

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA

“CONTROL ADAPTABLE DE TEMPERATURA PARA UN SISTEMA DE PERFUSIÓN DE
ÓRGANO AISLADO CON MONITOREO INALÁMBRICO”

INFORME TÉCNICO DE LA OPCIÓN CURRICULAR EN LA MODALIDAD DE:
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO BIOMÉDICO**

PRESENTA:
CHRISTIAN ALFREDO CÁRDENAS DOMÍNGUEZ

DIRECTOR INTERNO: Dr. Jorge Isaac Chairez Oria.

DIRECTOR EXTERNO: M. en C. Nadezhda Aguilar Blas.

México, D. F. mayo 2011

CONTROL ADAPTABLE DE TEMPERATURA PARA UN SISTEMA DE PERFUSIÓN DE ÓRGANO AISLADO CON MONITOREO INALÁMBRICO

Cárdenas Domínguez Christian Alfredo, Aguilar Blas Nadezhda^{1*}, Chairez Oria Isaac^{2*}.

1. Departamento de Cirugía Experimental, Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán, Vasco de Quiroga, delegación Tlalpan, Distrito Federal, México. Correo electrónico: crubskay@hotmail.com
2. Departamento de Bioelectrónica, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología I.P.N. , Av. Acueducto s/n. Barrio la Laguna Ticomán, GAM.07340, Distrito Federal, México. Correo electrónico: isaac_chairez@yahoo.com

Palabras clave: preservación pulmonar, lógica difusa, modos deslizantes, termocontrolador.

Introducción.

Uno de los factores que ha limitado la efectividad y las posibilidades de trasplante de órganos de donantes con muerte cerebral es el tiempo de viabilidad de los mismos. Hoy en día, el procedimiento más empleado para el traslado y preservación de órganos, en lo que a temperatura refiere, es colocar al órgano en un recipiente con hielo a una temperatura cercana a 4°C por un tiempo no mayor a 6 horas (para pulmón); sin embargo, dicho procedimiento implica la reducción del metabolismo, lo que a largo plazo llega a ser causa de lesiones en el tejido, además de que no se considera el monitoreo de la temperatura del mismo. Recientemente la preservación bajo condiciones de normotermia ha ganado interés como una técnica prometedora para mantener viable un órgano por un largo plazo. Esta técnica puede ofrecer diferentes ventajas incluyendo la habilidad de restaurar el metabolismo oxidativo en órganos dañados por isquemia, y la posibilidad de hacer pruebas de diagnóstico pre-trasplante del tejido. Por otro lado se ha considerado la combinación de la normotermia con la perfusión de órganos para mejorar sus resultados. En cualquiera de las técnicas empleadas, se debería esperar una temperatura controlada, es por ello que la introducción de sistemas biomédicos de control de temperatura en conjunto con técnicas de preservación ya estudiadas, aportará una herramienta de apoyo a la investigación e innovación de los métodos de preservación. Para ello es necesario considerar lo siguiente: tener elementos que permitan manipular la temperatura de manera precisa y flexibles, el uso de sensores que no solo faciliten monitorear en tiempo real el órgano, sino que permitan mantenerlo en un ambiente estéril y el uso de algoritmos de control que optimicen los resultados esperados. En este trabajo se abordará la propuesta del diseño e instrumentación de un controlador térmico para un modelo de perfusión de órgano aislado, donde se combinarán técnicas de control de inteligencia artificial, instrumentos de alta precisión para regulación de temperatura y sensores inalámbricos.

Metodología.

Se realizará el diseño de un sistema de regulación térmica a partir de electrónica convencional y microcircuitaría programable (en donde se implementarán técnicas de control artificial avanzadas), en conjunto con celdas Peltier, una resistencia calentadora de agua y pirómetros. Se desarrollará una interfaz gráfica que defina y monitoree el funcionamiento del sistema en todo momento.

Resultados y discusión.

Se construyeron los circuitos de acople de la señal de salida de los pirómetros, se desarrolló un algoritmo de comunicación vía serial

del PIC con la computadora, con lo que se pudo realizar una interfaz gráfica que grafica elementos importantes para el controlador así como la temperatura cada 200ms. Se desarrolló un sistema de actuadores tanto para las celdas Peltier como para la resistencia calentadora, así como el aislamiento de estas últimas dos tierras entre sí y con el PIC. Las celdas Peltier y la resistencia fueron controladas por un PWM de 120Hz y cuyo valor de ciclo útil dependía del controlador difuso desarrollado en el PIC. Se desarrolló también en el PIC un algoritmo de modos deslizantes para derivar indirectamente el error (Supertwisting), cuyo valor es necesario para desarrollar el control por lógica difusa en todo momento. Finalmente se hicieron pruebas de control para diferentes temperaturas, con las que se determinó la efectividad del trabajo del sistema como una planta de control a lazo cerrado.

Conclusiones y perspectivas.

Se desarrolló un sistema de control de temperatura basado en técnicas de control artificial embebido en un microcontrolador y manipulado por actuadores y circuitería de protección específica para señales alternas y directas de 127Vrms y 5 vDC/8A respectivamente, así como una interfaz gráfica que determina y monitorea el funcionamiento del control y la temperatura medida cada 200 ms. El siguiente objetivo a alcanzar es implementar este control al modelo de preservación de órgano aislado que se encuentra en el INCMNSZ (Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán) y hacer pruebas en modelos animales que nos permitan encontrar una temperatura ideal de preservación de pulmones destinados a trasplante.

Agradecimientos.

A la M. en C. Nadezhda Aguilar Blas del departamento de cirugía experimental del INCMNSZ y al Dr. Jorge Isaac Chairez Oria del departamento de bioprocesos de la UPIBI por todo el financiamiento y apoyo académico y personal proporcionado durante la realización del presente trabajo.

Referencias.

1. Montero Benzo, Rafael. 2006. **Tratado de trasplantes de órganos: tomo II**. Primera edición Editorial ARÁN Ediciones S.L., España:
2. Levant, Arie. Robust Exact Differentiation via Sliding Mode Technique (1998). *Automatica*, Vol. 34. No.3.
3. Zimmermann, H. -J. Description and optimization of fuzzy systems. *Int. J. Gen. Syst.* 2:209-21



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA DE BIOTECNOLOGÍA**

**M EN C. ENRIQUE HERNÁNDEZ GARCÍA
COORDINADOR DE PROYECTO TERMINAL III**

Los abajo firmantes designados por el Comité de Proyecto Terminal como miembros del jurado calificador del Informe final titulado “Control adaptable de temperatura para un sistema de perfusión de órgano aislado con monitoreo inalámbrico “, que presenta el C. Christian Alfredo Cárdenas Domínguez de la carrera de Ingeniería Biomédica, informamos que después de haber revisado cuidadosamente el informe escrito, consideramos que reúne las características que se requieren para su impresión y aspirar a la aprobación del Proyecto Terminal III.

NOMBRE

FIRMA

M. en C. Nadezhda Aguilar Blas
ASESOR EXTERNO

Dr. Jorge Isaac Chairez Oria
ASESOR INTERNO

M. en C. Iván de Jesús Salgado Ramos
EVALUADOR

Se extiende la presente a los 20 días del mes de MAYO del año 2011.

AGRADECIMIENTOS

- A María Elvira, mi madre, por todo su apoyo incondicional y por haber sabido siempre guiar mi camino. Te agradezco infinitamente ya que sin el esfuerzo, amor y confianza que has depositado en mí durante todos estos años, no podría haber realizado esta gran meta de vida. Agradezco también a mi padre, Alfredo Cárdenas, por todos aquéllos memorables momentos en que el cansancio nunca fue un impedimento para regalarme consejos, paz y felicidad; así como a mi hermano Sebastián, por aguantarme todos estos años tal y como soy. Los amo.
- A la M. en C. Nadezhda Aguilar Blas del departamento de cirugía experimental del INCMNSZ y al Dr. Jorge Isaac Chairez Oria del departamento de bioprocesos de la UPIBI por todo el financiamiento económico y apoyo académico y personal proporcionado durante la realización del proyecto.
- Agradezco mucho a mis amigos-hermanos por estar conmigo en las buenas y en las malas, por cada momento de apoyo, felicidad y cariño que me han regalado, y por brindarme el honor de ser parte de sus vidas, ya que los amigos son la única familia que podemos elegir.
- Agradezco a toda mi familia, puesto que han influenciado de manera positiva mi desempeño académico y personal al depositar su confianza en mí, sirviendo como incentivo para seguir siempre adelante.

ÍNDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN.....(1)	(1)
-----------------------------	------------

TRASPLANTES.....	1
Tipos de trasplante	1
PRESERVACIÓN DE ÓRGANOS PARA TRASPLANTE	2
Periodo de isquemia.....	2
Isquemia fría y caliente	4
Métodos de preservación de órganos	4
Precondicionamiento isquémico.....	7
TRASPLANTE PULMONAR	8
Indicaciones y contraindicaciones.....	8
PRESERVACIÓN PULMONAR	9
Soluciones de preservación pulmonar	10
Farmacología adyuvante	12
Insuflación pulmonar y oxigenación.....	13
Complicaciones.....	13
Fallo primario de injerto	13
IMPACTO DE LA TEMPERATURA EN LA PRESERVACIÓN DE ÓRGANOS ..	16
Temperatura de preservación pulmonar	17
SISTEMAS DE CONTROL TÉRMICO EN LA PRESERVACIÓN DE ÓRGANOS	17
INTELIGENCIA ARTIFICIAL Y TÉCNICAS DE CONTROL AUTOMÁTICO	18
LÓGICA DIFUSA	19
Antecedentes históricos de la lógica difusa.....	19
Sistema de diseño convencional de controladores.....	20
Controladores difusos	23
Conjuntos difusos y funciones de membresía	25
Variables, valores y reglas con asignación lingüística.....	27
Universo de discurso.....	27
Funciones de membresía	30
Operaciones difusas.....	31

Fuzificación	33
El mecanismo de inferencia	34
Matching	34
Paso de inferencia	36
Regla composicional de la inferencia	36
Defuzificación	36
Conjuntos difusos implicados	37
El conjunto difuso totalmente implicado	39
MODOS DESLIZANTES	41
Modos deslizantes de segundo orden	42
Super-twisting	43
Supertwisting discreto	44
OBJETIVOS.....(47)	
GENERAL	47
PARTICULARES	47
METODOLOGÍA.....(48)	
META 1 “Realizar un reconocimiento del sistema de perfusión pulmonar”.	48
META 2 “Investigar los aspectos principales del trasplante y preservación pulmonar, así como su dependencia con la temperatura de preservación.”	49
META 3 “Evaluar el sistema de preservación pulmonar bajo un proceso térmico que involucre la presencia de un gradiente de temperatura.”	49
META 4 “Construir el circuito que acopla la señal de salida del sensor de temperatura infrarrojo (pirómetro) para utilizarla con microcontroladores.”	50
META 5 “Desarrollar el algoritmo de comunicación con cualquier computadoravía serial - USB.”	53
META 6 “Diseñar y programar en MATLAB una interface gráfica que muestre datos de importancia para el control (error, derivada del error) y la preservación pulmonar.”	53
META 7 “Desarrollar el algoritmo de control por lógica difusa dentro de un microcontrolador.”	55

7.1 algoritmo de control	55
7.2 FAM (FuzzyAssociativeMemory)	58
Error=0 y Derivada del error muy negativa.....	59
Error muy negativo y Derivada del error=0.....	60
Error y Derivada del error muy negativos.	60
Error muy negativo y Derivada del error muy positiva.	60
Error muy negativo y Derivada del error negativa.....	60
Error muy positivo y Derivada del error negativa.	61
Error es negativo y Derivada del error muy negativa.....	61
Error positivo y Derivada del error muy negativa.	61
Error y Derivada del error negativos.....	62
Error positivo y Derivada del error negativa.	62
Error=0 y Derivada del error negativa.	62
Error positivo y Derivada del error =0.....	62
Error y Derivada del error =0.	63
7.3 Fuzificación	63
7.4 Defuzificación.....	64
La defuzzificación se hará utilizando la técnica del centro promedio, que suma todos los valores resultantes de multiplicar la matriz de inferencia por su correspondiente FAM y luego dividiendo ese numerador entre la sumatoria de todos los valores individuales de la matriz de inferencia; esto para obtener ya un valor entre 0 y 255 de PWM para controlar los actuadores del sistema. El primer actuador se refiere a la señal de PWM entregada a la celda Peltier, cuyo valor de ancho de pulso queda determinado por:	64
En donde la matriz de inferencia es la multiplicación de los vectores que contienen cada uno de los valores de MU al regresar de las subrutinas de las funciones de membresía y las FAM1enf y FAM2cal son las matrices que contienen los valores de la tabla 5.	65
7.5 PWM.....	65
META 8 “Desarrollar el algoritmo de Super-Twisting (ST) y Super-Twisting discreto (STd) basado en modos deslizantes para derivar de la mejor manera posible el error del sistema. “	65
8.1 Super-twisting continuo.....	65
8.2 Super-twisting discreto(Std)	66
8.3 Implementación en el PIC.....	68
META 9 “Comparar las condiciones de los algoritmos de control en el termocontrolador desarrollado.“	68

META 10 “Desarrollar el sistema de actuadores para el control de las celdas Peltier.”	69
META 11 “Desarrollar el sistema de actuadores para el control de la resistencia calentadora de agua.”	69
META 12 “Realizar pruebas del sistema de control de temperatura proponiendo distintas secuencias de control térmico para determinar la robustez del controlador construido sin la presencia del órgano.”	72
META 13 “Realización de pruebas en un modelo experimental”	72

RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....(48)
--

Construcción del circuito que acopla la señal de salida del pirómetro para poder utilizarla con microcontroladores.....	73
“Desarrollo del algoritmo de comunicación con cualquier computadora vía serial - USB.”	75
“Diseño y programación en MATLAB de una interfaz gráfica que muestre datos de importancia para el control (error, derivada del error) y la preservación pulmonar.”	78
”Desarrollo del algoritmo de control por lógica difusa dentro de un microcontrolador PIC.”	80
PWM ENVIADO A LA CELDA PELTIER	81
PULSOS ENVIADOS AL ACTUADOR DE LA RESISTENCIA	82
PWM ENVIADO A LA CELDA PELTIER	85
PULSOS ENVIADOS AL ACTUADOR DE LA RESISTENCIA	86
Desarrollo del algoritmo de Super-Twisting (ST) y Super-Twisting discreto (STd) basado en modos deslizantes para derivar de la mejor manera posible el error del sistema.	88
SuperTwisting Continuo.....	88
SuperTwisting Discreto	89
Implementación en el PIC	91
Desarrollo el sistema de actuadores para el control de las celdas Peltier.....	92
Desarrollo del sistema de actuadores para el control de la resistencia calentadora de agua.	95

Realización de pruebas del sistema de control de temperatura proponiendo distintas secuencias de control térmico para determinar la robustez del controlador construido sin la presencia del órgano. 102

CONCLUSIONES.....	105
RECOMENDACIONES PARA TRABAJO A FUTURO.....	106
BIBLIOGRAFÍA.....	107

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura		Página
INTRODUCCIÓN		
1	Alteraciones metabólicas celulares producidas por isquemia. La descripción de los puntos asociados a estos problemas se muestra en el texto adjunto a esta figura	3
2	Fases de la preservación por perfusión y almacenamiento hipotérmico. 1. Perfusión enfriamiento, 2. Perfusión preservación y 3. Perfusión lavado.	5
3	Modelo básico de un sistema de control general basado en lógica difusa. Aquí el proceso se refiere a la planta que se desea controlar (el modelo de perfusión de órgano aislado).	24
4	Representación global del sistema difuso como mapeo entre las entradas y las salidas.	26
5	Formas comunes de las funciones de membresía utilizadas en los sistemas de control difusos.	30
METODOLOGÍA		
6	Modelo de Perfusión de órgano aislado. W: sensor de peso PA: sensor de presión arterial. PV: Sensor de Presión venosa. 1: Baño maría. 2: Paquete pulmonar a preservar. 3: Bomba peristáltica. 4: Reservorio de productos finales de la perfusión.	48
7.1	Porcentaje de transmisión del filtro a diferentes longitudes de onda.	51
7.2	Voltaje de salida del sensor.	51
8	Acoplamiento del voltaje entregado por el sensor.	52
9	Comportamiento teórico de la respuesta del acople del sensor.	50
10	Algoritmo a seguir de la interfaz gráfica.	54
11	Interface gráfica en Matlab.	55
12	Diagrama de flujo del programa principal del PIC.	56
13	Diagramas de flujo de subrutinas de funciones de membresía. a) Función Z b) Función S c) Función T	57
14	Seguimiento de la temperatura a una referencia.	59
15	Funciones de membresía propuestas para el controlador difuso	63
16	Función de membresía Z..	64
17	Esquema a programar en Simulink.	66
18	Diagrama de flujo del programa en MATLAB para el STd.	67
19	Aislamiento del PIC y actuadores para la celda Peltier.	69
20	Acondicionamiento de la señal alterna de 127Vrms.	69

21	Períodos y cruces por cero de una señal alterna de 60Hz.	70
22	Aislamiento del PIC y actuadores para la resistencia calentadora.	71
RESULTADOS Y DISCUSIÓN		
23	Circuito que acopla la señal entregada por el pirómetro	72
24	a) Simulación de la circuitería a usar b) Envío de datos vía serial por el PIC	76
25	Implementación de la comunicación serial-USB con una Laptop.	77
26	Recepción real de datos en la interfaz de Proton	78
27	Forma en que se envían los datos de temperatura, error y derivada del error a MATLAB.	78
28	Interfaz gráfica en funcionamiento	79
29	Simulación del funcionamiento del programa que implementa la lógica difusa.	80
30	Simulación de la salida del control difuso para la Peltier	81
31	Simulación de la salida del control difuso para la Peltier.	81
32	Simulación de la salida del control difuso para la Peltier.	82
33	Simulación del pulso de salida del control por fase difuso para la resistencia	82
34	Simulación del pulso de salida del control por fase difuso para la resistencia.	83
35	Simulación del pulso de salida del control por fase difuso para la resistencia.	83
36	Comportamiento del sistema esperado al no calentar	84
37	Comportamiento del sistema esperado al calentar con la mitad de potencia	84
38	Salida real del control difuso para la Peltier	85
39	Salida real del control difuso para la Peltier	85
40	Salida real del pulso de control por fase difuso para la resistencia	85
41	Salida real del pulso de control por fase difuso para la resistencia	86
42	Salida real del pulso de control por fase difuso para la resistencia	87
43	Salida real del pulso de control por fase difuso para la resistencia	87
44	a) Señal de entrada $f(t)$ b) Derivada de $f(t)$ y salida del derivador por ST	88
45.1	Señal de entrada $f(t)$ y seguimiento del controlador	89
45.2	Error del controlador	89
46	Derivada de $f(t)$ y seguimiento del derivador	90
47	Error del derivador	90
48	Función senoidal del PIC graficada en MATLAB	91
49	Seguimiento del controlador a la señal de entrada.	91
50	Derivada construida manualmente en el PIC	92
51	Derivada obtenida con el Supertwisting construido en el PIC	92
52	a) Simulación del circuito que implementa los actuadores para la celda Peltier. b) Salida del PIC – canal 1 – y voltaje medido en la Peltier – canal 2 –.	93
53	a) Implementación de los actuadores para la celda Peltier. b) Voltaje medido en la celda Peltier.	94

54	a) Simulación del circuito que acopla la señal senoidal a valores de voltaje útiles para el PIC. b) Señales esperadas a la salida de cada OPAM.	95
55	a) Implementación del acoplamiento de la señal senoidal con OPAM's. b) Voltaje medido a la salida del cuarto OPAM	96
56	a) Simulación del circuito que implementa los actuadores para la resistencia calentadora. b) Señales esperadas al medir sobre la resistencia calentadora	98
57	Circuitería interna del MOC3031	99
58	Implementación de los actuadores para la resistencia calentadora	100
59	Señales alternas medidas en la resistencia calentadora de agua a diferentes valores de PWM suministrados por el controlador.	101
60	Sistema completo en funcionamiento	102
61	Interfaz monitoreando el comportamiento de todo el sistema	103

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla		Página
INTRODUCCIÓN		
1	Soluciones de preservación pulmonar.	11
2	Complicaciones perioperatorias del trasplante pulmonar.	14
3	Características principales de la lógica difusa	25
4	Descripciones matemáticas de las principales funciones de membresía empleadas en la lógica difusa. Se presentan las funciones triangulares derecha ("S"), izquierda ("Z") y triangular normal. De la misma forma aparecen las expresiones matemáticas para las funciones de tipo campana de gauss.	31
METODOLOGÍA		
5	Tabla de reglas inicial. -2: Muy negativo, -1: Negativo, 0:Cero, 1+:Positivo, 2+: Muy positivo, E:Enfriar,C:Calentar (0=nada,1=poco,2=medio,3=mucho)	50
RESULTADOS		
6	Temperatura medida con el termómetro y voltaje entregado por el circuito de acople del sensor en cada caso	74
7	Comparación de mediciones de temperatura y diferencia entre ambas.	75
8	Tabla de reglas final. -2: Muy negativo, -1: Negativo, 0:Cero, 1+:Positivo, 2+: Muy positivo, E:Enfriar,C:Calentar (0=nada,1=poco,2=medio,3=mucho).	104

INTRODUCCIÓN

TRASPLANTES

El trasplante de órganos, uno de los milagros médicos del siglo XX, ha alargado y mejorado la vida de cientos de miles de pacientes a nivel mundial. Los grandes avances científicos y clínicos de entregados profesionales de la salud, así como los numerosos actos de generosidad de los donantes de órganos y sus familias, han hecho que los trasplantes ya no sean solo una terapia que salva vidas sino también un brillante símbolo de solidaridad humana. Aun así, estos logros han estado manchados por numerosos informes sobre el tráfico con seres humanos que se utilizan para extraer órganos y sobre pacientes-turistas de países ricos que viajan al extranjero para comprar órganos a la gente con menos recursos [35]. Además, el coste del proceso de trasplante es muy elevado, ya que se debe tomar en cuenta el gasto del médico que envía a un especialista al paciente, quien realiza estudios específicos para determinar la necesidad de trasplante, costos por traslado y preservación, por estudios finales de biocompatibilidad, etc.. Por ejemplo, en [36], se realizó un estudio en el cual se estimó el coste total (costos de entrada, costos de capital y costos recurrentes) de un solo trasplante de médula ósea en 2,3 millones de pesos.

La idea de sustituir un órgano o tejido enfermo por otro sano es muy antigua, quizá porque indica la impotencia del hombre para evitar la pérdida irreversible de alguna función. El trasplante es la última alternativa a otras terapéuticas, que tratan de recuperar la función sin involucrar la sustitución completa de algún órgano [2].

El término trasplante procede del latín *trans-plantare*, que significa transportar de una parte a otra. En términos médicos, consiste en colocar en una parte del cuerpo un órgano o tejido, natural o artificial, propio o extraño, denominado trasplante o injerto [1].

TIPOS DE TRASPLANTE

Existen distintos tipos de trasplantes y se clasifican dependiendo de varios factores:

- A) En función de la relación genética existente entre el donante y el receptor
 - *Autotrasplante*: El donante y receptor son el mismo individuo.
 - *Isotrasplante*: Se realiza entre individuos genéticamente idénticos (gemelos univitelinos).
 - *Alotrasplante*: El donante y receptor son de la misma especie pero genéticamente distintos.
 - *Xenotrasplante*: El donante y el receptor son de especies distintas.

B) La finalidad del trasplante que puede ser:

- *Metabólica*: Hígado, islotes pancreáticos, etc.
- *Mecánica*: Hueso, tendón, válvulas cardíacas, etc.

C) Según la localización del injerto en el receptor:

- *Ortotópico*: El injerto se implanta en su localización anatómica natural.
- *Heterotópico*: El injerto se coloca en un lugar diferente a su situación normal.

PRESERVACIÓN DE ÓRGANOS PARA TRASPLANTE

El trasplante y sus técnicas asociadas han mejorado bastante en los últimos años [1]; aunque se siguen teniendo complicaciones debidas al historial clínico del donante y del receptor, biocompatibilidad entre los mismos, etc. Todos estos aspectos han hecho que la lista de espera de pacientes en espera de un órgano haya aumentado mucho con respecto a los órganos disponibles. Es por esto que se han ideado métodos de preservación de los órganos que ayuden a mejorar la viabilidad de los mismos [1]; ya que además de buscar aumentar tiempo de vida del órgano, se debe lidiar con efectos negativos producidos desde el momento en que se retira el órgano del donante hasta que se trasplanta. Incluso se ha observado que se enfrentan problemas debidos a reacciones inmunológicas por parte del receptor solo por cuestiones asociadas a la preservación [2].

PERIODO DE ISQUEMIA

La extracción de un órgano para su posterior trasplante exige sudevascularización, esto es, la supresión tanto del aporte como del drenaje sanguíneo, lo cual es conocido como periodo de isquemia. De inmediato, el órgano sufre severas alteraciones metabólicas celulares (Figura 1), que son descritas a continuación [1]:

1. Depleción de ATP.
2. Acidosis por acumulo de ácido láctico, procedente del metabolismo celular, que no puede ser eliminado.
3. Una de las consecuencias de la disminución de ATP, es la inhibición de la actividad de la Adenosín-trifosfatasa $\text{Na}^+ \rightarrow \text{K}^+$ dependiente, con la consiguiente entrada de Na^+ y agua al interior de la célula que causan edema intracelular.

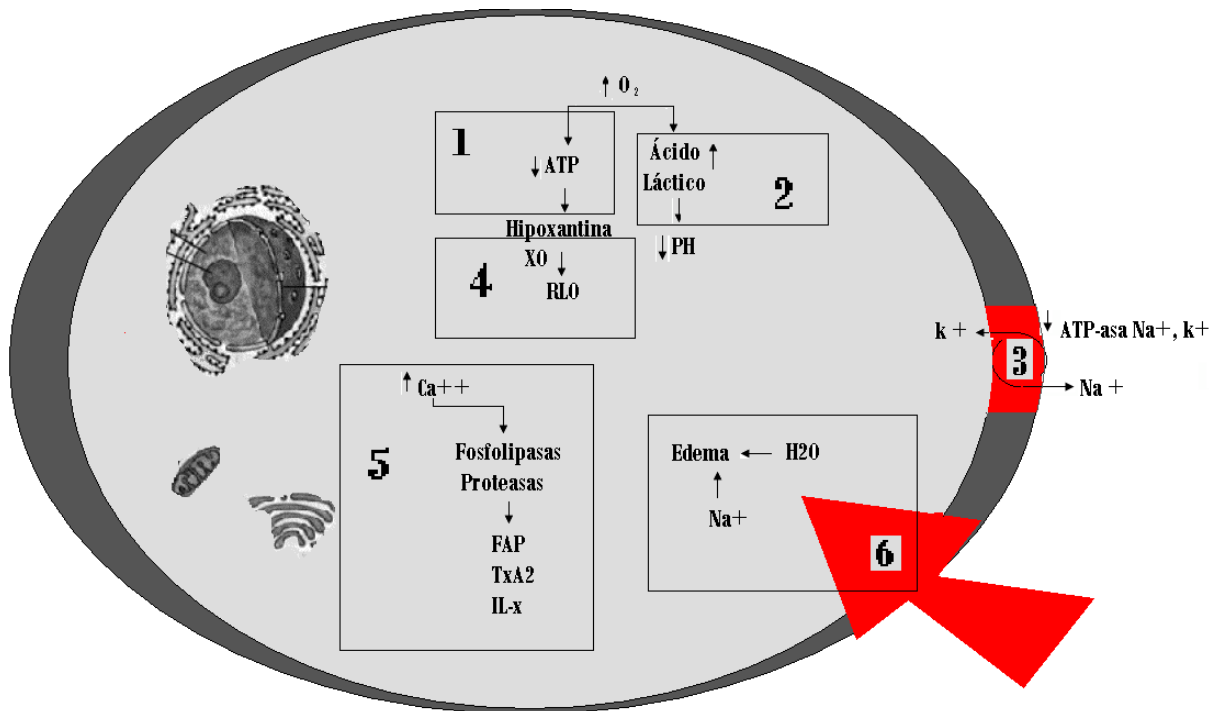


Figura 1. Alteraciones metabólicas celulares producidas por isquemia. La descripción de los puntos asociados a estos problemas se muestra en el texto adjunto a esta figura.

4. Generación de radicales libres de oxígeno, a expensas de Xantina e Hipoxantina, por activación del sistema enzimático Xantino-oxidasa.
5. Aumento de las concentraciones de Ca^{++} libre intracelular procedente de las mitocondrias y del retículo endoplásmico. El Ca^{++} es muy citotóxico porque activa fosfolipasas (enzimas que hidrolizan enlaces ester de fosfolípidos) y proteasas (enzimas que catalizan la digestión de proteínas), que causan lesiones en las membranas celulares y, además, es capaz de activar sistemas enzimáticos que estimulan la liberación de múltiples mediadores inflamatorios, en particular PAF (factor de activación plaquetario), derivados del Acido araquidónico (TxA2 y LT) y citoquinas (IL-1, IL-8, IL-6, TNF- α).
6. Durante la isquemia, además de edema celular, se produce edema intersticial. La disminución del aporte de oxígeno cursa con un descenso en la concentración y una desorganización estructural de las proteínas responsables del mantenimiento de las uniones estrechas y uniones entre células endoteliales adyacentes: Ocludina y E-Cadherinas vascular endotelial. Como resultado, se forman poros de gran tamaño ("gaps") entre las células endoteliales, perdiendo así el endotelio su función de barrera. El aumento de la permeabilidad endotelial induce la salida de líquido del compartimento intracelular al intersticio, lo cual hace que al edema celular se asocie un componente de edema intersticial.

ISQUEMIA FRÍA Y CALIENTE

El concepto de isquemia caliente o fría hace referencia al tiempo de isquemia normotérmica o hipotérmica que puede transcurrir antes de que el tejido u órgano en preservación adquiera daños celulares irreversibles [2].

El tiempo límite de viabilidad en isquemia normotérmica suele situarse entre los 30-60 minutos en la mayoría de los tejidos y en isquemia fría depende de la temperatura, ya que a medida que disminuye, se enlentece el metabolismo de enzimas que degradan componentes esenciales para la viabilidad celular, pudiendo aumentar significativamente el tiempo de preservación de algunos órganos [2].

MÉTODOS DE PRESERVACIÓN DE ÓRGANOS

Es indudable que la isquemia no se puede evitar al extraer órganos, pero sí es posible disminuir sus efectos patológicos para conservar la viabilidad del injerto hasta su implante en el receptor. Debido a esta situación, se surgieron distintos métodos de preservación [1]. El concepto básico de la preservación de órganos, es conservar la integridad celular del órgano [18]. Para ello se ha buscado implementar diversas técnicas que van desde el almacenamiento en hielo hasta la circulación a través de la arteria de soluciones que protejan el tejido durante el periodo de isquemia, oxigenación, manejo de diferentes niveles de temperatura, etc.

Actualmente debido a su sencillez, el método de preservación elegido en la clínica humana es intentar retrasar los efectos nocivos de la isquemia mediante el enfriamiento del órgano por medio de:

1. Almacenamiento hipotérmico: Éste método de preservación consta de:

- a) *Perfusión-Enfriamiento*: se realiza en el donante, tras la canulación de sus vasos sanguíneos, con una solución a una temperatura aproximada de 15°C para impedir las lesiones secundarias a un enfriamiento brusco del órgano. Sus objetivos son disminuir progresivamente la temperatura y la eliminación del contenido hemático de la microcirculación del injerto [1], (Figura 2.1).
- b) A continuación y, también en el donante, se procede a la *Perfusión-Preservación*, en la cual se perfunde la solución de preservación a 4°C y cuyo objetivo es atenuar los efectos nocivos de la isquemia y de la hipotermia sobre las células (Figura 2.2).
- c) Una vez extraído el órgano del donante se sumerge en la solución de preservación, se envuelve en una doble bolsa de plástico y se procede a su almacenamiento en frío rodeándolo de hielo en un contenedor isotérmico para su transporte. Durante ésta fase *in-vitro* los cirujanos pueden realizar las maniobras quirúrgicas precisas para la preparación del injerto (cirugía “de banco”) [1].

- d) Ya en el receptor y, antes de revascularizar el órgano, se efectúa una *Perfusión-Lavado* para eliminar de su microcirculación, tanto la solución de preservación, como el K⁺ y los catabolitos ácidos acumulados durante el período de isquemia. Cuando se completan las anastomosis vasculares y se revasculariza el órgano finaliza el período de isquemia fría [1] (Figura 2.3).

La utilidad de la hipotermia consiste en su efecto sobre el metabolismo ya que disminuye la actividad enzimática. Arrhenius y Van'tHoff demostraron que un cambio de 10°C produce casi una duplicación (1,5 a 2,5) en la actividad enzimática [1]. Una ecuación ideada por Van'tHoff establece que, teóricamente, una disminución de la temperatura desde la situación de normotermia (37°C) hasta una temperatura de almacenamiento (4°C) disminuirá entre 12 y 13 veces la actividad enzimática y, por tanto, el metabolismo celular, lo que ayuda a que la degeneración del tejido no sea tan la rápida [1]. Sin embargo, el almacenamiento en frío no asegura la preservación del tejido a largo plazo y existe la incertidumbre de si la solución de preservación llega a la célula, por lo cual se ha implementado la perfusión como una imitación de la circulación sanguínea:

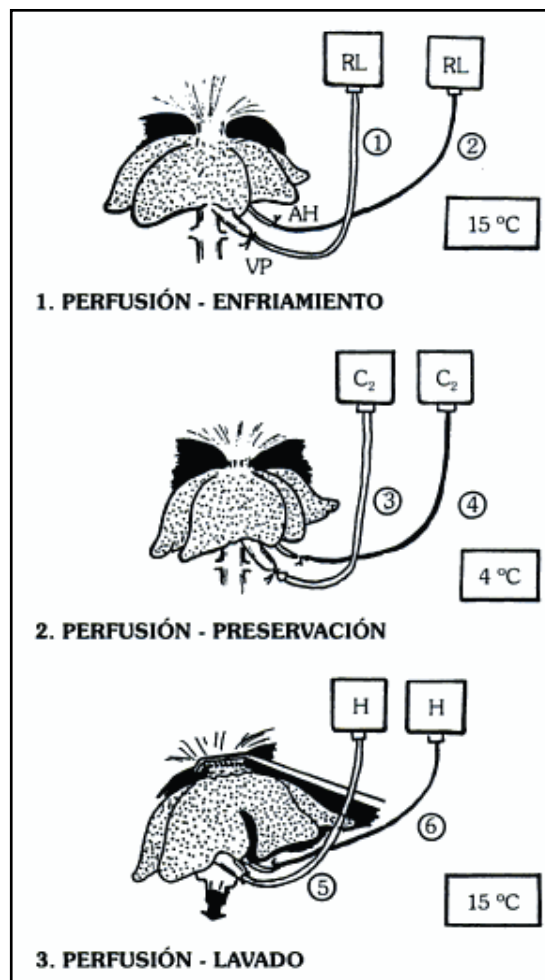


Figura 2. Fases de la preservación por perfusión y almacenamiento hipotérmico. 1. Perfusión enfriamiento, 2. Perfusión preservación y 3. Perfusión lavado

2. Perfusión continua hipotérmica: En este caso, el injerto se intercala en un circuito que posee una máquina de perfusión o bomba mediante la cual se realiza la perfusión continua intravascular de una solución de preservación a 4-10°C. Este método facilita el control y la corrección de variables como la temperatura, el contenido de oxígeno, el PH y la presión de perfusión. Además, permite la eliminación de catabolitos tóxicos y el aporte de sustratos metabólicos, así como de fármacos que mejoren la funcionalidad del injerto. La perfusión se realiza con una bomba que produce un flujo pulsátil a una presión de 20-60 mmHg y a una velocidad de 1-2 ml/min. para impedir la lesión vascular. Se ha comprobado que no es preciso el aporte continuo de oxígeno en órganos conservados a 4-10°C, es suficiente la oxigenación de superficie, del aire del medio ambiente que proporciona una mezcla adecuada de O₂ y CO₂ para mantener una concentración de oxígeno y un PH idóneos. Lo que si es necesario, es intercalar en el circuito de perfusión un sistema filtrador de burbujas. Por la necesidad de equipos muy sofisticados este método se empleaba fundamentalmente en experimentación. Sin embargo, en la actualidad la perfusión hipotérmica pulsátil (perfusión interrumpida y activada, generalmente en intervalos regulares) ha demostrado su eficacia en la preservación de riñones extraídos de donantes “marginales”, esto es, donantes con cualquier tipo de alteración hemodinámica (hipertensión, hipotensión, insuficiencia ventricular, etc.) o con paro cardíaco. En estos casos, este método de preservación permite, además de reducir la lesión isquémica del injerto durante el período de preservación, la determinación de distintos parámetros bioquímicos que hacen posible predecir la viabilidad de los injertos en el 60% de las ocasiones.

Se ha comprobado que un retraso en la función del riñón pos-trasplante se correlaciona con un flujo inferior a 0.35 ml/min/g y con una resistencia vascular superior a 132,5 mmHg/ml/min/g. Con este método de preservación cuando se utilizan riñones procedentes de donantes “marginales” se consigue disminuir la incidencia de retraso en la función del injerto al 16%, en tanto que si se preservan por perfusión simple y almacenamiento hipotérmico el porcentaje aumenta al 27% [1].

A pesar de los beneficios existentes en la preservación en frío, también se sabe que mantener la temperatura de algunos órganos en normotermia produce beneficios superiores en comparación con la preservación en frío debido a que se asemejan las condiciones “in vivo” del tejido; con lo cual se incluye la habilidad de restaurar el metabolismo oxidativo de órganos dañados por isquemia, la remoción de productos finales del metabolismo y la posibilidad de hacer pruebas de diagnóstico pre-trasplante del tejido [7].

3. Perfusión Continua Normotérmica: En este tipo de preservación se busca restaurar las condiciones fisiológicas del órgano extirpado tan pronto como sea posible. Es la base de la *Perfusión Continua Normotérmica* que, quizá es el método ideal, en tanto que permite

mantener los órganos destinados a trasplante en situación fisiológica por largos períodos de tiempo, pero su aplicación clínica está limitada por su elevado costo y por la inexistencia de una técnica exenta de complicaciones [1].

El restablecimiento precoz del flujo sanguíneo al órgano isquémico es esencial para atenuar la progresión de la lesión celular secundaria a la disminución del aporte de oxígeno y nutrientes pero, recientemente se ha demostrado que, paradójicamente, la revascularización del injerto inicia una compleja secuencia de acontecimientos patológicos que lo deterioran más severamente. Aunque se han realizado intensos esfuerzos y progresos en comprender la fisiopatología de la isquemia y del fenómeno de isquemia-reperfusión y en el desarrollo de múltiples soluciones de preservación, los órganos que mejor funcionan tras el trasplante son aquellos que han sido sometidos a períodos de isquemia fría más cortos. Esto significa que no se han conseguido antagonizar los efectos secundarios de la isquemia sobre las células. Por ellos se han añadido a las soluciones de preservación múltiples aditivos en un intento de obtener aquél “coctel” que permita una mejoría efectiva en la función de los órganos destinados a trasplante [1].

