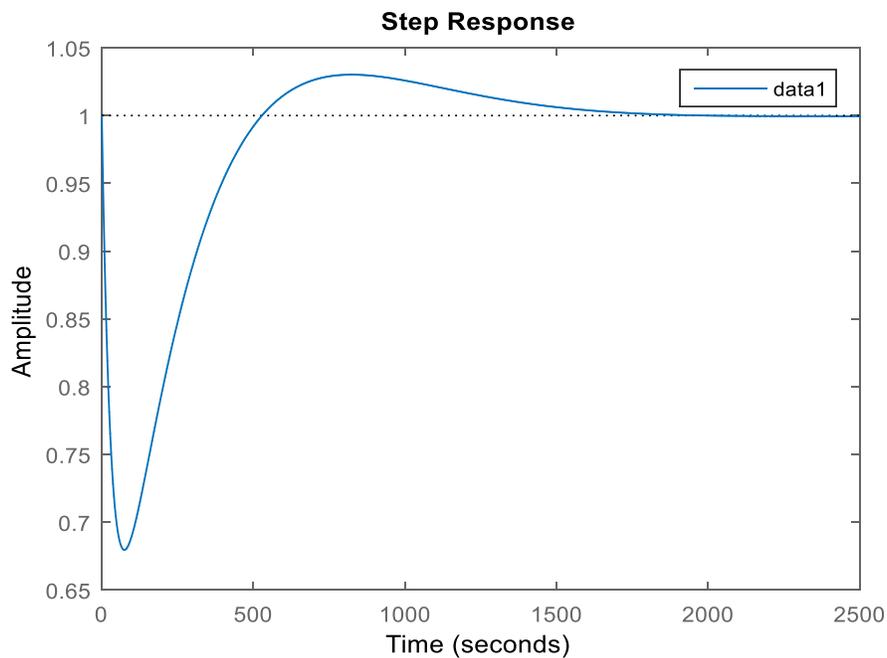


Figura 32 Respuesta del sistema en Matlab.

Con los resultados de las simulaciones se procedió a introducir las ganancias obtenidas en el código de LabVIEW para probarlas con el sistema del contenedor de temperatura controlada y se fue variando la señal de referencia en múltiplos de 5°C para ver como el controlador lograba alcanzar y mantener la temperatura deseada los resultados se muestran

en la Figura 33, mismos que se exportaron del grficador de LabVIEW a OriginPro8 para su mejor apreciaci3n.

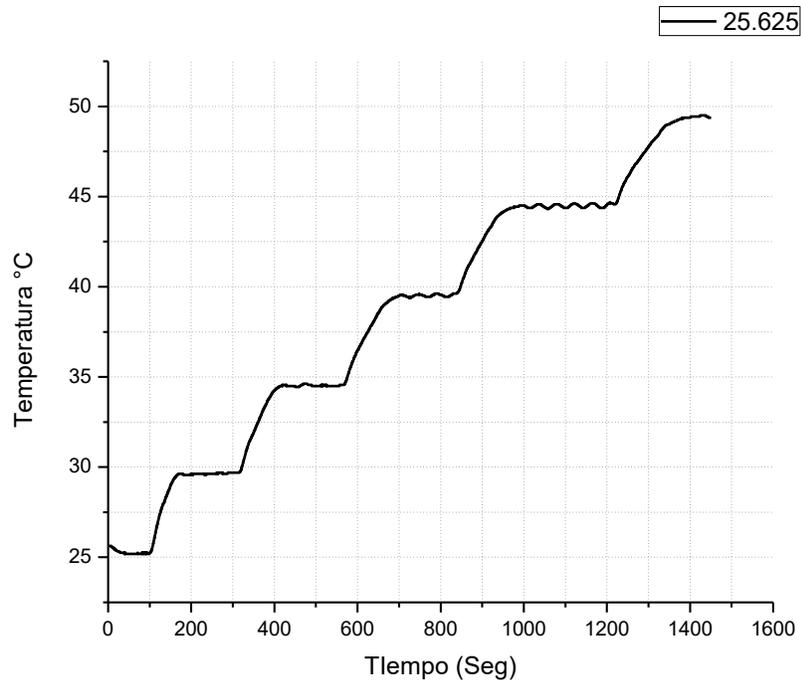


Figura 33 Respuesta del sistema de temperatura con el controlador diseñado.

Como se puede apreciar en la gráfica de la respuesta del sistema este alcanza y mantiene la temperatura deseada en los rangos que son necesarios para el prop3sito de la termoterapia, en la que para la aplicaci3n de calor se considera un rango aceptable entre 35C - 45C. Ya que el sistema del contenedor de temperatura controlada esta sintonizado adecuadamente, se prosigui3 a conectar la bomba peristáltica en un circuito hidráulico conectando mangueras con ayuda de acoples para los distintos diámetros de manguera que fueron fabricados en nylamid con un mini torno, ya que los diámetros de las mangueras de la bomba y las de entrada y salida de la férula no coinciden, los acoples fueron hechos con un diámetro externo 0.5 mm mayor que el diámetro interno de las mangueras para poder meterlas con un poco de presi3n o dilatando las mangueras con calor, estos acoples también cuentan con pequeñas ranuras para en ellas poder ajustar aún mas las mangueras a los acoples utilizando bridas plásticas asegurando que no haya fugas en el circuito hidráulico.

En el circuito hidráulico la bomba está conectada al recipiente de temperatura controlada para extraer el líquido de este e infundirlo en la férula por medio de una manguera de entrada haciendo que este fluya a través de la férula actuando como agente térmico, es decir transfiriendo el calor desde el ambiente controlado hasta la rodilla, después el fluido sale y regresa al contenedor donde este flujo ya con pérdidas de calor es tratado como una

perturbación en el sistema de control de temperatura del ambiente controlado, por lo que en este se vuelve a llevar a la temperatura deseada y vuelve a ser bombeado a través del circuito hidráulico.

Prueba del circuito hidráulico.

Para probar el circuito hidráulico una vez armado se llenó completamente de agua toda la vía del circuito, incluyendo mangueras y la férula, también se llenó el contenedor del ambiente de temperatura controlada hasta un nivel donde no permitiera el paso de burbujas de aire al circuito hidráulico ya que es necesaria la continuidad del fluido a lo largo de este para el correcto funcionamiento de la bomba. Una vez realizado lo anterior se puso a andar la bomba y se procedió a aplicar tinte morado al agua como en la Figura 34 para ver como es el flujo de esta a través del circuito pero sobre todo a través de la férula ya que como se sabe la convección y la conducción son las formas por las cuales se transmite el calor en la férula debido al este flujo, por lo que la forma en cómo fluya el fluido se puede ver también como la forma en la que se transmite el calor dentro de la férula y la forma en la que este se distribuirá en ella.



Figura 34 Aplicación de tinte al circuito hidráulico.

Al cabo de apenas pasados los veinte segundos de que se aplicó el tinte se puede apreciar como el flujo se ha dispersado casi por completo en el volumen y superficie de la férula como se puede apreciar en la Figura 35.

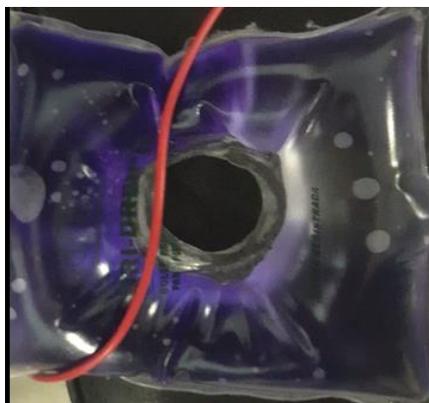


Figura 35 Distribución del tinte debido al flujo 20 segundos después de la aplicación.