PRECONDICIONAMIENTO ISQUÉMICO

Recientemente se está aplicando a la preservación de órganos para trasplante un método denominado preconditionamiento isquémico que, inicialmente fue utilizado en 1986, en cardiopatía isquémica experimental [1]. Sin embargo, ahora se han realizado muchos estudios que sugieren que el preconditionamiento isquémico logrado mediante breves períodos de isquemia y perfusión antes de someter al órgano a un prolongado período de isquemia reduce dramáticamente el daño debido a la isquemia-reperfusión en órganos sólidos como el corazón, hígado, riñón y huesos [3]. El mecanismo fisiopatológico del preconditionamiento isquémico sugiere que los tejidos agredidos ponen en marcha múltiples mecanismos endógenos de defensa para su autoprotección. La isquemia activa receptores de proteínas G que activan fosfolipasa C y, a través del sistema de señalización intracelular de la proteinkinasa C, se pone en marcha una cascada de quinasas que producen fosforilación y activan el canal de ATP-K⁺ de la membrana mitocondrial, así se hiperpolariza la membrana y disminuye la concentración intracelular de Ca²⁺ (citotóxico). Además, se ha demostrado que la isquemia induce la liberación de bradiquina que es capaz de modular la expresión endotelial de eNOS (Óxido Nítrico Sintasa endotelial), y aumentar su actividad productora de óxido nítrico (NO) hasta 40 veces, por lo que es tentador hipotetizar que el NO generado por eNOS desempeña un papel de gran relevancia en el preconditionamiento isquémico [1].

TRASPLANTE PULMONAR

El trasplante de pulmón fue indiscutiblemente introducido a principios del siglo pasado por el Dr. Carrel, cuyos trabajos en cirugía vascular, en los que se reportaron edematización y flegmón (inflamación leucocitaria productora de edema), le confirieron el premio Nobel de medicina en 1912 [4].

Posteriormente en la universidad de Toronto, se redujo significativamente la aparición de complicaciones bronquiales en animales alotrasplantados y tratados con ciclosporina A (inmunosupresor), por lo que el 7 de noviembre de 1983 se realizó el primer trasplante pulmonar exitoso, que brindó 6 años de sobrevida al paciente en cuestión [4].

Desde entonces se ha obtenido un rápido progreso y en la actualidad el trasplante de pulmón constituye una opción terapéutica viable para pacientes con patologías pulmonares terminales [5]. En los enfermos con un deterioro funcional grave y con una expectativa de vida limitada el trasplante de pulmón ofrece la posibilidad de una marcada mejoría en su calidad de vida y una supervivencia más prolongada; aunque aún existen factores que limitan la aplicación del trasplante de pulmón como son la escasez de pulmones donantes (hoy en día solo el 15% de los pulmones provenientes de pacientes con muerte cerebral son considerados ideales para trasplante [6]) y el desarrollo crónico por bronquiolitis obliterante [1].

En México, se realizó el primer trasplante pulmonar unilateral izquierdo el 24 de enero de 1989 a un paciente con fibrosis pulmonar en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (INER) [4].

INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES

Los criterios de selección de los candidatos deben ser muy estrictos para identificar a aquellos pacientes en los que es más probable que el trasplante tenga éxito [1]. La mayoría de los trasplantes de pulmón se realizan en cuatro categorías de enfermedades:

1. *Enfermedad pulmonar obstructiva crónica* que constituye el 45% de todas las indicaciones, es la más indicada para trasplante unilateral de pulmón [1,5].
2. *Fibrosis pulmonar idiopática*, estos pacientes presentan cambios pulmonares fibróticos difusos en ausencia de otras enfermedades sistémicas [1,5].
3. *Fibrosis quística*, se caracteriza por mal absorción intestinal y secreciones respiratorias espesas, lo cual predispone a malnutrición e infecciones pulmonares frecuentes [1,5].
4. *Hipertensión arterial pulmonar*[1,5].

El paciente con patología pulmonar debe ser incluido en el programa de trasplante cuando, a pesar del tratamiento médico, sufre un deterioro progresivo y objetivo de sus parámetros respiratorios funcionales así como la percepción subjetiva de una calidad de vida inaceptable [1].

Existen dos tipos de contraindicaciones para el trasplante de pulmón: absolutas y relativas.

Absolutas

- Fumar, abuso de alcohol o drogas.
- Cáncer acto o reciente posibilidad de recidiva.
- Cirrosis hepática.
- Insuficiencia renal con aclaramiento de creatinina inferior a 50 ml/min.
- Disfunción de ventrículo izquierdo o coronariopatía severa.
- Infección por VIH.

Relativas

- Fumador durante los últimos 6 meses.
- Edad fisiológica:
 - Mayor a 65 para trasplante simple de pulmón.
 - Mayor a 60 para trasplante pulmonar bilateral.
 - Mayor a 55 para trasplante de corazón y pulmón.
- Malnutrición (peso menor al 70% del peso corporal ideal) u obesidad (peso mayor a un 130% del peso corporal ideal).
- Ventilación mecánica.
- Vasculopatía periférica significativa.
- Severa deformidad torácica.
- Colonización de las vías respiratorias por bacterias o por Aspergillus.

PRESERVACIÓN PULMONAR

Desde 1983, el trasplante de pulmón ha tenido un éxito creciente y se ha convertido en el pilar de la terapia para la mayoría de los pacientes con pulmones enfermos en etapas terminales[9]. Sin embargo, se asocia una mayor dificultad a la preservación pulmonar que a la preservación de órganos sólidos in vitro debido a la especial estructura del pulmón, especialmente por el posicionamiento tan cercano de los compartimentos de sangre y aire en los alveolos [3].

Apesar de la gran cantidad de trabajos de experimentación dedicados a obtener un mejor conocimiento de la preservación pulmonar, el impacto que han tenido en la práctica clínica ha sido escaso y no existe en la actualidad un protocolo específico para la preservación de este órgano. Es más, se sigue cuestionando, experimentalmente, si la utilización de la perfusión del lecho vascular es superior a la simple inmersión en hipotermia, aunque se ha puesto de manifiesto que esta última simple inmersión en solución de Collins a 4°C, sin perfusión del lecho vascular pulmonar, es un buen

método de preservación considerando que en abril de 1988, en la universidad de Toronto, de 11 trasplantes unipulmonares preservados, en 5 ocasiones el tiempo de isquemia fue superior a las 5 horas obteniéndose excelentes resultados en el postoperatorio [1].

Se han desarrollado algunas técnicas quirúrgicas y de preservación con el objeto de incrementar la viabilidad de los pulmones. En [3], se trata de reducir el daño causado por reperfusión, mediante series de períodos breves de isquemia y perfusión antes de aplicar tiempos prolongados de isquemia usando normotermia. La temperatura de preservación es un factor cuya manipulación implica cambios en el comportamiento de diferentes tejidos al ser preservados; en [8], se demuestra que el hígado se preserva mejor a 0°C en vez de los 4°C que ocupan los protocolos estándar. En [6], se propone una técnica de perfusión normotérmica EXVIVO con la que se obtiene un período factible de preservación de hasta 12 hrs, lo cual es una mejora significativa en comparación con el tiempo máximo de viabilidad logrado con la preservación en frío. En los últimos procesos mencionados se ocupan soluciones que deben estar a una temperatura que haga posible mantener al órgano en normotermia, con lo que sería posible asemejar las condiciones “in vivo” del tejido; y así, mejorar su preservación.

SOLUCIONES DE PRESERVACIÓN PULMONAR

Como ya se ha mencionado antes, no se tiene un protocolo específico de preservación pulmonar. Por lo tanto, para comprobar cuál es la situación actual con respecto a las soluciones de preservación pulmonar, se revisaron los resultados de una encuesta llevada a cabo en 125 centros que realizan trasplante pulmonar, de los que 112 contestaron [2].

Salvo el grupo de Harenfield, que ha mantenido como método de preservación el enfriamiento mediante circulación extracorpórea, el resto de los grupos encuestados utiliza el lavado del lecho vascular pulmonar con distintas soluciones de preservación a través de la arteria pulmonar (vía anterógrada) [2].

Desde 1984, en que el grupo de Stanford introdujo en la práctica clínica la perfusión y almacenamiento pulmonar con la solución de Euro-Collins modificada (EC), el 77% de los grupos encuestados la sigue utilizando [2].

La introducción de la solución de la Universidad de Wisconsin (UW) en la práctica clínica, es uno de los eventos más importantes en la esfera del trasplante de órganos abdominales, hasta el punto de que es la única solución de preservación utilizada. Lo cual dio un punto de partida para probar sus efectos en pulmones y comprobar que consigue buenos resultados y, en particular, si se compara con la solución EC. La presencia en su composición de determinados agentes no metabolizables (impermeabilizantes) como la rafinosa y el ácido lactobiónico, determina un aumento de la presión osmótica extracelular, lo que previene el edema celular [2].

La solución de Papworth en la que se contiene albúmina y manitol, no ha mostrado mejores resultados y es utilizada por el 8% de los grupos. Uno de los problemas que plantean las soluciones EC y UW es su elevado contenido en potasio, ión que favorece la vasoconstricción y posibilidad de parada cardíaca por hiperpotasemia tras la reperfusión. Es por eso que surgen soluciones de perfusión extracelular bajas en potasio, como el Perfadex [2].

El peradex además de ser una solución electrolítica extracelular baja en potasio, su componente coloide, el dextrano 40, como agente osmótico activo, retiene agua en el espacio intravascular, con lo que reduce la agregación eritrocitaria y plaquetaria. Además, su bajo contenido en glucosa sería suficiente para mantener el metabolismo celular en hipotermia. Antes de su uso es necesario ajustar su pH de 5,5 a 7,4 añadiendo 1mmol/L de Ca^{2+} [2].

La solución de Celsior, también extracelular y baja en potasio, inicialmente usada en preservación cardíaca, comienza a ser utilizada en preservación pulmonar. Su composición incluye impermeabilizantes como el manitol y ellactobionato, el glutatión reducido como antioxidante, el glutamato como nutriente y la histidina como buffer. Esta solución es estable, no precisa de aditivos, se conserva a temperatura ambiente y no precisa filtros durante su perfusión [2]. En la tabla 1 se muestran los componentes de las 4 principales soluciones usadas en preservación pulmonar:

Tabla 1. Soluciones de preservación pulmonar.				
Composición	<i>EC modificado</i>	<i>U. Wisconsin</i>	<i>Perfadex</i>	<i>Celsior</i>
Na (mmol/L)	10	28	138	100
K (mmol/L)	108	125	6	15
Cl (mmol/L)	14	0	142	41,5
Mg (mmol/L)	0	0	0,8	13
SO₄ (mmol/L)	8	4	0,8	0
PO₄ (mmol/L)	93	25	0,8	0
Ca (mmol/L)	0	0	0,3	0,25
HCO₃ (mmol/L)	8	5	1	0
Dextrano (40,g/L)	0	0	50	0
Glucosa (g/L)	35	0	5	0

Rafinosa (mmol/L)	0	30	0	0
Lactobionato (mmol/L)	0	100	0	80
Glutation (mmol/L)	0	3	0	3
Adenosina (mmol/L)	0	5	0	0
Alopurinol (mmol/L)	0	1	0	0
Pentafracción (g/L)	0	50	0	0
Glutamato (mmol/L)	0	0	0	20
Manitol (mmol/L)	0	0	0	60
Osmolaridad (mossm/L)	425	327	335	320

FARMACOLOGÍA ADYUVANTE

Se han estudiado múltiples sustancias desde el punto de vista experimental para mejorar tanto la preservación pulmonar como la reacción al injerto. Los fármacos usados en la práctica clínica y referidos a la preservación pulmonar son:

- *Corticoides*: Son usados por sus propiedades antiinflamatorias, sobre todo las citoquinas y se ha demostrado que se obtiene una mejor oxigenación antes del clampaje de la aorta.
- *Prostaglandinas E1*: se ocupa para evitar la vasoconstricción, favorecida por las soluciones intracelulares de preservación aunque su papel de la PGE1 en la preservación pulmonar sigue siendo controvertido.
- *Óxido nítrico*: Este juega un papel fundamental en la homeostasis tisular, pero su producción puede verse afectada por estímulos como la isquemia-reperfusión, por este motivo, la administración de NO o agentes que induzcan su producción puede jugar un papel importante en el TxP.
- *Inhibidores del factor de activación plaquetaria*: El uso de antagonistas del PAF en la solución de preservación antes de la reperfusión, ha mostrado su utilidad en el TxP.

INSUFLACIÓN PULMONAR Y OXIGENACIÓN

Al igual que la temperatura, el pulmón ventilado tolera mejor la isquemia que en atelectasia. Es sabido que la respuesta del lecho vascular a la atelectasia es la vasoconstricción. Mantener los pulmones bien ventilados durante la perfusión facilita el lavado pulmonar. Sin embargo, un aumento excesivo de la presión intraalveolar puede dificultar la perfusión por aumento de la presión precapilar. El problema radica en conocer el volumen óptimo de insuflación.

De igual manera, no existe un consenso de cuál es la concentración óptima de oxígeno durante la preservación, y es importante su estudio debido a que se debe considerar que la isquemia de pulmón es diferente a la de otros órganos sólidos puesto que necesita la presencia de O_2 intraalveolar para mantener su metabolismo.

COMPLICACIONES

El trasplante pulmonar tiene una gran lista de complicaciones perioperatorias (tabla 2); sin embargo, para el período posoperatorio, las curvas de supervivencia muestran una pronunciada caída durante los primeros 30 días después del trasplante, situándose la mortalidad precoz después de la cirugía en torno al 10%, siendo la mayoría de las muertes causadas por infecciones y por fallo primario del injerto.

FALLO PRIMARIO DE INJERTO

La principal causa de muerte durante el primer mes posoperatorio es el fallo primario del injerto, que es secundario a la lesión de isquemia-reperfusión o también conocida como lesión de reimplantación. Este mal está caracterizado por una severa hipoxemia (disminución de la PaO_2), disminución de la complianza pulmonar y edema pulmonar [2].

En 1979, Fridovich sugiere que el daño al tejido relacionado con la isquemia ocurre durante el inicio de la perfusión debido a la generación de especies oxigenadas, cuyos efectos han sido reducidos en órganos sólidos mediante preconditionamiento isquémico [3].

El mecanismo de la lesión por isquemia-reperfusión en pulmones se lleva a cabo mediante la interacción entre leucocitos activados y liberación de citocinas durante la isquemia y perfusión del órgano. La isquemia desencadena la activación de macrófagos, quienes a su vez liberan citosinas proinflamatorias y determinan el daño por perfusión durante la fase temprana de la perfusión. Las citocinas liberadas son IL8, IL2, $TNF\alpha$ y $TNF\gamma$, que activan neutrófilos y linfocitos T del receptor, quienes a su vez desencadenan la fase tardía de la lesión por perfusión y por consiguiente producen daño al tejido pulmonar [9].

Tabla 2. Complicaciones perioperatorias del trasplante pulmonar

PULMONARES	CARDIOVASCULAR ES	INFECCIONES	GASTROINTESTINAL ES	RENALES	NEUROPSIQUIÁTRICAS
Fallo primario del injerto (FPI)	Hipotensión	Neumonía	Gastroparesía	Insuficiencia renal	Convulsiones
Daño alveolar difuso	Hipovolemia	Sepsis	Náuseas/vómitos	Desequilibrio electrolítico	Delirium agudo
Lesión de reimplantación	Sepsis	Empiema	Íleo	N/A	Disfunción cognitiva global
Rechazo agudo	Estenosis de la arteria pulmonar	N/A	Colitis hemorrágica	N/A	Neuropatía periférica
Isquemia bronquial	Trombosis estenosis de la vena	N/A	Neumatosis intestinal	N/A	N/A

Fuga aérea persistente	Infarto de miocardio	N/A	Magacolon	N/A	/A
Hemorragia mediastínica/pleural	Fallo ventricular derecho	N/A	N/A	N/A	N/A
Atelactasis	Arritmia	N/A	N/A	N/A	N/A
Neumonía	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Atrapamiento aéreo en pulmón nativo	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Lesión del nervio frénico	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Trombosis venosa profunda	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

IMPACTO DE LA TEMPERATURA EN LA PRESERVACIÓN DE ÓRGANOS

La temperatura es un parámetro de primera importancia en la preservación de órganos, pudiendo ayudar o afectar directamente la viabilidad de los mismos para trasplante. En [10], algunos resultados demuestran que existe un daño a tejidos y material biológico debido a un calentamiento o congelamiento de los mismos.

En cuanto a resultados positivos se encuentran los beneficios aportados por la preservación en frío durante un tiempo restringido a un máximo de 6 horas para pulmones, proceso que implica mantenerlos a una temperatura de 4°C aproximadamente. Además, se sabe que mantener la temperatura de algunos órganos en normotermia produce beneficios superiores en comparación con la preservación en frío debido a que se asemejan las condiciones "in vivo" del tejido; con lo cual se incluye la habilidad de restaurar el metabolismo oxidativo de órganos dañados por isquemia, la remoción de productos finales del metabolismo y la posibilidad de hacer pruebas de diagnóstico pre-trasplante del tejido [7].

Aunque no todos los órganos poseen igual grado de tolerancia a la isquemia, es cierto que todos toleran mejor la isquemia fría que la caliente. Por ejemplo, el riñón solo es viable una hora en isquemia normotérmica, en tanto que si la temperatura del órgano disminuye a 4 °C este no sufre lesiones irreversibles hasta las 12 horas [2]. Aunque la hipotermia es indispensable para mantener la viabilidad de los órganos destinados a trasplante, no está exenta de efectos nocivos. Uno de los más importantes es que la reducción de la actividad de la ATP-asa $\text{Na}^+ \rightarrow \text{K}^+$ dependiente de membrana conlleva a la incapacidad de la célula para mantener el gradiente iónico que existe normalmente a ambos lados de la membrana citoplasmática. En estas condiciones la bomba de Na^+ es incapaz de mantener las elevadas concentraciones intracelulares de K^+ y de extraer el Na^+ de la célula. La consecuencia es la entrada masiva de Cl^- , Na^+ y agua al interior del citoesqueleto con pérdida de la arquitectura celular y la dilución del medio intracelular [1]. Otros factores adversos de la hipotermia sobre las células son la inactivación de enzimas llave de la glicólisis y de la oxidación de los ácidos grasos, la defosforilización del ATP, que conlleva la imposibilidad de la entrada del ADP en las mitocondrias y su conversión en ADP e Hipoxantina que puede salir fuera de la célula y, por último, con el frío el componente lipídico de las membranas celulares pierde fluidez y aumenta su rigidez [1].

Por tanto, para la conservación satisfactoria de los órganos es básico proteger a la célula del edema inducido, primero por la isquemia y, en mayor proporción, por la hipotermia. Para ello se han usado la modulación farmacológica con agentes impermeantes que atraviesan difícilmente la membrana plasmática. Estas sustancias ejercen una fuerza osmótica suficiente

para contrarrestar la fuerza osmótica coloidal del medio intracelular. Los más empleados son hidratos de carbono (glucosa, manitol, sacarosa y rafinosa) y otros aniones, como fosfato, sulfato, glicerofosfato, gluconato, lactobionato y citrato [1].

TEMPERATURA DE PRESERVACIÓN PULMONAR

La hipotermia es uno de los puntos básicos de la preservación pulmonar, pero esta interfiere en actividades termo-dependientes como, por ejemplo, el de la ATP-asa, lo que justificaría no sólo lesiones celulares a nivel del endotelio, sino también la producción de surfactante pulmonar (ayuda a reducir la tensión superficial alveolar creada por la interface líquido-gas) por afectación de los neumocitos tipo II (sintetizan y secretan el surfactante pulmonar). Pero no menos cierto es que disminuye el metabolismo celular, lo que favorecería la viabilidad pulmonar en un estado de isquemia, por lo que la hipotermia es uno de los componentes esenciales en la preservación. Haniuda y cols., han podido comprobar que el coeficiente de filtración capilar, es decir, la medida de la permeabilidad capilar a los fluidos, se deteriora severamente si el pulmón es mantenido en normotermia, mientras que no se modificó si fue mantenido a 1 o a 10°C. Sin embargo, se desconoce cuál es la temperatura óptima de preservación. Aunque recientemente se han validado trabajos experimentales anteriores, y se concluye que los 10 °C es la temperatura óptima de preservación y que los 4°C es la temperatura más comúnmente utilizada para la perfusión y almacenamiento del pulmón [2].

Es debido a la falta de un protocolo que especifique temperatura ideal para preservación pulmonar que en este trabajo se pretende diseñar un sistema que sea suficientemente flexible - en cuanto a la versatilidad de control térmico - para poder ser utilizado como una herramienta de investigación que permita en algún momento dado definir una temperatura de preservación pulmonar idónea, con el objeto de incrementar el tiempo de preservación y la viabilidad del órgano.

SISTEMAS DE CONTROL TÉRMICO EN LA PRESERVACIÓN DE ÓRGANOS

Los sistemas actuales de control-monitoreo térmico no cuentan con medios que permitan validar directa y constantemente la veracidad de la temperatura con que se está conservando el órgano sin deteriorar su esterilidad o propiedades mecánicas, y los cambios bruscos y/o constantes de temperatura, así como el desgarre de los tejidos, podrían comprometer los beneficios de preservación esperados. En [8], se reporta el uso de un termistor conectado a una aguja que es insertada a un órgano para *tan solo* monitorear cada 5 segundos su temperatura sin la posibilidad de controlarla.

Los sistemas existentes de control térmico aplicados a preservación de órganos solo controlan la temperatura a un valor único y constante, lo cual limita las posibilidades de investigación en cuanto a la determinación de los efectos de preservación de órganos a diferentes temperaturas o secuencias de regulación térmica. En [11] se describe uno de los más recientes desarrollos en el ámbito de instrumentación enfocada a preservación de vacunas y partes del cuerpo mutiladas en accidentes de trabajo. Ocupan celdas Peltier para mantener el ambiente frío necesario para la preservación del tejido hasta antes de la cirugía de reimplantación.

INTELIGENCIA ARTIFICIAL Y TÉCNICAS DE CONTROL AUTOMÁTICO

La inteligencia artificial es una ciencia que investiga la posibilidad de que un sistema eléctrico-mecánico u ordenador simule el proceso de razonamiento humano. Esto se ha podido lograr a través de algunas técnicas de control, entre las cuales se encuentran la lógica difusa, redes neuronales, algoritmos genéticos, etc.

Existen muchas técnicas de control automático; pero las más utilizadas en la industria hasta este momento son los controladores de tipo PD ó PID, ya que son bastante sencillos de implementar, han demostrado su eficiencia al controlar sistemas industriales complejos y sus condiciones de ajuste son poco demandantes. Incluso, considerando todas las aplicaciones existentes de este tipo de controladores, se puede decir que el esquema más exitoso en la historia del control automático. Sin embargo, y a pesar de todas sus ventajas, este tipo de controladores han demostrado que también pueden tener fallas muy importantes sobre todo si el sistema tiene puntos de equilibrio múltiples, seguimiento de trayectorias rápidas, etc.

Algunas opciones han sido propuestas para tratar de resolver los inconvenientes antes mencionados. Entre ellos, el control robusto y el control adaptable han sido dos de los casos más renombrados utilizando un sin número de herramientas de diseño e implementación. Mucha información existe ahora disponible alrededor de un muy buen número de propuestas que han buscado resolver problemas de regulación y seguimiento que los esquemas basados en PID no pueden realizar.

Entre otros esquemas, los métodos que utilizan la llamada inteligencia artificial y/o los modos deslizantes parecen ser una opción muy interesante que recopila las ventajas naturales que tienen muchas técnicas en control adaptable y robusto correspondientemente. Incluso, se ha notado que la combinación de estos métodos permite evitar algunas de las desventajas que regularmente son aceptadas como ciertas para cada una de ellas individualmente.

Dos de los mejores representantes del control robusto y adaptable, son los modos deslizantes y la lógica difusa correspondientemente.

Los modos deslizantes y sus propiedades de invariancia ante algunas clases de incertidumbres, capacidades de rechazo de perturbaciones y alta mutabilidad para ser aplicados en una gran diversidad de problemas se han convertido en una herramienta de gran valía en el control moderno.

Por otro lado, la lógica difusa y su variante el control difuso ha iniciado una revolución tecnológica desde el punto de vista de los algoritmos de control en aplicaciones industriales. Su simplicidad en la implementación y la versatilidad que tienen para aplicarse en diversas áreas lo han convertido en el sucesor natural de los controladores PID en aplicaciones real. El controlador difuso se engloba en aquello que se conoce como inteligencia artificial.

LÓGICA DIFUSA

ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LA LÓGICA DIFUSA.

Las ideas de incertidumbre y ambigüedad llevaron en 1964 al Doctor LotfiZadeh a establecer un principio de incompatibilidad, el cual establece que la complejidad y la ambigüedad (imprecisión) están inversamente relacionadas. Esto significa que entre más se aprende de un sistema, su complejidad decrece y nuestro entendimiento aumenta. Esto le llevó a la publicación del artículo "Fuzzy Sets" en 1965 [22].

Después de la aparición del artículo de Conjuntos Difusos, se han tenido desarrollos teóricos en lógica difusa en países como Estados Unidos, Europa y Japón. Este último ha tomado ésta tecnología como medio de desarrollo en los equipos de tipo electrónico llegando a tenerse aproximadamente 2000 patentes en el área [23].

Las primeras aplicaciones industriales de la lógica difusa se realizaron en 1970 en Europa. La Queen A. Mary College en Londres Inglaterra, encargo al ingeniero EbrahimMandami, que realizará el control de un generador de vapor por lógica difusa y no por métodos convencionales [24]. En la Universidad RWTH de Aachen Alemania, el investigador Hans Zimmermann usó lógica difusa para los sistemas de apoyo de decisión [25]. Existen otras aplicaciones industriales como el mando de un horno de cemento, control de hornos de vapor, etc, que no contaban con una aceptación industrial.

En 1980, la lógica difusa ganó mayor aceptación en la industria para aplicaciones de análisis de datos en Europa. Muchas de las tecnologías más avanzadas sobre lógica difusa, se

desarrollan en proyectos aplicados en la investigación, en donde se busca modelar el pensamiento humano y sus procesos de evaluación.

Inspirados por las primeras aplicaciones europeas de la lógica difusa, las compañías japonesas empezaron a utilizar lógica difusa en sus diseños en 1980. Debido al resultado de los primeros algoritmos en hardware normal, la mayoría de las primeras aplicaciones de la lógica difusa aparecían sólo con su hardware especializado. Algunas de estas aplicaciones fueron: el control de una planta purificadora de agua desarrollada por Fuji Electric en 1983 y posteriormente un sistema de tren subterráneo realizado por Hitachi que se abrió en 1987.

Como resultado de esto, la lógica difusa se usa actualmente sobre cualquier área de aplicación de mando inteligente o procesos de datos. Las aplicaciones de automatización industriales incluyen procesos químicos y el mando de procesos biológicos, equipos de controladores de maquinaria y los sensores inteligentes.

En lo que respecta al área de desarrollo biomédico, la lógica difusa ha comenzado su difusión empleándose principalmente en el reconocimiento de patrones, en problemas de diagnóstico médico, en los que la diversidad de padecimientos con características similares hacen difícil establecer un diagnóstico y tratamiento adecuado. En la actualidad la mayoría de sus usos en ésta rama aún son prototipos de investigación pero que vislumbran una aceptación inmediata en el mercado.

SISTEMA DE DISEÑO CONVENCIONAL DE CONTROLADORES.

El desarrollo completo de un modelo de control, requiere del conocimiento de los componentes físicos diseñados para alterar, regular, comandar o dirigir al sistema que se encuentra en estudio. Los sistemas de control son de dos tipos: en lazo abierto (en los cuales la acción de control es independiente de la salida del sistema) y cerrado en los cuales existe la retroalimentación, término que señala a grandes rasgos, la dependencia de la acción de control con el valor obtenido en la respuesta del sistema bajo estudio [27], [30].

A fin de controlar cualquier variable física, primero esta debe ser medida. El objeto de medición es comúnmente denominado sensor de manera genérica, mientras que el aparato, dispositivo, proceso, etc, es conocido como planta.

Una de las primeras tareas que se deben tomar en cuenta cuando se elabora un sistema de control, es el desarrollo de un sistema matemático del proceso que debe ser controlado, con el fin de ganar entendimiento del problema [31]. Para esto se hace uso de principios físicos, químicos, etc, que han demostrado ya su validez como métodos para representar de manera estructurada y formal los fenómenos que se presentan en la realidad. Esta forma de

establecer el modelo, conlleva a un sistema de ecuaciones diferenciales que representan aproximadamente al sistema, y que son usadas en el desarrollo de los métodos de control. Se debe tener siempre presente que un modelo matemático nunca es una representación exacta de la realidad, sino una abstracción de ella misma, dado que no representa de manera completa todas las dinámicas que el sistema puede sufrir. Es necesario mencionar que la necesidad de un modelo de tipo matemático se debe principalmente a que la gran mayoría de los métodos clásicos de desarrollo de sistemas de control, asume una representación en ecuaciones diferenciales para lograr el desarrollo final de los controladores [26].

Los modelos lineales (Ecuación 3.1) se han usado ampliamente en el pasado y su teoría de control lineal es poco exacta aunque muy explícita.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + Bu \\ y &= Cx \end{aligned} \tag{1}$$

En este caso, u es la entrada m -dimensional, x es el n -dimensional estado; y es la p -dimensional salida. A , B y C son matrices de la dimensión apropiada. Este modelo, o su equivalente en funciones de transferencia del espacio de Laplace (variable complejas), son apropiados para emplearse con las técnicas de análisis en frecuencia (Lugar de las raíces, Diagrama de Nyquist, Gráficas de Bode, etc) [27], [26], [28]

En algunas ocasiones, se asume que los coeficientes de las ecuaciones diferenciales son constantes pero desconocidos, o que pueden ser alterados de sus valores nominales, y entonces son aplicadas técnicas de control adaptable o bien de control robusto [32].

Actualmente los sistemas de control han establecido un conjunto de teorías enfocadas a un tipo de sistemas que se acercan mucho más a la realidad, que en el caso de los sistemas lineales. De manera abstracta se conocen como sistemas no lineales.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= f(x, u) \\ y &= g(x, u) \end{aligned} \tag{2}$$

Donde las variables están definidas como en el caso anterior de los sistemas lineales, y donde " y " son funciones no lineales de sus argumentos [Aguado, 1978]. Una de las formas de estos modelos no lineales que ha sido muy explorada es:

$$\dot{x} = f(x) + g(x)u \tag{3}$$

Dado que es posible establecer modelos de control bien definidos, debido a la estructura que poseen (linealización por retroalimentación o control adaptable no lineal). De la misma forma, se han reportado una gran cantidad de métodos a otro gran conjunto de sistemas, ya sea que tengan una $f(\cdot)$ y $g(\cdot)$ no conocidos (técnicas de control robusto), o bien que estos sean discretos [26], o que la planta presente un comportamiento estocástico [33]

Existen ciertas características de la planta que deben considerarse al momento de establecer alguna de las estrategias de control mencionadas. Algunas de los rasgos más importantes a determinar son:

- La estabilidad del sistema, es decir si todas las variables que conforman al modelo en estudio están acotadas.
- Controlabilidad. Esta se refiere a la posibilidad que se tiene de efectuar una acción de control cualquiera al sistema, y que este genere una respuesta que se encuentre relacionada con la primera.
- Observabilidad. Esta propiedad establece la capacidad de colocar un sensor o conjunto de sensores que sean capaces de monitorear la evolución del sistema.

En el diseño de cualquier tipo de controlador en forma de “lazo cerrado”, también es importante involucrar parámetros como: rechazo a perturbaciones, sensibilidad, estabilidad, tiempo de alcance, tiempo de crecimiento, sobretiro, etc. De la misma forma, las condiciones técnicas deben tenerse en cuenta al momento de establecer una estrategia de control, ya que estas determinan la viabilidad de que el modelo presentado pueda ser aplicado. Algunos de estos elementos son: costo, complejidad computacional, manufacturabilidad, adaptabilidad, entendimiento, etc.

Básicamente, los métodos clásicos para el diseño de controladores ofrecen gran variedad de formas para utilizar información proveniente de los modelos matemáticos que describen a los sistemas bajo estudio, pero ignoran de manera categórica mucha de la información heurística que ofrece el mismo (y que si es necesaria al momento de la “entonación” del controlador). Lamentablemente, los modelos matemáticos no alcanzan una representación cercana a la realidad, o bien son muy simplificados, lo que lleva a la elaboración de leyes de control irreales, demasiado complejas o inoperantes para los sistemas reales.

Una vez que todos los pasos anteriores en el diseño del controlador, han sido concluidos, deben cumplirse tres fases muy importantes que en conjunto se denominan: la evaluación del desempeño del controlador. Esta consiste en calificar como se comportará el controlador bajo una amplia gama de condiciones que pueden presentarse cuando este se encuentre

trabajando. La manera de llevar a esta evaluación consiste en: el análisis matemático que determina principalmente la estabilidad del sistema. El análisis basado en soluciones numéricas, que establece precursores de los parámetros de la ley de control; y por último la investigación experimental.

CONTROLADORES DIFUSOS

En los métodos clásicos del diseño de controladores, está bien claro que en muchos casos, la imposibilidad de modelar y simular sistemas reales, representa una de las restricciones más importantes para el desarrollo de un controlador confiable. Considerando, por otra parte, que el modelo es exacto en cuanto a su representación de la realidad; esto implica que la aplicación de las técnicas ya descritas, sea muy complicada, especialmente para los procedimientos convencionales de control que requieren aseveraciones restrictivas sobre el sistema (por ejemplo, la linealidad). Este es el motivo que lleva al diseño convencional de controladores, a utilizar modelos matemáticos altamente simplificados de los sistemas reales.

La lógica difusa (FL, por sus siglas en inglés), aplicada a la ingeniería de control, o también llamado control difuso, provee una metodología formal para representar, manipular e implementar el conocimiento heurístico humano acerca de cómo controlar un sistema.

La estructura de un sistema de control difuso (Figura 3), tiene cuatro componentes principales:

- La base de reglas. Contiene el conocimiento, en la forma de un conjunto de reglas, de cómo controlar de la mejor manera al proceso.
- El mecanismo de inferencia que evalúa cuales de las reglas son relevantes al momento, y decidir entonces cual es la acción de control que debe aplicarse a la planta.
- La interfase de “Fuzificación”, que modifica la entrada al controlador para que esta pueda ser entendida por el mecanismo de inferencia.
- La interfase de “Defuzificación” que convierte las conclusiones alcanzadas por el mecanismo de inferencia, en acciones de control para la planta.

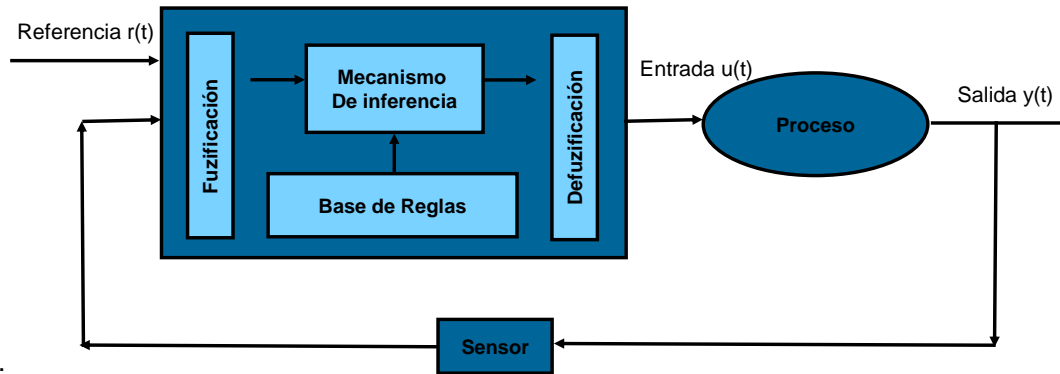


Figura 3. Modelo básico de un sistema de control general basado en lógica difusa. Aquí el proceso se refiere a la planta que se desea controlar (el modelo de perfusión de órgano aislado).

Para obtener el diseño de un controlador difuso (FC, por sus siglas en inglés), se debe contar con una gran cantidad de información acerca de cómo un constructor de decisiones actuaría en lazo cerrado con el sistema. Muchas veces, esta información proviene de un operador humano que ejecuta la acción de control, pero en otras ocasiones es necesario adquirir tal información de manera propia, entendiendo el funcionamiento del sistema en estudio. Toda esta información debe colocarse en un arreglo de sentencias del tipo “Si..., entonces...”, es decir “Si la salida de la planta con respecto a la señal de referencia se están comportando de cierta manera, “entonces” la entrada a la planta debe tener este comportamiento”. Después de esto, sólo debe elegirse el método que se usará en el mecanismo de inferencia, y el sistema está listo para ser probado.

Cada una de los elementos de interfaz para el sistema de control difuso, y en general toda la estructura de este, está basado en los llamados conjuntos difusos, los cuales establecen la sustentación formal de la Lógica Difusa, y que fueron propuestos por LoftiZadeh [22]. Algunas de las ventajas en utilizar la lógica difusa se resumen en la siguiente tabla:

Tabla 3. Características principales de la lógica difusa.

La Lógica Difusa	
Es conceptualmente fácil de comprender	Los conceptos matemáticos del razonamiento difuso son muy simples.
Es flexible	Con cualquier sistema dado, existe la posibilidad de construir estructuras difusas.
Es tolerante a los datos imprecisos	Todo es impreciso debido a que las mediciones sólo son una aproximación de la realidad.
Puede modelar funciones no lineales de complejidad arbitraria	Se puede crear un sistema difuso capaz de correlacionar cualquier conjunto de entradas y salidas.
Puede ser construida sobre la experiencia de un experto	Permite realizar el control de un sistema basándose en la experiencia de gente que lo comprende por completo
Puede combinarse con técnicas de control convencionales	No necesariamente reemplaza los métodos convencionales. En algunos casos contribuye a simplificar su implementación.
Se basa en un lenguaje natural	Sentencias escritas en lenguaje ordinario, se construyen de estructuras descriptivas cualitativas usadas en el lenguaje cotidiano.

De la misma, existen algunos casos en donde no se debe emplear la lógica difusa como una herramienta adecuada. Hemos mencionado que la Lógica Difusa es una manera conveniente de mapear un universo de entrada hacia un universo de salida, pero quizá en alguna aplicación, un mapeo no sea lo más adecuado, en tal caso se debe de probar otra técnica. Si existe una solución que resulte mucho más simple, debe emplearse.

CONJUNTOS DIFUSOS Y FUNCIONES DE MEMBRESÍA

Un conjunto difuso es un conjunto con un límite suave. La teoría de conjuntos difusos generaliza la teoría clásica, para permitir pertenencia parcial a un conjunto. Un conjunto en teoría clásica, siempre tiene un límite establecido, porque la “membresía” o pertenencia al mismo conjunto es un concepto de “blanco o negro”, un objeto sólo tiene dos opciones, o pertenece o no pertenece enteramente a tal conjunto. Por ejemplo, el conjunto de días de la semana sin lugar a duda incluye el lunes, el martes, el miércoles; y sin duda, también, excluye a la mantequilla, los autos, etc. A pesar de que existen muchos conjuntos que son de este tipo, por ejemplo el de la gente casada; existen muchos otros que no lo son, como el conjunto de gente “felizmente casada”. Como se observa, el adjetivo calificativo determina una imposibilidad objetiva de determinar si este pertenece o no a tal conjunto. La teoría de lógica

difusa desvanece esta limitación de permitir membresía o pertenencia parcial a un conjunto, y lo convierte en un grado de asociación al conjunto. Esto se explica retomando el ejemplo de las parejas que se encuentran casadas, y que sean felices. La felicidad no puede ser una situación excluyente, es decir, no se establece, eres feliz o no, sino se es más o menos feliz, se es muy feliz, se es poco feliz, etc.

De la teoría clásica de conjuntos, también sabemos que si un objeto pertenece a este es etiquetado con un valor de “1”, y obviamente si este no pertenece se le coloca un “0” como indicador. En el caso de la lógica difusa, se permite entonces que los grados de pertenencia μ se presenten en el rango de:

$$\mu \in [0,1] \quad (4)$$

De esta manera, se puede describir una transición suave y gradual, de la región externa del conjunto, a la región interna. Entonces un conjunto difuso es definido como una función que mapea objetos a su correspondiente valor de pertenencia en el conjunto. Esta función es llamada “función de membresía”. Cada función de membresía está asociada a una serie de objetos o datos. Estas series o arreglos de datos son denominadas “Universos de Discurso” (DU, por sus siglas en inglés). En aplicaciones prácticas, la mayoría de estos DU son simplemente el conjunto de números reales o algún intervalo de estos. En el caso de las parejas, el DU serían todas las parejas que hubieran contraído matrimonio. Para los sistemas de control, suponga que este tiene sus entradas $u_i \in U_i \quad i = 1, 2, \dots, n$, y sus salidas $y_i \in Y_i \quad i = 1, 2, \dots, m$ (Figura 3). Así los conjuntos U_i y Y_i son los DU’s de las entradas correspondientes en el controlador. En muchas ocasiones, es más conveniente referirse a Universos de Discurso Efectivos $[\alpha, \beta]$, donde α y β , representan los puntos en los que las funciones de membresía inician su saturación, es decir su grado de pertenencia es “1”, o bien donde este es “0”. Se le llama ancho de DU al valor de $|\beta - \alpha|$.

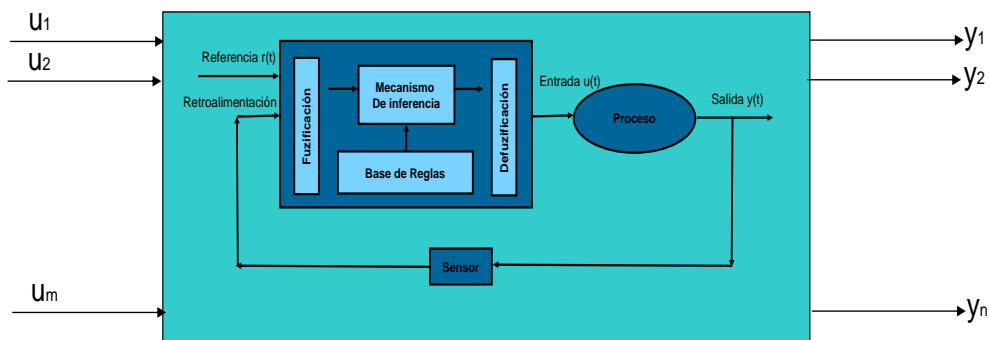


Figura 4. Representación global del sistema difuso como mapeo entre las entradas y las salidas.

VARIABLES, VALORES Y REGLAS CON ASIGNACIÓN LINGÜÍSTICA

Un sistema difuso (FS, por sus siglas en inglés) es un mapeo estático no lineal entre sus entradas $\{u_i \in U_i \quad i = 1, 2, \dots, n\}$ y sus salidas $\{y_j \in Y_j \quad j = 1, 2, \dots, m\}$. Las salidas y las entradas son valores “crisp”, esto es, son números reales, no difusos.

Universo de discurso

Los conjuntos ordinarios o “crisp”. U_i y Y_j son llamados universos de discurso para u_i y y_j , respectivamente (en otras palabras son sus dominios). En aplicaciones prácticas, muchos de los universos de discurso comunes son simplemente los conjuntos de números reales o de algún subconjunto de tales valores. Por conveniencia es preferible establecer un conjunto efectivo de discurso como se explicó en la sección anterior.

Variables lingüísticas.

Para especificar la base de reglas para la inferencia del FS, el experto debe utilizar una “descripción lingüística”, es decir, expresiones de tipo gramaticales necesarias para la descripción de las entradas y salidas así como sus características. Así se utilizan de manera general las “variables lingüísticas” (LV, por sus siglas en inglés), descripciones constantes y simbólicas que son cantidades variantes en el tiempo y que describan los elementos a la entrada y salida del FS. De manera general, y para describir una connotación adecuada, las LV denotadas por \tilde{u}_i son empleadas para describirlas a las entradas, y de la misma forma se utilizan las \tilde{y}_i para referirnos a las salidas. Por ejemplo, una entrada a un DS se puede describir como $\tilde{u}_1 =$ “posición angular” o $\tilde{u}_2 =$ “velocidad”, y una salida del mismo sistema podría ser $\tilde{y}_1 =$ voltaje de entrada, considerando que la planta a controlar es un motor de corriente directa.

Valores lingüísticos

Tal y como u_i y y_j toman valor en cada DU, U_i y Y_j respectivamente, las LV \tilde{u}_i y \tilde{y}_i toman sus respectivos valores o términos lingüísticos, que son los encargados de proporcionar la calificación o descripción de las características de cada variable. Sea \tilde{A}_i^j el j-ésimo término lingüístico de la LV \tilde{u}_i definida en el DU U_i . Si asumimos que existen muchos valores

lingüísticos definidos sobre U_i , entonces la LV \tilde{u}_i toma elementos del conjunto de términos lingüísticos definido por:

$$\tilde{A}_i = \{A_i^j : j = 1, 2, \dots, N_i\} \quad (5)$$

En algunas ocasiones, y simplemente por conveniencia, se permite que los índices j tomen valores negativos. De forma similar, se establece que \tilde{B}_i^j represente el j -ésimo valor lingüístico de la variable lingüística de salida \tilde{y}_i definida sobre el D.U. Y_j .

Definamos de manera análoga a:

$$\tilde{B}_i = \{B_i^p : p = 1, 2, \dots, N_i\} \quad (6)$$

Los términos lingüísticos son expresiones descriptivas como “positivo grande”, “cero” y “negativo ligero”, es decir, adjetivos calificativos. Por ejemplo, si asumimos que \tilde{u}_1 denota la LV llamada “velocidad”, podemos expresar que $\tilde{A}_1^1 \equiv$ “Lenta”, $\tilde{A}_1^2 \equiv$ “Moderada” y $\tilde{A}_1^3 \equiv$ “Rápida”, así se establece que:

$$\tilde{A}_1 = \{A_1^1, A_1^2, A_1^3\} \quad (7)$$

Reglas lingüísticas

El mapeo de las entradas a las salidas de un DS está caracterizada en gran medida por un conjunto de condiciones de la forma *condición* \Rightarrow *acción*, o en el llamado modus ponens (SI-ENTONCES).

$$\text{SI PREMISA... ENTONCES CONSECUENCIA} \quad (8)$$

Generalmente, las entradas a un sistema difuso están asociadas con la premisa, y las salidas están asociadas con las consecuencias. Estas reglas Si-Entonces, pueden ser representadas en muchas formas. Las dos más empleadas son las formas clásicas MIMO o “Muchas entradas, muchas salidas (Multi-input; Multi-output) y MISO o “Muchas entradas y una salida” (Multi-input, Single-output). La forma más sencilla es la MISO:

$$\text{Si } \tilde{u}_1 \text{ es } \tilde{A}_1^j \text{ y } \tilde{u}_2 \text{ es } \tilde{A}_2^j \text{ y } \dots \text{ y } \tilde{u}_n \text{ es } \tilde{A}_n^j \text{ Entonces } \tilde{y}_q \text{ es } \tilde{B}_q^p \quad (9)$$

Este es en realidad un conjunto de reglas lingüísticas de tal modo, que el experto especifique a través de ellas como se debe llevar a cabo el control del modelo bajo observación. Note que

si $\tilde{u}_1 \equiv$ “velocidad”, y que $\tilde{A}_1^1 \equiv$ “Lenta”, $\tilde{A}_1^2 \equiv$ “Moderada” y $\tilde{A}_1^3 \equiv$ “Rápida”, un término sencillo en la premisa de la regla, significa que: “la velocidad es lenta”, por ejemplo. Se deduce claramente que un sistema MIMO se compone de forma general de un número de sistema MISO. Suponga, por ejemplo que $m = 2$:

$$\text{Si } \tilde{u}_1 \text{ es } \tilde{A}_1^j \text{ y } \tilde{u}_2 \text{ es } \tilde{A}_2^j \text{ y } \dots \text{ y } \tilde{u}_n \text{ es } \tilde{A}_n^j \text{ Entonces } \tilde{y}_1 \text{ es } \tilde{B}_1^p \text{ y } \tilde{y}_2 \text{ es } \tilde{B}_2^p \quad (10)$$

La regla anterior es un equivalente lingüístico de la combinación de:

$$\text{Si } \tilde{u}_1 \text{ es } \tilde{A}_1^j \text{ y } \tilde{u}_2 \text{ es } \tilde{A}_2^j \text{ y } \dots \text{ y } \tilde{u}_n \text{ es } \tilde{A}_n^j \text{ Entonces } \tilde{y}_1 \text{ es } \tilde{B}_1^p \quad (11)$$

Y

$$\text{Si } \tilde{u}_1 \text{ es } \tilde{A}_1^j \text{ y } \tilde{u}_2 \text{ es } \tilde{A}_2^j \text{ y } \dots \text{ y } \tilde{u}_n \text{ es } \tilde{A}_n^j \text{ Entonces } \tilde{y}_2 \text{ es } \tilde{B}_2^p \quad (12)$$

Esto es posible dada la aplicación de la operación lógica “Y”, y estableciendo que tal relación es sólo posible si cada una de las reglas por si sola son válidas.

Asumiendo que existe un total de R reglas en la base de reglas numerada $1,2,\dots,R$, y que naturalmente, aseguramos que las reglas en la base de reglas son distintas (no existen dos reglas con las mismas premisas y las mismas consecuencias); sin embargo, esto no ocurre necesariamente en todos los casos. Se debe considerar que ninguno de los términos asociados con cualquiera de las entradas en el sistema MISO no deben ser omitidos o ignorados. Por ejemplo, suponga un FS que tiene dos entradas y una sola salida: $\tilde{u}_1 \equiv$ “posición”, $\tilde{u}_2 \equiv$ “velocidad” y $\tilde{y}_1 \equiv$ “fuerza”. Además, suponga que cada entrada esta caracterizada por dos términos lingüísticos $\tilde{A}_i^1 \equiv$ “Pequeño” y $\tilde{A}_i^2 \equiv$ “Grande” para $i = 1$ y 2 . Suponga que ahora, la salida está caracterizada por $\tilde{B}_1^1 \equiv$ “Negativo” y $\tilde{B}_1^2 \equiv$ “Positivo”. Una regla valida de la forma “Si-Entonces” puede ser:

$$\text{Si la posición es grande Entonces la fuerza es positiva.} \quad (13)$$

Sin embargo, esta no sigue la regla descrita en el caso anterior. En este caso, uno de los términos de la premisa ha sido omitido. Finalmente, se debe notar que todos los términos de las premisas son usados en cada regla y que el conjunto de reglas está formada por cada combinación posible de los elementos de la premisa, entonces existen:

$$\prod_{i=1}^n N_i = N_1 * N_2 * \dots * N_n \quad (14)$$

Número de reglas. Por ejemplo, si existen 2 entradas y tenemos $N_i = 11$ funciones de membresía en cada universo de discurso, entonces existen 121 reglas posibles. Claramente, en todos casos el número de reglas crece exponencialmente con el incremento del número de reglas y con el número de términos lingüísticos.

FUNCIONES DE MEMBRESÍA

El concepto de introducción a los conjuntos difusos generales, es el de la función de membresía. Sea U_i que denota al universo de discurso y $\tilde{A}_i^j \in \tilde{A}_i$ denote un término lingüístico específico para la LV u_i . La función $\mu_{\tilde{A}_i^j}$ asociada con \tilde{A}_i^j que mapea a U_i en un intervalo de $[0,1]$ es llamada una función de membresía (MF, por sus siglas en inglés). Esta función describe la certeza de que un elemento de U_i , denotado u_i , con una descripción lingüística \tilde{u}_i , puede ser clasificada por \tilde{A}_i^j . Las MF son especificadas de manera subjetiva en una manera “correcta” definida de manera heurística, a partir de la intuición o la experiencia (de aquí la necesidad de un experto en el modelo o sistema que se esté estudiando).

Por ejemplo, si $U_i = [-150, +150]$, $u_i \equiv$ “velocidad” y \tilde{A}_i^j es positivo grande, entonces $\mu_{\tilde{A}_i^j}$ puede ser una función de distribución probabilística tipo normal, comúnmente conocida como campana de Gauss con su máximo valor centrado en cero, en $u_i = 75$ y está cercano a cero cuando $u_i < 50$ y $u_i > 100$. Esto significa que si $u_i = 75$, $\mu_{\tilde{A}_i^j} = 1$, que expresa que es absolutamente cierto que u_i es positivo grande. Si $u_i = -25$, entonces $\mu_{\tilde{A}_i^j}$ está muy cerca de cero, lo que representa que se está muy cerca de que u_i no sea positivo grande.

Claramente, muchas otras elecciones se puede establecer para la forma de las funciones de membresía, y cada una de estas provee características propias y aconsejables de acuerdo al tipo de sistema (veloz, lento, no lineal, lineal, etc.) o bien de acuerdo a las necesidades de programación (por ejemplo en sistemas híbridos como los neurodifusos o bien los algoritmos genéticos que dirigen el aprendizaje difuso) (5).

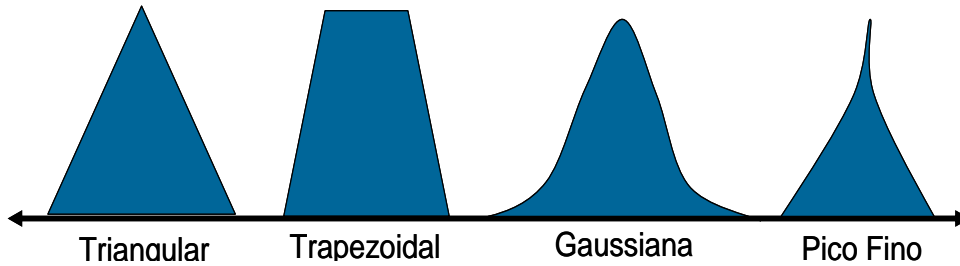


Figura 5. Formas comunes de las funciones de membresía utilizadas en los sistemas de control difusos.

Las representaciones matemáticas de las funciones Gaussianas y triangulares tienen definiciones que se aplican de acuerdo al tipo de sistema empleado. Para el caso de sistemas neurodifusos es mejor establecer una forma en la que estas funciones puedan ser derivables. Algunos ejemplos importantes son las funciones triangulares y las gaussianas (Tabla 4)..

Función Triangular		Función Gaussiana	
Izq.	$\mu^L(u) = \begin{cases} 1 & \text{Si } u \leq c^L \\ \max\left\{0, 1 + \frac{c^L - u}{0.5 * w^L}\right\} & \text{otro} \end{cases}$	Izq.	$\mu^L(u) = \begin{cases} 1 & \text{Si } u \leq c^L \\ \exp\left\{-\frac{1}{2}\left(\frac{u - c^L}{\sigma^L}\right)^2\right\} & \text{otro} \end{cases}$
Cen.	$\mu^c(u) = \begin{cases} \max\left\{0, 1 + \frac{u - c}{0.5 * w}\right\} & \text{Si } u \leq c \\ \max\left\{0, 1 + \frac{c - u}{0.5 * w}\right\} & \text{otro} \end{cases}$	Cen.	$\mu^c(u) = \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{u - c}{\sigma}\right)^2\right]$
Der.	$\mu^c(u) = \begin{cases} \max\left\{0, 1 + \frac{u - c^R}{0.5 * w^R}\right\} & \text{Si } u \leq c^R \\ 1 & \text{otro} \end{cases}$	Der.	$\mu^R(u) = \begin{cases} \exp\left\{-\frac{1}{2}\left(\frac{u - c^R}{\sigma^R}\right)^2\right\} & \text{Si } u \leq c^L \\ 1 & \text{otro} \end{cases}$

OPERACIONES DIFUSAS

Ahora que hemos establecido las bases de los conjuntos difusos y de las funciones de membresía, expondremos las operaciones básicas de las definiciones y operaciones de los conjuntos difusos y por ende de las funciones de membresía.

Sean A y B conjuntos difusos en el universo de discurso U . Definamos ahora las operaciones de lógica difusa básicas.

1. Complemento. Cuando $\mu_A(x) \in [0,1]$ y x es el valor de la variable crisp, el complemento de A , denotado por A' está definido por la función de membresía:

$$\mu_{A'}(x) = 1 - \mu_A(x) \quad \forall x \in U \quad (15)$$

2. Intersección. La intersección de dos conjuntos difusos A y B , denotada como $A \cap B$ está definido por: $\mu_{A \cap B}(x) = \min\{\mu_A(x), \mu_B(x)\} = \mu_A(x) \wedge \mu_B(x) \quad \forall x \in U$ donde \wedge indica el operador mínimo. Es claro que $A \cap B \subseteq A$ y $A \cap B \subseteq B$.

3. Unión. La unión de dos conjuntos difusos A y B , denotada como $A \cup B$ está definido por: $\mu_{A \cup B}(x) = \max\{\mu_A(x), \mu_B(x)\} = \mu_A(x) \vee \mu_B(x) \quad \forall x \in U$ donde \vee indica la operación máximo. Es claro que $A \subseteq A \cup B$ y $B \subseteq A \cup B$.

4. Igualdad. A y B son iguales si y sólo si $\mu_A(x) = \mu_B(x) \quad \forall x \in U$.

5. Subconjunto. A es un subconjunto de B ($A \subseteq B$), si y sólo si $\mu_A(x) \leq \mu_B(x) \quad \forall x \in U$.

6. Ley de la doble negación. $\overline{\overline{A}} = A$.

7. Leyes de De Morgan.
$$\begin{cases} \overline{A \cup B} = \overline{A} \cap \overline{B} \\ \overline{A \cap B} = \overline{A} \cup \overline{B} \end{cases}$$

8. Producto Cartesiano. Sean A_1, A_2, \dots, A_n conjuntos difusos en universos de discurso U_1, U_2, \dots, U_n respectivamente. El producto cartesiano de A_1, A_2, \dots, A_n es un conjunto difuso en el espacio de producto $U_1 * U_2 * \dots * U_n$ con función de membresía:

$$\mu_{A_1 * A_2 * \dots * A_n}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \min\{\mu_{A_1}(x_1), \mu_{A_2}(x_2), \dots, \mu_{A_n}(x_n)\} \\ \forall x_1 \in U_1, \forall x_2 \in U_2, \dots, \forall x_n \in U_n$$

9. Suma algebraica. La suma algebraica de dos conjuntos difusos $A + B$ está definida

$$\text{por } \mu_{A+B}(x) = \mu_A(x) + \mu_B(x) - \mu_A(x) * \mu_B(x) \quad \forall x \in U$$

10. Producto algebraico. El producto algebraico de dos funciones de membresía $A * B$,

$$\mu_{A*B}(x) = \mu_A(x) * \mu_B(x) \quad \forall x \in U$$

11. Suma acotada. La suma acotada $A \oplus B$ de dos conjuntos difusos está definida por:

$$\mu_{A \oplus B}(x) = \min\{\mu_A(x), \mu_B(x)\} \quad \forall x \in U$$

Algunas otras funciones existen para la operación sobre conjuntos difusos pero debido a su similitud con las aplicadas a los conjuntos clásicos, se omite su presentación [34].

FUZIFICACIÓN

Los conjuntos difusos son utilizados para cuantificar la información en la base de reglas, y el mecanismo de inferencia opera sobre conjuntos clásicos, para producir a su vez nuevos conjuntos difusos, por tal motivo, se debe especificar que el sistema difuso convierte sus entradas numéricas $u_i \in U_i \quad i = 1, 2, \dots, n$ en conjuntos difusos. (Proceso conocido como “fuzificación”) para que puedan ser utilizados por sistemas difusos.

Sea U_i^* el conjunto de todos los posibles conjuntos difusos que pueden ser definidos en U_i .

Dado $u_i \in U_i$, la transformación de fuzificación u_i a un conjunto difuso \tilde{A}_i^{fuz} definido en el D.U. U_i . Esta transformación es producida por el operador de fuzificación \mathfrak{F} definido por:

$$\mathfrak{F}: U_i \rightarrow U_i^* \quad (16)$$

Donde:

$$\mathfrak{F}(u_i) = \tilde{A}_i^{fuz} \quad (17)$$

Comúnmente se utiliza la fuzificación tipo “singleton”, que produce un conjunto difuso $\tilde{A}_i^{fuz} \in U_i^*$ con una función de membresía definida por:

$$\mu_{\tilde{A}_i^{fuz}}(x) = \begin{cases} 1 & x = u_i \\ 0 & \text{otro caso} \end{cases} \quad (18)$$

Cualquier conjunto difuso con esta forma, para esta función de membresía en particular, es llamado “singleton”. Note que un impulso unitario puede ser utilizado para representar una función de membresía tipo singleton. Este tipo de fuzificación es utilizada en

implementaciones sin presencia de ruido, donde es absolutamente cierto que u_i toma en sus valores medidos, los valores asignados a las funciones de membresía tipo singleton.

EL MECANISMO DE INFERENCIA

El mecanismo de inferencia tiene dos tareas básicas, (1) determinar la extensión en la que cada regla tiene relevancia en la situación que se está presentando en el controlador caracterizada por las entradas $u_i \in U_i \quad i=1,2,\dots,n$ (a este proceso se le conoce como “matching”); y (2) dibujar conclusiones utilizando las entradas actuales y la información en el base de reglas (este paso se llama inferencia). Para el “matching”, nótese que $A_1^j * A_2^k * \dots * A_l^n$ es el conjunto difuso representando la premisa de la i -ésima regla $\langle j, k, \dots, l; p, q \rangle$.

Matching

Suponga que en algún instante, se tienen las entradas $u_i \quad i=1,2,\dots,n$, y la fuzificación produce:

$$\tilde{A}_1^{fuz}, \tilde{A}_2^{fuz}, \dots, \tilde{A}_n^{fuz} \quad (19)$$

Que es el universo difuso que representa las entradas. Existen dos pasos básicos en el matching.

1. Combinar las entradas con las reglas de premisas. El primer paso en el matching involucra encontrar los conjuntos difusos $A_1^j, A_2^k, \dots, A_l^n$ con las funciones de membresía

$$\begin{aligned} \mu_{\tilde{A}_1^j} &= \mu_{A_1^j} * \mu_{\tilde{A}_1^{fuz}} \\ \mu_{\tilde{A}_2^k} &= \mu_{A_2^k} * \mu_{\tilde{A}_2^{fuz}} \\ &\vdots \\ \mu_{\tilde{A}_l^n} &= \mu_{A_l^n} * \mu_{\tilde{A}_l^{fuz}} \end{aligned} \quad (20)$$

Para todo j, k, \dots, l , que combina los conjuntos difusos de la fuzificación, con los conjuntos difusos utilizados en cada uno de los términos en las premisas de las reglas. Si se utiliza un fuzificación tipo singleton, entonces cada una de estas funciones es un singleton que está

escalada por la premisa de a función de membresía. Esto es, con fuzificación singleton, tenemos $\mu_{\tilde{A}_i}^{fuz}(u_i) = 1$ para todo $i = 1, 2, \dots, n$ para entradas u_i dadas.

$$\begin{aligned}
 \mu_{\tilde{A}_1}^{fuz}(u_1) &= \mu_{A_1}^{fuz}(u_1) \\
 \mu_{\tilde{A}_2}^{fuz}(u_2) &= \mu_{A_2}^{fuz}(u_2) \\
 &\vdots \\
 \mu_{\tilde{A}_n}^{fuz}(u_n) &= \mu_{A_n}^{fuz}(u_n)
 \end{aligned}
 \tag{21}$$

Cuando la fuzificación singleton es utilizada, la combinación de los conjuntos difusos que fueron creados por los procesos de fuzificación para representar las entradas con las funciones de membresía de las premisas para las reglas, es particularmente simple. Esto reduce el cálculo de los valores de membresía de la entrada de los conjuntos difusos, para las entradas $u_i \quad i = 1, 2, \dots, n$ dadas. Determinar que reglas se encuentran “encendidas”. En el segundo paso, se forman los valores de membresía $\mu_i(u_1, u_2, \dots, u_n)$ para la i-ésima premisa de las reglas (que comúnmente es llamada $\mu_{premise}$) la cual representa la certeza de que cada premisa en la regla se mantenga para las entradas dadas. Definiendo: $\mu_i(u_1, u_2, \dots, u_n) = \mu_{\tilde{A}_1}(u_1) \cdot \mu_{\tilde{A}_2}(u_2) \cdot \dots \cdot \mu_{\tilde{A}_n}(u_n)$ que es simplemente una función de las entradas. Cuando la fuzificación singleton es utilizada, tenemos: $\mu_i(u_1, u_2, \dots, u_n) = \mu_{A_1}(u_1) \cdot \mu_{A_2}(u_2) \cdot \dots \cdot \mu_{A_n}(u_n)$. Empleando $\mu_i(u_1, u_2, \dots, u_n)$ para representar la certeza de que la premisa de la i-ésima regla se relaciona con la información de la entrada, cuando se hace uso de la fuzificación tipo singleton. Este $\mu_i(u_1, u_2, \dots, u_n)$ representa la superficie de certeza multidimensional. Esta implica la certeza de una regla y a su vez el grado con el cual participará cada una de las reglas en la evaluación del conjunto de entradas dadas. Finalmente, se debe remarcar que en algunas ocasiones, suele ser conveniente emplear una regla de certeza adicional para que sea multiplicada por μ_i . Como la certeza representa nuestra confianza a priori en la aplicabilidad de cada regla, normalmente tiene un valor entre cero y uno. Si para una regla, su certeza es de 0.1, se puede expresar que no estamos muy seguros del conocimiento que representa, mientras que una certeza de 0.99, estamos muy seguros de que la información presentada sea altamente confiable. Esto concluye el proceso de matching de la entrada de información, con la premisa de las reglas.

Paso de inferencia

Existen dos alternativas estándares para desarrollar el proceso de inferencia, una involucra el uso de los conjuntos difusos implicados y el otro que utiliza todos los conjuntos de todo el algoritmo difuso.

- a. Alternativa 1. Determinando los conjuntos difusos implicados. El paso de calcular la inferencia es realizado a través de tomar cada regla i -ésima $(k, \dots, l; p, q)$ en el conjunto difuso implicado \tilde{B}_q^i con función de membresía: $\mu_{\tilde{B}_q^i}(y_q) = \mu_{i(k_1, u_2, \dots, u_n)} * \mu_{B_q^p}(y_q)$. El conjunto difuso implicado \tilde{B}_q^i especifica que el nivel de certeza de la salida debe ser una salida crisp y_q dentro del universo de discurso Y_q , tomando en consideración sólo la regla i -ésima.

- b. Alternativa 2. Determinación de todos los conjuntos difusos implicados. Alternativamente, el mecanismo de inferencia puede, además, calcular el conjunto difuso total implicado \tilde{B}_q con función de membresía $\mu_{\tilde{B}_q}(y_q) = \mu_{B_q^1}(y_q) \oplus \mu_{B_q^2}(y_q) \oplus \dots \oplus \mu_{B_q^p}(y_q)$ que representa la conclusión alcanzada al considerar todas las reglas en la base de reglas en el mismo tiempo.

Regla composicional de la inferencia

Utilizando la terminología matemática de los conjuntos difusos, el cálculo de $\mu_{B_q}(y_q)$, se dice que es producido por regla de inferencia composicional sup-estrella. La parte "sup" en esta regla corresponde a la operación \oplus , y la estrella corresponde al producto. La regla composicional de Zadeh [22], es el caso especial de la regla sup-estrella cuando el máximo es utilizado para \oplus y el mínimo esta utilizado para $*$. La justificación total para utilizar las operaciones descritas en la representación de la inferencia recae en el hecho de que no podemos estar más seguros acerca de las conclusiones de lo que estamos de las premisas. Las operaciones establecidas para la inferencia se adhieren perfectamente a este principio.

DEFUZIFICACIÓN

Existe una gama amplia de estrategias para obtener la defuzificación del proceso de control estudiado hasta el momento. Cada uno provee una forma para extraer una salida única (denotada por y_q^{crisp}) basado en los dos métodos caracterizados para el paso de la inferencia (dependiendo del tipo de estrategia de inferencia utilizado).

Conjuntos difusos implicados

Lo más común como paso inicial en este proceso, es especificar las técnicas de defuzificación simples para los conjuntos difusos implicados \tilde{B}_q^i :

- Centro de Gravedad (COG, por sus siglas en inglés). Un valor crisp y_q^{crisp} es elegida utilizando el centro del área y el área de cada uno de los conjuntos difusos implicados, y está dado por:

$$y_q^{crisp} = \frac{\sum_{i=1}^R b_i^q \int_{Y_q} \mu_{\tilde{B}_q^i} \overline{d}y_q}{\sum_{i=1}^R \int_{Y_q} \mu_{\tilde{B}_q^i} \overline{d}y_q} \quad (22)$$

Donde R es el número de reglas, b_i^q es el centro del área de la función de membresía B_p^q asociada con el conjunto difuso asociado \tilde{B}_q^i para la i -ésima regla. $(j, k, \dots, l; p, q, \overline{y})$

$\int_{Y_q} \mu_{\tilde{B}_q^i} \overline{d}y_q$ denota el área bajo $\mu_{\tilde{B}_q^i} \overline{d}y_q$. Note que el algoritmo COG es fácil de calcular

dado que existen formas simplificadas para calcular el valor del área $\int_{Y_q} \mu_{\tilde{B}_q^i} \overline{d}y_q$. Además,

obsérvese que el área debajo de cada conjunto difuso implicado debe ser calculada, entonces el área bajo cada función de membresía debe ser finita. De la misma forma, note que el valor de salida para el sistema difuso debe estar definido por lo que:

$$\sum_{i=1}^R \int_{Y_q} \mu_{\tilde{B}_q^i} \overline{d}y_q \neq 0 \quad (23)$$

Para todos los u_i o los y_q^{crisp} que no estén propiamente definidos. Este valor debe ser diferente de cero si existe alguna regla que esté encendida para todas las posibles combinaciones de la base de reglas, considerando también las relaciones de las entradas y las salidas.

- Centro promedio. Un valor de salida crisp y_q^{crisp} se elige utilizando los centros de cada una de las funciones de membresía de salida y la certeza máxima de cada una de las conclusiones representadas con cada uno de los conjuntos difusos, y está dada por:

$$y_q^{crisp} = \frac{\sum_{i=1}^R b_i^q \sup_{Y_q} \mu_{B_q^i}}{\sum_{i=1}^R \sup_{Y_q} \mu_{B_q^i}} \quad (24)$$

Donde “sup” significa supremo (el último límite superior de un conjunto de datos o bien de una función). Aquí el $\sup_{Y_q} \mu_{B_q^i}$ puede ser visto o entendido como el valor más alto de $\mu_{B_q^i}$. También b_i^q es el centro del área de la función de membresía de B_q^i asociada con el conjunto difuso asociado B_q^i para la i -ésima regla. Note que el sistema difuso puede ser definido mientras que:

$$\sum_{i=1}^R \sup_{Y_q} \mu_{B_q^i} \neq 0 \quad (25)$$

Para todas las u_i .

También, note que $\sup_{Y_q} \mu_{B_q^i}$ es un término sencillo de calcular dado que si $\mu_{B_q^i} = 1$ para al menos un y_q , entonces, para muchas estrategias de inferencia, tenemos:

$$\sup_{Y_q} \mu_{B_q^i} = \mu_{B_q^i}(u_1, u_2, \dots, u_n) \quad (26)$$

Que también puede ser evaluado en el proceso del matching. Más aún, la fórmula para la defuzificación es:

$$y_q^{crisp} = \frac{\sum_{i=1}^R b_i^q \mu_{B_q^i}(u_1, u_2, \dots, u_n)}{\sum_{i=1}^R \mu_{B_q^i}(u_1, u_2, \dots, u_n)} \quad (27)$$

Donde debemos asegurar que $\mu_{B_q^i}(u_1, u_2, \dots, u_n) \neq 0$ para todas las entradas. También note que esto implica que la forma de la función de membresía para los conjuntos difusos de la salida no importa, se pueden utilizar singleton apropiadamente colocados.

El conjunto difuso totalmente implicado

A continuación, se presentan las técnicas típicas de Defuzificación para todos los conjuntos difusos implicados B_p^q :

- Criterio del máximo. Una salida $y_{q\text{ crisp}}$ es escogida como el punto en la salida del universo de discurso y_q para el cual el valor fuzzy \hat{B}_q logra un máximo, esto es,

$$y_{q\text{ crisp}} \in \underset{x}{\text{arg sup}} \mu_{\hat{B}_q}(x).$$

Aquí “ $\underset{x}{\text{arg sup}} \mu_{\hat{B}_q}(x)$ ” regresa el valor de x que resulta en el supremo de la función $\mu_{\hat{B}_q}(x)$ que ha sido logrado.

Algunas veces el supremo puede ocurrir en más de un punto de y_q (por ejemplo considerando el uso del criterio máximo para el caso donde el mínimo es usado al representar la implicación, y las funciones de membresía triangulares son usadas en la salida del universo de discurso. En este caso, también se necesita especificar una estrategia en la cual se tomen sólo un punto para $y_{q\text{ crisp}}$ (por ejemplo, escogiendo el valor más bajo). Con frecuencia esta estrategia de defuzificación se evita para este tipo de ambigüedades, sin embargo, el siguiente método de defuzificación ofrece una alternativa para esto.

- Medio del máximo. Una salida $y_{q\text{ crisp}}$ es escogida para representar el valor medio de todos los elementos los cuales son miembros en \hat{B}_q es un máximo. Definiendo \hat{b}_q^{max} como el supremo de la función de membresía de \hat{B}_q sobre el universo de discurso y_q . Sobre todo, se define un valor fuzzy \hat{B}_q^* $\in y_q$ con una función de membresía definida como:

$$\mu_{\hat{B}_q^*}(x) = \begin{cases} 1 & \mu_{\hat{B}_q}(x) = \hat{b}_q^{\text{max}} \\ 0 & \text{otro caso} \end{cases} \quad (28)$$

Entonces la salida crisp, usando el método del medio del máximo, es definida como:

$$y_q^{crisp} = \frac{\int_{y_q} y_q \mu_{B_q} \underline{\mu}_q \overline{\mu}_q dy_q}{\int_{y_q} \mu_{B_q} \underline{\mu}_q \overline{\mu}_q dy_q} \quad (29)$$

Donde el sistema difuso puede ser definido entonces $\int_{y_q} \mu_{B_q} \underline{\mu}_q \overline{\mu}_q dy_q \neq 0$ para todos los u_i .

Note que la ecuación (29) puede ser calculada en cada instante de tiempo que dependen de \hat{B}_q , los cuales cambian con el tiempo, esto puede requerir herramientas computacionales excesivas para universos de discurso continuos. Para algunos tipos de funciones de membresía, simples ideas de geometría pueden ser utilizadas para la simplificación de cálculos; sin embargo, al escoger funciones de membresía, se pueden tener algunos sub-intervalos a través de un universo de discurso donde el máximo es logrado. En este caso el cálculo del valor de defuzificación es más fácil al menos que las funciones de membresía sean discretizadas.

- Centro del área. (COA, por sus siglas en inglés): una salida crisp y_q^{crisp} es escogida como el centro del área para las funciones de membresía de los conjuntos fuzzyimplicados \hat{B}_q . Para una salida continua del universo de discurso y_q la salida del centro del área es denotada por:

$$y_q^{crisp} = \frac{\int_{y_q} y_q \mu_{B_q} \underline{\mu}_q \overline{\mu}_q dy_q}{\int_{y_q} \mu_{B_q} \underline{\mu}_q \overline{\mu}_q dy_q} \quad (30)$$

El sistema difuso puede ser definido entonces $\int_{y_q} \mu_{B_q} \underline{\mu}_q \overline{\mu}_q dy_q \neq 0$ para todos los u_i .

Note que es similar al método del medio del máximo. Por esto se deja escrito para el cálculo del área del conjunto difuso implicado tomando $\mu_{conjunto} \underline{\mu} \overline{\mu} = \max_u \{ \mu_{A_1} \underline{\mu}_1 \overline{\mu}_1, \mu_{A_2} \underline{\mu}_2 \overline{\mu}_2 \}$. En este caso, el cálculo no es tan sencillo cuando sólo se añaden las áreas de las dos funciones triangulares recortadas, que representan los valores difusos implicados. Calculando el área del conjunto de los valores implicados, no se toma en cuenta el área donde se sobreponen los valores difusos implicados; el área del conjunto de los valores difusos implicados en general, puede ser muy difícil su cálculo en tiempo real.

Es importante mencionar, que cada una de las ecuaciones anteriores para la defuzificación provee una cuantificación matemática de la operación del sistema difuso completo provisto

para cada uno de los términos en las descripciones, y que estas son definidas completamente. Se asegura que el empleo de los conjuntos de valores difusos implicados en defuzificación se da por tres razones principales:

1. Los conjunto de valores difusos implicados \hat{B}_q es, en sí mismo, difícil para el cálculo en general, y
2. Las técnicas de defuzificación basadas en un mecanismo de inferencia que provee \hat{B}_q es también difícil para calcularse.
3. Es por esta razón que muchos de los controladores difusos existentes usan las técnicas de defuzificación basadas en los conjuntos difusos implicados, tal como el centro promedio o COG.

MODOS DESLIZANTES

Los modos deslizantes son una herramienta de control cuya teoría puede ser presentada como la aplicación de una señal de control conmutada a una alta frecuencia (teóricamente infinita) que consigue llevar al sistema a una superficie $\sigma=0$ denominada superficie de deslizamiento y una vez que la alcanza, el objetivo es mantener al sistema en la superficie a pesar de perturbaciones del mismo. La principal ventaja de la teoría de modos deslizantes es la robustez ante perturbaciones, tanto externas como internas, cuando estas tienen cotas conocidas y la reducción del orden del sistema; por lo que los modos deslizantes han sido ampliamente ocupados en problemas de observación y control [13].

Para definir el funcionamiento del esquema de control basado en modos deslizantes se plantea el siguiente ejemplo muy sencillo: Se tienen en el plano x - y las variables de las que depende un sistema y se necesita acercar al sistema a una superficie que pasa por cero y también depende de xy . Por lo anterior, que lo toque y lo siga de manera que este se acerque a cero (estabilidad). La manera en que se acerca a la superficie ha sido ya descrita por ArieLevant [15], y explicarla a profundidad no está dentro de los alcances de este trabajo.

Una vez que toca la superficie, puede tomar dos caminos: hacia cero (en donde se encontrara estabilidad del controlador) o hacia el infinito (inestabilidad). Es la manera en que se mueve el sistema sobre la superficie lo que se llama MODO DESLIZANTE, lo más común es que estos ocupen la función signo para seguir la trayectoria definida por la superficie debido a que de las funciones discontinuas existentes y aplicables al seguimiento de las trayectorias, es la más sencilla de implementar y analizar.

La función signo se define como:

$$\text{signo}(t) = \begin{cases} -1 & \text{if } sit < 0 \\ +1 & \text{if } sit > 0 \\ \in [-1 + 1] & \text{if } sit = 0 \end{cases}$$

Esta función ha sido definida para una entrada de cero como cualquier valor que se encuentre entre menos uno y uno, por lo que hay una infinita posibilidad de valores viables. Esto da lugar a la llamada técnica de inclusiones diferenciales [19].

El hecho de que el sistema se mueva sobre la superficie se interpreta como el que la función signo del modo deslizante está siendo evaluada en cero. Al evaluarse en otros valores y entregar solo uno o menos uno, se tiene un movimiento de cruce por arriba y debajo de la superficie. En teoría, la frecuencia de cruce por la superficie es infinita; pero al no ser físicamente imposible, aparece el efecto del llamado chattering.