Pasados un minuto y medio aproximadamente desde que se aplicó el tinte al circuito el color a lo largo de este es uniforme tanto en el contenedor de ambiente controlado como se puede ver en la Figura 36 al igual que en la férula (Figura 37) por lo que se puede asumir que la temperatura tiende a hacerse homogénea en ese tiempo después de este tiempo. Este experimento se documentó en video para tener una mejor referencia de los tiempos.



Figura 36 Distribución del tinte en el contenedor después de minuto y medio de su aplicación.



Figura 37 Distribución del tinte debido al flujo 1 minuto y medio después de su aplicación.

Caracterización del PCM.

El PCM se utilizó con el objetivo de mantener una temperatura más estable en la férula y muy similar a la que se tiene en el ambiente de temperatura controlada debido a sus características mencionadas en el estado del arte, al minimizar las pérdidas producto del recorrido de este a través del circuito hidráulico, para este proyecto se decidió utilizar un sustituto de hielo comercialmente disponible, ya que existen múltiples materiales que se comportan como PCM's aunque no sean comercializados como tal[7], se decidió utilizar este ya que su costo es relativamente bajo, se encuentra en abundancia y al ser un semilíquido que pierde densidad y viscosidad al calentarse como muchos PCM's [32] por lo que es posible hacerlo fluir a través del circuito hidráulico con relativa facilidad debido a que este se transportara en rangos de 35°C-45°C. Con el objetivo de entender mejor el funcionamiento del PCM como almacenamiento de energía térmica y protección o inercia térmica se comparó la velocidad de enfriamiento del agua con la velocidad del enfriamiento del PCM. Para observar el almacenamiento de energía en este se procedió a realizar el siguiente experimento:

Se calentaron previamente en un contenedor externo con agua caliente hasta el punto de ebullición dos bolsas del mismo material en el que vienen las presentaciones del sustituto de hielo, pero una de estas se le sacó el PCM y se relleno con la misma cantidad de masa de agua (875 gr). como se aprecia en la Figura 38.

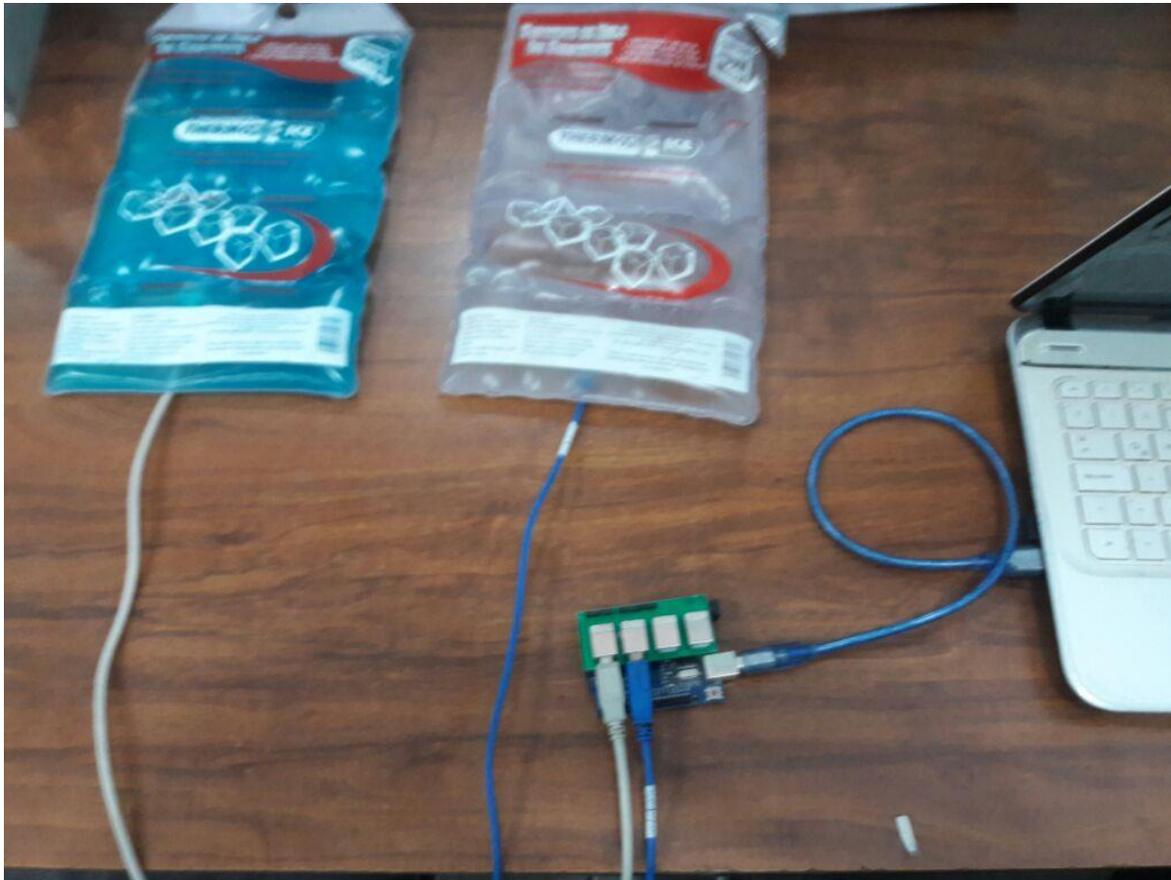


Figura 38 Experimento para la caracterización del PCM.

Haciendo uso del shield para protocolo I²C que se diseñó se colocó un sensor de temperatura TMP175 debajo de cada bolsa y un tercero para medir la temperatura ambiente que es la misma a la que se encuentran expuestas ambas bolsas para obtener las curvas de enfriamiento por medio de LabVIEW para la adquisición de los datos los cuales fueron exportados para posteriormente graficar las diferentes temperaturas en OriginPro8 se graficaron los datos de la temperatura en el eje vertical contra el tiempo en minutos en el eje horizontal como se muestra en la Figura 39.

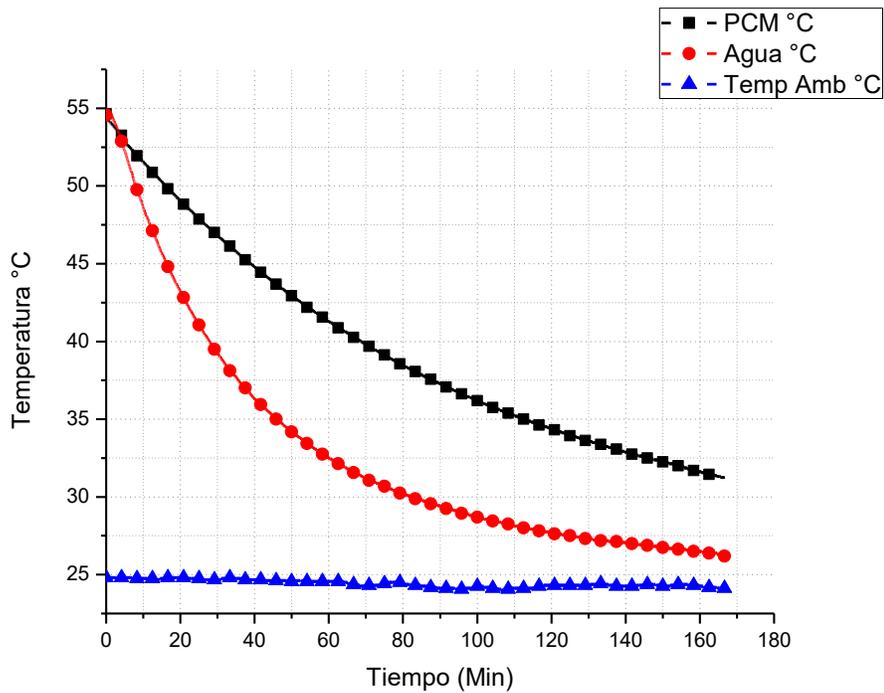


Figura 39 Comparacion del enfriamiento en el tiempo entre el agua y el PCM utilizado.