MODOS DESLIZANTES DE SEGUNDO ORDEN

Algunas desventajas de los modos deslizantes de primer orden están relacionadas con el grado relativo del sistema, que puede definirse como el número de veces que hay que derivar la función que describe la superficie de deslizamiento σ para que la acción de control aparezca explícitamente. La segunda desventaja es el efecto de *chattering* (castañeo), que se traduce como un movimiento oscilatorio irregular de alta frecuencia y se vuelve indeseable para muchos sistemas físicos. Este es provocado por la conmutación a altas frecuencias de la señal de control y ya ha sido antes estudiado en [14]. Algunas de las herramientas usadas para evitar o reducir este efecto consisten en disminuir la discontinuidad del control cambiando la función signo por la función saturación

Los modos deslizantes de segundo orden disminuyen en gran medida el chattering. Esto debido a que la superficie se describe como una línea (o cualquier otra función) que pasa por $(x,y)=0,0$. La manera en que se mueve el sistema hasta tocar la superficie depende de su propia dinámica, y una vez que lo alcanza también tiene un movimiento por arriba y debajo de la superficie (por efecto del chattering). Dado que este movimiento está sucediendo en un mismo punto (independiente de x o y), no afecta las variables de las que depende directamente el sistema y por ende, es imperceptible en la dinámica global de movimiento del sistema controlado o/y observado.

En este trabajo se utiliza un algoritmo que utiliza modos deslizantes de alto orden para diferenciar de manera indirecta y muy precisa [20] cualquier función de entrada conocido como algoritmo de SUPER-TWISTING.

SUPER-TWISTING

La diferenciación de señales en tiempo real es un viejo y bien conocido problema y comúnmente la construcción de un diferenciador especial es evitada. Por ejemplo: si la señal a derivar satisface una ecuación diferencial o es la salida de un sistema dinámico conocido, la derivada es calculada con respecto al sistema dinámico, por lo que el problema se reduce a las conocidas complicaciones de observación y filtrado. En algunos otros casos la construcción de un diferenciador se vuelve inevitable: sin embargo, el diferenciador ideal no podría ser construido. Esto debido a que, además de diferenciar la señal base, se tiene que diferenciar cualquier ruido de alta frecuencia (y que siempre existe) asociado a la señal en cuestión por pequeño que sea, lo cual nos daría como resultado una derivada mayor a la esperada [15].

La mejor aproximación a un diferenciador lineal es la construcción de un diferenciador con una función de transferencia que sea aproximada al diferenciador ideal dentro de un rango definido de frecuencias, para lo que se ocupan filtros pasabajas. Las características estocásticas de la señal y el ruido deben ser consideradas en este tipo de diseños. También se pueden utilizar observadores lineales para modelos estocásticos cuando se supone ambos modelos (ruido y señal) son conocidos. En cualquier caso, un diferenciador lineal con coeficientes constantes, tendrá la capacidad de realizar diferenciaciones exactas de una reducida clase de entradas [15].

El desempeño de cualquier diferenciador mencionado anteriormente sigue el principio de que: “solo se puede aproximar la diferenciación en ausencia de ruido, y que al mismo tiempo el diferenciador es insensible a cualquier componente de alta frecuencia de la señal, ya que se considera como ruido”. Es por eso, que la diferenciación se vuelve robusta pero no es exacta. El supertwisting utiliza un principio que combina la diferenciación exacta (con un tiempo transitorio finito) para una amplia gama de entradas con gran robustez contra la presencia de perturbaciones. Esto bajo el principio de que si se tiene un esquema capaz de seguir una función $f(t)$, se puede crear un subesquema dependiente del primero capaz de seguir la derivada de la función inicial.

Uno de estos esquemas está basado en la aplicación de un algoritmo de modos deslizantes de segundo orden, el cual forma un control continuo $u(t)$ que mantiene las igualdades $\sigma = x - f(t) = 0$, $\dot{\sigma} = u - \dot{f}(t) = 0$, lo cual es cumplido después de un proceso transitorio finito [15].

Si se considera un problema práctico de diferenciación en tiempo real, se define una señal de entrada $f(t)$ como una función medible y localmente acotada definida en $[0, \infty)$ y que consiste de una señal base con una derivada con una constante de Lipschitz's $C > 0$ y ruido.

Para poder diferenciar la señal base inicial se considera la siguiente ecuación:

$$\dot{x} = u$$

Aplicando el algoritmo modificado de modos deslizantes de segundo orden (Levant, 1993) para mantener la igualdad $x - f(t) = 0$, se obtiene:

$$u = u_1 - \lambda |x - f(t)|^{1/2} \text{sign}(x - f(t)) \quad (30)$$

$$u_1 = -\alpha \text{sign}(x - f(t)) \quad (31)$$

en donde α y $\lambda > 0$ y $u(t)$ es la salida del diferenciador.

Se desea mantener la igualdad $\sigma = x - f(t)$ con la finalidad de que en un tiempo finito la superficie (σ) se vuelva cero y entonces $x=f(t)$, con lo que se justifica el seguimiento del controlador a la función deseada. Además, se cumple que $\dot{\sigma} = u - \dot{f}(t)$, y si el valor de σ es cero, su derivada también lo será, lo que evidencia el que $u(t) = \dot{f}(t)$.

SUPERTWISTING DISCRETO

El diferenciador propuesto en [15] está definido para sistemas en tiempo continuo; sin embargo, el control propuesto en el presente trabajo utiliza un sistema microelectrónico digital, lo que vuelve necesario el uso de teoría de tiempo discreto para llevar a cabo cualquier procesamiento. Es por eso que se hace uso de la adaptación en tiempo discreto del algoritmo de Super-Twisting planteado en [16].

Se sabe de antemano que la definición de la derivada en tiempo continuo de una función $u(t)$ es:

$$u'(t) = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{u(t + \Delta t) - u(t)}{\Delta t} \quad (32)$$

Entonces, para poder efectuar su derivada digitalmente se considera que el menor incremento Δt posible es el periodo de muestreo ($\Delta t_{\min} = \tau$). Además, si se quiere efectuar de modo causal, se cambia la diferencia "hacia delante" en el tiempo (numerador de la definición de la derivada) por una diferencia "hacia atrás" [17], lo cual implica la siguiente aproximación;

$$\dot{u}(k) \cong \frac{u(k) - u(k - \tau)}{\tau} \quad (33)$$

Igualando la Ecuación 33 con las Ecuaciones 30 y 31:

$$\frac{u[k] - u[k - \tau]}{\tau} \approx \dot{u} = u_1 - \lambda|x - f(t)|^{1/2} \text{sign}(x - f(t)) \quad (34)$$

$$\frac{u_1[k] - u_1[k - \tau]}{\tau} \approx \dot{u}_1 = -\alpha \text{sign}(x - f(t)) \quad (35)$$

Si consideramos a $x - f(t)$ como γ , entonces la discretización del algoritmo de Super-Twisting queda como:

$$u[k] = \tau \left(u_1[k] - \lambda|\gamma[k]|^{1/2} \text{signo } \gamma[k] \right) + u[k - \tau] \quad (36)$$

$$u_1[k] = -\tau\alpha \text{signo } \gamma[k] + u_1[k - \tau] \quad (37)$$

En donde $\dot{u}[k]$ es la derivada de la función $u[k]$ ($u(t)$ discretizada). Casi todos los sistemas de control actuales tienen al menos una etapa de acción no continua en el tiempo (sensado, envío de datos a otro sistema, períodos de funcionamiento de actuadores, etc.), y a la vez, muchos de estos mismos controladores ocupan la derivada de la variable que desean controlar o la derivada del error que se desea estabilizar para determinar acciones de control en la planta. Es por esto, que el resultado del sistema compuesto por de las ecuaciones 36 y 37 es de gran relevancia, ya que al implementar un derivador específico para procesos discretos, los controladores que necesiten el valor de la derivada de alguna de sus variables para ejercer su acción de control, podrían tener una mejora significativa en los resultados finales considerando la exactitud mostrada en [20] de esta clase de derivadores numéricos basados en modos deslizantes.

JUSTIFICACIÓN

En los pasados 20 años, se han mostrado avances significativos en la preservación pulmonar principalmente en los campos de la inmunosupresión, evaluación y manejo de los pacientes candidatos a trasplante, de los donadores, de los cuidados intensivos y del abordaje quirúrgico [1]. Sin embargo, existen muy pocas referencias de mecanismos biomédicos termocontroladores con el afán de mantener las condiciones ideales de temperatura para procesos de perfusión y nulas referencias en las que además de controlar temperatura, se provea la posibilidad de modificarla a diferentes secuencias, lo que añadiría una herramienta más en materia de investigación a los procesos de perfusión utilizados actualmente. Además, esto podría ayudar a determinar parte de un futuro protocolo para la preservación pulmonar, ya que hoy en día, no se tiene definida la mejor temperatura de preservación para este órgano [2].

La temperatura de preservación de injertos es de suma importancia porque se ha demostrado su relación con la “no-disfunción primaria” y que puede ser un factor limitante para procedimientos que requieran transportar el injerto/órgano largas distancias. A pesar de ello, existe muy poca investigación reportada; la mayoría de la investigación en este campo ha sido llevada a cabo utilizando mediciones indirectas y/o en modelos animales porque el monitoreo de temperatura de órganos humanos en condiciones estériles implica serias dificultades [8]. Es por eso que se hace necesario un sistema que pueda monitorear y controlar temperatura sin afectar negativamente las condiciones de esterilidad del órgano/injerto durante todo el proceso de preservación al que sea sometido.

El posible esquema de control que pudiera ser implementado para regular la temperatura de un sistema tan específico y demandante requiere de elementos de la teoría de sistemas que van más allá de la implementación de un simple controlador proporcional-integral-derivativo.

Por esta misma razón, se necesita utilizar esquemas de control simples en el diseño y que permitan obtener procesos transitorios regulados con alto grado de precisión en el estado estacionario. Así una combinación entre técnicas como los modos deslizantes y la lógica difusa parecería ser una opción interesante para obtener una respuesta adecuada en el controlador y el correspondiente comportamiento dinámico de la temperatura para el sistema de preservación de órganos para el trasplante.

OBJETIVOS

GENERAL

Diseñar e implementar un sistema adaptable de regulación térmica a un modelo de perfusión de órgano aislado para la preservación de pulmones a diferentes temperaturas con monitoreo inalámbrico.

PARTICULARES

- Evaluar las condiciones actuales bajo las cuales se lleva a cabo el procedimiento de preservación de órganos y su relación o dependencia con la temperatura.
- Realizar un estudio de las condiciones térmicas consideradas como óptimas para la preservación de órganos
- Realizar el diseño y construcción del sistema de control térmico basado en elementos de transferencia indirectos (celdas Peltier) y resistencias calentadoras considerando los gradientes térmicos existentes en el sistema de preservación.
- Realizar el diseño y construcción del sistema electrónico de los sensores e interfaces de temperatura por pirometría para la determinación del cambio calórico en diferentes puntos del sistema de preservación.
- Desarrollar el algoritmo de control embebido en un sistema microelectrónico para regular la temperatura del sistema de preservación usando técnicas de control adaptable: modos deslizantes y control difuso.
- Desarrollar la interfaz gráfica para el monitoreo de las variables de importancia tanto para el control como para la preservación de órganos, así como la evolución de la temperatura medida con respecto al tiempo.
- Realizar las pruebas del sistema de regulación térmica sin la presencia de órganos de modelos animales.
- Realizar pruebas del sistema de regulación térmica con la presencia de órganos de modelos animales para determinar secuencias específicas de control que puedan ayudar a mejorar la viabilidad de trasplante de órganos previamente preservados.

METODOLOGÍA

META 1 “REALIZAR UN RECONOCIMIENTO DEL SISTEMA DE PERFUSIÓN PULMONAR”.

Es indispensable conocer el funcionamiento de cada dispositivo que conforma el sistema debido a que de esa manera será posible introducir el control de temperatura que mejor se adecue a la técnica en uso. Además, se podrá identificar en qué parte del proceso es conveniente situar los elementos resultantes del termostato a realizar, sin que se vean comprometidos los avances logrados hasta el momento y los considerados a futuro en materia de preservación pulmonar.

El bloque pulmonar se colocará en un modelo de perfusión de órgano aislado el cual será implementado para la preservación de pulmones (Kent Scientific, inc.). Será perfundido mediante una bomba peristáltica. El bloque se mantendrá ventilado a través de un ventilador de uso veterinario, el esquema de este modelo es mostrado a continuación:

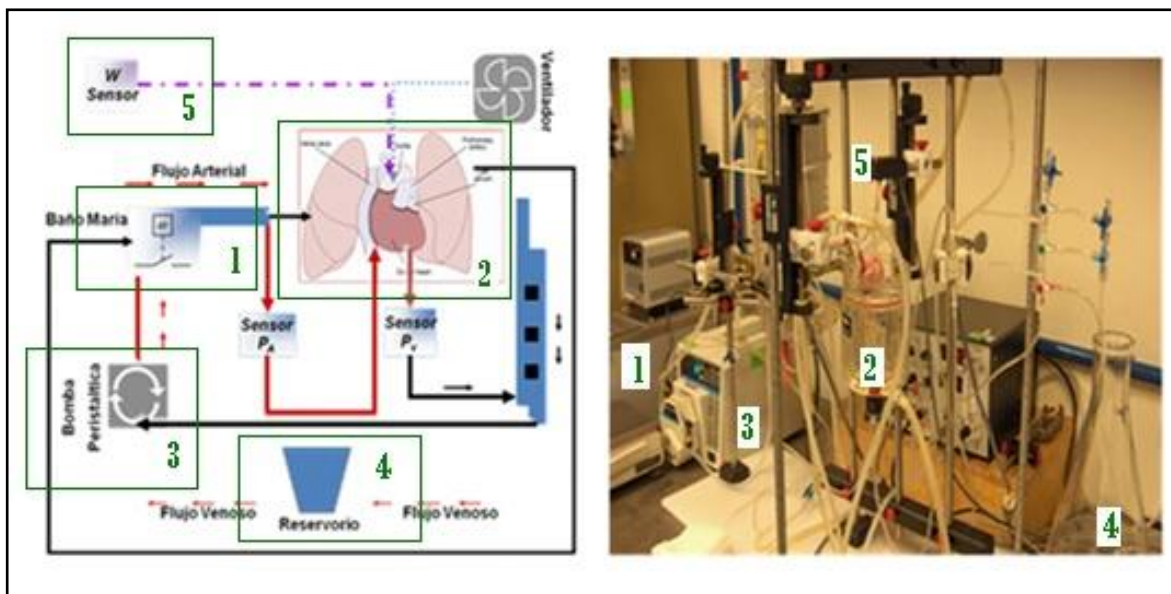


Figura 6. Modelo de Perfusión de órgano aislado.

W: sensor de peso, PA: sensor de presión arterial, PV: Sensor de Presión venosa.

1: Baño maría. 2: Paquete pulmonar a preservar. 3: Bomba peristáltica. 4: Reservorio de productos finales de la perfusión.

En la Figura 6, están señalados cada uno de los componentes del modelo de perfusión de órgano aislado que se encuentra en el INCMNSZ (Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Subirán) en el departamento de Cirugía Experimental, con el que se pretende trabajar una vez terminado el controlador de temperatura para reemplazar el baño maría con el que se cuenta en la actualidad fungiendo como termostato.

La manera en que se controla la temperatura de los pulmones es a través de un sistema de doble manguera. La manguera externa contiene agua precalentada por el baño maría que es impulsada por una bomba de presión continua de flujo positivo dentro de un circuito cerrado conteniendo a otra manguera de menor diámetro que lleva la solución de perfusión, por lo que esta última es calentada por difusión.

META 2 “INVESTIGAR LOS ASPECTOS PRINCIPALES DEL TRASPLANTE Y PRESERVACIÓN PULMONAR, ASÍ COMO SU DEPENDENCIA CON LA TEMPERATURA DE PRESERVACIÓN.”

Se debe conocer el proceso de trasplante de órganos en general, y en específico el de pulmón, para entender la necesidad de desarrollar sistemas biomédicos que pretendan ayudar a mejorar los protocolos de preservación actuales, así como determinar las características de riesgo-beneficio que podría involucrar la adición de nuevas herramientas biomédicas de investigación en el ámbito de preservación de órganos destinados a trasplante.

Se desarrollará una búsqueda de bibliografía que ayude a comprender la situación actual del trasplante de órganos – y en específico del pulmonar – en México y el mundo, sobre todo en el ámbito de preservación. Aunque se sabe de antemano que no existe mucha investigación reportada en cuanto a trasplante pulmonar, se pretende buscar una serie de artículos académicos que en conjunto nos den la información necesaria para justificar la realización de un controlador de temperatura basado en técnicas de control avanzado incluyendo el uso de esquemas robustos como los modos deslizantes y aquellos basados en inteligencia artificial como el control por lógica difusa.

META 3 “EVALUAR EL SISTEMA DE PRESERVACIÓN PULMONAR BAJO UN PROCESO TÉRMICO QUE INVOLUCRE LA PRESENCIA DE UN GRADIENTE DE TEMPERATURA.”

La tecnología que será utilizada para poder realizar el proceso de modificación de la temperatura dentro del sistema de preservación de órganos estará basada en la tecnología de las celdas Peltier, las cuales utilizan el efecto del mismo nombre [21].

La distribución actual de los elementos pertenecientes al sistema exige que el control considere un gradiente de temperatura, puesto que las celdas Peltier no están en contacto directo con la solución que calentará/enfriará los pulmones, y de no incluir el gradiente generado por esta separación, los resultados del control serían deficientes.

Las complicaciones asociados al gradiente de temperatura se solucionarán con el ajuste de las Matrices de Conocimiento Difuso (FAM) del controlador que se realizará, en un inicio se propondrá la siguiente tabla de reglas, de las cuales se muestran un ejemplo en la siguiente tabla:

Tabla 5. Tabla de reglas inicial. -2: Muy negativo, -1: Negativo, 0:Cero, 1+:Positivo, 2+: Muy positivo, E:Enfriar,C:Calentar (0=nada,1=poco,2=medio,3=mucho).					
DERIVADA DEL ERROR					
ERROR	-2	-1	0	1+	2+
-2	E1/ C0	E1/ C0	E3/ C0	E0/ C1	E0/ C3
-1	E2/ C0	E1/ C0	E0/ C0	E0/ C1	E0/ C2
0	E3/ C0	E1/ C0	E0/ C0	E0/ C1	E0/ C3
1	E2/ C0	E2/ C0	E0/ C1	E0/ C2	E0/ C2
2	E3/ C0	E3/ C0	E0/ C3	E0/ C3	E0/ C3

El enfriar/calentar mucho, medio, poco o nada se traduce como un valor de PWM de 255, 160, 80 o 0 respectivamente. Estos formarán parte de una matriz “FAM” que estará presente en un programa que implementará la técnica de control por lógica difusa dentro de un PIC. La razón por la que se utilizarán esos valores en las primeras FAM se justifica más adelante en la meta número 7.2.

META 4 “CONSTRUIR EL CIRCUITO QUE ACOPLA LA SEÑAL DE SALIDA DEL SENSOR DE TEMPERATURA INFRARROJO (PIRÓMETRO) PARA UTILIZARLA CON MICROCONTROLADORES.”

Es necesario conocer la manera en que funciona el sensor en cuestión, de modo que sea posible definir cómo se acondicionará la señal entregada por el mismo, y así obtener otra señal en un rango procesable por el microcontrolador (en este caso se utiliza un microcontrolador de bajo costo de 8 bits de la familia Microchip PIC18).

Se utilizará un pirómetro General Electric modelo ZTP-315, el cual consiste en una termopila y un termistor que le sirve para compensar la temperatura medida y que su respuesta en voltaje sea más lineal. Tiene además un filtro infra rojo adecuado para señales por encima de los 5000nm de longitud de onda, el porcentaje de transmisión del filtro dependiente de la longitud de onda sensada se muestra en la figura 7.1.

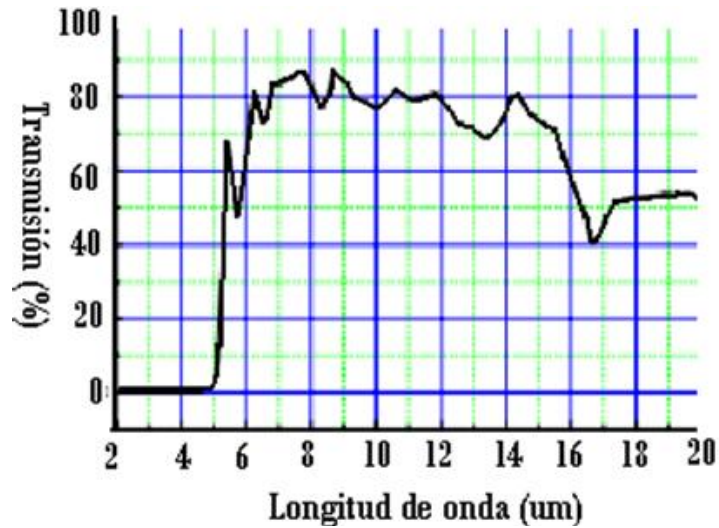


Figura 7.1. Porcentaje de transmisión del filtro a diferentes longitudes de onda.

Las principales características técnicas del sensor son:

- Voltaje de alimentación de 5 v
- Corriente de alimentación de 2.7 mA
- Tiempo de respuesta entre 300 y 600 ms
- Rango de medición de temperatura desde -40 hasta 160°C aproximadamente.

El ZTP-315 entrega a su salida un voltaje en DC con respecto a la temperatura del objeto medida típicamente como se muestra en la figura Figura 7.2.

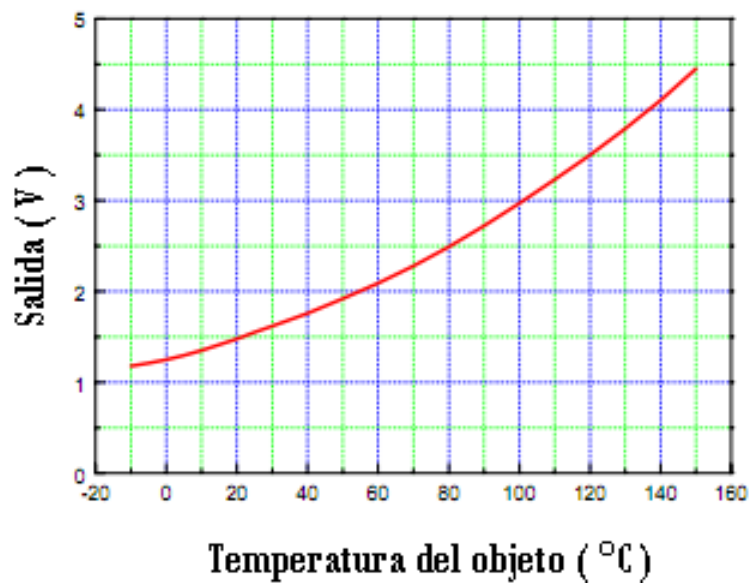


Figura 7.2. Voltaje de salida del sensor.

Debido a que no se pretende manejar temperaturas menores de -3°C ni mayores a 60°C la salida del sensor estará entregando voltajes desde 1.2 hasta 2volts, por lo que el rango de sensado será de apenas 800mV. Es por eso que se utilizarán amplificadores operacionales TL081 como amplificadores inversores para obtener un rango de voltajes mayor (Figura 8) lo cual ayudará a tener un mejor comportamiento del controlador a realizar.

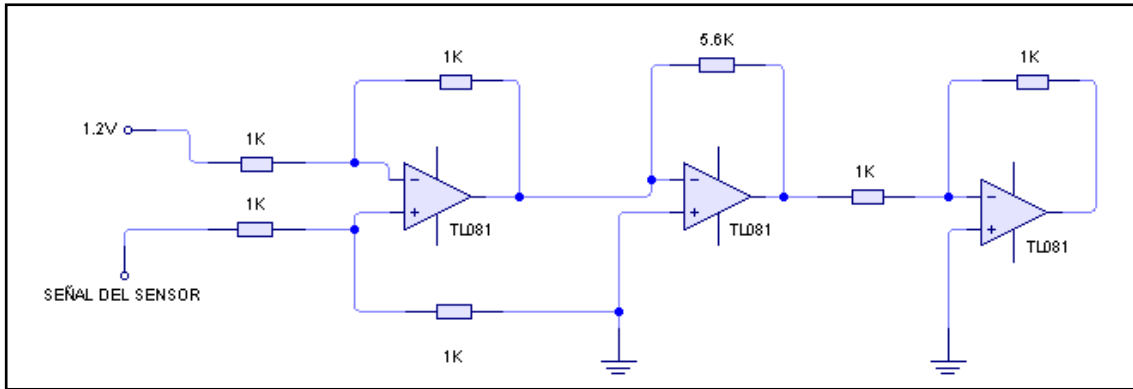


Figura 8. Acoplamiento del voltaje entregado por el sensor.

El diseño del circuito que modificará el voltaje de salida del sensor a un rango de voltajes que aumenten el espectro de lectura analógica del microcontrolador fue realizado empleando tecnología disponible en el mercado nacional siguiendo principios básicos de adecuación de señal (Figura 8). La explicación del funcionamiento del circuito será discutido a continuación:

De izquierda a derecha, tenemos un primer OPAM como diferencial, que nos permite bajar el offset de la señal de entrada y obtener un rango de voltajes de salida entre 0 y 800mV aproximadamente, ya que:

$$V_{salida1} = (V_{entrada} - 1.2V) \quad (38)$$

El segundo y tercer OPAM se ocuparán como amplificadores inversores, el segundo amplificará la señal ($V_{salida1}$) para obtener un rango de voltajes de salida ($V_{salida2}$) entre 0 y -5 V aproximadamente, ya que:

$$V_{salida2} = -(6.25V_{salida1}) \quad (39)$$

Después se hace necesario invertir el signo de la señal con el tercer OPAM para obtener un valor final de salida que pueda interpretar el PIC como válido en cualquiera de sus canales analógicos.

$$V_{salida3} = -(V_{salida2}) \quad (40)$$

El comportamiento teórico del circuito puede ser expresado en forma resumida de la siguiente manera:

$$V_{sal} = +6.25(V_{entrada} - 1.2) \quad (41)$$

El comportamiento del circuito respecto a la temperatura es el siguiente:

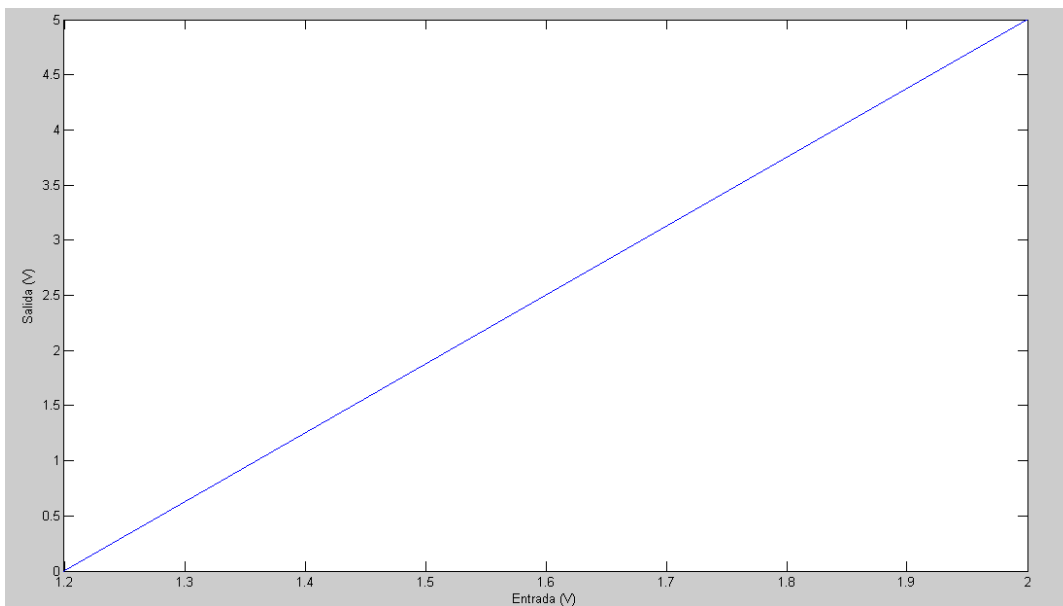


FIGURA 9. Comportamiento teórico de la respuesta del acople del sensor.

META 5 “DESARROLLAR EL ALGORITMO DE COMUNICACIÓN CON CUALQUIER COMPUTADOR VÍA SERIAL - USB.”

Los datos serán enviados en una primera etapa vía serial hacia una tarjeta FT232RL de Sparkfun, quien convierte la información enviada vía serial por el PIC al protocolo de comunicación USB 2.0. Este crea un puerto CDC (ClassDeviceCommunication) en cualquier computadora a la que se conecte. Así mismo, se llevará a cabo el proceso contrario para la recepción de datos recibidos desde la computadora; es decir, se mandarán datos vía USB hacia la tarjeta, quien a después los enviará al PIC vía serial a través del protocolo RS-232.

META 6 “DISEÑAR Y PROGRAMAR EN MATLAB UNA INTERFAZ GRÁFICA QUE MUESTRE DATOS DE IMPORTANCIA PARA EL CONTROL (ERROR, DERIVADA DEL ERROR) Y LA PRESERVACIÓN PULMONAR.”

A manera de ofrecer una forma de comunicación más útil y versátil con el operador del sistema de preservación, se debe crear una interfaz gráfica en un ordenador que permita la visualización de los datos enviados por el microcontrolador; con el objeto de monitorear la efectividad del controlador construido y del estado térmico del pulmón.

La interfaz propuesta contendrá:

- Botón de encendido/apagado: con el que se podrá medir o interrumpir medición de temperatura en cualquier momento.
- Gráfica de monitoreo: que muestre la evolución de la temperatura medida en el órgano con respecto al tiempo.

- Menú contextual: que permitirá escoger entre diferentes tipos de secuencias de control dependiendo del comportamiento térmico deseado para el órgano (senoidal, lineal, ascendente, etc.).

El funcionamiento general del algoritmo que se pretende programar en Matlab es el siguiente:

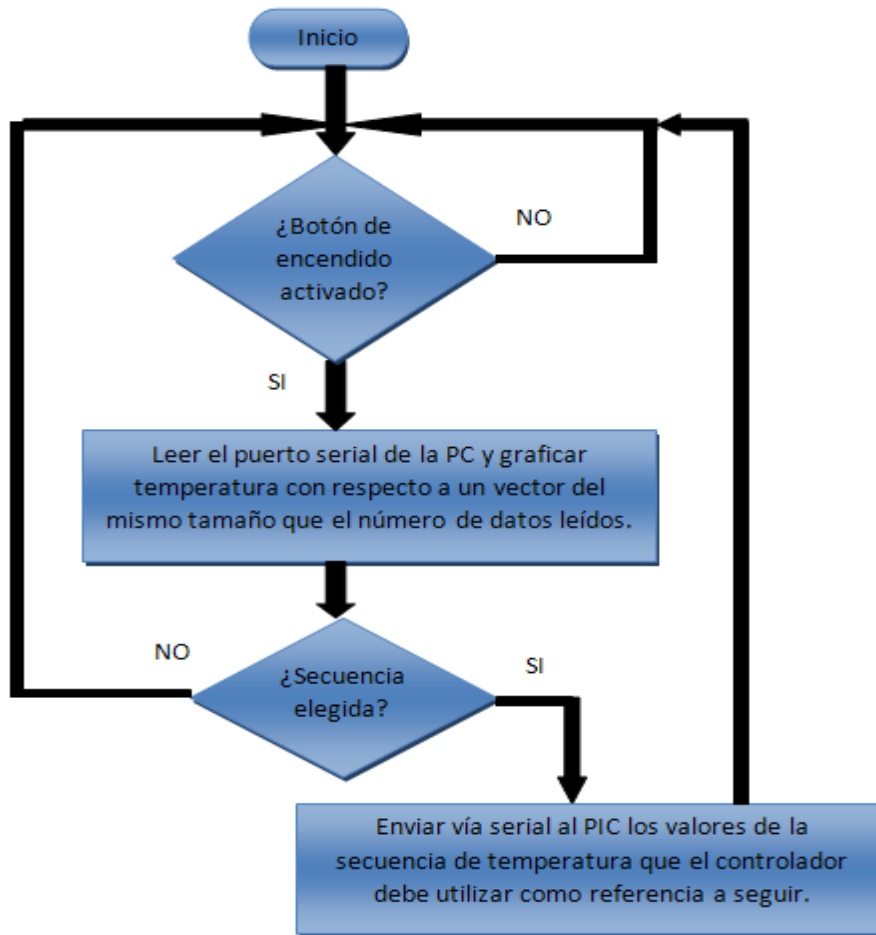


Figura 10. Algoritmo a seguir de la interfaz gráfica.

A continuación se muestra la propuesta de interfaz gráfica:

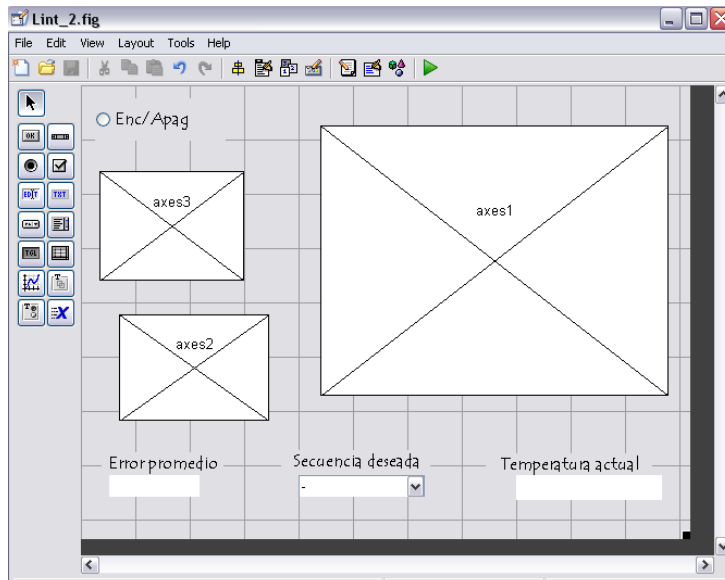


Figura 11. Interface gráfica en Matlab.

Esta interfaz gráfica muestra la distribución de los controles utilizados para el registro de las temperaturas alcanzadas dentro del sistema de preservación de órganos. En el lado izquierdo se muestran dos ejes que permitirán mostrar tanto los errores entre la temperatura de referencia deseada en el contenedor así como su cambio respecto al tiempo. Esto servirá como referencia para establecer la eficiencia del comportamiento del controlador propuesto en esta tesina..

META 7 “DESARROLLAR EL ALGORITMO DE CONTROL POR LÓGICA DIFUSA DENTRO DE UN MICROCONTROLADOR.”

La técnica de control fundamentada en lógica difusa no es tan efectiva para rechazar perturbaciones como la técnica de modos deslizantes; pero no hace necesario el uso de un modelo matemático representativo para poder controlar el sistema físico en cuestión, por lo que aporta practicidad al mecanismo de control que se desee implementar y provee la posibilidad de afinar el controlador basado en el conocimiento empírico del sistema físico a controlar.

7.1 ALGORITMO DE CONTROL

El algoritmo de lógica difusa y las simulaciones de sus resultados serán realizados en un programa basado en .C llamado Mikro C (de Mikroelektronika) y en ISIS (de LabcenterElectronics) respectivamente.

Se utilizará un PIC18F4550 de Microchip en el cuál se implementará el esquema de lógica difusa que seguirá el siguiente diagrama de flujo:

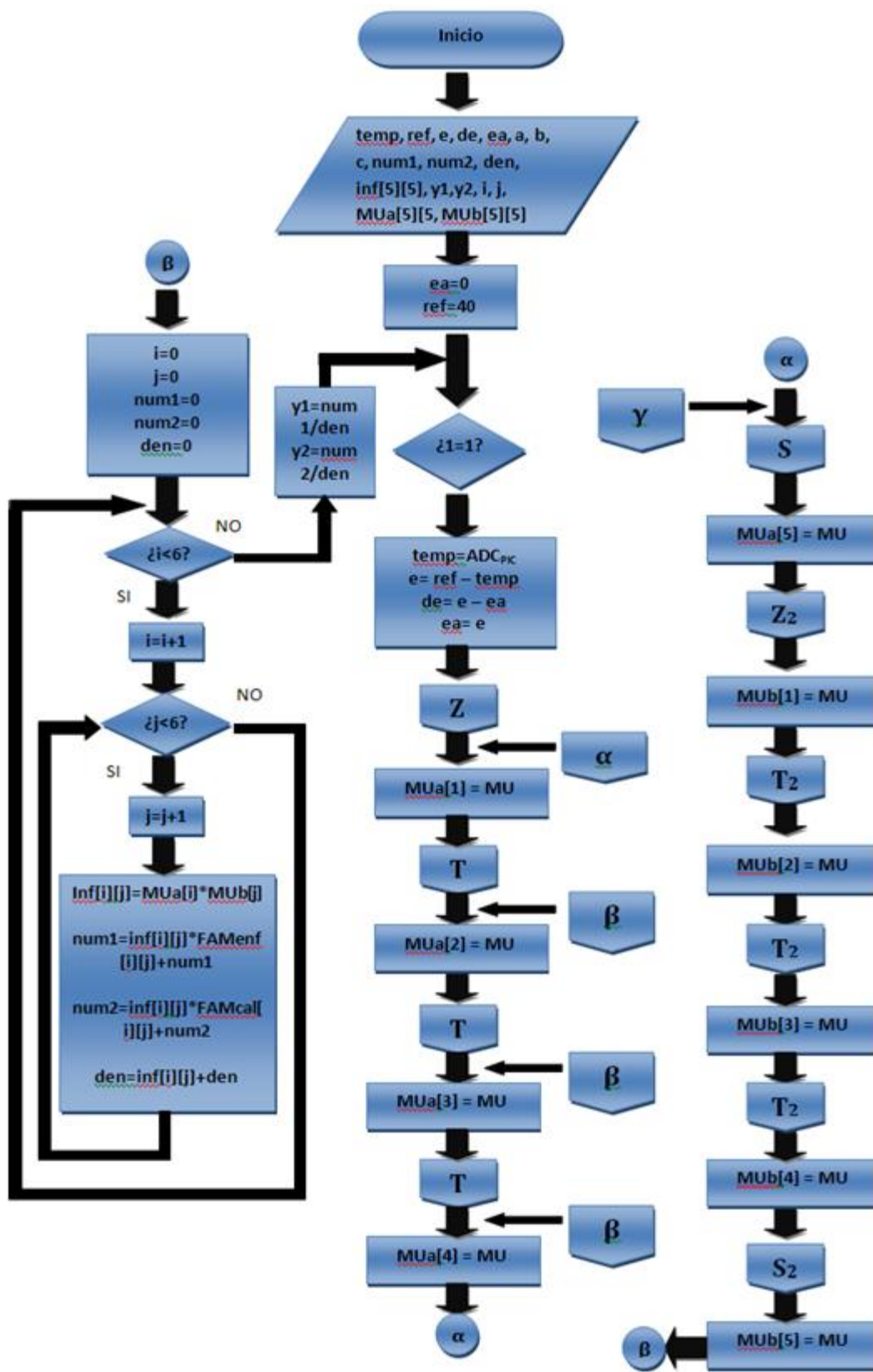
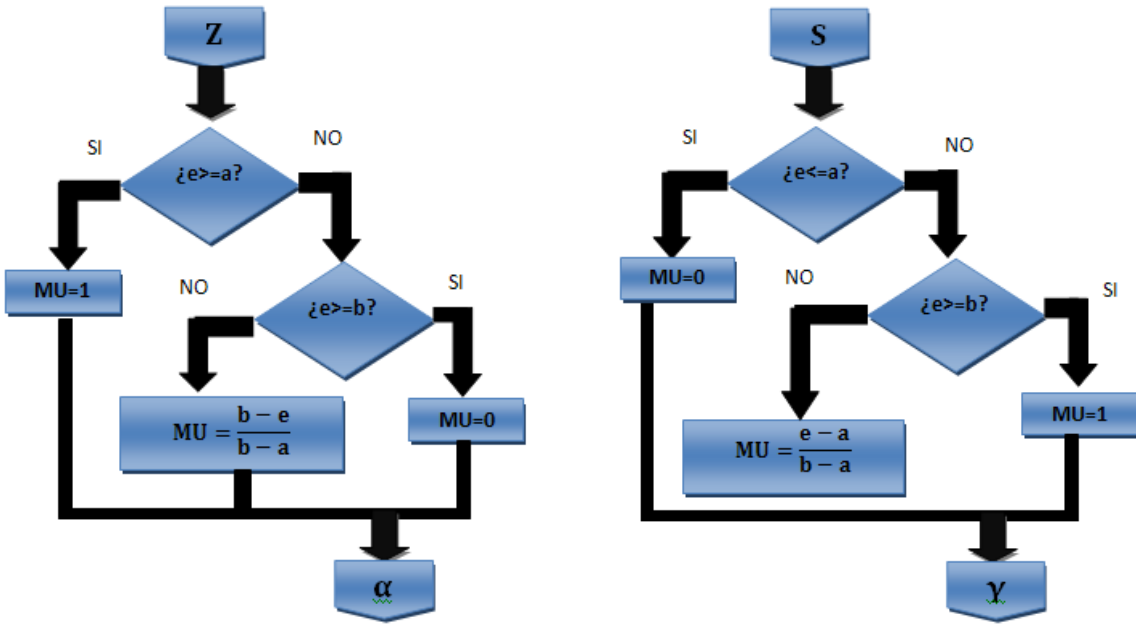
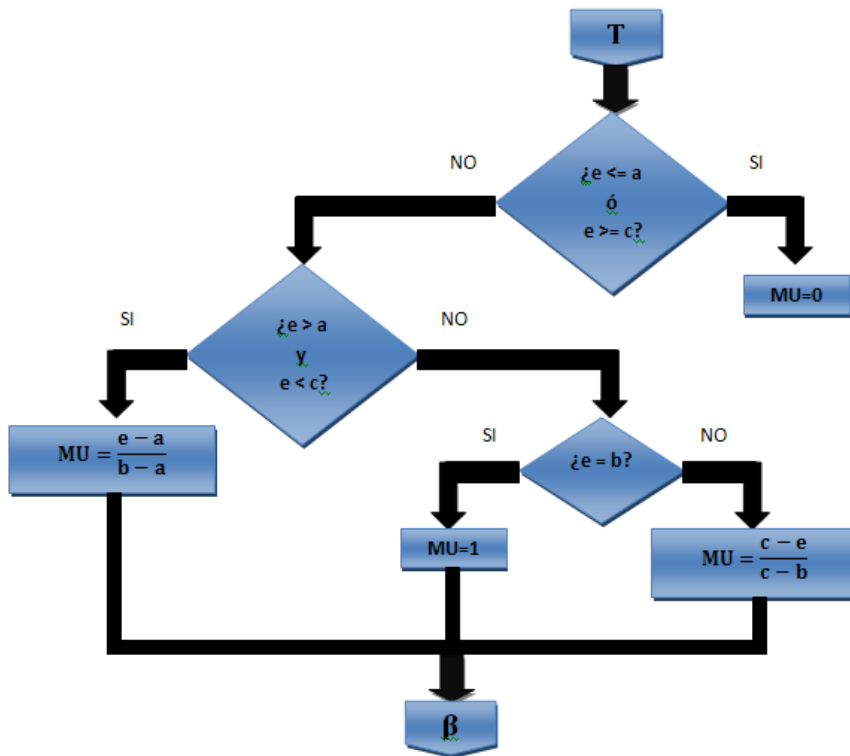


Figura 12. Diagrama de flujo del programa principal del PIC.



a)

b)



c)

Figura 13. Diagramas de flujo de subrutinas de funciones de membresía.