Para dar una mejor interpretación del calor perdido se graficaron por separado la curva de enfriamiento del agua y del PCM para aplicarles la herramienta Fitting de OriginPro8 y obtener así la ecuación exponencial característica de cada gráfica ya que como se menciona en el capítulo II así se define el enfriamiento. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 40.

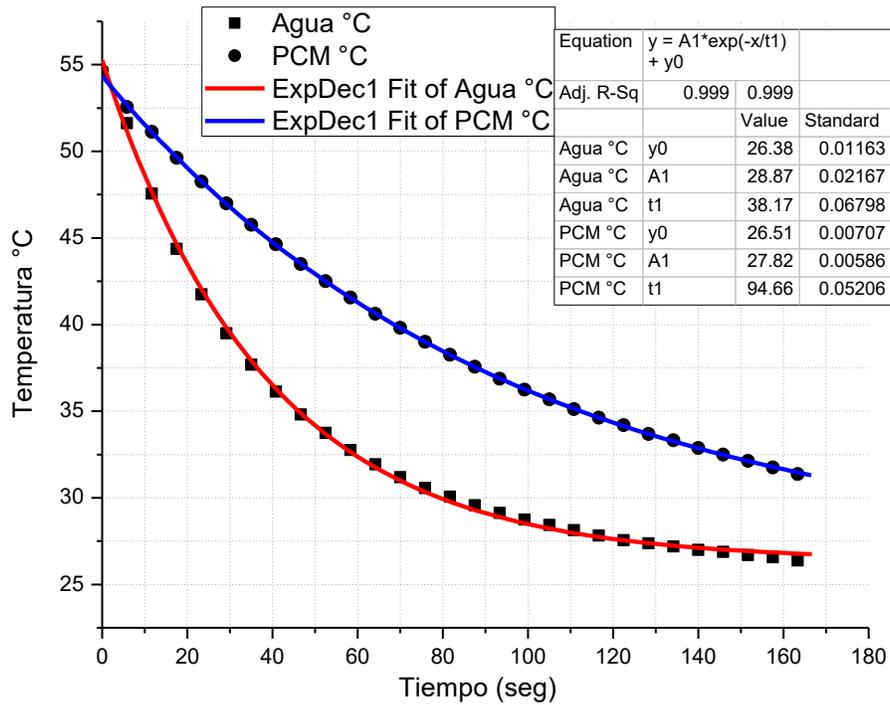


Figura 40 Aproximación de las ecuaciones exponenciales para agua y PCM.

Como se puede ver la ecuación que proporciona el software es del tipo:

$$y(t) = A1e^{-t/B1} + y0$$

Si se compara con la última ecuación de la ley de enfriamiento de newton que se obtuvo:

$$T(t) = Ce^{kt} + Tm$$

Por lo tanto es posible hacer las siguientes equivalencias:

$$T(t) = y(t) \tag{55}$$

$$k = -1/B1 \tag{56}$$

$$C = A1 \tag{57}$$

$$Tm = y0 \tag{58}$$

Entonces para el PCM se tiene:

$$T(t)_{PCM} = 27.42488e^{-t/94.66649} + 24.95135 \quad (59)$$

Y para el agua.

$$T(t)_{agua} = 28.87098e^{-t/38.17443} + 26.38195 \quad (60)$$

Por lo tanto:

$$k_{PCM} = -1/94.66649 = -0.0105634 \quad (61)$$

$$k_{agua} = -1/38.17443 = -0.0261955 \quad (62)$$

Como es posible observar la magnitud del coeficiente de transferencia de energía calorífica es más del doble por lo que se puede decir que el agua pierde calor mucho más rápido que el PCM, en los rangos de temperaturas de interés, entre los 45°C y 35°C, en la Figura 39 es posible observar como al agua le toma aproximadamente 30 minutos perder 10°C y al PCM le toma alrededor de 70 minutos perder la misma cantidad de calor, poco más del doble, como lo sugiere el coeficiente k , por lo cual el uso de este material asegura reducir en gran medida las pérdidas de calor en la férula debido al recorrido del PCM en el circuito hidráulico, por lo que una vez que lleva a la temperatura deseada, el PCM almacenara el calor durante todo su recorrido que incluye la férula hasta llegar al ambiente de temperatura controlada donde se volverá a elevar a la temperatura necesaria para que este llegue a la temperatura deseada hasta la férula.

Integración.

Se conectaron dos puentes H a la alimentación de 12V de DC que tiene disponible la fuente ATX con hasta 20Amp para poder regular la potencia de salida a la que estarán conectadas dos celdas Peltier (una por cada puente H) utilizando la señal PWM que da como señal de control la aplicación de control desarrollada en LabVIEW y por último se conectó el ventilador que ayuda a disipar el calor en el disipador de aluminio. Habiendo probado el control de temperatura, el circuito hidráulico que incluye la férula y comprobado la reducción de las pérdidas de calor que aporta el PCM ante la temperatura ambiente, se procedió a integrar las partes restantes del proyecto como se aprecia en la Figura 41 Llenando el contenedor del ambiente controlado con el PCM y también el circuito hidráulico en su totalidad para posteriormente poner a andar la bomba haciendo circular el PCM a lo largo del circuito hidráulico y pasando por el contenedor de ambiente controlado. Con el circuito hidráulico activo se procedió a iniciar la aplicación de control desarrollada en LabVIEW para elevar la temperatura.

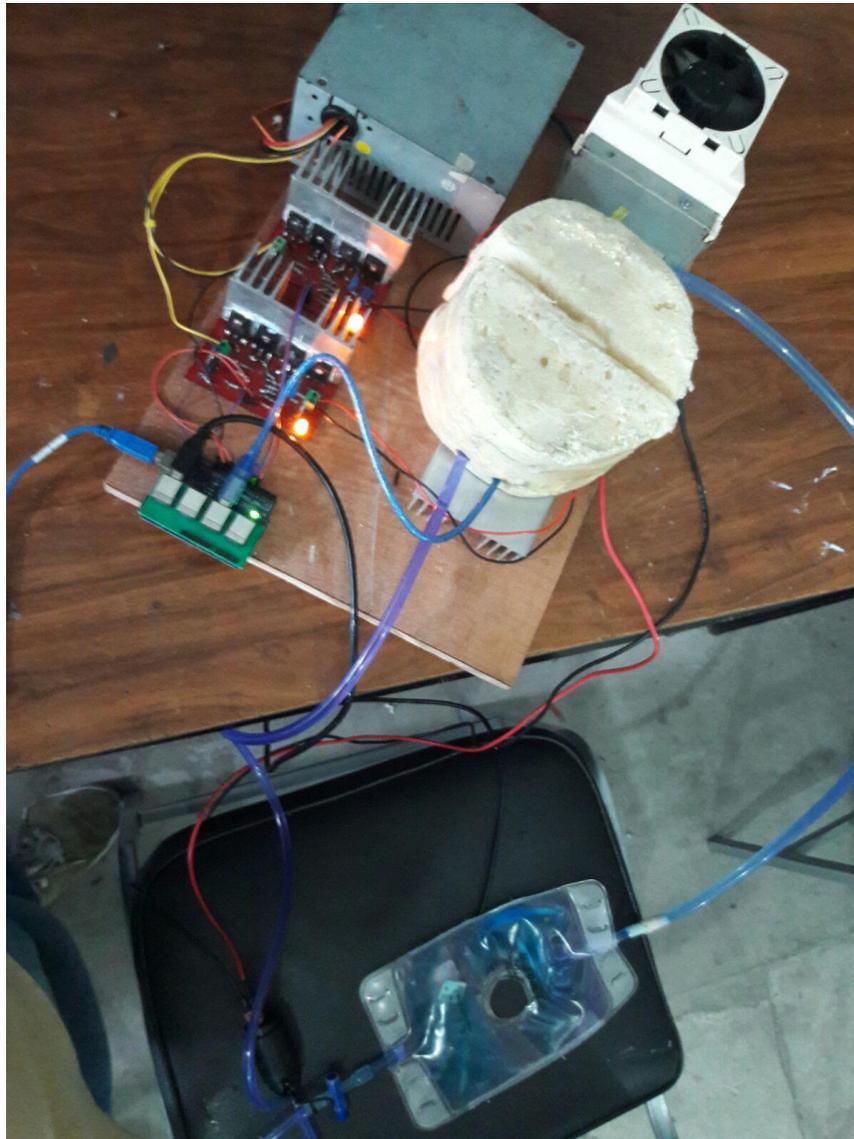


Figura 41 Experimento final con el sistema integrado.

Experimentos Finales.

Con el sistema integrado se prosiguió a utilizar la aplicación de LabVIEW para verificar la respuesta del sistema completo, utilizando dos sensores TMP175, uno para graficar la temperatura del ambiente controlado al igual que en las pruebas únicamente del control, y otro sensor para medir la temperatura en la férula simultáneamente para ver las pérdidas debido al recorrido del PCM en el circuito hidráulico. En la aplicación de control se estableció un set-point de 40°C que se considera dentro del rango de la termoterapia, una vez que el control estableció la temperatura deseada se exportaron estos datos al software OriginPro8 para visualizar ambas respuestas en una sola gráfica como se muestra a continuación en la Figura 42.

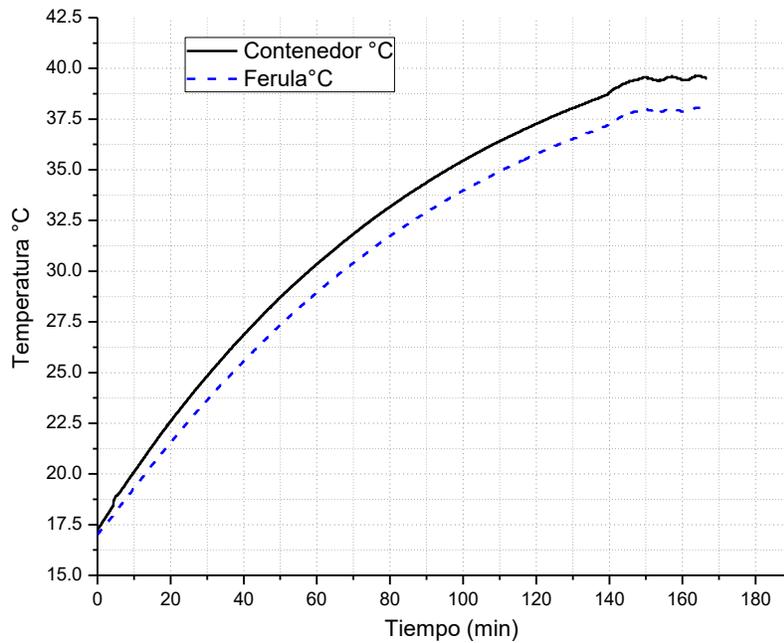


Figura 42 Comparación de temperatura entre la férula y el contenedor.

Para apreciar aún mejor el comportamiento se realizó una ampliación en la gráfica anterior y se puede apreciar en la Figura 43 que la férula aumenta su temperatura un poco más lento que el contenedor debido a que este último se encuentra aislado térmicamente por la espuma de poliuretano reduciendo aún más las pérdidas debido a la temperatura ambiente. También es posible observar que la férula no alcanza la temperatura deseada en estado estable, el valor de la temperatura medida en la férula mantiene una diferencia con respecto al set-point casi constante de aproximadamente 1.75°C por debajo, debido a las pérdidas de calor por la exposición a la temperatura ambiente del PCM en el recorrido, este error se puede corregir en código aumentando este valor de 1.75 al valor de set-point que busca el controlador y de modo alcanzar el valor deseado de temperatura en la férula sin necesidad de utilizar otro sensor directamente en esta, buscando reducir en lo posible el impacto psicológico de los dispositivos en contacto con el paciente.

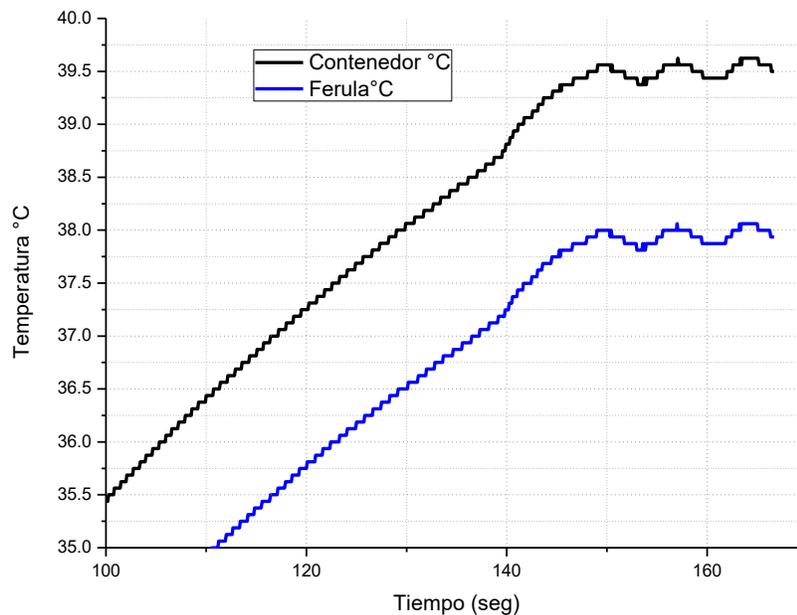


Figura 43 Ampliación de la gráfica de comparación de temperaturas.

Aunque se intentó aplicar perturbaciones al sistema que podrían darse durante el estado estable de la temperatura de la férula para ver como se corregía el error, los materiales de la rodillera que recubren el contenedor de la férula y que funcionan como aislante térmico hacen que las perturbaciones resulten prácticamente imperceptibles, debido también en parte a que las perturbaciones que podrían presentarse en el sistema en funcionamiento estarían en función de la temperatura ambiente a la que se encuentre el sistema, es decir no se presentan cambios drásticos de temperatura ya que la diferencia de temperatura entre la férula y el ambiente es no es muy grande y como ya se observó el PCM almacena en gran parte la energía térmica por lo que la pérdida de calor en este es apenas perceptible debido a que se mantiene circulando y recalentando, el flujo que entra a la férula con la temperatura deseada compensa las pequeñas perturbaciones que se pueden presentar ya que como se vio en la Figura 39 en la caracterización del PCM este pierde menos de 0.5°C en un lapso de tiempo de dos minutos que es el tiempo estimado que le toma al PCM circular completamente por el circuito hidráulico como se pudo observar en la prueba del circuito hidráulico, el error en estado estable se debe a que la capacidad de mantener la temperatura se ve afectada por la disminución de volumen[7] que se presenta en las vías, por lo que en estas es donde más energía térmica se disipa en el ambiente, por ello se presenta una pérdida constante de calor en la férula.

Utilizando una cámara termográfica se tomaron capturas de imágenes térmicas de la férula en funcionamiento mientras esta es usada por un voluntario utilizando inicialmente solo el PCM para poder observar la distribución del calor en la superficie de la férula.