Función Z b) Función S c) Función T

El algoritmo de implementación en el PIC por lógica difusa descrito por el diagrama de flujo anterior es explicado a detalle en los siguientes puntos:

1. Se declaran todas las variables a utilizar, se inicializa el valor del error anterior en cero.
2. Se lee el canal de Rx del PIC para saber el valor de referencia actual.
3. Se lee el canal analógico del PIC que detecta la señal acoplada del sensor.
4. Se hace el cálculo del error, derivada del error y se actualiza el error anterior con el valor de error actual (para que el siguiente cálculo la tome como valor de anterior de la derivada).
5. Se salta a la subrutina que define la función de membresía Z, esta regresará un valor que será guardado en el primer elemento del vector MUa.
6. Se salta 3 veces a la subrutina que define la función de membresía T, y al momento de cada uno de los regresos se guardan los valores resultantes en los elementos 2,3 y 4 del vector MUa.
7. Se salta a la subrutina que define la función de membresía S, esta regresará un valor que será guardado en el quinto y último elemento del vector MUa.
8. Se repiten los pasos 5,6 y 7, pero las subrutinas de las funciones de membresía son definidas con la derivada del error y constantes a,b y c diferentes y los valores resultantes al regreso de las subrutinas se guardan en el vector MUb.
9. Después se inicializan las variables "i", "j", "num1", "num2" y "den" en cero para entrar a un ciclo for que a su vez depende de otro ciclo for para ser incrementado. Durante estos for anidados, se realiza la sumatoria de los valores obtenidos debidos a la multiplicación de los elementos de cada una de las FAM por cada elemento de la matriz de inferencia (que se obtiene multiplicando el vector MUa por el MUb) , cuyo valor es dividido entre la sumatoria de todos los valores que componen a la matriz de inferencia.
10. Esta última división nos regresa el valor de PWM que se ocupará para controlar la temperatura del sistema de perfusión de órgano aislado.

7.2 FAM (FUZZYASSOCIATIVEMEMORY)

Las FAM (FuzzyAssociativeMemory) serán definidas en un principio tal y como lo muestra la tabla 5(en la meta3), y al ir adquiriendo experiencia del comportamiento del sistema físico en conjunto con los actuadores que controlan su comportamiento térmico, se irán modificando hasta llegar a los valores que brinden los mejores resultados. Es posible realizar este procedimiento de manera automática utilizando esquemas como las redes neuronales y los

algoritmos genéticos pero estos dos aspectos quedan fuera de los objetivos propuestos en esta tesis. La tabla 5 fue definida con ayuda de la figura 14 y el razonamiento siguiente:

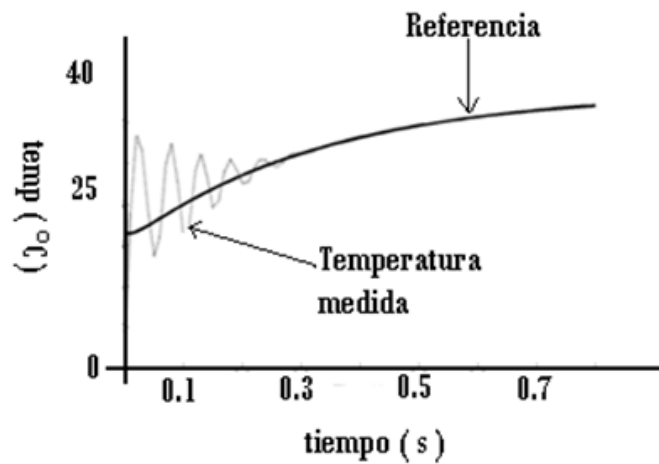


Figura 14. Seguimiento de la temperatura a una referencia.

La figura 14 sirve como referencia para definir el comportamiento del controlador y las bases de su diseño.

El error será la diferencia entre la referencia y el valor actual de temperatura medida:

$$error = referencia - temperatura\ medida \quad (42)$$

La derivada del error en un inicio se tomará como la diferencia entre el error actual y el calculado un instante anterior (cuyo valor es dependiente de la velocidad de procesamiento del microcontrolador a utilizar):

$$derivada\ del\ error = error - error\ anterior \quad (43)$$

Finalmente será determinada indirectamente con el algoritmo de control basado en modos deslizantes conocido como Super-Twisting discreto (Ecuaciones 36 y 37).

Error=0 y Derivada del error muy negativa

Si el error actual ("e") es cero y la derivada del error ("de") es muy negativa, quiere decir que el error anterior era muy grande y positivo. Esto significa que el valor de referencia estaba muy por encima de la temperatura medida. Si tomamos en cuenta que un instante anterior el error era muy grande y en el siguiente instante se volvió cero, al siguiente, con ese comportamiento se esperaría un error de la misma magnitud que el de dos instantes anteriores pero en sentido contrario. Para evitarlo, se enfría mucho el sistema.

Y es el caso contrario para cuando el error es cero, pero la derivada del error es muy positiva. Se debe calentar mucho.

Error muy negativo y Derivada del error=0

Si "de" es cero y "e" es muy negativo, quiere decir que el cambio que hubo entre el error anterior y el actual es nulo, por lo que el sistema se estabilizó en ese valor, no cambiará nada tampoco al instante siguiente. Pero el valor de temperatura medido es mucho más grande que la referencia, entonces se debe enfriar (y mucho) puesto que debido al valor de la derivada, si se enfría poco, no habrá un cambio significativo esperado.

Y es el caso contrario cuando la derivada del error es cero pero el error es muy positivo, entonces se debe calentar mucho.

Error y Derivada del error muy negativos.

Si tanto "de" y "e" son muy negativos, quiere decir que nos encontramos en un punto muy alejado de la referencia y hay que enfriar, pero como la derivada es muy negativa también, quiere decir que nos acercamos a la referencia muy rápido, por lo que de acuerdo con ese comportamiento, si se debe enfriar pero poco, para que no se obtenga un error muy grande pero en sentido contrario dos instantes posteriores.

En el caso contrario, en que tanto el error y su derivada son muy positivos, entonces se debe calentar, y mucho para contrarrestar el efecto de la derivada.

Error muy negativo y Derivada del error muy positiva.

Si "de" es muy positiva y "e" es muy negativo, quiere decir que el valor de referencia es muy pequeño en comparación con el valor de temperatura medido y se debe enfriar. Pero como el valor de la derivada es muy positivo, el error anterior tuvo que haber sido cero o muy negativo, lo cual señala que en el instante anterior nos encontrábamos muy por encima de la referencia y como nos seguimos alejando de la referencia se necesita enfriar mucho.

En caso contrario, en que la derivada sea muy negativa y el error muy positivo se debe calentar mucho.

Error muy negativo y Derivada del error negativa.

Esto quiere decir que estamos muy lejos de la referencia y que debemos enfriar pero no tanto, ya que la "de" al no ser tan negativa, nos indica que nos estamos acercando a la referencia

pero a una velocidad promedio, entonces si enfriamos de más se puede pasar por mucho de la referencia el instante siguiente, y si se enfría muy poco se alentaría aún más el acercamiento a la referencia.

En caso contrario, en que el error es muy positivo y "de" es positiva, se calienta con un valor promedio.

Error muy positivo y Derivada del error negativa.

Si tenemos un "e" muy positivo quiere decir que nos encontramos muy por debajo de la referencia y hay que calentar. Como "de" es negativa, quiere decir que nos estamos acercando a la referencia, por lo que si bien hay que calentar, debe ser con un valor promedio.

En caso contrario, en que el error sea muy negativo "de" positiva, nos alejamos de la referencia a velocidad media, y hay que enfriar con un valor promedio.

Error es negativo y Derivada del error muy negativa.

Si "e" es negativo quiere decir que estamos por encima de la referencia y debemos enfriar. Como "de" es muy negativa quiere decir que nos acercamos a la referencia muy rápido, por lo que si bien debemos enfriar, no debe ser mucho para que el instante siguiente no ocurra un error de la misma magnitud pero de signo contrario (temperatura por debajo de la referencia).

En caso contrario, el "e" positivo y "de" muy positivo, hay que calentar y mucho para contrarrestar el que nos estamos alejando de la referencia muy rápido.

Error positivo y Derivada del error muy negativa.

Si "e" es positivo, quiere decir que nos encontramos por debajo de la referencia y necesitamos calentar. Como "de" es muy negativa quiere decir que nos acercamos rápidamente a la referencia y necesitaremos calentar pero no mucho para que el instante siguiente no ocurra un error de la misma magnitud pero de signo contrario (temperatura por encima de la referencia).

En caso contrario, "de" es muy positiva y "e" es negativa, habría que enfriar y mucho para contrarrestar el estarse alejando de la referencia muy rápido.

Error y Derivada del error negativos.

Si "e" es negativo quiere decir que nos encontramos por encima de la referencia y debemos enfriar. Como "de" es negativa quiere decir que nos acercamos a la referencia a una velocidad media, por lo que si bien hay que enfriar, debe ser también con un valor promedio.

En caso contrario, nos alejamos pero no tanto de la referencia, por lo que hay que calentar con valor promedio.

Error positivo y Derivada del error negativa.

Si "e" es positivo quiere decir que nos encontramos debajo del valor de referencia y necesitamos calentar, Como la derivada es negativa nos estamos acercando a la referencia, por lo que si bien hay que calentar, debe ser con un valor promedio para que el instante siguiente no ocurra un error de signo contrario (temperatura por encima de la referencia).

En caso contrario, nos alejamos de la referencia a velocidad media y hay que enfriar con valor medio.

Error=0 y Derivada del error negativa.

Si "e" es cero, estamos en el valor deseado, pero si "de" es negativa, es porque el valor anterior de error era positivo, (anteriormente se estaba calentando), por lo que hay que enfriar poco el sistema o apagar completamente los actuadores.

En caso contrario, en que el error sea cero y la derivada positiva, se debe calentar un poco el sistema.

Error positivo y Derivada del error =0.

Si "e" es positivo quiere decir que estamos por debajo de la referencia y necesitamos calentar. Como "de" es cero, entonces el sistema no se mueve, por lo que hay que calentar con un valor promedio.

En caso contrario, en que el error sea negativo y la derivada sea cero, hay que enfriar un poco.

Error y Derivada del error =0.

En este último caso el sistema no se está moviendo la temperatura y nos encontramos el valor buscado, por lo que se deben apagar ambos elementos de calentamiento y enfriamiento para evitar que esta condición cambie (al menos por un momento).

7.3 FUZIFICACIÓN

El proceso de fuzificación se llevará a cabo en el momento en que el control evalúe las funciones de membresía utilizando el “e” y la “de” y posteriormente regrese un grado de pertenencia entre 0 y 1 en cada uno de los elementos de los vectores MUa y MUb.

Las funciones de membresía del controlador difuso serán definidas utilizando también el error “e” y la derivada del error. Estos, en conjunto con las constantes “a”, “b” y “c” (redefinidas por el programador a medida que se conoce el comportamiento del sistema), delimitan las funciones de membresía propuestas para el controlador (Figura 15).

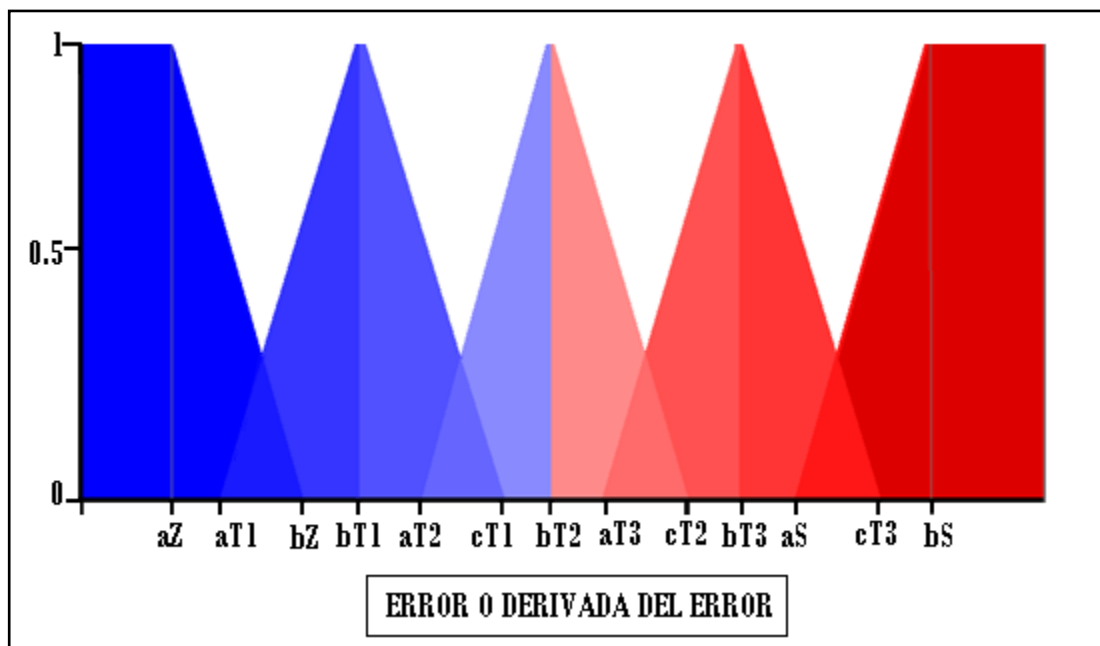
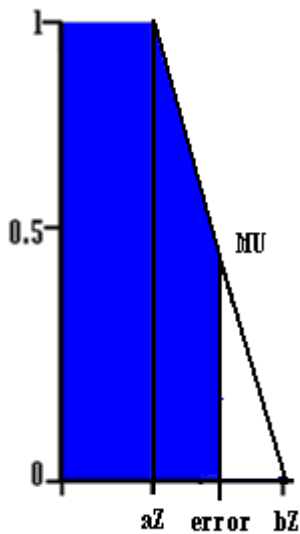


Figura 15. Funciones de membresía propuestas para el controlador difuso.

Como se observa en la Figura 15, se utilizarán dos funciones trapezoidales y tres triangulares. Este formato permite que las funciones Z y S delimiten el dominio de acción difuso del controlador por debajo de aZ y arriba de bS, cuyo valor es escogido por el diseñador. Al tener varias funciones triangulares se obtiene una gama mayor de valores posibles de control, con lo que se aumenta la precisión del controlador.

Para explicar la manera en que se programarán las funciones de membresía en el PIC se expondrá a detalle mediante la construcción de la función Z; la explicación de las demás funciones será obviada debido a que fueron determinadas siguiendo el mismo razonamiento.

En el diagrama de flujo de la función "Z", se pregunta si el valor de ERROR o DERIVADA DEL ERROR es menor que aZ, en dado caso el valor que regresa para ser guardado en la variables $MUa[1]$ es igual a 1. Si es mayor a "bZ" entonces $MUa[1] = 0$ y en dado caso de que el valor de "e" o "de" esté entre "aZ" y "bZ" se hace la siguiente relación de triángulos rectángulos semejantes:



Como los triángulos son semejantes, la distancia que hay entre error (o derivada del error) y bZ es proporcional al que hay entre aZ y bZ:

$$("e" \text{ o } "de" - MU) \propto (bZ - aZ)$$

Y $MU \propto 1$, entonces:

$$\frac{MU}{1} = \frac{bZ - "e" \text{ o } "de"}{bZ - aZ} \quad (44)$$

Figura 16. Función de membresía Z.

7.4 DEFUZZIFICACIÓN

La defuzzificación se hará utilizando la técnica del centro promedio, que suma todos los valores resultantes de multiplicar la matriz de inferencia por su correspondiente FAM y luego dividiendo ese numerador entre la sumatoria de todos los valores individuales de la matriz de inferencia; esto para obtener ya un valor entre 0 y 255 de PWM para controlar los actuadores del sistema. El primer actuador se refiere a la señal de PWM entregada a la celda Peltier, cuyo valor de ancho de pulso queda determinado por:

$$PWMenf = \frac{\sum inferencia[i][j] * FAM1enf[i][j]}{\sum inferencia [i][j]} \quad (45)$$

Por otro lado, para el sistema de calentamiento basado en la resistencia controlado por ancho de fase empleando un sistema de control en corriente alterna. Este resultado llevo al siguiente esquema de defuzzificación:

$$PWM_{cal} = \frac{\sum inferencia[i][j] * FAM1cal[i][j]}{\sum inferencia [i][j]} \quad (46)$$

En donde la matriz de inferencia es la multiplicación de los vectores que contienen cada uno de los valores de MU al regresar de las subrutinas de las funciones de membresía y las FAM1enf y FAM2cal son las matrices que contienen los valores de la tabla 5.

7.5 PWM

El valor final de control estará representado como el ciclo útil de un pulso (PWM) y comprenderá valores desde 0 hasta 255, teniendo en 0 el actuador apagado y en 255 la máxima capacidad de calentamiento/enfriamiento activada. El valor de PWM se obtuvo por una correlación entre los valores obtenidos en el proceso de defuzzificación y el rango admisible para PWM de 0 a 255. Dichos valores fueron entonces ajustados en las matrices de conocimiento difuso para que dicha correlación quedara establecida directamente desde el esquema de defuzzificación explicada con antelación.

META 8 “DESARROLLAR EL ALGORITMO DE SUPER-TWISTING (ST) Y SUPER-TWISTING DISCRETO (STD) BASADO EN MODOS DESLIZANTES PARA DERIVAR DE LA MEJOR MANERA POSIBLE EL ERROR DEL SISTEMA. “

Una de las variables que se utilizarán para llevar a cabo el control por lógica difusa es la derivada del error resultante entre la diferencia de la temperatura esperada y la obtenida en cada momento de muestreo. Es por eso que se hizo necesaria la implementación del algoritmo de ST en su versión como derivador, que presume tener los mejores resultados obtenidos hasta la fecha en materia de diferenciación continua y discreta [15, 16].

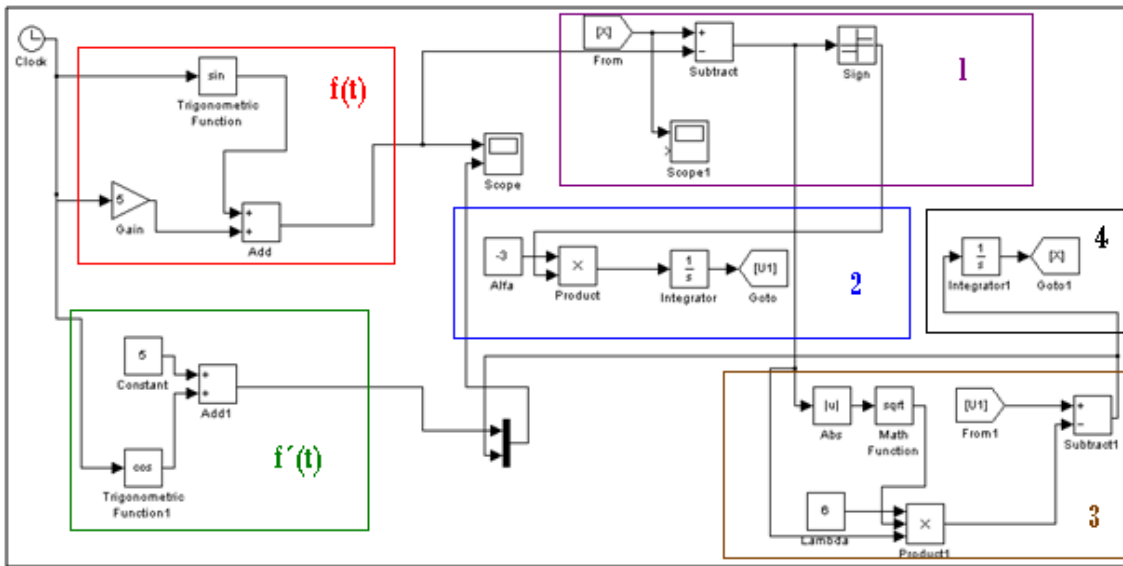
8.1 SUPER-TWISTING CONTINUO

Para implementar el algoritmo de supertwisting continuo en la PC, es necesario realizar una simulación haciendo uso de la paquetería de Simulink de MATLAB implementando de manera numérica las siguientes ecuaciones:

$$u = u_1 - \lambda|x - f(t)|^{1/2}sign(x - f(t)) \quad (47)$$

$$\dot{u}_1 = -\alpha sign(x - f(t)) \quad (48)$$

Estas ecuaciones fueron obtenidas a través del siguiente esquema de programación a bloques:



17. Esquema a programar en Simulink.

En la imagen 17, se ilustra cómo será construida la función $f(t) = 5\sin(t)$ y su derivada $f'(t) = 5\cos(t)$. Esta última será multiplexada con la salida del derivador basado en el algoritmo de supertwisting.

Los bloques 1 y 2 representan la ecuación

$$\dot{u}_1 = -\alpha \text{sign}(x - f(t)) \quad (49)$$

Por otro lado, los bloques 3 y 4 representan la ecuación

$$\dot{u} = u_1 - \lambda |x - f(t)|^{1/2} \text{sign}(x - f(t)) \quad (50)$$

En un visualizador adecuado, se observará cómo es que la señal de salida del derivador del ST seguirá a la función $f'(t)$, con lo que podrá comprobarse su funcionamiento.

8.2 SUPER-TWISTING DISCRETO (STD)

El algoritmo super-twisting discreto implementado como derivador en forma discreta será utilizado para generar una aproximación de la derivada del error. Este concepto resulta novedoso considerando que el esquema de control a utilizar es una clase de PD difuso el cual requiere como entrada la derivada del error. También es necesario implementar el algoritmo de STd, quien está descrito por las ecuaciones siguientes:

$$u[k] = \tau \left(u_1[k] - \lambda |\gamma[k]|^{1/2} \text{signo } \gamma[k] \right) + u[k - \tau] \quad (51)$$

$$u_1[k] = \tau(-\alpha \text{signo } \gamma[k]) + u_1[k - \tau] \quad (52)$$

Se realizó esta implementación con el objetivo de comprobar su efectividad como diferenciador al no ser aplicado de manera continua. El algoritmo en general de programación a ocupar está descrito por el siguiente diagrama de flujo:

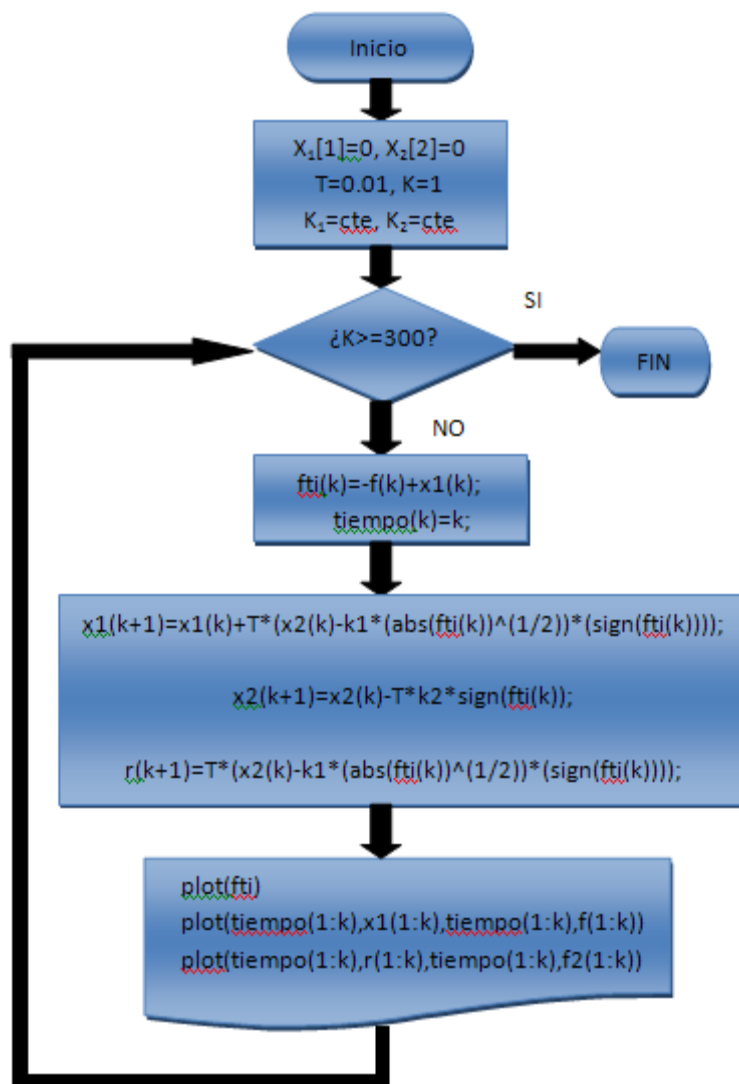


Figura 18. Diagrama de flujo del programa en MATLAB para el STD.

8.3 IMPLEMENTACIÓN EN EL PIC

El programa de STd implementado en el PIC se realizará en vez de hacer la operación:

$$\text{derivada del error} = \text{error anterior} - \text{error actual}$$

La cual será sustituida por

$$u[k] = \tau \left(u_1[k] - \lambda |\gamma[k]|^{1/2} \text{signo } \gamma[k] \right) + u[k - \tau] \quad (54)$$

$$u_1[k] = \tau (-\alpha \text{signo } \gamma[k]) + u_1[k - \tau] \quad (55)$$

En donde $u[k]$ será el valor de la derivada del error a ocupar en ese momento para el control difuso.

Se pretende utilizar el algoritmo de STd y no el continuo discretizado, debido a que para realizar esto último se vuelve necesario ocupar una mayor cantidad de recursos computacionales en realizar el algoritmo continuo y después mediante unaintegral realizar la sumatoria de todos los valores para obtener el resultado final esperado en vez de tan solo realizar el algoritmo específicamente diseñado para señales discretas.

META 9 “COMPARAR LAS CONDICIONES DE LOS ALGORITMOS DE CONTROL EN EL TERMOCONTROLADOREDESARROLLADO.”

El primer controlador propuesto determinará la derivada del error por el método clásico para la obtención de derivadas discretas utilizado en [17], es decir:

$$\dot{u}(t) = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{u(t + \Delta t) - u(t)}{\Delta t} \quad (56)$$

El segundo controlador obtendrá la derivada del error por el método de SuperTwistingdiscreto, quien utiliza el siguiente sistema de ecuaciones para derivar:

$$u[k] = \tau \left(u_1[k] - \lambda |\gamma[k]|^{1/2} \text{signo } \gamma[k] \right) + u[k - \tau] \quad (57)$$

$$u_1[k] = -\tau \alpha \text{signo } \gamma[k] + u_1[k - \tau] \quad (58)$$

Los resultados que se obtengan serán comparados y se determinará si existe una mejora significativa del control térmico al aplicar un derivador u otro. Se establecerá el mejor perfil de

control de manera cualitativa al comparar las gráficas obtenidas en cada caso de regulación con las esperadas; y de manera cuantitativa al promediar el valor del error obtenido en cada uno de los casos (el controlador con un valor menor en el promedio será el mejor).

META 10 “DESARROLLAR EL SISTEMA DE ACTUADORES PARA EL CONTROL DE LAS CELDAS PELTIER.”

Una vez obtenido un valor de PWM a la salida del microcontrolador, es necesario contar con un medio que realice un cambio físico- proporcional al indicado por el PIC- en un circuito capaz de llevar a cabo una variación de la temperatura entregada por las celdas Peltier. Esto se hará mediante el uso del siguiente circuito:

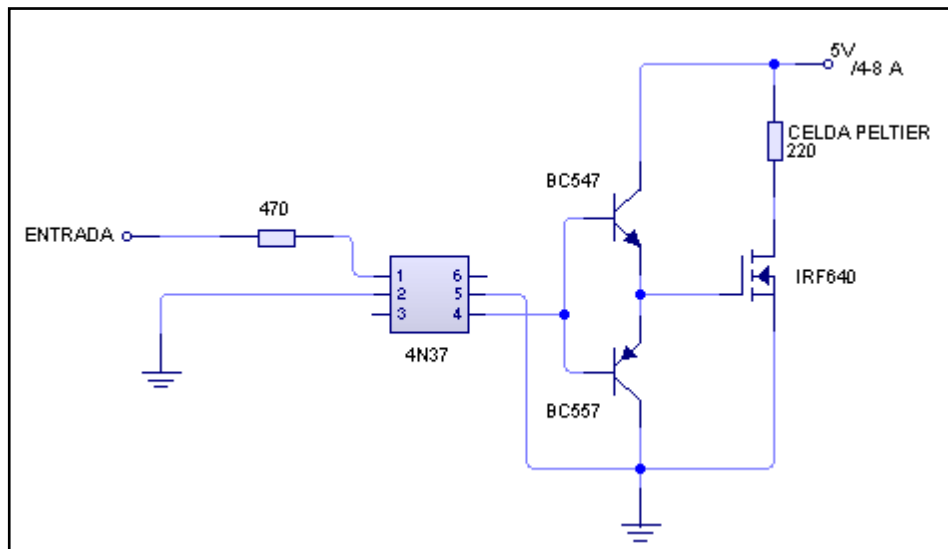


Figura 19. Aislamiento del PIC y actuadores para la celda Peltier.

En la figura anterior el chip 4N37 funciona como aislador óptico para obtener una separación de las tierras del PIC y de la etapa de potencia en CD que necesita la celda Peltier para funcionar correctamente. Se utiliza un arreglo de transistores NPN-PNP, con lo que se asegura el encendido y apagado del Mosfet IRF640 a través de su compuerta.

META 11 “DESARROLLAR EL SISTEMA DE ACTUADORES PARA EL CONTROL DE LA RESISTENCIA CALENTADORA DE AGUA.”

Para realizar el control de la resistencia calentadora de agua se utilizará una técnica de control por fase de señal alterna (127 Vrms) mediante el uso de un microcontrolador, la cual consiste en:

- *Detección de cruce por cero de la señal alterna.* Que se realizará mediante el acondicionamiento de la señal alterna, que incluye el aislamiento de la tierra del PIC

de la tierra de potencia y su reducción a un voltaje que no dañe la circuitería interna del convertidor analógico-digital del microcontrolador (Figura 20).

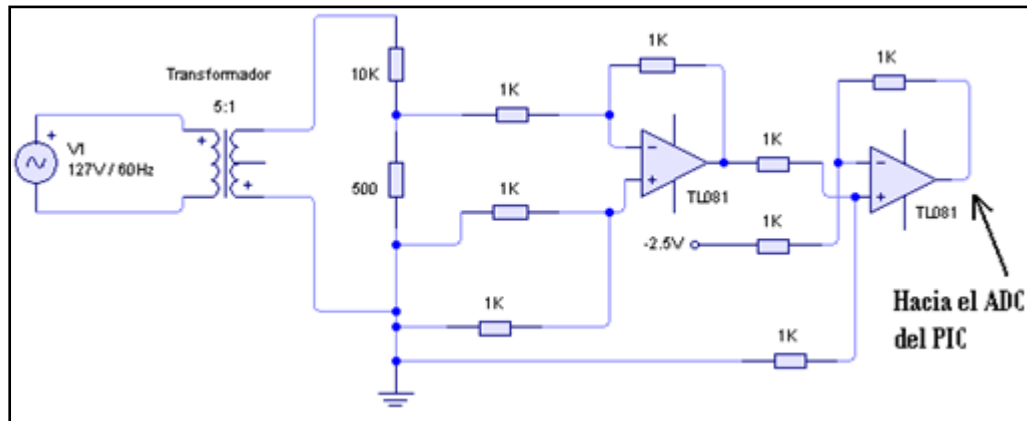


Figura 20. Acondicionamiento de la señal alterna de 127Vrms.

El transformador sirve para aislar el voltaje de 127rms de la circuitería de acondicionamiento para la señal senoidal que se ocupará como referencia para el control por fase a realizar en el PIC. Se toma el voltaje reducido a través de un amplificador operacional como diferencial y su salida se mete a otro diferencial que le da un offset de 2.5v para obtener una señal final de 5Vpp que pueda ser interpretada por el PIC y que no afecte la integridad de su circuitería interna.

- *Activación de pulsos simétricos dentro de la señal senoidal en un tiempo menor a 8.3ms.* Esto debido a que la señal de la toma de corriente convencional tiene 60Hz, entonces:

$$T = \frac{1}{60Hz} = 16.6 \text{ ms} \quad (59)$$

Pero el control por fase implica que se permitan pasar solo ciertos grados de la señal –desde cero hasta 180°–, y como el control se lleva a cabo entre dos cruces por cero, es necesario que se envíen los pulsos de activación en un tiempo menor a 8.3ms (Figura 21) para no perder el control de ningún pico o valle de la señal y así obtener mejores resultados.

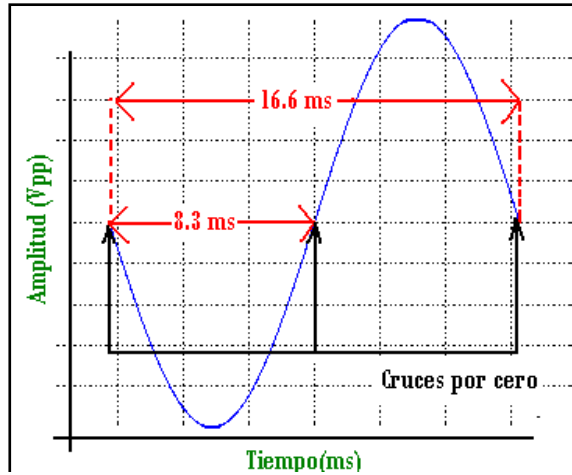


Figura 21. Períodos y cruces por cero de una señal alterna de 60Hz.

- *Separación de tierras entre el PIC y los actuadores que controlan la resistencia.* Para que el PIC pueda mandar los pulsos de control por fase se debe aislar la circuitería actuadora que manipula el nivel de calentamiento de la resistencia mediante el circuito siguiente:

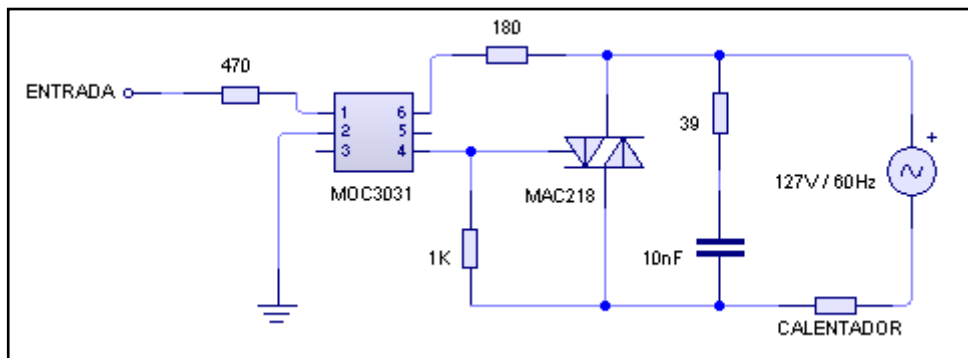


Figura 22. Aislamiento del PIC y actuadores para la resistencia calentadora.

En la figura anterior se muestra la propuesta de un aislamiento óptico a través de un MOC3031, que tiene detección de cruce por cero y salida a DIAC, cuya corriente activa el gate del TRIAC MAC218 al momento en que se envía un pulso por el PIC hacia la entrada. La resistencia de 39Ω y el capacitor de 10nF se utilizan como “snubber”, el cual brinda una cierta inmunidad al circuito ante voltajes transitorios mayores.

META 12 “REALIZAR PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA PROPONIENDO DISTINTAS SECUENCIAS DE CONTROL TÉRMICO PARA DETERMINAR LA ROBUSTEZ DEL CONTROLADOR CONSTRUIDO SIN LA PRESENCIA DEL ÓRGANO.”

Es preciso realizar ensayos previos del control térmico sin la contención de pulmones en el modelo debido a que la única variable que nos interesa probar en ese momento es la temperatura.

Se propondrán cuatro secuencias a seguir por el controlador térmico para determinar su comportamiento ante perturbaciones:

- Una temperatura fija (4 °C).
- Descenso térmico lineal (36 - 9 °C).
- Ascenso térmico lineal (9 - 36 °C).
- Función senoidal (27-30°C de amplitud) con una frecuencia de 1Hz o menor.

META 13 “REALIZACIÓN DE PRUEBAS EN UN MODELO EXPERIMENTAL”

Se diseñará un modelo de experimentación en animales para la prueba del sistema en pulmones de rata, para lo cual se someterá un protocolo al comité de ética en animales del instituto, con el fin de obtener ratas del bioterio del instituto

Animales de experimentación. Se utilizarán ratas Wistar clínicamente sanas con un peso corporal entre 300 y 400g manejadas de acuerdo con la norma oficial mexicana NOM 062-ZOO-1999.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

CONSTRUCCIÓN DEL CIRCUITO QUE ACOPLA LA SEÑAL DE SALIDA DEL PIRÓMETRO PARA PODER UTILIZARLA CON MICROCONTROLADORES.

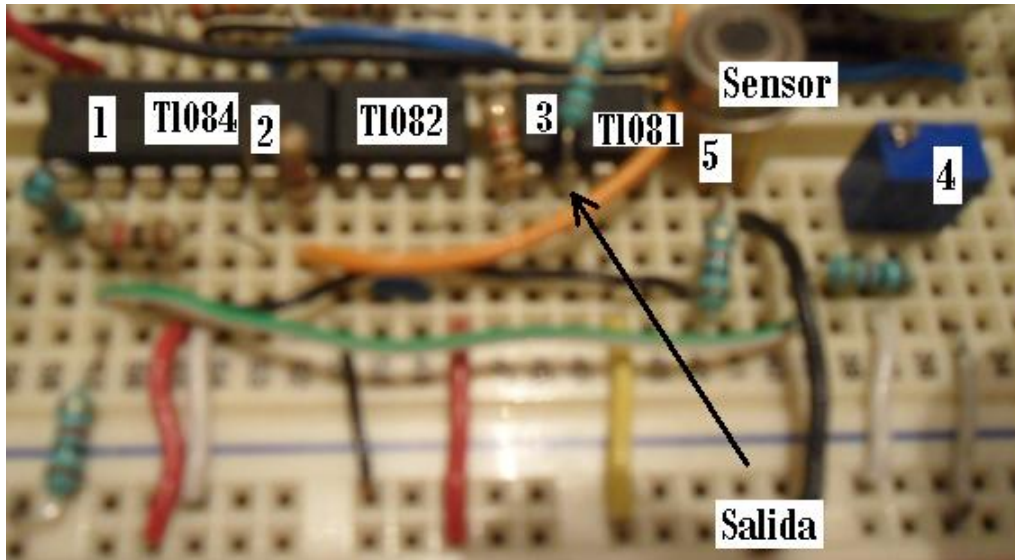


Figura 23. Circuito que acopla la señal entregada por el pirómetro

En la Figura 23 se muestra la implementación del circuito de la Figura 8, el primer chip (TL084), cuenta con 4 amplificadores operacionales, se utilizaron dos de ellos y para el tercer OPAM necesario se ocupó un TL081.

La señal proveniente del pirómetro (sensor) es enviada al OPAM “1”, que tiene 4 resistencias de $1k\Omega$ para realizar el arreglo diferencial que reduce el offset de $1.2v$ entregado por el sensor. El potenciómetro etiquetado como “4” se utiliza para retirar con precisión el offset deseado (Figura 7)

La señal anterior entra al OPAM “2” para ser amplificada 6.25 veces aproximadamente (ya que se ocupó una resistencia de $5.6k\Omega$ y otra 560Ω en serie para obtener $6.16k\Omega$), puesto que el máximo voltaje esperado a la entrada es de $800mV$; entonces:

$$V_{salida2} = -5.6(V_{salida1}) = -5.6(800mV) = 4.938 v \approx 5 v \quad (60)$$

Finalmente se invierte la señal con un seguidor inversor implementado en el OPAM “3”; y esta salida ya puede ser enviada al microcontrolador porque se encuentra en un rango de voltajes que no afectan su circuitería interna, y que además nos permite una mayor resolución de lecturas de temperatura puesto que abarca todo el espectro de detección de sus canales analógicos, que va desde $0v$ (en $0^\circ C$) hasta $5v$ (en $60^\circ C$).

Las pruebas del funcionamiento del sensor y su acople se realizaron midiendo con ambos – un termómetro de mercurio y el sensor infrarrojo – la temperatura de un balde con agua que fue paulatinamente calentada con una resistenciay despuésse hizo una comparación de ambas lecturas.

Los resultados obtenidos se muestran a continuación:

Tabla 6. Temperatura medida con el termómetro y voltaje entregado por el circuito de acople del sensor en cada caso.	
TEMPERATURA (°C)	VOLTAJE (V)
22	1.73
32	2.57
42	3.45
52	4.22
62	5.02

Para hacer la conversión del voltaje obtenido a la salida del circuito de acople a grados Celsius se utilizó la siguiente regla de tres:

$$5 \text{ v} \rightarrow 60^{\circ}\text{C}$$

$$\therefore \text{Temperatura} = (\text{Voltaje de salida}) 60/5$$

$$\text{Voltaje de salida} \rightarrow \text{Temperatura}$$

Entonces, se pudo hacer una comparación directa de las lecturas de temperatura obtenidas con el termómetro y con el sensor infrarrojo, que es mostrada a continuación:

Tabla 7. Comparación de mediciones de temperatura y diferencia entre ambas.		
TEMPERATURA TERMÓMETRO (°C)	TEMPERATURA SENSOR (°C)	DIFERENCIA (°C)
22	20.76	1.24
32	30.84	1.16
42	41.4	0.6
52	50.54	1.46
62	60.24	1.76

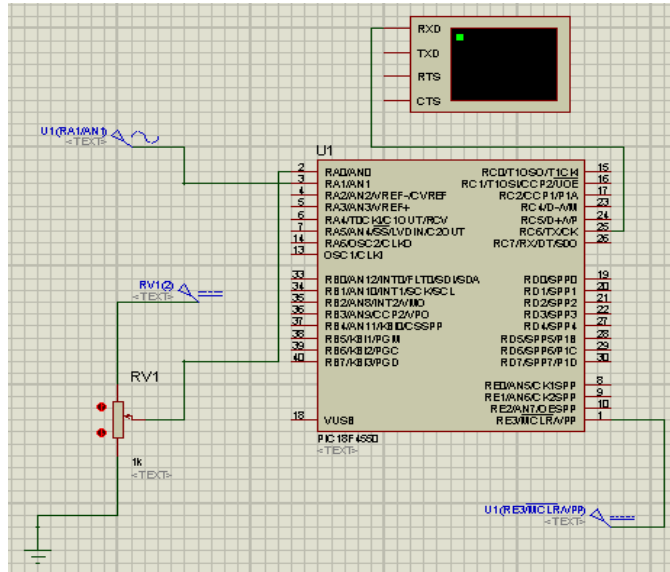
Si la medición del termómetro se tomara como el verdadero valor de temperatura, se podría decir que el error de medición del sensor es de:

$$Error\ promedio = \frac{1.24 + 1.16 + 0.6 + 1.46 + 1.76}{5} = 1.25\text{ }^{\circ}C \quad (61)$$

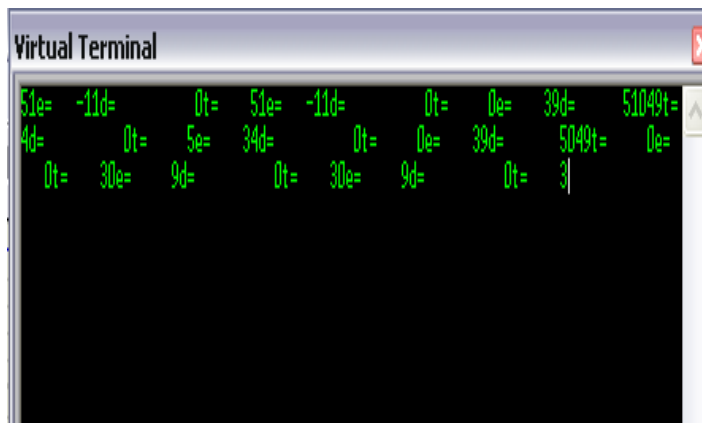
Lo cual no podría caer dentro de un rango aceptable de error, ya que si el controlador a construir se pretende utilizar como una herramienta de investigación para determinar los efectos de la temperatura en tejido vivo sometido a preservación, se necesita un nivel mayor de exactitud en las mediciones. Sin embargo, con el termómetro existen problemas de medición que pueden ser asociados tanto al instrumento en sí como a la interpretación del lector. Incluso considerando al termómetro como perfecto se debe tener en cuenta que a diferencia del pirómetro, el termómetro está en contacto directo con el agua, lo cual podría explicar los 1.25°C de diferencia entre ambas mediciones.

“DESARROLLO DEL ALGORITMO DE COMUNICACIÓN CON CUALQUIER COMPUTADORA VÍA SERIAL - USB.”

Se terminó el algoritmo de comunicación del PIC con cualquier computadora en MikroC. Se envían la temperatura, el error y la derivada del error y su simulación en ISIS se muestra en la Figura 24.



a)



b)

Figura 24. Simulación de la circuitería a usar(a) y el envío de datos vía serial por el PIC (b).

En la figura 24 a) se tiene una señal senoidal a 60Hz con un Vpp de 5v y montada en un offset de 2.5 v conectada a un canal analógico del PIC; esto es para simular la salida del circuito de acoplamiento de la señal de 127 v que se utiliza para hacer detección de cruce por cero y control de fase del voltaje de alimentación de la resistencia calentadora de agua. También se tiene un potenciómetro conectado a tierra y 5v, y el pin de salida medio se conecta a otro ADC del PIC con el objeto de simular la temperatura medida por el pirómetro.

El pin de salida del puerto serial (TX) del PIC se conectó a una terminal virtual (Figura 24 b), que es un instrumento de medición de ISIS que recibe datos en código ASCII y luego los

convierte a su símbolo correspondiente o a su valor en decimal; y como se pretende enviar esos datos a MATLAB, es posible determinar cómo es que se verán los datos después de hacer una conversión de string a número.

También se observa en la figura de la terminal virtual, que los datos serán enviados diferenciados por los códigos “e=”, “d=” y “t=” , esto con la finalidad de diferenciar entre los valores de error, derivada del error y temperatura respectivamente y que no existan errores al procesar los datos recibidos, como por ejemplo: que se graficase un dato de error en vez de uno de temperatura al momento de monitorear el comportamiento térmico del sistema.

Después se hizo una prueba del envío de datos vía serial a la computadora con ayuda de la tarjeta RS232 de sparkfun como se muestra en la figura 25. Se observa el circuito de comunicación en funcionamiento, es posible apreciar que con ayuda de la tarjeta FT232 ya no se hace necesario el uso de un MAX232 ni de un cable de conversión SERIAL-USB para comunicar por un puerto USB los datos enviados desde el protocolo RS232 por el PIC. Simplemente se conecta el PIN 25 del PIC18F4550 (Tx serial) al pin de salida de la FT232 (Dout) y el cable mini USB-USB envía los datos a la computadora; lo cual nos brindó mucha practicidad y permitió el progreso eficaz del proyecto.

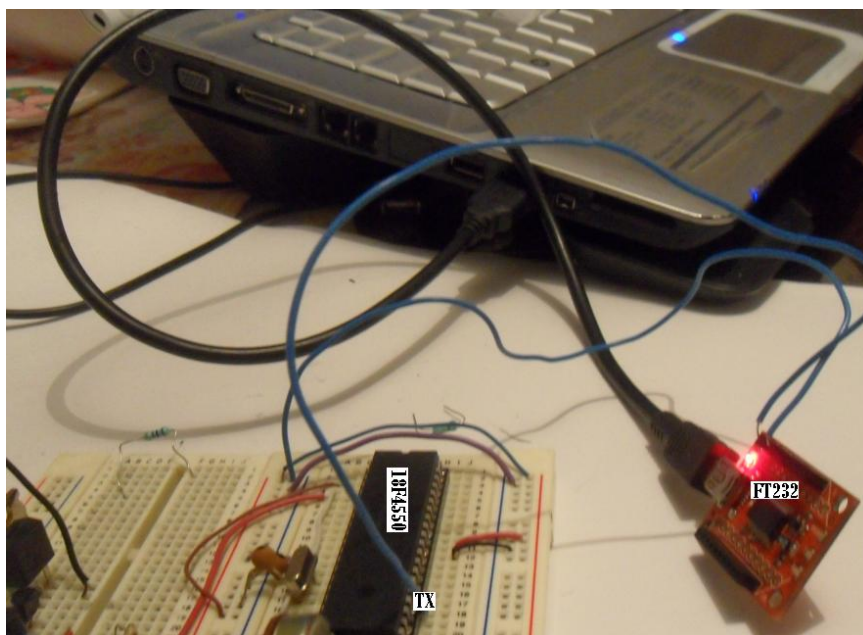


Figura 25. Implementación de la comunicación serial-USB con una Laptop.

Después se observaron los datos recibidos por el circuito en la interfaz de recepción de datos de PROTON (un software de programación de PIC's basado en Basic), obteniéndose los resultados mostrados en la siguiente figura:

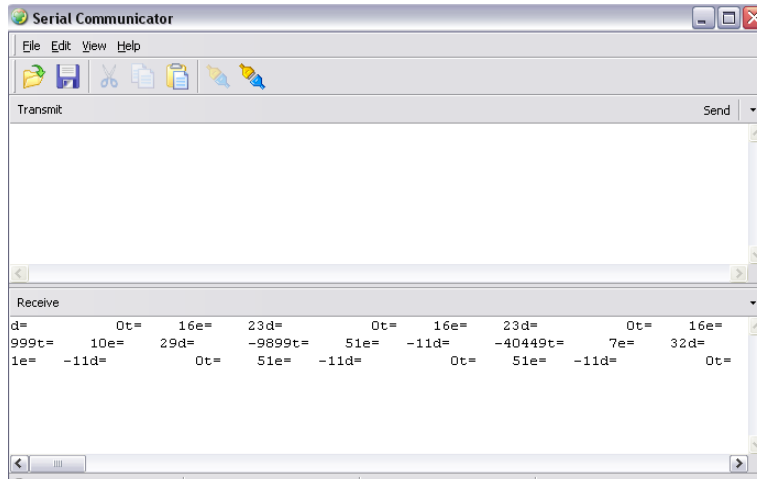


Figura 26. Recepción real de datos en la interfaz de Proton.

Con lo cual se verifica que los datos están siendo enviados de manera correcta y recibidos como se esperaba por la computadora.

Cabe señalar que se utilizó la interfaz de comunicación serial de Proton debido a que el único propósito de esta meta era comprobar el buen funcionamiento del algoritmo de comunicación implementado en el PIC y se logró usando esta interfaz, que es muy confiable y fácil de utilizar.

“DISEÑO Y PROGRAMACIÓN EN MATLAB DE UNA INTERFAZ GRÁFICA QUE MUESTRE DATOS DE IMPORTANCIA PARA EL CONTROL (ERROR, DERIVADA DEL ERROR) Y LA PRESERVACIÓN PULMONAR.”

La interfaz gráfica diseñada previamente es capaz de recibir los datos enviados por el PIC y mostrar en una grafica y en una ventana la temperatura medida del órgano en “todo” momento. También se muestra el valor del error promedio en otra ventana, y se grafica también la derivada del error. Se enviaron todos los datos de error, derivada del error y temperatura en una sola cadena con un marcador de inicio “I” y uno de fin “F” (Figura 27).

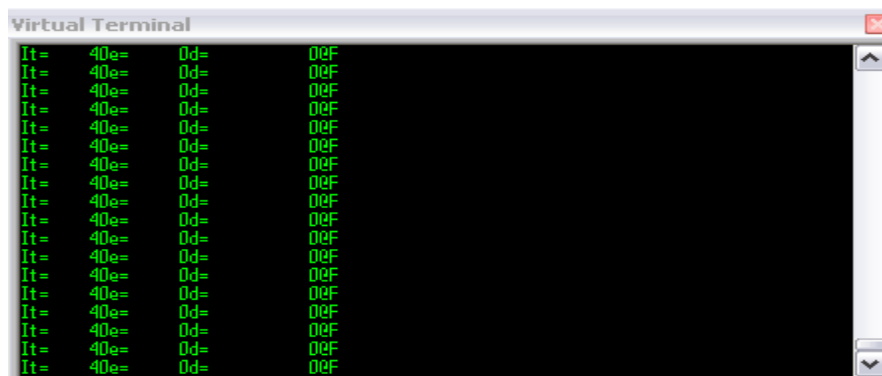


Figura 27. Forma en que se envían los datos de temperatura, error y derivada del error a MATLAB.

La figura de la interfaz activada se muestra a continuación:

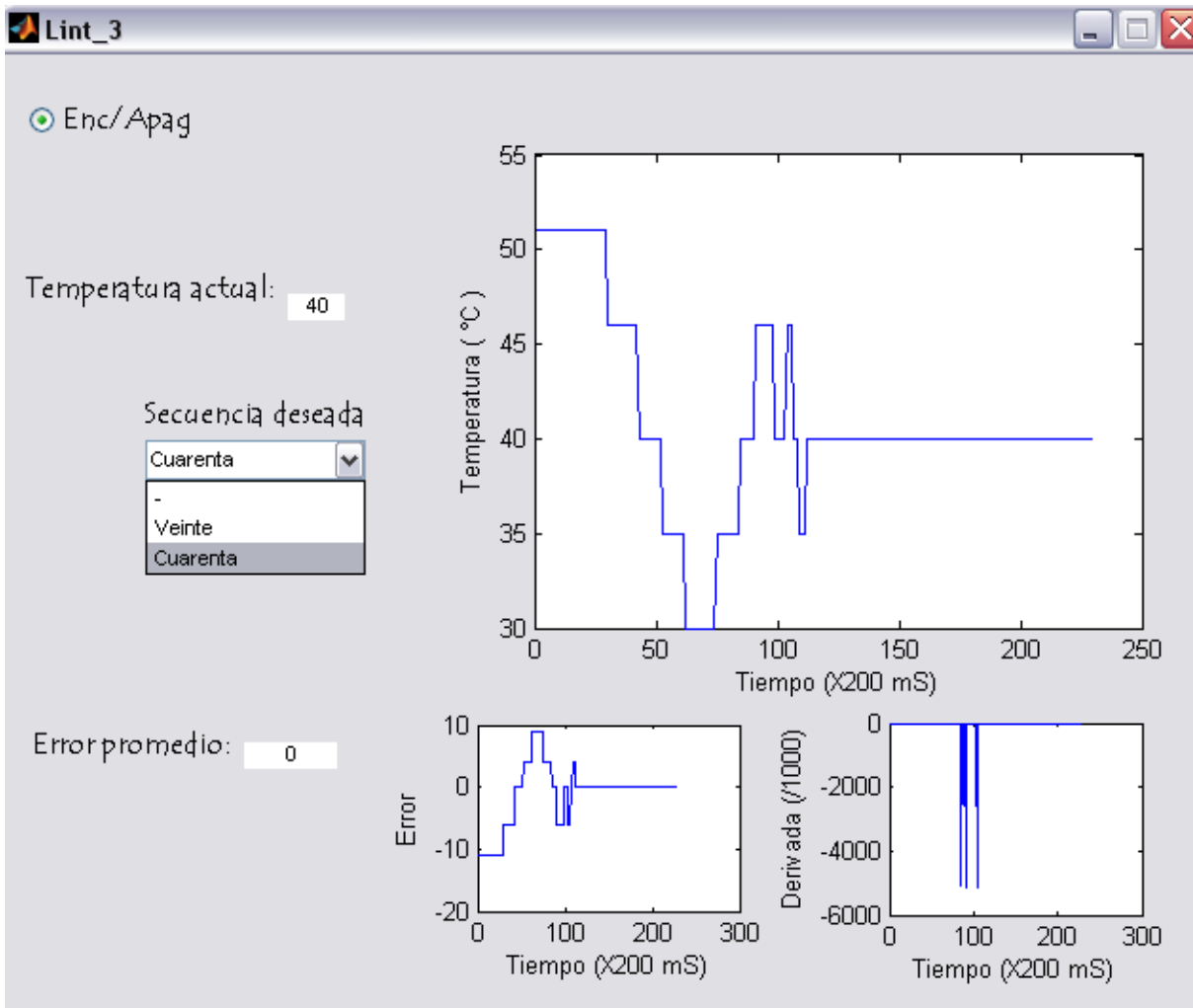


Figura 28. Interfaz gráfica en funcionamiento

Los datos se enviaron con el formato de la figura 27 debido a que de esa manera se pudo tratar toda la cadena para asegurar que se graficarían los tres datos resultantes del mismo instante de medición y cálculo de error y derivada del error. Es decir; si se hubiesen mandado los tres datos de interés por separado, se podría haber graficado un dato de error o derivada que había sido calculado para un momento de medición de temperatura anterior (o viceversa).

Es importante observar el comportamiento del error y la derivada del error con respecto a la temperatura en cada momento debido a que de esa manera podemos definir qué tan bien está actuando el controlador; además de que tanto las funciones de membresía como las FAM del control difuso son dependientes de estas dos variables, por lo que tener un monitoreo de ambas facilitará el posterior ajuste del control difuso en el PIC. Cabe señalar que el poder mostrar el valor del error promedio será útil al momento de realizar la comparación de los algoritmos de control propuestos en la Meta 9.

”DESARROLLO DEL ALGORITMO DE CONTROL POR LÓGICA DIFUSA DENTRO DE UN MICROCONTROLADOR PIC.”

Se desarrolló el programa en MikroC que implementa la lógica difusa, envía datos de manera serial, envía pulsos para controlar un TRIAC que sirve como actuador para la resistencia (control por fase) y también envía los pulsos por PWM para controlar el MOSFET que sirve como actuador para las celdas Peltier.

La simulación en ISIS del programa desarrollado se muestra a continuación:

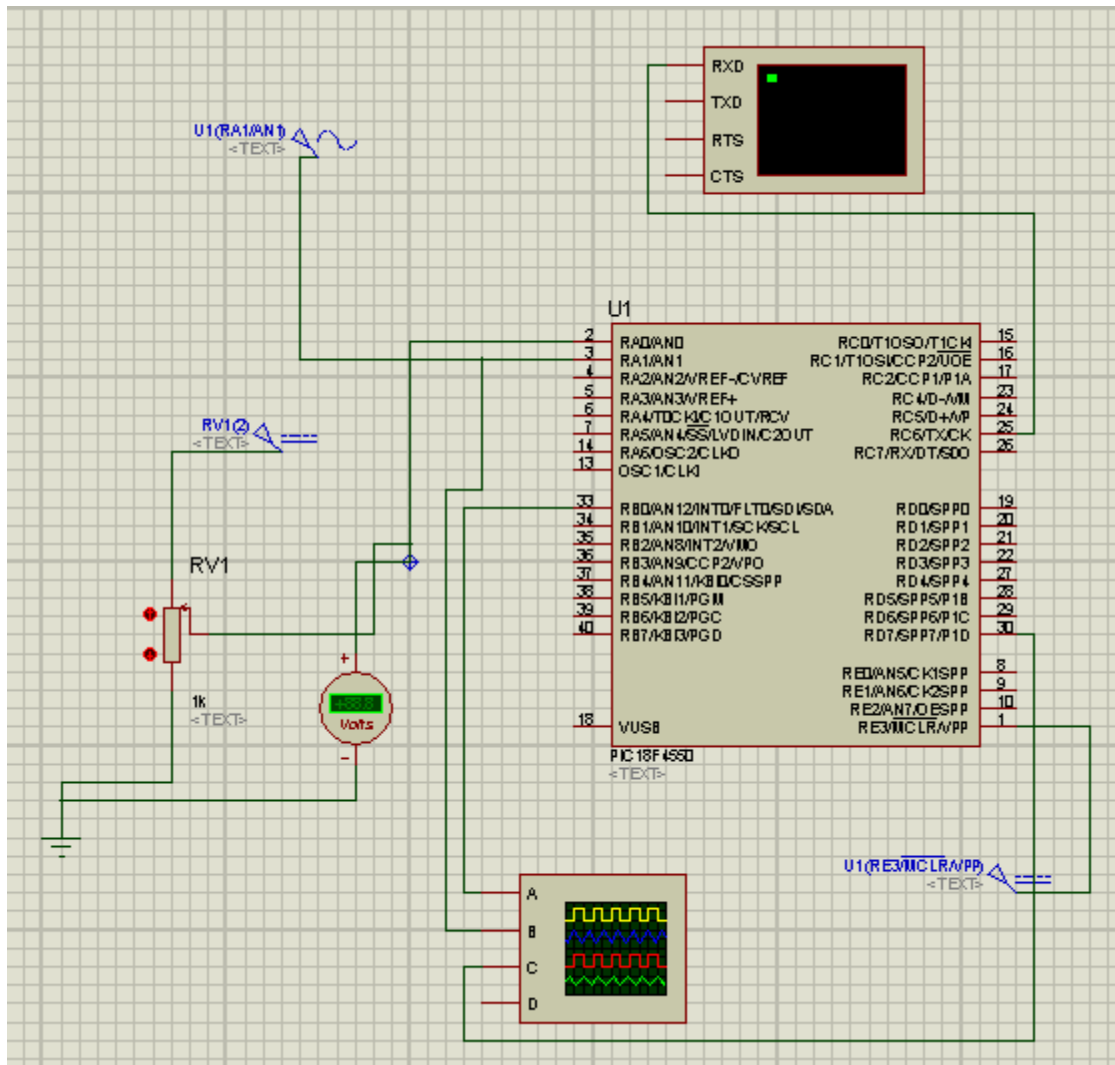


Figura 29. Simulación del funcionamiento del programa que implementa la lógica difusa.

En la figura anterior se tienen los mismos elementos descritos para la figura 24, tan solo se agregó un osciloscopio que monitorea la señal senoidal acoplada (canal A), así como los valores de PWM (canal B) y los pulsos del control por fase de la señal alterna (canal C). Los resultados en simulación de las señales medidas en el osciloscopio se muestran a continuación:

PWM ENVIADO A LA CELDA PELTIER

- Cuando tenemos un valor medido de temperatura mucho mayor que la referencia, entonces se vuelve necesario enfriar el sistema, es por eso que se manda un valor máximo de PWM a la Peltier (Figura 30).

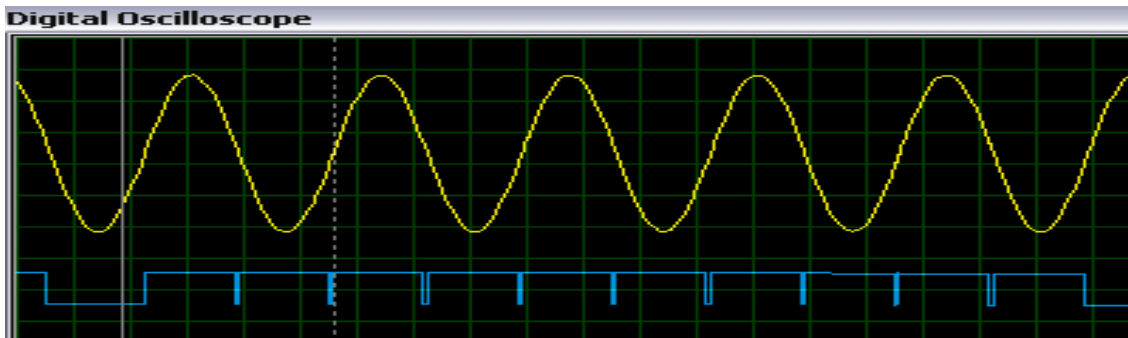


Figura 30. Simulación de la salida del control difuso para la Peltier.

- Cuando nos encontramos en el valor de referencia se tiene un valor de 80 aproximadamente de PWM, es por eso que en la figura 31 se observan pulsos con menos ciclo útil que en la primer imagen.

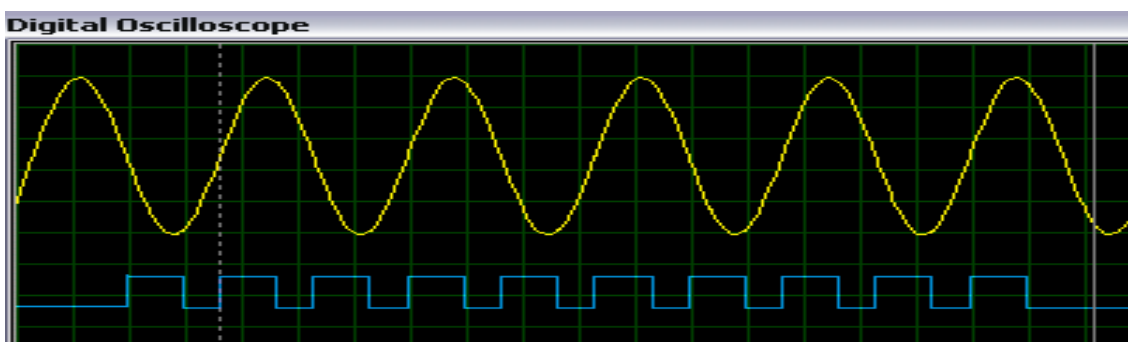


Figura 31. Simulación de la salida del control difuso para la Peltier.

- Cuando la temperatura está muy por debajo de la referencia, entonces se deja de enfriar y es por eso que, como se muestra en la figura 32, no se manda algún pulso en lo absoluto a la celda.

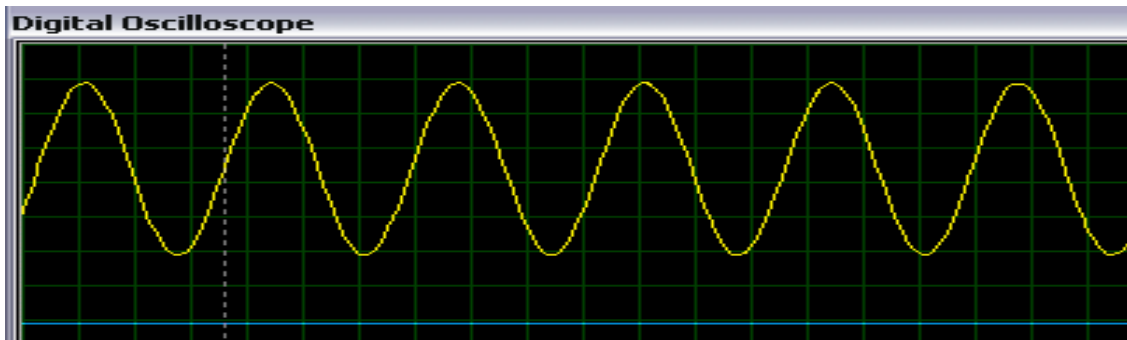


Figura 32. Simulación de la salida del control difuso para la Peltier.

PULSOS ENVIADOS AL ACTUADOR DE LA RESISTENCIA

- Cuando tenemos un valor medido de temperatura mucho menor que la referencia, entonces se vuelve necesario calentar el sistema, es por eso que se manda el pulso después del cruce por cero y lo más cercano posible al mismo (Figura 33).

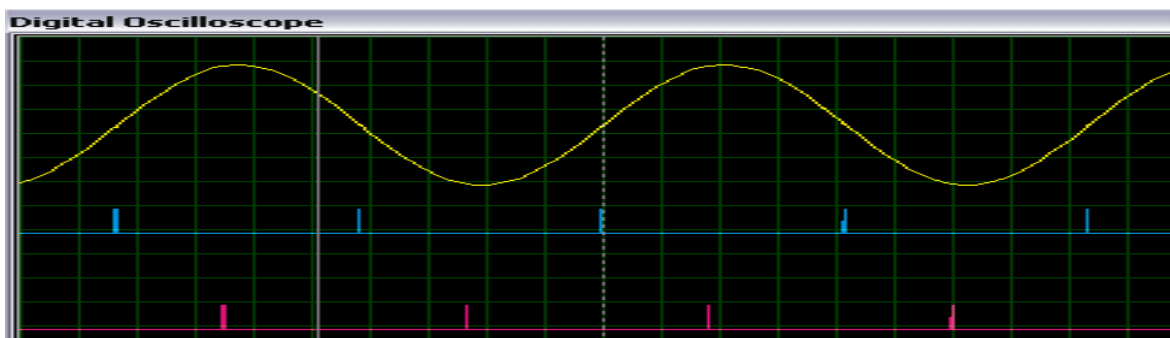


Figura 33. Simulación del pulso de salida del control por fase difuso para la resistencia.

Esto es debido a que al tener detección de cruce por cero, el MOC3031 evita el paso de la señal alterna a la resistencia pero en cuanto se activa el gate se permite de nuevo el paso de la señal. Entonces, al activar casi inmediatamente después del cruce por cero al TRIAC, casi toda la señal alterna estará pasando sobre la resistencia. Sin embargo, en la simulación obtenemos un valor de 80 a la salida del difuso cuando la temperatura es mucho menor a la referencia, es por eso que no se deja pasar gran parte de la señal en la simulación; por lo que las funciones de memoria difusa (FAM) deben ser ajustadas de otra manera más conveniente.

- Cuando nos encontramos en el valor de referencia o muy por encima de ella se necesita dejar de calentar (Figuras 34 y 35).

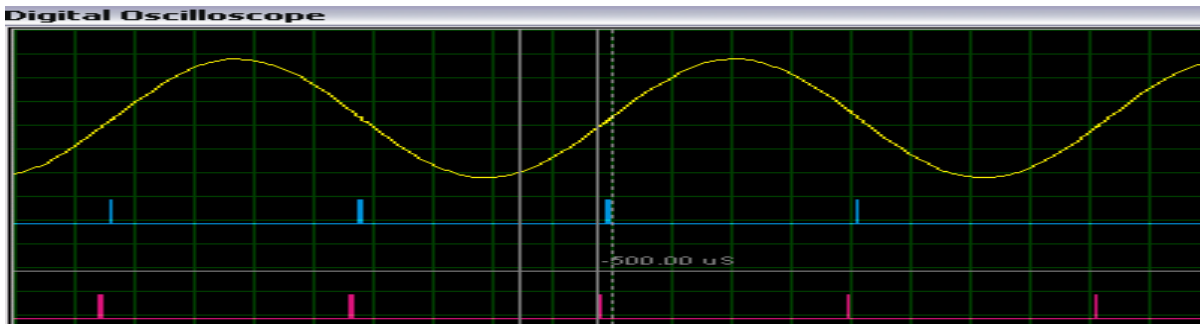


Figura 34. Simulación del pulso de salida del control por fase difuso para la resistencia.

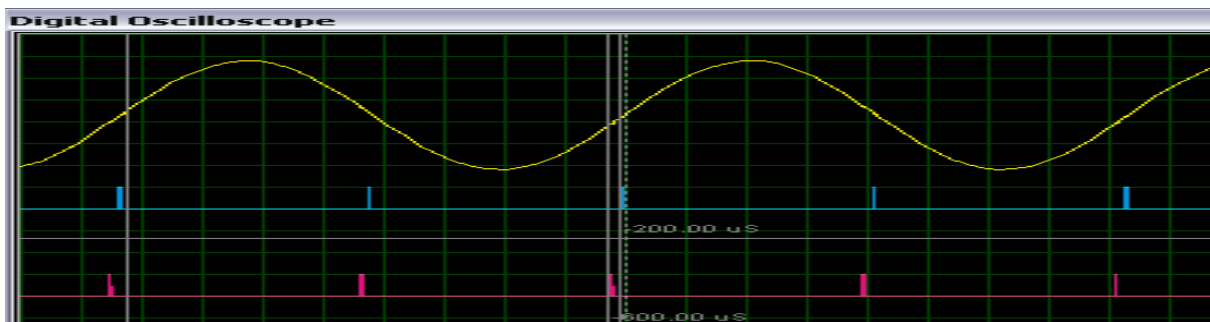


Figura 35. Simulación del pulso de salida del control por fase difuso para la resistencia.

En el caso de estar en el valor de referencia porque es más sencillo calentar que enfriar y si dejáramos que tanto la resistencia como la Peltier tuvieran un valor de 80 a la salida del control difuso, no habría un equilibrio, sino que se seguiría calentando la solución; y en el caso de estar por encima de ella porque necesitamos enfriar y una manera de ayudar a la Peltier es apagando completamente la resistencia.

Se apaga debido a que como se observa en las figuras 34 y 35, se envía el pulso mucho después del cruce por cero (pero antes del siguiente) para que al momento en que el MOC3031 apague al triac en el cruce por cero, permanezca de esta manera hasta 400-500us antes del siguiente cruce, por lo que solo pasaría el siguiente porcentaje de la señal alterna:

$$8300us \rightarrow 100\%$$

$$\therefore x = ((500)(100))/8300 = 6\%$$

$$500us \rightarrow x$$

Solo el 6% de la señal alterna pasaría a la carga, y considerando que la resistencia calentadora vale a penas 50Ω aproximadamente, el voltaje que caerá sobre la resistencia será muy pequeño.

Lo que esperamos ver en el osciloscopio al medir sobre la resistencia de carga es una serie de señales senoidales incompletas, por ejemplo: si se quisiera dejar de calentar completamente se esperaría un comportamiento del sistema como el mostrado en la figura 36.

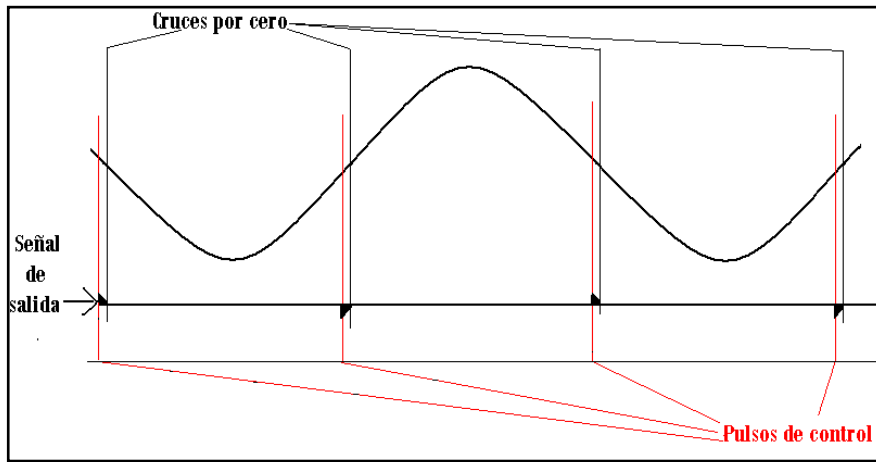


Figura 36. Comportamiento del sistema esperado al no calentar.

Y si se deseara calentar a la mitad de la potencia total de la resistencia, se esperaría un comportamiento como el de la figura 37.

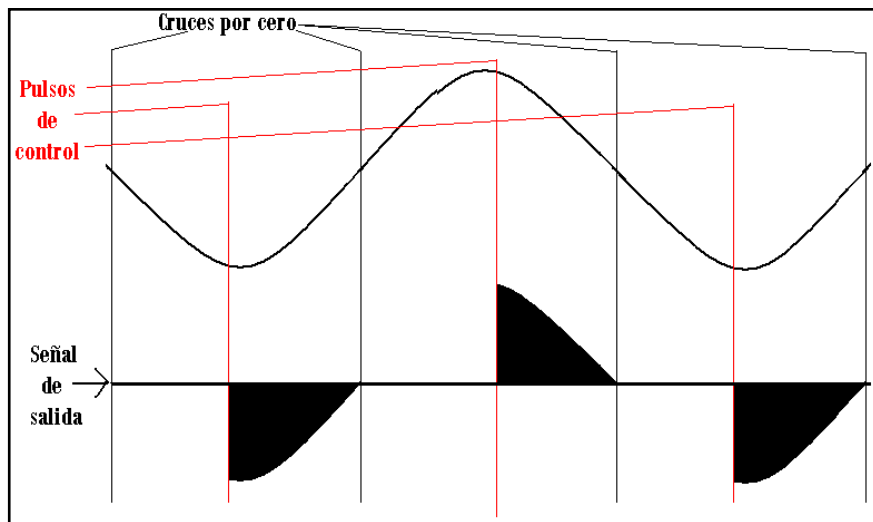


Figura 37. Comportamiento del sistema esperado al calentar con la mitad de potencia.