Ya que los materiales de la rodillera funcionan como aislante térmico en la férula entre el contenedor con el agente térmico que tiene esta y la temperatura ambiente, se colocó la férula al revés sobre el voluntario como se observa en la Figura 44 para que se pudiera tomar la imagen de la temperatura ya que de otro modo se vería una medición errada



Figura 44 Voluntario usando la férula con el contenedor descubierto lleno de PCM.

Se fijó uno de los 2 apuntadores de los sensores de la cámara a las zona de la entrada y el otro a la zona de la salida de la férula ya que esta es la diferencia más grande de temperatura que puede haber en la férula, y por esto es que es donde se puede ver que tan buena es la distribución de calor como se muestra en la Figura 45.

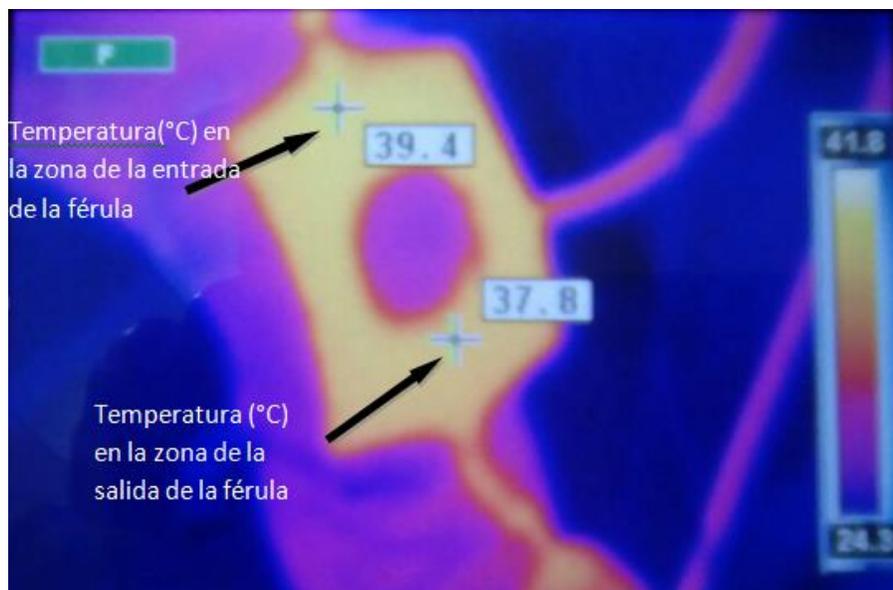


Figura 45 Imagen térmica de la férula en funcionamiento.

Debido a las características limitadas de la cámara termográfica para exportar la imagen capturada con la medición de temperatura se tomó una foto a la pantalla de la cámara para que se pudiera apreciar la barra con indicador de temperatura y la diferencia de temperatura que como se puede apreciar es de 1.6°C , que aunque no es crítica ya que pocos seres humanos son capaces de distinguir si existe una diferencia de temperatura tan pequeña únicamente con sentir las temperaturas en cuestión, se pensó que la viscosidad podía jugar un papel importante en la homogeneidad de la distribución ya que debido a esta el movimiento del fluido en el contenedor de la férula se ve afectado, por lo que para aumentar el movimiento del fluido dentro del contenedor se aumentó el voltaje de alimentación de la bomba de 3.3v a 5v , para aumentar el caudal que proporciona la bomba y de esta forma aumentar el movimiento dentro del contenedor, después de unos minutos se procedió a tomar otra imagen térmica observándose lo que se aprecia en la Figura 46, la diferencia en la zona de la entrada y la salida de la férula con una alimentación en la bomba de 5v es de 0.8°C .

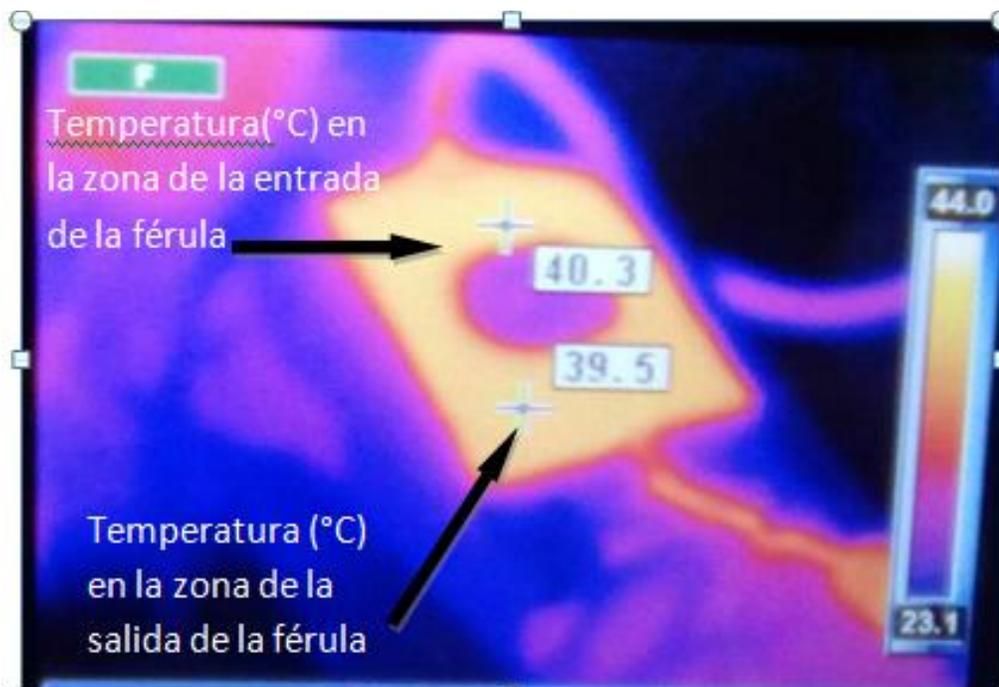


Figura 46 Imagen térmica de la férula en funcionamiento con la bomba a 5V.

Como se observó una mejora en la homogeneidad de la distribución de la temperatura del contenedor se procedió a vaciar el circuito hidráulico y llenarlo ahora con agua corriente

del suministro público y poner a funcionar el sistema, para realizar la misma prueba con la cámara termográfica como se aprecia en la Figura 47.



Figura 47 Prueba de la férula usada por un voluntario utilizando agua como fluido.

Al igual que con el PCM se procedió a tomar una imagen térmica para ver qué tan grande es la diferencia que indica la homogeneidad de la distribución de la temperatura pero ahora con agua y se observó lo que se muestra en la Figura 48.

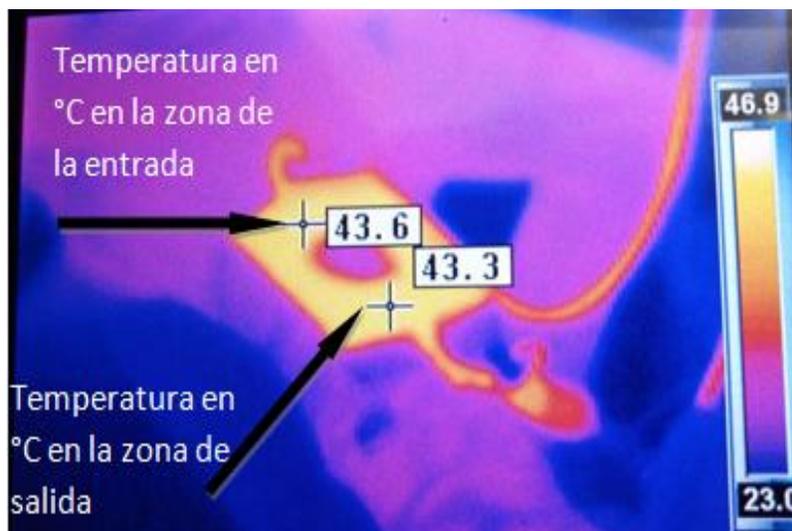


Figura 48 Imagen termográfica de una persona la férula llena de agua.