Como podemos observar en las figuras anteriores, toda la señal que hay después del cruce por cero y antes del pulso de control no pasa por la resistencia, y toda que hay después del pulso de control y antes del siguiente cruce por cero es la parte de la señal senoidal que si estará cayendo sobre la resistencia de carga.

Una vez obtenidas las simulaciones anteriores se procedió a quemar el PIC con el programa obtenido y se observaron los siguientes resultados en el osciloscopio:

PWM ENVIADO A LA CELDA PELTIER

- Cuando la temperatura es muy alta o está muy por encima de la referencia:

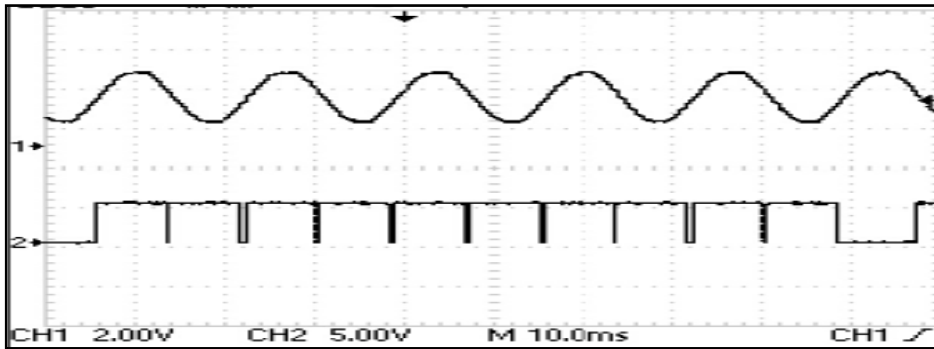


Figura 38 Salida real del control difuso para la Peltier.

- Cuando la temperatura está en el valor de referencia:

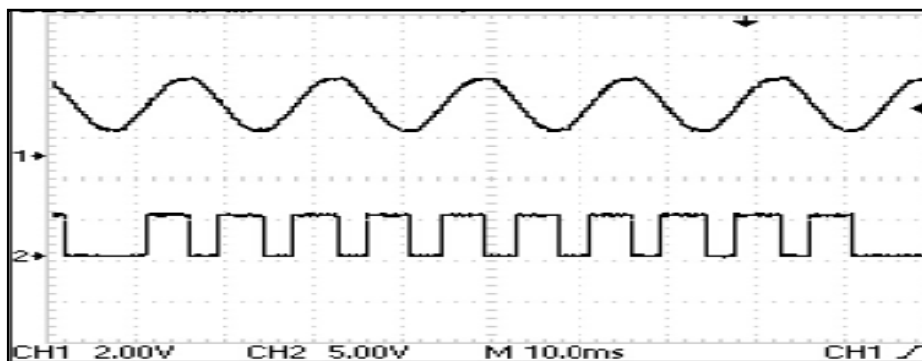


Figura 39. Salida real del control difuso para la Peltier.

- Cuando la temperatura está muy por debajo de la referencia:

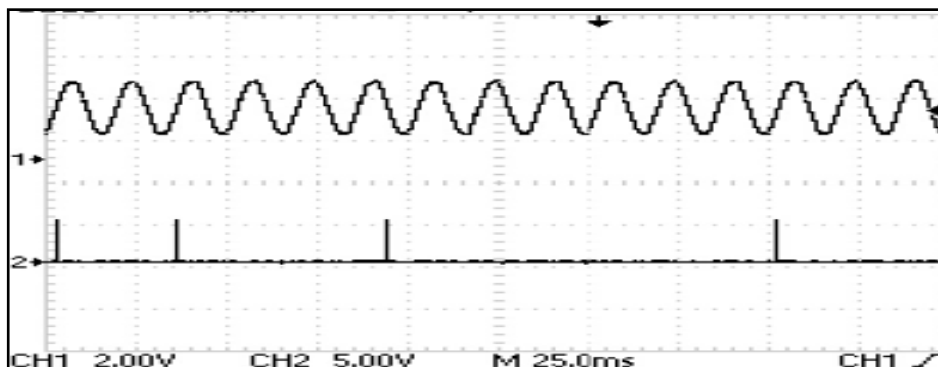


Figura 40. Salida real del pulso de control por fase difuso para la resistencia.

Como se observa en las figuras 36 y 37, se cuentan 10 pulsos de control y después la señal vale cero por un tiempo, esto es debido a que además de hacer el control por PWM y fase, se necesitó hacer el control difuso y la comunicación vía serial de los datos de control resultantes, lo cual consume un tiempo de 10 ms aproximadamente. Entonces se decidió hacer el control por fase de 10 ciclos completos de la señal senoidal y después dejar pasar esos 10 ms de espera, que se tradujeron en poco más de medio ciclo de la señal senoidal sin ser controlada (ya que la señal completa dura 16.6 ms y no se controlan 10ms). Sin embargo esto no afecta significativamente la acción de control debido a que si se controlan 10 ciclos completos de la señal senoidal, por cada 176,6 ms de la señal, se controlan 166.6:

176.6 ms → 100% de señal

$$\therefore x = \frac{(166.6 \text{ ms}) 100\%}{176.6 \text{ ms}} = 94.37\%$$

166.6 ms → x

Lo cual indica que se puede manipular el 94.37% de la señal dependiendo de los valores de control obtenidos por el control difuso.

PULSOS ENVIADOS AL ACTUADOR DE LA RESISTENCIA

- Cuando la temperatura está muy por debajo de la referencia

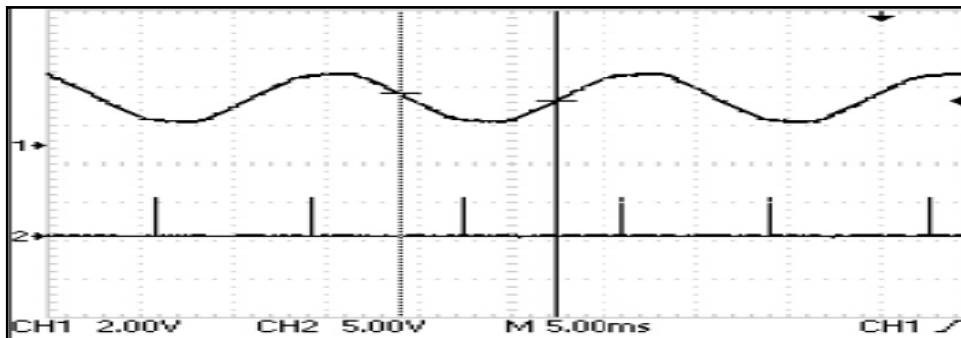


Figura 41. Salida real del pulso de control por fase difuso para la resistencia.

Como el osciloscopio con el que se trabajó solo cuenta con 2 canales de entrada, no se pudieron obtener imágenes en las que se mostraran al mismo tiempo la señal senoidal, el cruce por cero y el pulso de control por fase; es por eso que primero se midió en el canal dos la señal de los cruces por cero y se acomodaron los cursores de tiempo exactamente en donde estaban dos pulsos de cruce por cero, después se observó en el canal 2 la señal de los pulsos del control por fase. Es por eso que los cursores representan dos cruces por cero en las figuras 41 y 42.

- Cuando la temperatura está muy por encima de la referencia o en el valor de referencia:

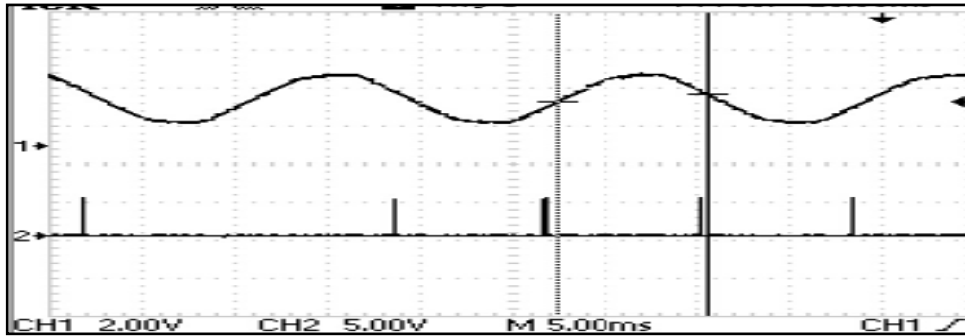


Figura 42. Salida real del pulso de control por fase difuso para la resistencia.

En la figura anterior observamos que el pulso de control es enviado justo antes del cruce por cero por lo que muy poco voltaje pasará a la resistencia de carga. En la figura R7/13 se puede observar que el tiempo medido real entre el pulso de control y el siguiente cruce por cero es de 500 μ s, que coincide con lo simulado anteriormente.

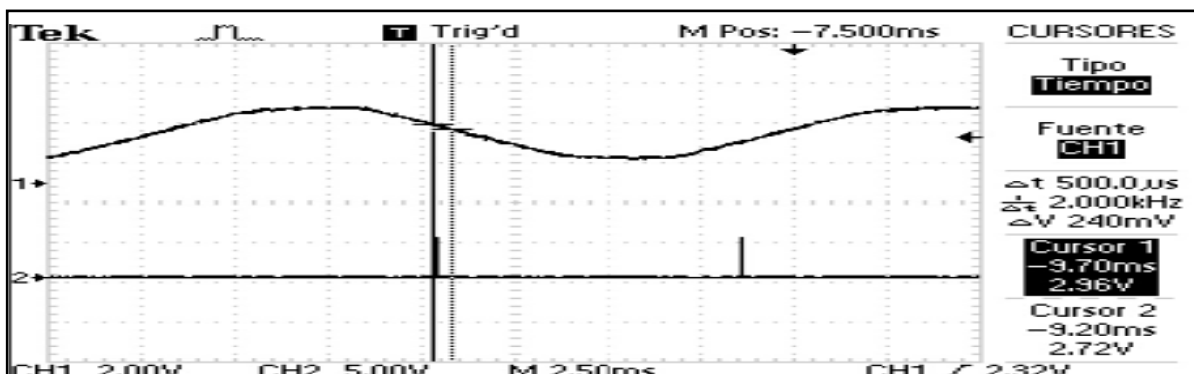


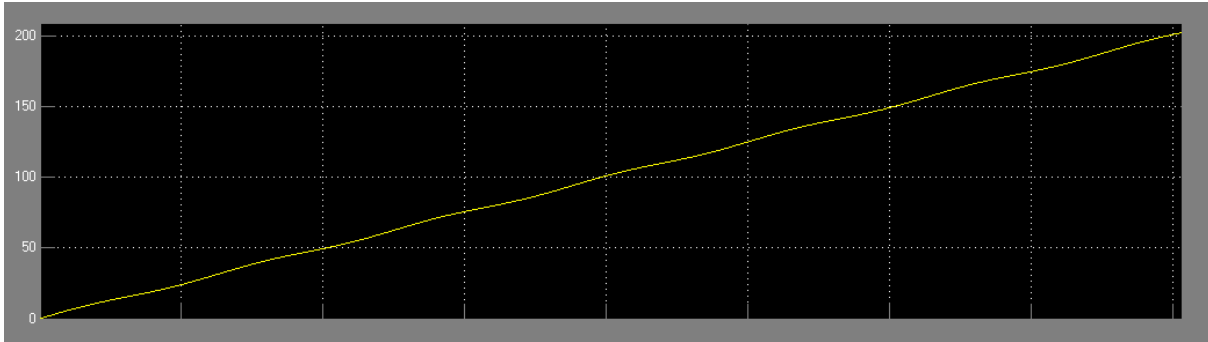
Figura 43. Salida del control difuso acoplado al control de fase para la resistencia.

Se observa que los resultados obtenidos son MUY similares a los de las simulaciones, por lo que ahora ya solo se volverá necesario modificar las FAM de manera que se obtengan buenos resultados cuando se lleve el control (con todas las Peltier que se pretendan agregar), al sistema de perfusión de órgano aislado que se encuentra en el INCMNSZ.

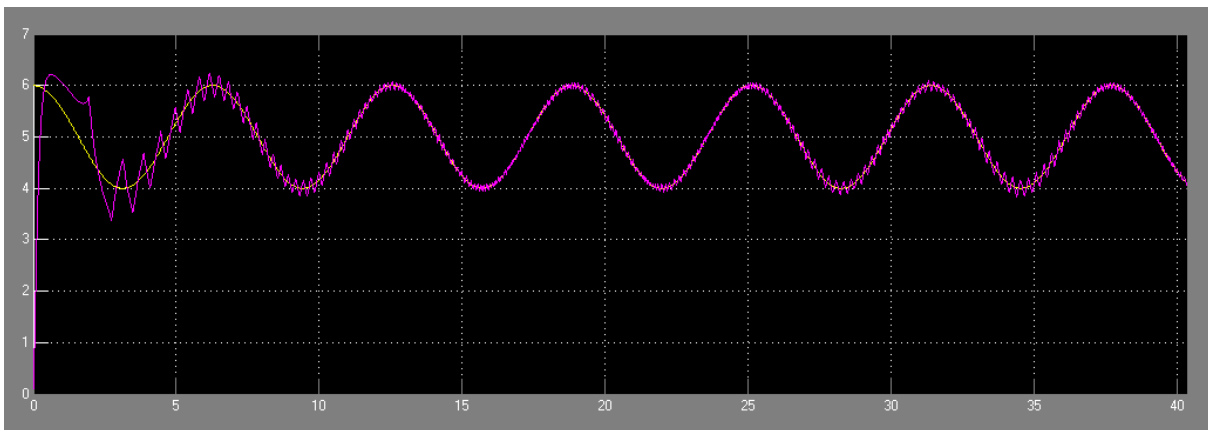
DESARROLLO DEL ALGORITMO DE SUPER-TWISTING (ST) Y SUPER-TWISTING DISCRETO (STD) BASADO EN MODOS DESLIZANTES PARA DERIVAR DE LA MEJOR MANERA POSIBLE EL ERROR DEL SISTEMA.

SUPERTWISTING CONTINUO

Al simular el programa realizado en Simulink de la figura 15, se visualizó la siguiente señal en el scope:



a)



b)

Figura 44. a) Señal de entrada $f(t)$,

b) Derivada de $f(t)$ – en amarillo – y salida del derivador por ST – en lila – .

En la Figura 44 a) se muestra la señal senoidal con una ganancia de 5, es por eso que se observa cómo aumenta la señal senoidal como si estuviera sobre una línea recta con pendiente positiva.

Sabemos que:

$$\frac{d(5\text{sen}(t))}{dt} = 5 \cos (t)$$

Es por eso que se multiplexó el valor de $5 \cos(t)$ con la salida del derivador por ST con la finalidad de ver si esta última seguía o no a la primer señal (que de antemano sabemos Si es la derivada de $f(t)$); y como se observa en la Figura 44, b), la salida del derivador se estabiliza y se une a $f'(t)$ en un tiempo finito de 12-aproximadamente- y tiene un catering muy reducido, que son dos de las principales ventajas que caracterizan a los modos deslizantes.

SUPERTWISTING DISCRETO

Una vez construido el código del diagrama de flujo presentado en la meta 8.2 en MATLAB, se graficaron las siguientes figuras:

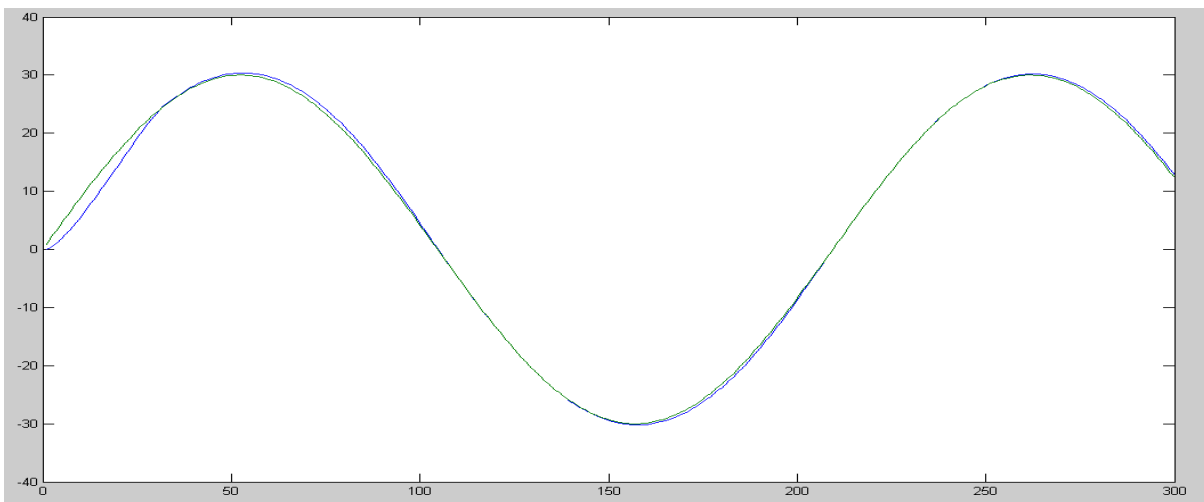


Figura 45.1. Señal de entrada $f(t)$ y seguimiento del controlador.

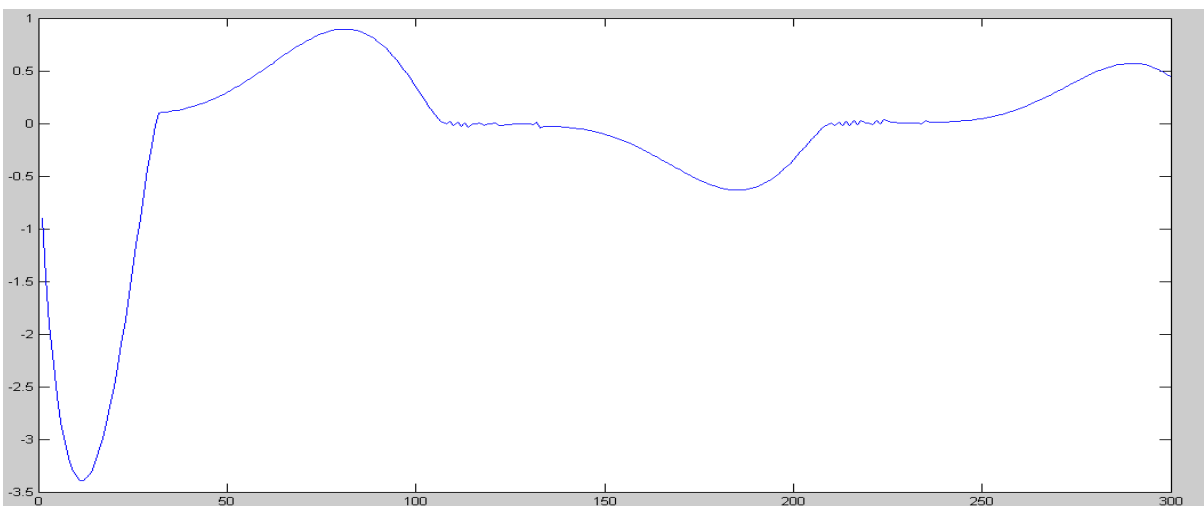


Figura 45.2 Error del controlador.

Se observa en la figura 44 cómo es que la señal de salida del controlador se une o sigue a la señal de entrada " $f(t)$ " y cómo es que en los momentos en que las señales se alejan, en la figura 45.2 se observan picos, en los puntos en que la señal es más cercana a cero es cuando el error es casi nulo.

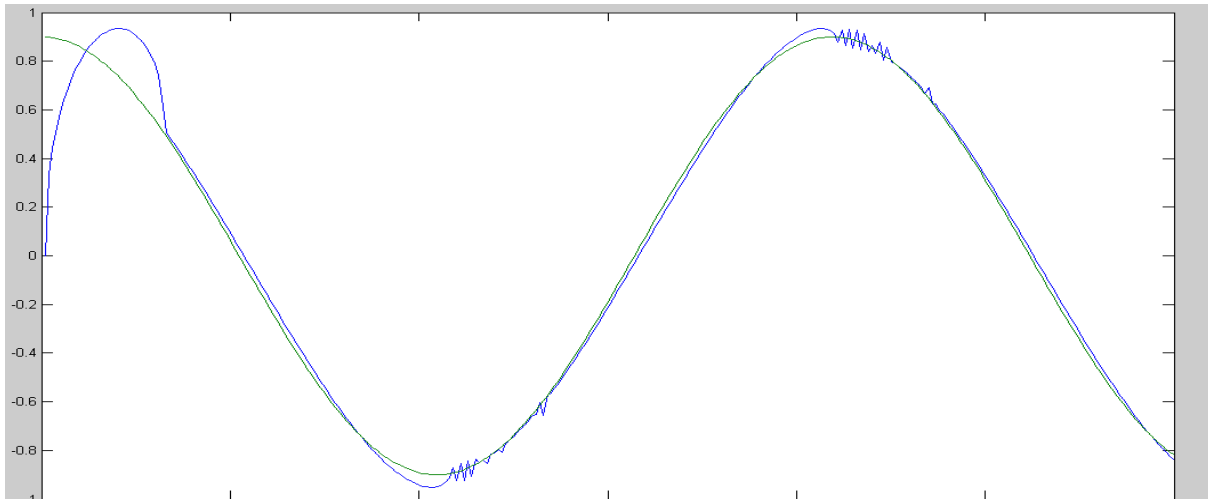


Figura 46. Derivada de $f(t)$ y seguimiento del derivador.

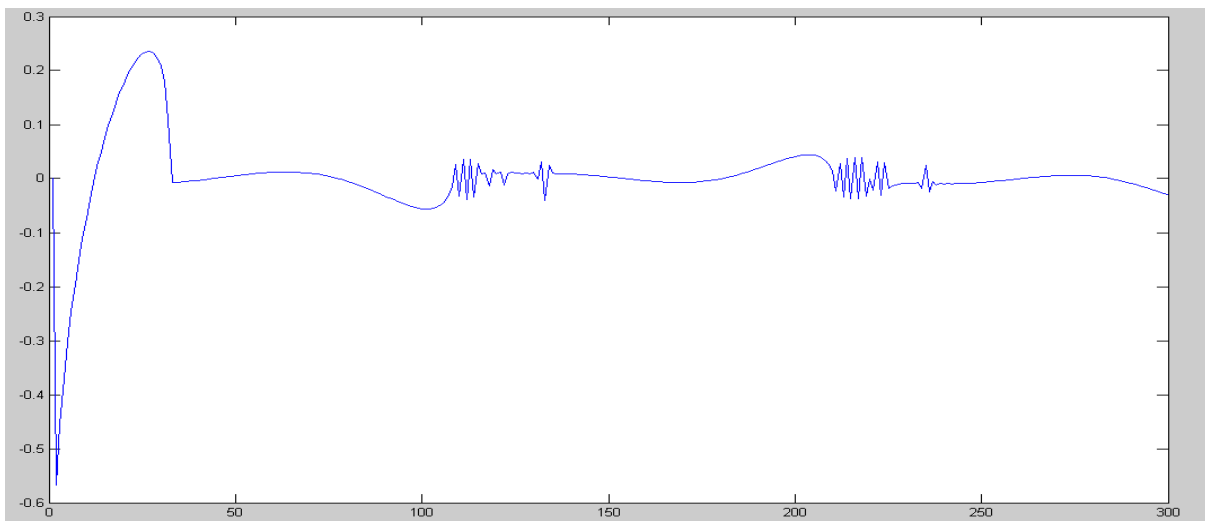


Figura 47. Error del derivador.

Se observa en la figura 46 cómo es que la señal de salida del derivador sigue a la derivada de $f(t)$. En la figura 47, se distingue una serie de picos cada que las señales se alejan, y en los puntos en que la señal es más cercana a cero es cuando el error es casi nulo y las dos señales son casi idénticas. De hecho, se inicializó la variable del vector que guarda los valores del derivador en “cero”, esto con la finalidad de observar en un inicio cómo es que bruscamente el derivador sigue a la señal deseada.

Todo esto nos permitió concluir que si es posible implementar de manera discreta el algoritmo de supertwisting para obtener la derivada del error que necesitamos en el termocontrolador difuso dedicado (embebido en el PIC).

IMPLEMENTACIÓN EN EL PIC

Se programó el algoritmo de supertwisting discreto en el PIC 18F4550, para comprobar que este funcionaba correctamente, se derivó manualmente la señal de la ecuación 42, obteniéndose la función de la Ecuación 43.

$$f(k) = 30 * \sin(0.03 * k) \quad (62)$$

$$f'(k) = 0.9 * \cos(0.03 * k); \quad (63)$$

En donde "k" es una variable que se incrementa desde 0 hasta 360 dentro de un for. El valor de $f'(k)$ se envió junto con el valor de la derivada construida con el supertwisting vía serial al comunicador serial de proton, se tomaron esos datos y se graficaron en matlab obteniéndose los siguientes resultados:

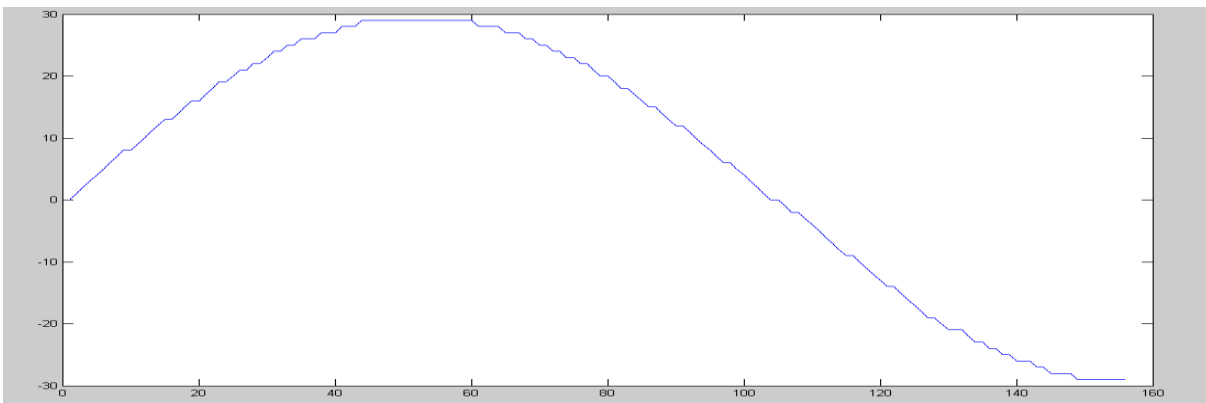


Figura 48. Función senoidal del PIC graficada en MATLAB.

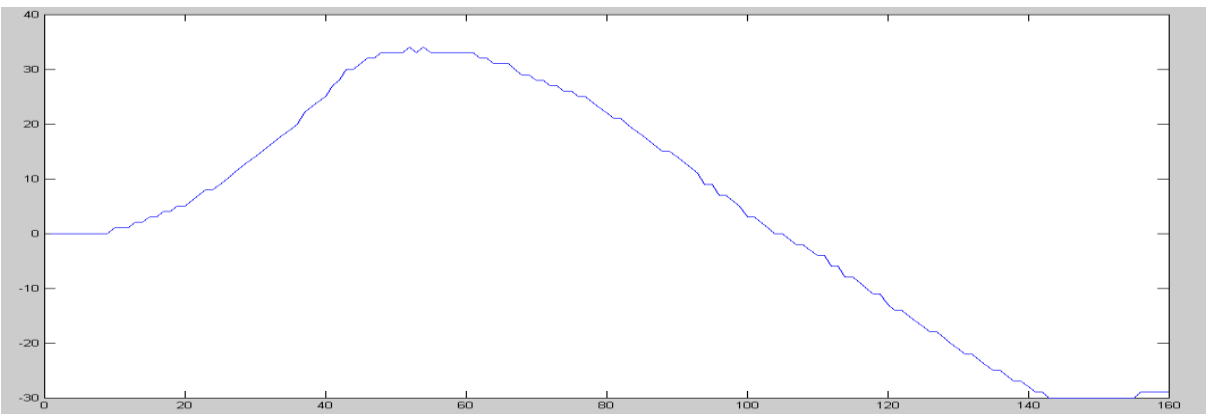


Figura 49. Seguimiento del controlador a la señal de entrada.

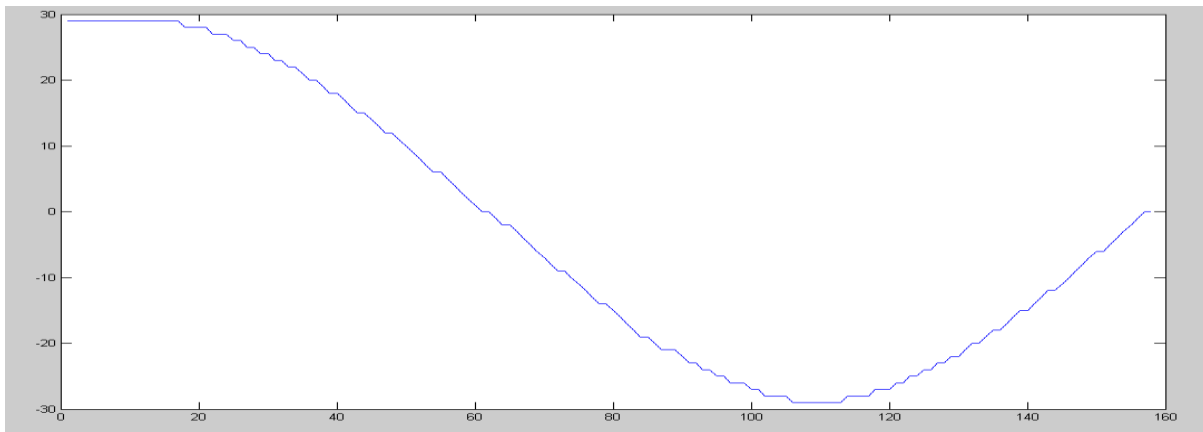


Figura 50. Derivada construida manualmente en el PIC.

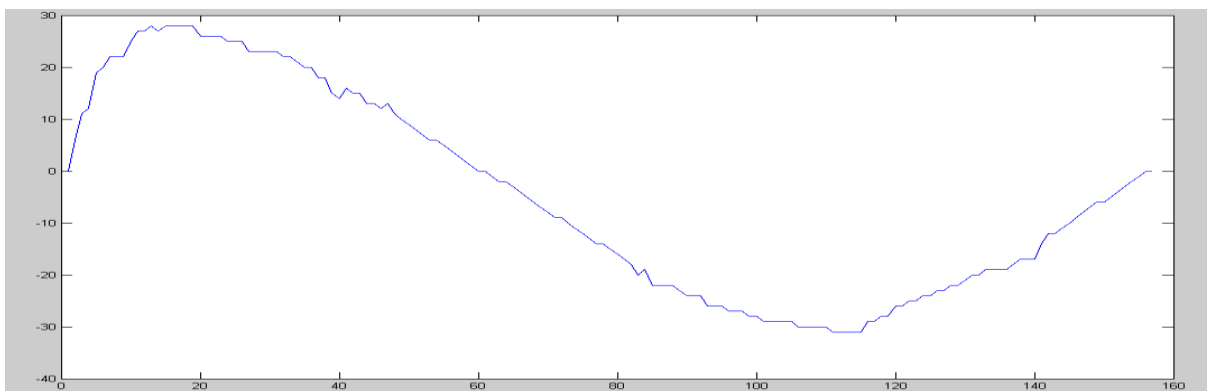


Figura 51. Derivada obtenida con el Supertwisting construido en el PIC.

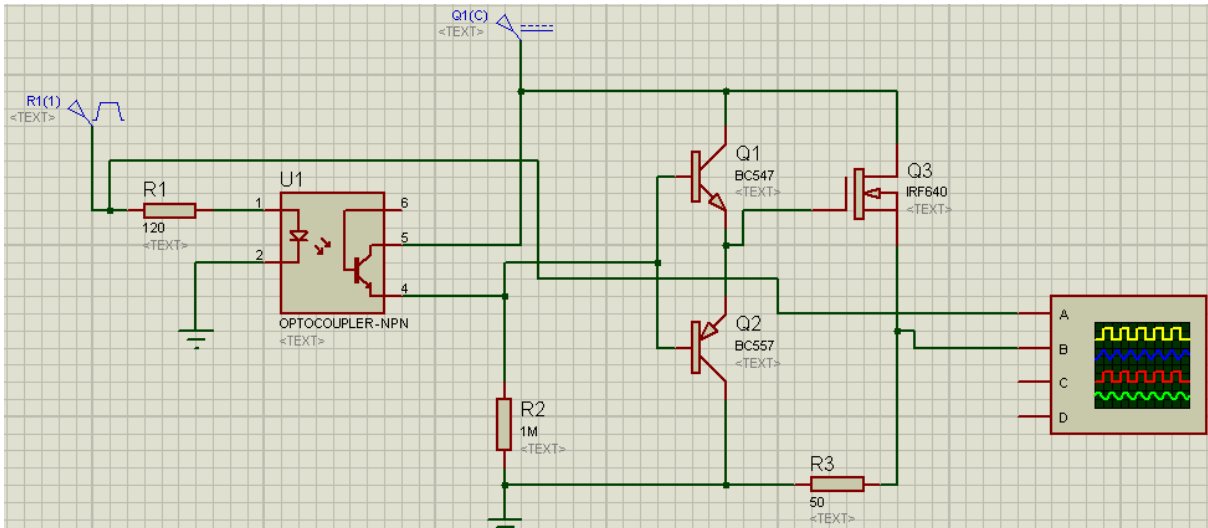
En las figuras 48 y 49 se observan los valores de la señal senoidal propuesta para ser derivada y cómo es que la salida del controlador la sigue respectivamente.

En las figuras 50 y 51 se observa la derivada calculada manualmente y después programada en Mikro C, en comparación con la salida del derivador basado en el algoritmo de Supertwisting.

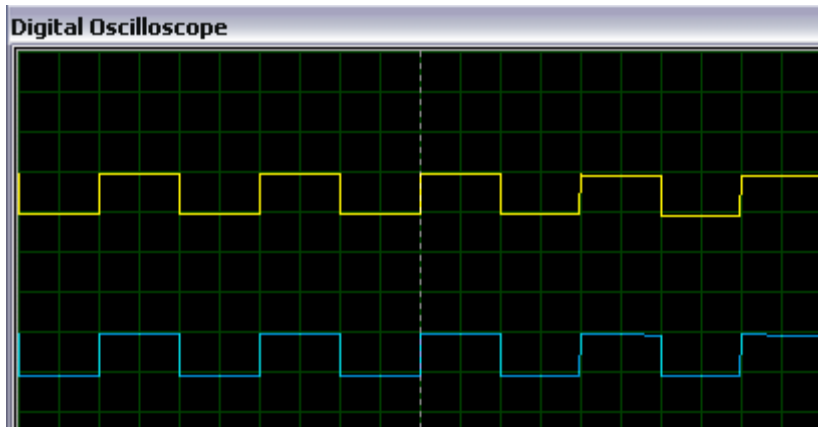
Las figuras anteriores nos permitieron demostrar que el algoritmo programado SI es de gran utilidad para obtener derivadas, por lo que se puede ocupar para determinar la derivada del error, que posteriormente se utiliza como una de las variables que definen el diseño del controlador difuso.

DESARROLLO EL SISTEMA DE ACTUADORES PARA EL CONTROL DE LAS CELDAS PELTIER.

Antes de armar la circuitería diseñada en la Figura 20, se simuló el mismo circuito (52 a), de manera que se pudiera tener una idea previa de qué esperar al momento de implementar el circuito físicamente. Se tiene una señal de entrada cuadrada a la cual se le puede cambiar el ciclo útil para simular un PWM cuya señal se observa en el canal A del osciloscopio; el voltaje que ve la Peltier – que está siendo simulada con una resistencia de 50Ω –, se observa en el canal B.



a)



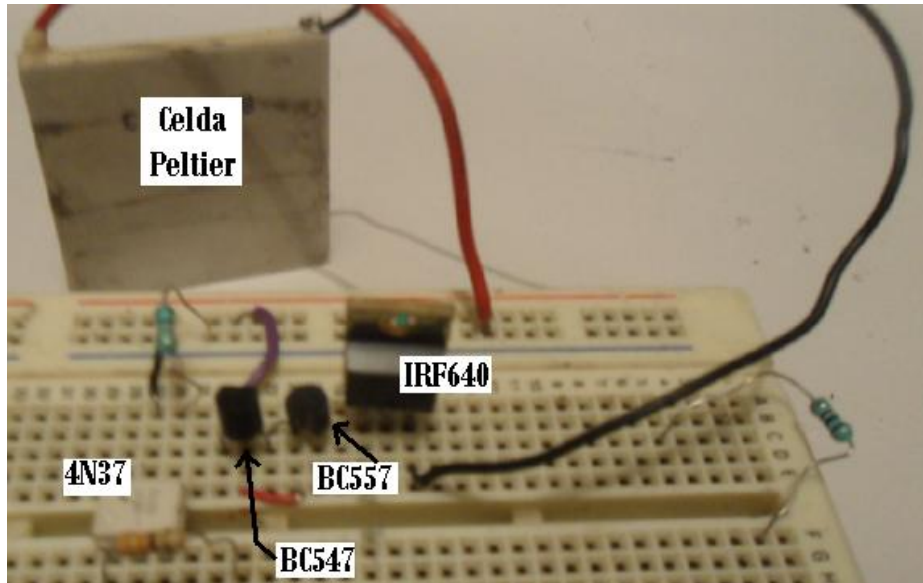
b)

Figura 52. a) Simulación del circuito que implementa los actuadores para la celda Peltier.

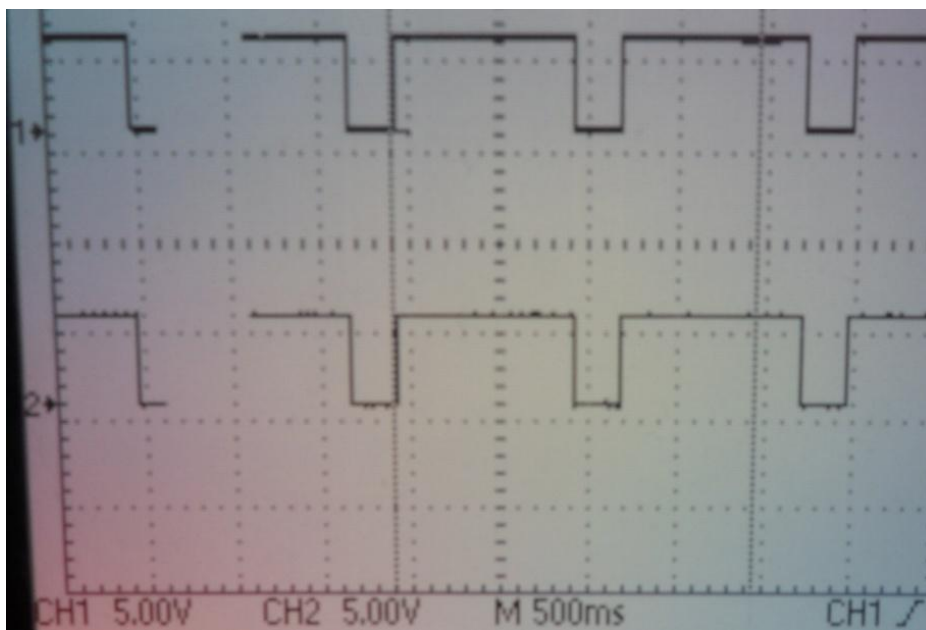
b) Salida del PIC – canal 1 – y voltaje medido en la Peltier – canal 2 –.

Los resultados esperados se muestran en la figura 52 b) ,se consideran correctos puesto que lo único que se necesita es que los mismos pulsos de salida del PIC (señal superior) sean vistos en la celda Peltier (señal inferior); pero teniendo referencias separadas, ya que los actuadores que ven la referencia a la que está conectada la celda Peltier son alimentados por una fuente diferente a la del microcontrolador.