La diferencia en la distribución en el caso del sistema funcionando con agua fue de solo 0.3°C con una alimentación de 5V en la bomba del circuito hidráulico, la bomba ya se

encontraba trabajando en sus límites seguros de funcionamiento, y no se consideró adecuado incrementar el voltaje de alimentación para aumentar el caudal más y mejorar el movimiento del flujo del contenedor de la férula para disminuir así la diferencia de temperaturas en el caso del PCM, ya que en pruebas anteriores se intentó y el motor de 12VCD se quemó a los 30 minutos de funcionamiento, tiempo que dependiendo la temperatura ambiente a veces no es suficiente para que el sistema alcance una temperatura en el rango de termoterapia (38°C-44°C), menos aún es suficiente para que se lleve a cabo también una sesión de termoterapia, ya que en total el tiempo de calentamiento del sistema más el de sesión sería un tiempo de 40 minutos al menos.

Mientras un voluntario utilizaba el sistema se procedió a utilizar un arreglo de 4 sensores de temperatura LM 35 cada uno cubierto de thermofit en 4 puntos cercanos a las esquinas de la férula, para que los sensores tengan contacto directo con la férula y con la pierna del usuario y así conocer la temperatura promedio de la férula y la temperatura promedio también de la zona de la rodilla del usuario debido a férula. Para esto se promedió el valor de la señal de los 4 sensores y después se graficó el aumento de temperatura en estos y a su vez en el contenedor del PCM. Se inicio el sistema y estos datos se guardaron y se exportaron para graficar con OriginPro8 como con las gráficas anteriores, teniendo los resultados que se muestran en la Figura 49.

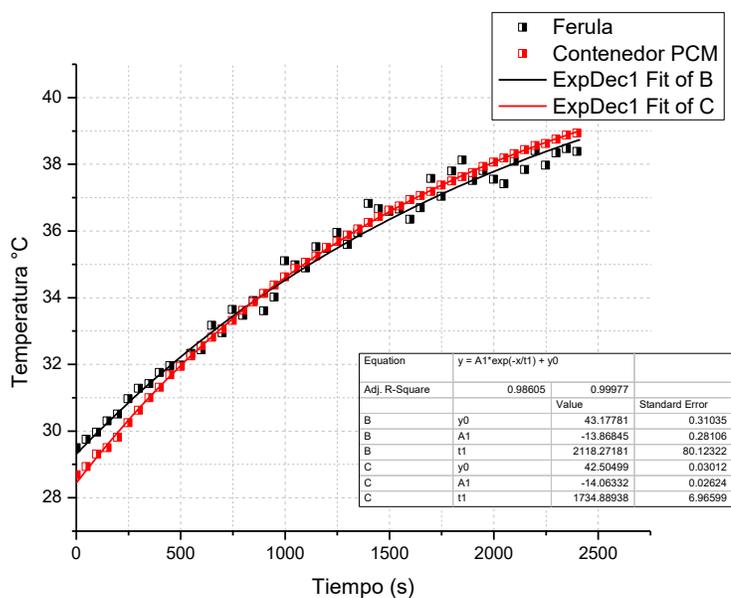


Figura 49 Medición utilizando 4 sensores LM35 en rodilla y férula.

Como se puede observar en la Figura 49 las gráficas tanto del contenedor como de los sensores situados en la férula y la rodilla son muy similares, inicialmente la gráfica de los LM35 inicia con un valor más alto debido a que el sistema aun está en calentamiento y también es debido a que los sensores miden tanto la temperatura corporal del paciente como

la temperatura de la férula, conforme avanza el tiempo y la temperatura aumenta alrededor de los 35°C que es un valor alrededor de la temperatura corporal normal de una persona, las gráficas se cruzan y entonces empieza a subir más rápidamente la temperatura del contenedor con respecto a la férula, ya que en este punto la férula se comporta como una carga y también ya que los sensores seguirán sensando ambos valores tanto la temperatura de la férula como la de la rodilla y esta última gracias al proceso de homeostasis en el cuerpo humano tendera a mantenerse alrededor de los 35°C y es por esto que se puede apreciar que la temperatura de la férula aumenta más lentamente a partir de ese punto, también es posible observar en la gráfica que la férula mantiene una temperatura muy similar todo el tiempo con respecto al contenedor con una diferencia en los rangos de interés (a partir de 38°C) de apenas 0.3°C aún menor que en pruebas anteriores, gracias a que la diferencia de temperatura entre la férula funcionando y la rodilla es aún menor que la diferencia de temperatura era entre la férula y la temperatura ambiente en pruebas anteriores por lo que pierde menos calor en su recorrido por el circuito, y de nuevo se comprueba la capacidad de almacenar energía del PCM. La prueba se detuvo en esa temperatura ya que para el usuario empezó a resultar incomoda la aplicación de temperatura a partir de los 38 °C ya que el voluntario tenía más tiempo del de una sesión de terapia utilizando la férula durante la prueba, por lo que la sudoración y otros factores pudieron jugar un papel importante, por eso es que el sistema esta propuesto para ser precalentado antes de utilizarse y no calentarlo mientras se utiliza.

Para propósitos puramente demostrativos antes de retirar la férula al voluntario, se tomó una foto con la cámara termográfica mientras el usuario la utilizaba como se aprecia en la Figura 50.

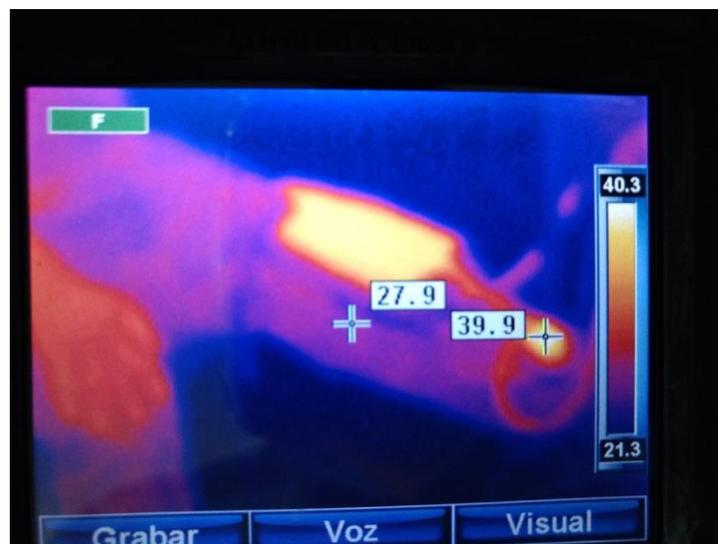


Figura 50 Imagen térmica del paciente usando la férula.

Para esta prueba se decidió utilizar un contenedor sin agujero central, el agujero tiene como propósito dar libertad al movimiento para la rodilla, pero sin este se maximiza el área de contacto y con una mínima adaptación el sistema podría ser implementado para aplicar termoterapia en otras zonas del cuerpo como la zona lumbar (adaptando el contenedor de la férula a una faja lumbar por medio de ojales de la misma forma que se adaptó a la rodillera) para ayudar en la recuperación de la lumbalgia por ejemplo, o para dolores músculo-esqueléticos en otras partes del cuerpo debido a trauma como en la pantorrilla, la pierna, o incluso en extremidades superiores es decir el contenedor sin hueco central es de propósito más general.

Conclusiones.

De la experimentación final se puede deducir que la férula presenta una pérdida de temperatura de 1.75°C cuando la temperatura del sistema se encuentra en estado estable (alrededor de 40°C), por lo tanto retroalimentado este valor al algoritmo de control es posible compensar esa pérdida de calor sumando este offset a la referencia para hacer que la férula alcance la temperatura deseada, tomando como base la misma analogía del circuito eléctrico, se puede visualizar lo anterior haciendo una analogía con la ley de voltajes de Kirchhoff que se basa en la ley de conservación de la energía y entonces: la temperatura total de la fuente de calor en este caso el contenedor temperatura, equivale a la suma de las caídas de la temperatura en el circuito, en este caso sería una caída de temperatura debido a la férula y la otra caída es el calor que disipa el ambiente en el recorrido que debe hacer el PCM a lo largo de las vías circuito hidráulico.

En el uso del PCM se observa un incremento en la eficiencia del sistema ya que al perder menos calor, alcanza la temperatura deseada más rápidamente y es menos susceptible a las perturbaciones, sin embargo también tiene un impacto directo sobre la homogeneidad de la distribución de calor en la superficie del contenedor de la férula ya que al aumentar la viscosidad disminuye el movimiento dentro del contenedor de la férula, cuando se utiliza únicamente agua el sistema se vuelve mucho más lento, pero en cambio la homogeneidad de la distribución de la temperatura en la férula también se ve afectada de manera favorable ya que al ser un líquido menos viscoso tiene mayor movimiento dentro del contenedor de la férula propiciando una mejor distribución de la temperatura, y también se sacrifica la estabilidad ante las perturbaciones que provee el PCM ya que el agua pierde calor mucho más rápidamente.

El uso del PCM aporta una inercia térmica considerable al sistema, que resulta beneficiosa para mantener la temperatura deseada en este y así proporcionar los gradientes de temperatura alrededor de la rodilla del paciente de forma precisa, que es el objetivo principal de la férula. El efecto perjudicial que la inercia térmica suele tener en los sistemas térmicos resultado del uso del PCM en el sistema, se compensa gracias al uso de las celdas Peltier ya que estas pueden cambiar su sentido de conducción de la energía como ya se mencionó.

Se considera cumplido el principal objetivo de este sistema, ya que es el de proveer los gradientes de temperatura a los que se expone normalmente el paciente en una sesión de termoterapia, con la ventaja de conocer y controlar la temperatura de los mismos ya que estos parámetros son necesarios para la realización de estudios futuros.

Trabajo Futuro.

Para que este diseño pueda ser factible para realizar crioterapia es decir la aplicación de frío, se requiere una forma de bombeo por succión más potente debido a que la viscosidad del PCM aumenta cuando la temperatura disminuye, por lo que se requiere de un mayor esfuerzo para hacerlo circular en el circuito hidráulico, se propone que se investigue el uso de dos bombas peristálticas para este fin, para asegurar que la férula no se quede sin contenido debido a la falta de flujo a la entrada de esta ya que como se desarrolló este proyecto la bomba extrae fluido de la férula y esta es llenada por gravedad desde el contenedor de ambiente controlado.

Este trabajo busca ayudar a dar luz acerca de los efectos fisiológicos que se presentan en las articulaciones y el sistema inmunológico debidos a la termoterapia, ya que estos efectos aún son debatidos en parte por las discrepancias sobre los diferentes gradientes de temperatura aplicados con los métodos disponibles hasta la actualidad.

Bibliografía

- [1] J. M. Irazabal and S. Blozis, "AN10216-01 I2C MANUAL," *Philips semiconductors*, 2003.
- [2] V. HINOJO FLORES, "TRATAMIENTO APITERAPEUTICO DE ENFERMEDADES AUTOINMUNES DE IMPORTANCIA EN LA SALUD PUBLICA. LA ARTRITIS REUMATOIDE," 2014.
- [3] R. Ungur, V. Ciortea, I. Onac, T. Mocan, L. Irsay, M. Dronca, *et al.*, "Clinical effects of multimodal therapy in patients with knee osteoarthritis Efectele clinice ale terapiei multimodale la pacienții cu gonartroză," *PALESTRICA MILENIULUI III*, p. 22, 2010.
- [4] N. Yıldırım, M. Filiz Ulusoy, and H. Bodur, "The effect of heat application on pain, stiffness, physical function and quality of life in patients with knee osteoarthritis," *Journal of clinical nursing*, vol. 19, pp. 1113-1120, 2010.
- [5] I. CARMONA TABOADA, F. A. CASAS GARCIA, and C. D. SALAZAR ZARZA, "DISEÑO DE UN SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA Y MONITOREO BASADO EN LOGICA DIFUSA PARA LA CALDERA ELECTRICA DEL LABINTHAP," 2013.
- [6] B. Tian and K. Wu, "Control circuit for fan," ed: Google Patents, 2013.
- [7] B. Zalba, J. M. Marín, L. F. Cabeza, and H. Mehling, "Review on thermal energy storage with phase change: materials, heat transfer analysis and applications," *Applied thermal engineering*, vol. 23, pp. 251-283, 2003.
- [8] Available: www.PCM-Solutions.com
- [9] M. Cuevas-Diarte, T. Calvet-Pallas, J. Tamarit, H. Oonk, D. Mondieig, and Y. Haget, "Nuevos materiales termoajustables," *Mundo Científico June*, 2000.
- [10] L. Solomin, *The basic principles of external skeletal fixation using the Ilizarov device*: Springer Science & Business Media, 2008.
- [11] C. D. S. GENERAL, "NORMA Oficial Mexicana NOM-241-SSA1-2012, Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos."
- [12] V. Robinson, L. Brosseau, L. Casimiro, M. Judd, B. Shea, G. Wells, *et al.*, "Thermotherapy for treating rheumatoid arthritis (Cochrane Review)," *The Cochrane Library*, 2002.
- [13] T. P. V. Vlieland, "Rehabilitation of people with rheumatoid arthritis," *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, vol. 17, pp. 847-861, 2003.
- [14] J. E. Helms and C. P. Barone, "Physiology and treatment of pain," *Critical care nurse*, vol. 28, pp. 38-49, 2008.
- [15] I. especialidades. Available: <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/temas.php?idv=2020>.
- [16] D. Kanare, "Hot and cold body pack," ed: Google Patents, 1991.
- [17] B. Voznesensky and I. Segev, "Physiotherapeutic device," ed: Google Patents, 2003.
- [18] J. Gill, K. J. Sham, and B. Armitage, "Stimulation device for treating osteoarthritis," ed: Google Patents, 2010.
- [19] C. O. Fruitman, "Transcutaneous electrical nerve stimulator with hot or cold thermal application," ed: Google Patents, 2012.
- [20] M. Patterson, "Impact of external fixation on adolescents: an integrative research review," *Orthopaedic Nursing*, vol. 25, pp. 300-308, 2006.
- [21] V. C. Rodica Ungur, Ioan Onac, Teodora Mocan, Laszlo Irsay, and Ș. S. Maria Dronca, Ileana Monica Borda, "<Clinical effects of multimodal therapy in patients with knee osteoarthritis.pdf>," *Palestrica of the third millennium – Civilization and Sport*, vol. Vol. 15, no. 1,, pp. 22–25, January-March 2014.
- [22] K. Ogata, *Discrete-time control systems*, 4th ed., 1987.
- [23] E. J. T. R. J. M. A. S. R. Ojeda. ANALISIS Y DISEÑO DE SISTEMAS DE

CONTROL DIGITAL [Online].

- [24] J. F. Dulhoste, Georges, D., & Besançon, G. , "Nonlinear control of open-channel water flow based on collocation control model.," *Journal of Hydraulic Engineering*, pp. 254-266, (2004).
- [25] N.-G. GmbH, W. 42, and Selb. (2017, 23/04/2017). *Definición de Conductividad Térmica*. Available: <https://www.netzsch-thermal-analysis.com/es/landing-pages/definicion-de-conductividad-termica/>
- [26] M. E. Olsson, *Long-term thermal performance of polyurethane-insulated district heating pipes*: Chalmers University of Technology, 2001.
- [27] A. N. P. E. rigido. (2017, 23/04/2017). *Low Thermal Conductivity*. Available: http://www.poliuretano.it/EN/thermal_conductivity_polyurethane.html
- [28] M. A. M. Rodriguez, "Desarrollo de una plataforma robotica movil teleoperada para aplicación en exteriores con sistema hibrido de energia.," 2016.
- [29] V. A. Martin Roberti, Francisco Madrid, "Fuente Conmutada de PC tipo ATX," *Universidad Tecnologica Nacional FRSN*, 2008.
- [30] J. García, J. Granados, J. F. Ch, and F. Tavera, "CARACTERIZACIÓN TERMODINÁMICA DE CELDAS PELTIER."
- [31] V. Mazzone, "Controladores pid," *Quilmes, Argentina*, 2002.
- [32] A. Manoo and E. Hensel, "One-dimensional two-phase moving boundary problem," in *Phase change heat transfer 1991*, ed, 1991.

Anexo

Productos de la tesis.

1. **Publicación en revista latindex:**” Control de temperatura para espacios reducidos basado en celda Peltier”, **Luis Antonio Naranjo Rosas**, Oliver Alegría Vázquez, José de Jesús Hernández Pino, Rigoberto Martínez Méndez y José de Jesús Agustín Flores Cuautle, UTCJ Theorema 6 - Número Especial Octubre 2017.
2. **Estancia** Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMX) 16-Oct. Al 16 Nov. 2016.
3. **Cartel:** “Férula Auxiliar en el tratamiento de termoterapia: resultados preliminares”, **Luis Antonio Naranjo rosas**, Oscar Osvaldo Sandoval González, Citlalli Trujillo Romero, Rigoberto Martínez Méndez, J.J. Agustín Flores Cuautle, Simposio Iberoamericano Multidisciplinario de ciencias e ingenierías, Septiembre 2017.
4. **Presentación oral:** “Férula Auxiliar en el tratamiento de termoterapia: resultados preliminares”, **Luis Antonio Naranjo rosas**, Oscar Osvaldo Sandoval González, Citlalli Trujillo Romero, Rigoberto Martínez Méndez, J.J. Agustín Flores Cuautle, Simposio Iberoamericano Multidisciplinario de ciencias e ingenierías, Septiembre 2017.
5. **Certificación de LabVIEW:** Certified LabVIEW Associate Developer.
6. **Artículo en extenso (Enviado para revisión):** “Férula Auxiliar en el tratamiento de termoterapia: resultados preliminares”, **Luis Antonio Naranjo Rosas**, Oscar Osvaldo Sandoval González, Citlalli Trujillo Romero, Rigoberto Martínez Méndez, J.J. Agustín Flores Cuautle, Simposio Iberoamericano Multidisciplinario de ciencias e ingenierías, Septiembre 2017.



CONTROL DE **TEMPERATURA** PARA ESPACIOS REDUCIDOS BASADO EN CELDA PELTIER

Luis Antonio Naranjo Rosas¹, Oliver Alegría Vázquez², José de Jesús Hernández Pino³, Rigoberto Martínez Méndez⁴ y José de Jesús Agustín Flores Cuautle⁵

^{1,2,3} Maestría en Ingeniería Electrónica,
Instituto Tecnológico de Orizaba,
Tecnológico Nacional de México, Oriente
9, Emiliano Zapata Sur, C.P. 94320
Orizaba, Veracruz.

⁴ Universidad Autónoma del Estado de
México,
Cerro de Coatepec s/n, Ciudad
Universitaria, C.P. 50100,
Toluca, Estado de México.

Recibido: Noviembre 11, 2016.
Recibido en forma revisada: Enero 9, 2017.
Aceptado: Mayo 22, 2017.

Resumen: El uso de elementos resistivos en el control de temperatura es de uso extendido, sin embargo, este tipo de elementos no permiten reducir la temperatura cuando la señal de control es negativa. En el presente trabajo se presenta un control de temperatura utilizando como elemento activo una celda Peltier; los resultados muestran que es posible a utilizar este tipo de elementos activos, siempre y cuando el ambiente a controlar sea de dimensiones reducidas. El uso de dimensiones reducidas permite disminuir la inercia térmica del sistema, permitiendo de esta forma obtener un mejor control.

+ **Palabras clave:** Celda Peltier, control y temperatura.

Abstract: The use of resistive elements in temperature control is widely extended however, this type of actuators do not allow to reduce the temperature when signal control becomes negative, in this paper a temperature control is presented using a Peltier cell as an active element, results show that it is possible to use this kind of elements when controlled environment is size reduced. The use of small sizes results in less thermal inertia and therefore, a better control is obtained.

+ **Keywords:** Peltier cell, control and temperature.



Toluca, México, octubre 11, 2016.

LUIS ANTONIO NARANJO ROSAS

**Estudiante del programa de maestría en Ingeniería Electrónica
Instituto Tecnológico de Orizaba**

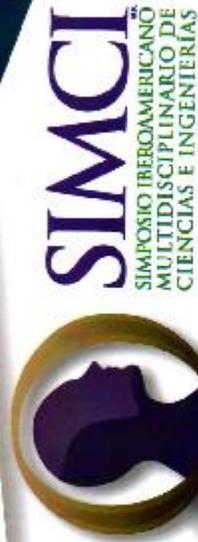
Estimado Ing. Luis Antonio, por medio de la presente me permito comunicarle que ha sido aceptado para realizar a una estancia de investigación en la Universidad Autónoma del Estado de México, en la Facultad de Ingeniería (UAE-Mex-FI) ubicada en la ciudad de Toluca, México. El propósito de su estancia es participar en el rediseño de un sistema electrónico para la reducción del dolor articular por medio de terapias de contraste térmico y estimulación eléctrica. Dicho prototipo forma parte del proyecto "Investigación y desarrollo biomecánico de sistemas de rehabilitación" registrado ante SEP-PRODEP en el cual participan activamente el Instituto Tecnológico Superior del Irapuato (ITESI), el Instituto Tecnológico de Orizaba (ITO) y la UAEMex.

La estancia de investigación comprende del 16 de octubre al 16 de noviembre del presente año. No omito mencionar que durante su estancia contará con el equipo e infraestructura con los que cuenta el CA-DSYC y que sean necesarios para desarrollar las actividades requeridas. Sin embargo, los viáticos derivados de su estancia corren por su cuenta.

Sin más por el momento me despido y quedo a la espera de su llegada. Cualquier duda o comentario por favor no dude en comunicarse.

Atentamente,

Dr. Rigoberto Martínez Méndez
Facultad de Ingeniería
Universidad Autónoma del Estado de México
Tel: 01(722)2140855 Ext. 1228
e-mail: rigo@ieee.org



La Universidad Politécnica de Pachuca, otorga el presente

Reconocimiento a: Mtro. Luis Naranjo Rosas

Por su participación en el Simposio Iberoamericano Multidisciplinario de Ciencias e Ingenierías, con su presentación oral **"Férula auxiliar en el tratamiento de termoterapia: resultados preliminares"**, efectuado del 20 al 22 de septiembre de 2017, en la ciudad de Pachuca de Soto, Hidalgo, México.

Dr. Marco Antonio Flores González
Rector



Serial Number: 100-316-15739
Issue Date: 10/21/2016
Expiration Date: 10/20/2018

NI CUSTOMER EDUCATION
Certification

Luis Naranjo Rosas

Has successfully completed all requirements and is now granted the title of:



A handwritten signature in black ink, reading "James J. Truchard".

James J. Truchard
President and CEO
National Instruments