Una vez obtenidos los resultados anteriores, se procedió al armado del circuito (53 .a), y los resultados obtenidos con ayuda del osciloscopio se muestran en la figura 53.b).



a)



b)

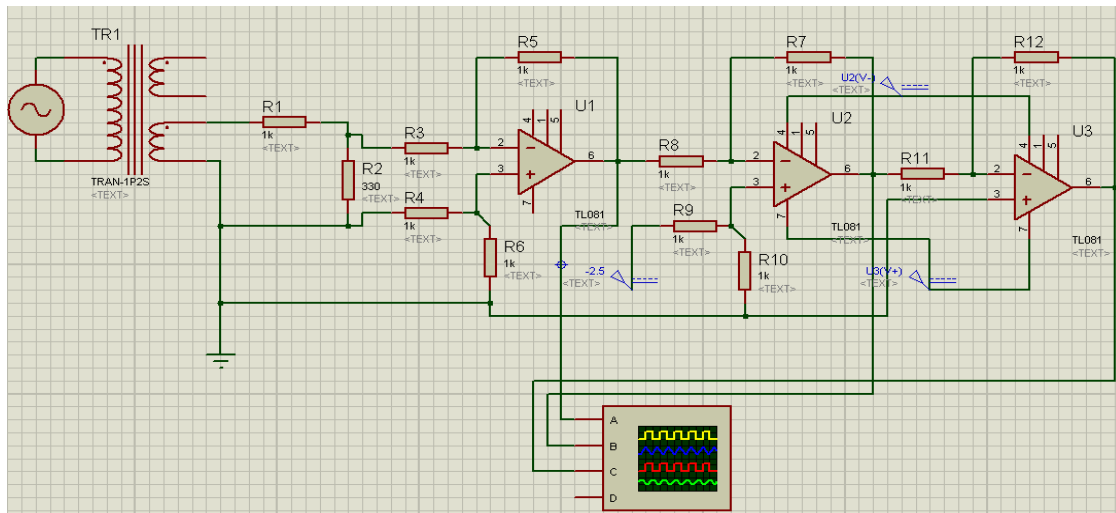
Figura 53. a) Implementación de los actuadores para la celda Peltier.

b) Voltaje medido en la celda Peltier.

Como se puede observar en la figura anterior, los resultados obtenidos son satisfactorios ya que coinciden con lo esperado para llevar a cabo el control por PWM de la celda Peltier, quien se encargará específicamente de reducir la temperatura del modelo de perfusión pulmonar.

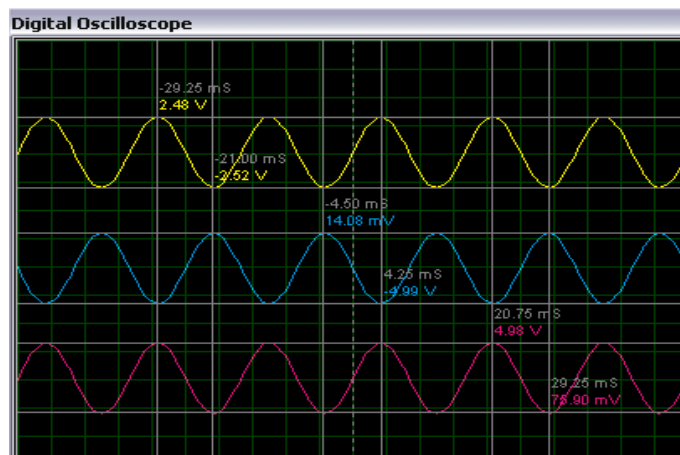
DESARROLLO DEL SISTEMA DE ACTUADORES PARA EL CONTROL DE LA RESISTENCIA CALENTADORA DE AGUA.

Para llevar a cabo esta meta, también se realizó la simulación de los circuitos propuestos en las Figuras 20 y 22. Los circuitos en ISIS y las respuestas esperadas en el osciloscopio se muestran a continuación:



a)

En la figura anterior se muestra el uso de una fuente de señal alterna a 60Hz y de 127 Vrms para simular la señal de voltaje de la toma de corriente, se aíslan los circuitos con un transformador reductor y las señales de salida de cada OPAM se observan en los canales A,B y C del osciloscopio.



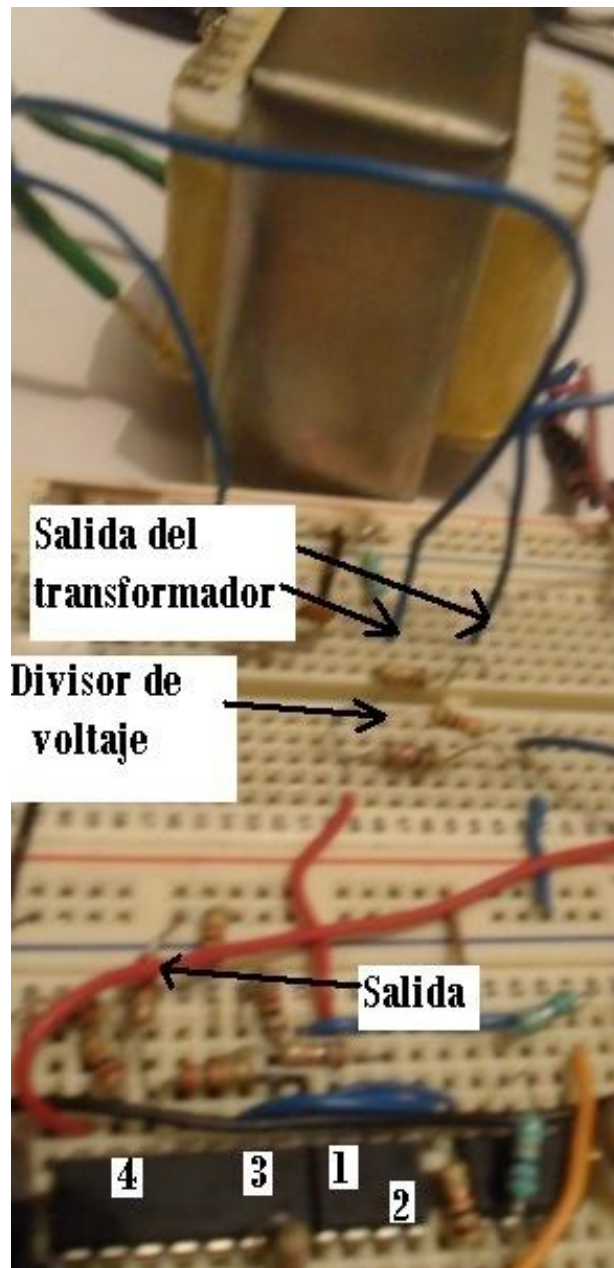
b)

Figura 54. a) Simulación del circuito que acopla la señal senoidal a valores de voltaje útiles para el PIC.

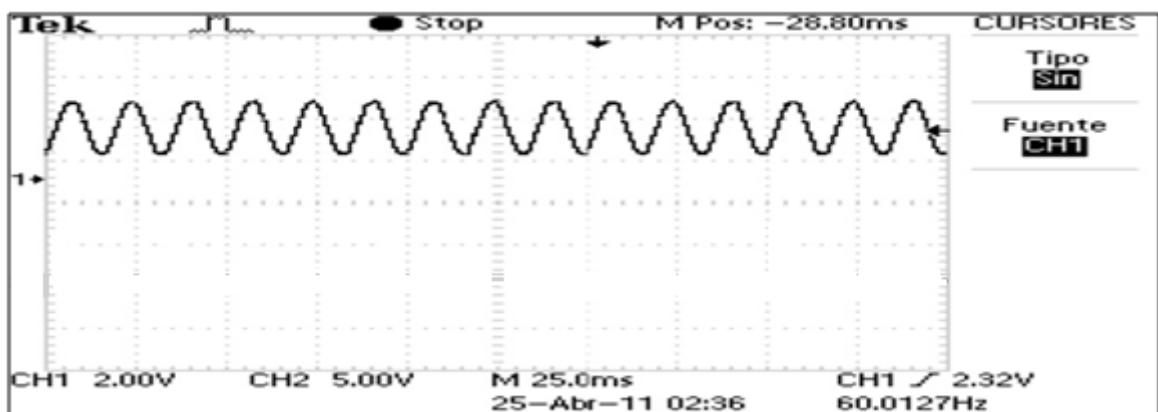
b) Señales esperadas a la salida de cada OPAM.

Como se puede observar en la figura R11/1 a) y b) con el primer operacional se le da al operacional una referencia definida – canal 1 –, con el segundo operacional se le agrega a esta última señal un offset de 2.5 v; pero como el amplificador es inversor, la señal de salida es completamente negativa – canal 2 –; es por eso que con el tercer opam se invierte la señal y se obtiene una senoidal de 5Vpp con un offset de 2.5 v.

La implementación y salida final del circuito anterior se muestra en la figura siguiente:



a)



b)

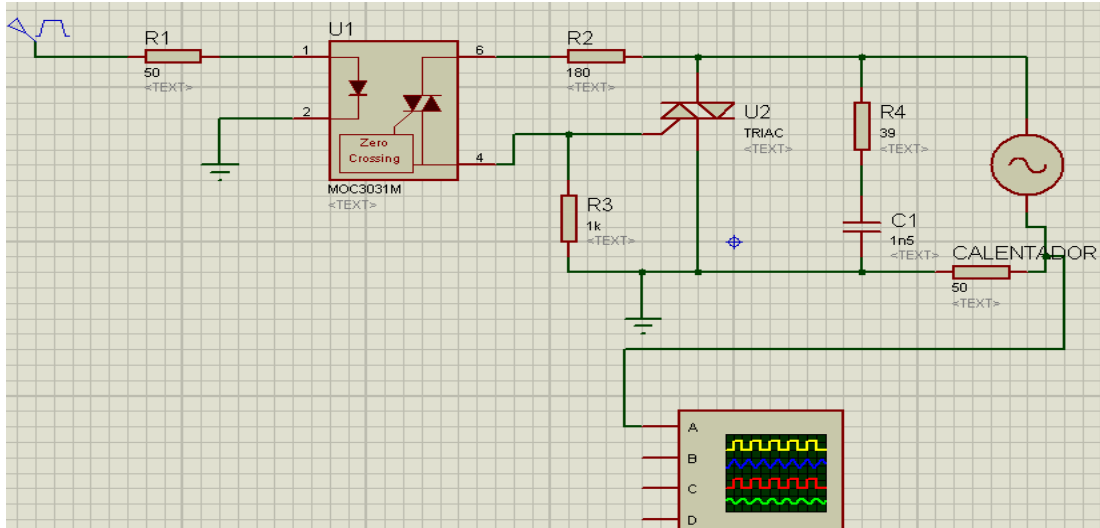
Figura 55. a) Implementación del acoplamiento de la señal senoidal con OPAM's.

b) Voltaje medido a la salida del cuarto OPAM.

Como se observa en la Figura 55 a) se utilizaron 4 OPAM's para implementar el circuito anterior, el 1 y 2 (que vienen en un TL082) se utilizaron como seguidores no inversores para acoplar las impedancias de salida del divisor de voltaje y los operacionales siguientes. El tercer OPAM es quien le da una referencia fija a la señal senoidal y después a esa señal se le agrega un offset y se invierte una sola vez cuando pasa al cuarto OPAM.

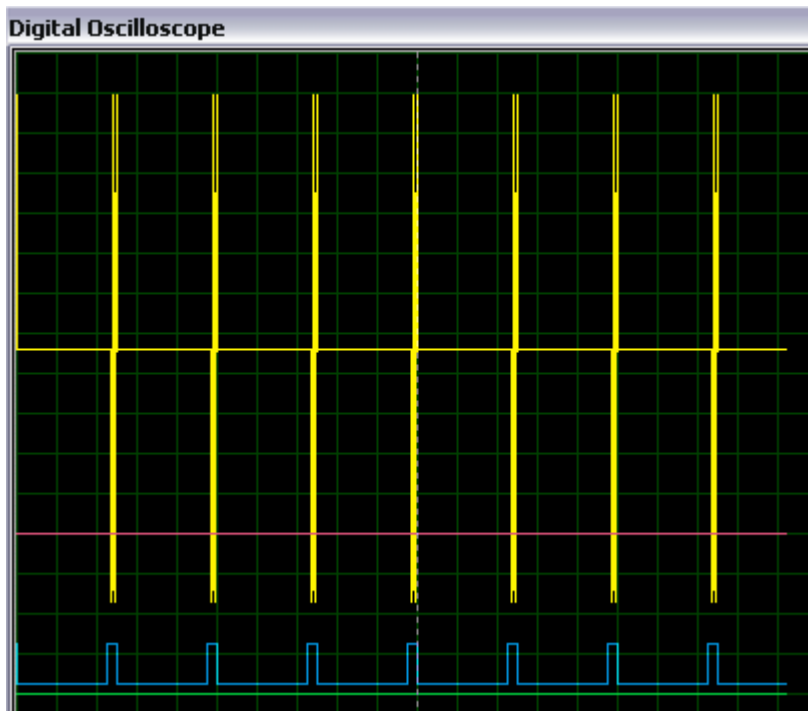
La señal de salida medida en el último OPAM se muestra en la figura 55 b) como se puede observar, esta última tiene un voltaje menor a los 5Vpp esperados, debido a que no era muy importante el tener la señal exactamente de ese valor sino que tuviera un offset exactamente de 2.5 volts; esto debido a que la frecuencia seguiría siendo de 60Hz aunque el voltaje fuese menor a 5Vpp.

Para obtener las señales de las figuras 41 hasta la 43 se necesitó de la señal acoplada obtenida gracias al circuito anterior, y los pulsos resultantes – que salen del pin0 del puerto B del PIC – se enviaron al gate del TRIAC MAC218, pero como ya se mencionó anteriormente, se hizo necesaria la separación de las referencias del PIC con la de los actuadores de la resistencia calentadora para lo que se simuló el siguiente circuito en ISIS:



a)

Se utilizó una fuente de voltaje cuadrado a un ciclo útil fijo muy pequeño para simular los pulsos enviados por el control de fase, una resistencia de 50Ω para emular la celda Peltier, y una fuente de voltaje senoidal a 60Hz y con 127Vrms para simular el voltaje proveniente de la tomacorriente regular.



b)

Figura 56. a) Simulación del circuito que implementa los actuadores para la resistencia calentadora.

b) Señales esperadas al medir sobre la resistencia calentadora.

Como se puede observar en la simulación anterior, a diferencia de lo esperado, que era ver señales senoidales con voltajes reducidos a diferentes fases, se aprecia cómo es que el MOC3031 solo permite pasar toda la fase de la señal senoidal en los momentos en que se le aplica una señal positiva por parte del PIC.

Esto permitió que entendiéramos mejor el funcionamiento de la “caja negra” que tiene el circuito en su hoja de características y que realiza la operación de cruce por cero. Según la hoja de características, ese circuito tiene la siguiente estructura (Figura 57):

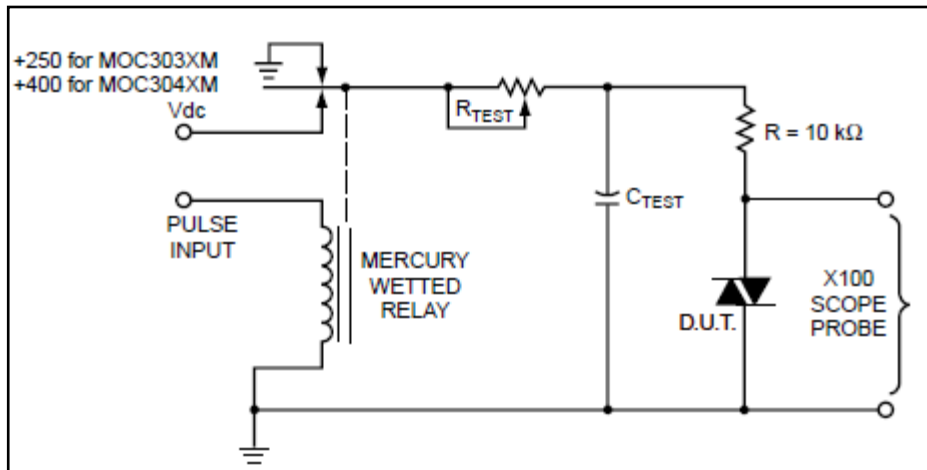


Figura 57. Circuitería interna del MOC3031

En donde se tiene un circuito de memoria que guarda el tiempo en que el duty cycle estuvo presente, lo guarda y después permite el paso de la señal alterna por el Dlac marcado como DUT. Es debido a lo anterior que se descubrió que es posible controlar el voltaje de la señal alterna sin la necesidad de realizar el cruce por cero ni control por fase, sino que simplemente se puede controlar con el ciclo útil de un PWM.

La implementación real de la circuitería anterior se muestra en la siguiente figura:

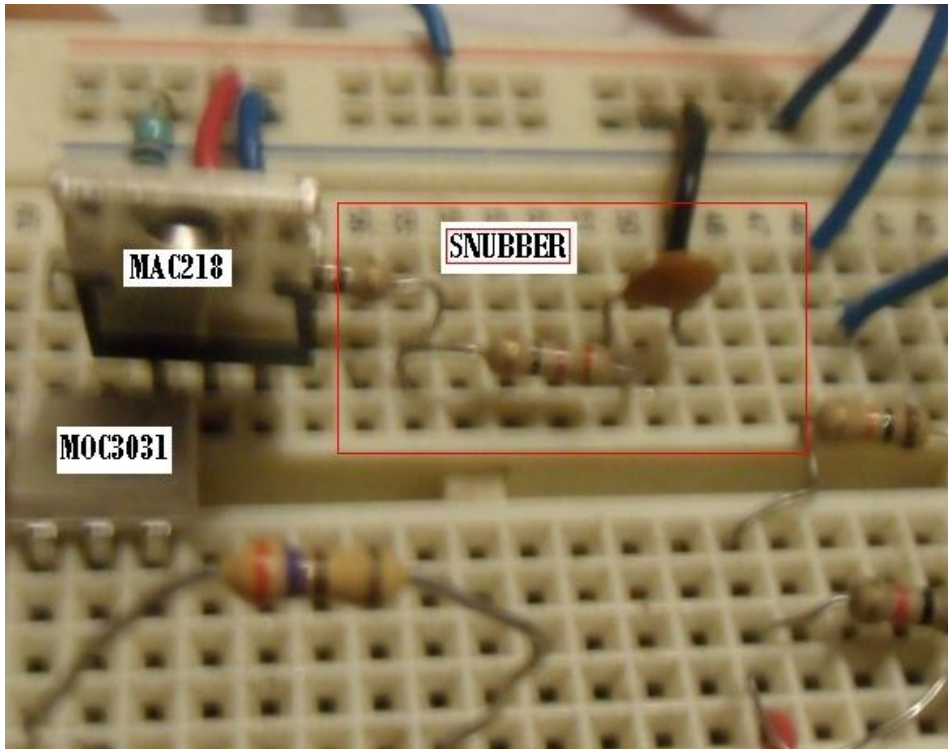
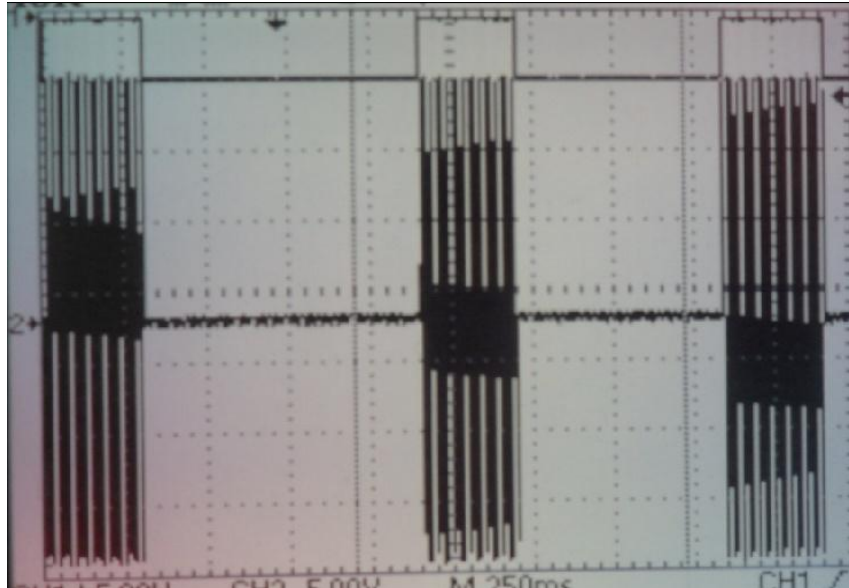


Figura 58. Implementación de los actuadores para la resistencia calentadora.

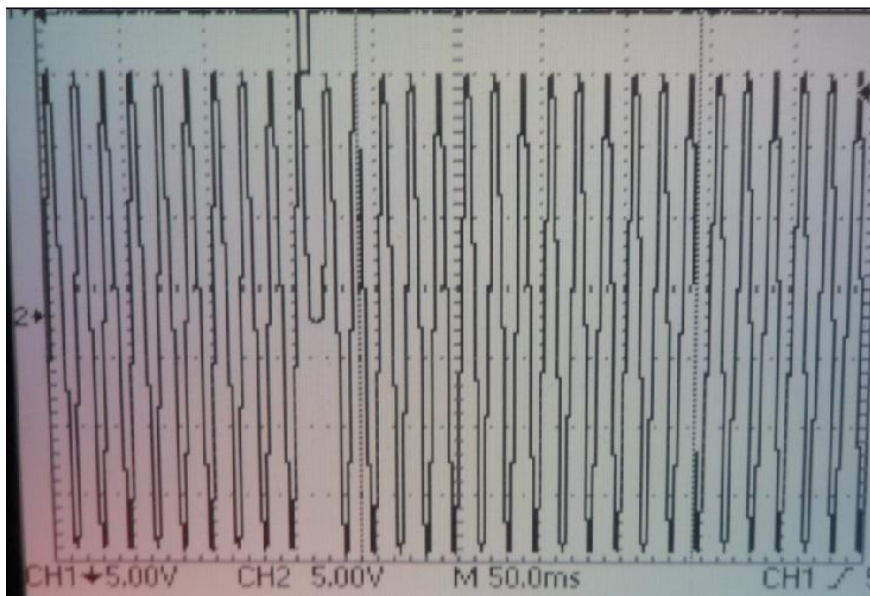
En la figura 58, se observa cómo se conectaron los circuitos que aíslan la tierra del PIC de la “referencia” de la señal alterna (MOC3031), y la circuitería que permite el correcto funcionamiento del actuador MAC218, entre la que se encuentra el Snubber, quien como se había mencionado antes, sirve como protección para el TRIAC, ya que elimina los picos de voltaje transitorios que puedan presentarse en el circuito.

Cuando aplicamos la señal de control por fase diseñada vimos que no aparecía ningún voltaje sobre la resistencia puesto que los pulsos eran muy pequeño ($50\mu\text{s}$) y para poder ver algún voltaje se hubiese necesitado un pulso de mínimo 20ms para dejar pasar un solo ciclo de la señal senoidal.

Lo anterior nos llevó a la decisión de eliminar la circuitería del acoplamiento por fase y solo aplicar un PWM sencillo a la entrada del MOC3031, con lo que se obtuvieron respuestas del tipo mostrado en las figuras siguientes:



a)



b)

Figura 59. Señales alternas medidas en la resistencia calentadora de agua a diferentes valores de PWM suministrados por el controlador.

En la figura 59 a) se observa como a un pulso pequeño de PWM enviado por el PIC, la señal senoidal medida en la resistencia es mucho menos constante que en la 59 b) en donde apenas hay un pequeño pulso en bajo (PWM muy grande) y entonces pareciera que toda la señal senoidal pasa sin restricciones por la resistencia, aunque en realidad, medio ciclo de una señal senoidal (que es lo que cabe en el tiempo en que la señal de PWM está en cero) es eliminada del resto.

REALIZACIÓN DE PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA PROPONIENDO DISTINTAS SECUENCIAS DE CONTROL TÉRMICO PARA DETERMINAR LA ROBUSTEZ DEL CONTROLADOR CONSTRUIDO SIN LA PRESENCIA DEL ÓRGANO.

Una vez terminado el controlador por lógica difusa y el algoritmo de supertwisting en el PIC se realizaron pruebas de su implementación en el sistema completo (Figura 60).

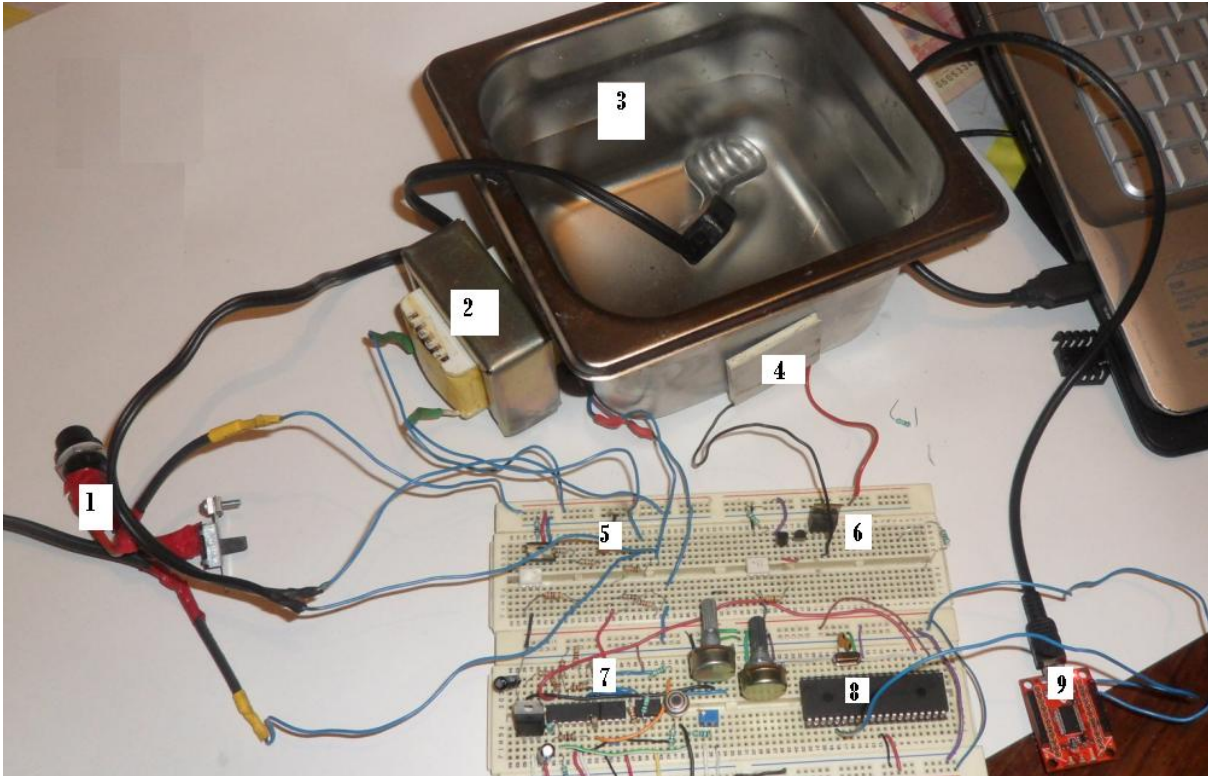


Figura 60. Sistema completo en funcionamiento

1. Conexión a la clavija con fusible de protección. 2. Transformador de bajada. 3. Resistencia calentadora de agua. 4. Celda Peltier. 5. Actuadores para la resistencia, 6. Actuadores para la Celda Peltier. 7. Acoplamiento de la señal alterna y del sensor. 8. PIC 18F4550. 9. FT232.

La manera en que se observó el comportamiento del controlador fue a través de la interfaz gráfica (Figura 61), por lo que se pudo determinar que los controladores no funcionaban de la manera que se esperaba en un inicio debido a que las FAM no habían sido ajustadas al sistema, es por eso que hubo que redefinirlas y hacer otra serie de pruebas, uno de los resultados obtenidos se muestra en la siguiente figura:

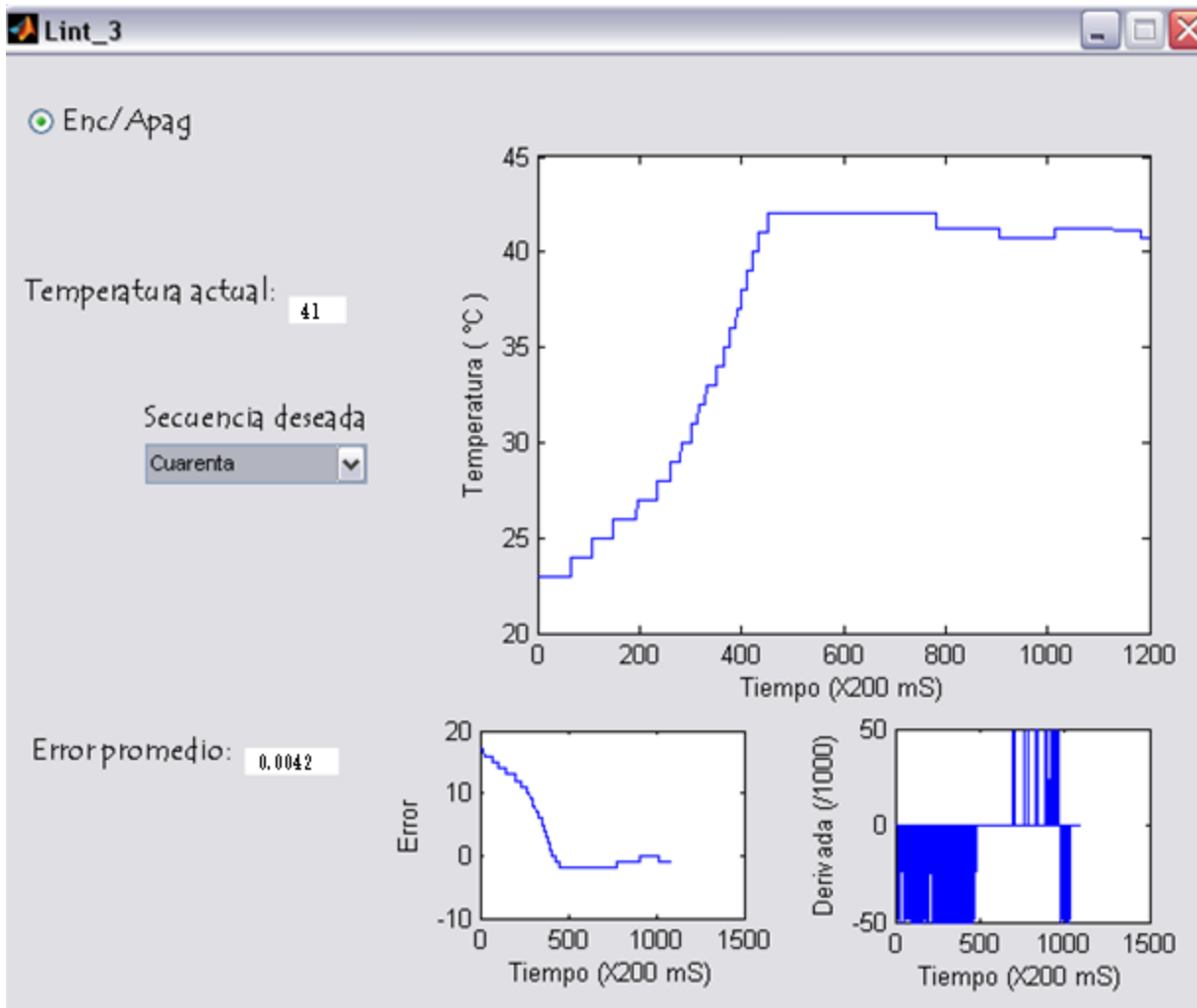


Figura 61. Interfaz monitoreando el comportamiento de todo el sistema

Es importante observar que gracias al procesamiento realizado de los datos enviados a la interfaz, todos los datos coinciden, es decir, las pequeñas variaciones que se observan en la gráfica de la derivada del error se producen en el mismo instante en que hay un cambio más o menos notorio de temperatura con respecto al momento anterior y en la gráfica del error se observa siempre la diferencia entre la referencia deseada y el valor de temperatura de ese momento, lo cual fue de mucha utilidad para redefinir las FAM del control difuso, ya que se pudo hacer un análisis del comportamiento del controlador en cada momento.

Después de varios cambios y ajustes, se determinó que la mejor tabla de reglas para este sistema en específico es:

Tabla 9. Tabla de reglas final. -2: Muy negativo, -1: Negativo, 0:Cero, 1+:Positivo, 2+: Muy positivo, E:Enfriar,C:Calentar (0=nada,1=poco,2=medio,3=mucho).					
DERIVADA DEL ERROR					
ERROR	-2	-1	0	1+	2+
-2	E3/ C0	E2/ C0	E3/ C0	E1/ C1	E1/ C3
-1	E2/ C0	E2/ C0	E1/ C0	E1/ C1	E1/ C2
0	E3/ C0	E2/ C0	E0/ C0	E0/ C1	E1/ C3
1	E3/ C0	E2/ C0	E1/ C1	E1/ C2	E1/ C2
2	E3/ C0	E3/ C0	E1/ C2	E1/ C2	E1/ C3

En realidad nunca se hace necesario calentar demasiado el sistema, es por eso que el máximo PWM para la resistencia se definió de 150 , y solamente en el caso en que tanto el error y su derivada sean cero se apaga la Peltier, en todos los demás siempre se está enfriando. Esto debido a que en un principio se consideró que ambos elementos calentaban y enfriaban al mismo nivel o velocidad, lo cual es incorrecto ya que la resistencia sube la temperatura a una velocidad mucho mayor que aquella con la que la Peltier la baja.

CONCLUSIONES

Se evaluaron las condiciones actuales de preservación de órganos y se entendieron las necesidades con las que se cuenta hoy en día en materia de las condiciones térmicas consideradas como ideales en la preservación de pulmones en específico.

Se diseñó y desarrolló un sistema completo de control de temperatura, el cual no solo calienta una solución o deja de hacerlo, sino que también tiene la capacidad de enfriar, lo que le agrega versatilidad al sistema en comparación con otros ya existentes en el mercado.

Para que esto fuera posible se realizó el diseño e implementación de múltiples circuitos electrónicos de alta y baja potencia, así como de un microcontrolador (PIC).

Se comprobó la fidelidad del derivador conocido como Supertwisting discreto, ya que fue implementado en el PIC y su resultado fue utilizado para ser combinado con el algoritmo de lógica difusa también implementado en el microcontrolador. Es por eso que este último se convirtió en un sistema de control embebido basado en técnicas de control artificial dedicado a la toma de decisiones para manipular el comportamiento de la temperatura en todo momento.

Se implementó un sensor de temperatura infrarrojo, con los que se conservará la esterilidad de los procesos de investigación / preservación que se llevan a cabo en el INCMNSZ en el momento en que se lleve el sistema a su departamento de cirugía experimental.

También se desarrolló con éxito la interfaz gráfica que sirve como medio visual de evaluación y monitoreo del controlador y la temperatura.

Finalmente, se realizaron una serie de pruebas al sistema de control para seguir dos señales constantes como referencia de temperatura, con lo cual se evaluó la robustez del controlador y se hicieron modificaciones al sistema programado en el PIC para que respondiera mejor a las necesidades que fueron surgiendo paulatinamente (ajuste del controlador difuso).

RECOMENDACIONES PARA TRABAJO FUTURO

Se hace necesaria la implementación de toda la circuitería anterior en una placa fenólica con las menores dimensiones posibles y su adaptación en alguna carcasa plástica, esto debido a que de esa manera se brindará practicidad y se asegurará el buen funcionamiento del termocontrolador desarrollado por un tiempo prolongado.

Es imprescindible agregar más secuencias o posibilidades de seguimiento de temperatura a la interfaz, de manera que su objetivo como herramienta de trabajo en el ámbito de investigación en el proceso de preservación pulmonar sea incrementado.

Se deben hacer pruebas con órganos de modelos animales en el Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán, para lo cual se volverá necesario realizar un último ajuste de las FAM puesto que se tendrá un nuevo gradiente de temperatura a consideración, este último debido a la diferencia de temperaturas del órgano en su parte interna y la periferia.

BIBLIOGRAFÍA

- [1].- ARIAS, Jaime. *PROPEDEÚTICA QUIRÚRGICA: PREOPERATORIO, OPERATORIO Y POSTOPERATORIO*. Editorial Tébar, 723 páginas, I.S.B.N. 84-95447-59-2.
- [2].- Montero Benzo, Rafael. *TRATADO DE TRASPLANTES DE ÓRGANOS: TOMO II*. Editorial ARÁN Ediciones S.L., España:2006, 1487 páginas, I.S.B.N. 84-95913-77-1.
- [3].-HalimSoncul, MD; Eser O" z, MD; and SedatKalaycioglu, MD (1999). *Role of Ischemic Preconditioning on Ischemia-Reperfusion Injury of the Lung*. EUA. American College of chest physicians.
- [4].- ING. Rosas Romero José Juan, MVZ. Bravo Reyna Carlos, Modelo para la determinación de presión capilar en órgano aislado mediante el método de Doble Oclusión. Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán" México DF. Vasco de Quiroga No. 15 Sección XVI Tlalpan.
- [5].-Lisardo García Covarrubias, Tomás A. Salerno b (01/05/2007). *Estado actual del trasplante pulmonar*. Miami, Florida, EUA, GacMédMéz Vol. 143 No. 4.
- [6].-M. Cypel, M. Rubacha, J. Yeung, S. Hirayama (2009).*Normothermic Ex Vivo Perfusion Prevents Lung Injury Compared to Extended Cold Preservation for Transplantation*. Toronto Lung Transplant Program, Division of Thoracic Surgery, Latner Thoracic Laboratories, University of Toronto, Toronto, ON, Canada.
- [7].- Herman Tolboom, RoosPouw, *A model for normothermic preservation of the rat liver*. Tissue Engineering. Volume 13, Number 8, 2007. Mary Ann Liebert, Inc.
- [8].-Rosa Villa,1ConstantinoFondevila,2(2006).*Real-Time Direct Measurement of Human Liver Allograft Temperature from Recovery to Transplantation*. Transplantation, Volume 81, Number 3, February 15.
- [9].-Marc de Perrot, MingyauLiu (2002). *Isquemia-reperfusion-Induced Lung injury*. Toronto Lung Transplant Program, Division of Thoracic Surgery, Latner Thoracic Laboratories, University of Toronto, Toronto, ON, Canada.
- [10].- Tian-Hua Yu, Jing Liu, *Using electrical impedance detection to evaluate the viability of biomaterials subject to freezing injury*. AnalBioanalChem (2004) 378:1793-1800. Springer-Verlag.
- [11].-<http://www.clinifarma.com/archivo/2008/marzo/htm/crean-dispositivo-traslado-organos.htm>.
- [12].-Manual de ayuda Matlab-MathWorks 2009.*An Introductory Example: Fuzzy Versus Nonfuzzy Logic*.
- [13].- Salgado Ramos, Iván. *"Diseño y análisis de observadores por Modos Deslizantes para Sistemas no Lineales con la salida muestreada"* (2010).

Departamento de Control, División de estudios de Posgrado, Facultad de Ingeniería, UNAM.

- [14]. - I. Boiko, L. Fridman, A. Pisano, and E. Usai. “*Analysis of chattering in systems with second-order sliding modes*” (2007). IEEE Transactions on Automatic Control, vol. 52, no. 11, pp. 2085-2102.
- [15]. - Levant, Arie. “*Robust Exact Differentiation via Sliding Mode Technique*” (1998). Automatica, Vol. 34. No.3, pp.379-384, 1998 Elsevier Utd.
- [16]. –Salgado I., Kamal S., Chairez I.”*Discrete Time Super-Twisting Control*” (2010).
- [17]. –Bertran, Eduard. “*Señales y sistemas de tiempo discreto*”(2003). Ediciones UPC (Universidad Politécnica de Catalunya), 604 páginas, ISBN: 84-8301-688-5.
- [18]. – Tsutomu S., Keiji T., Nobuo O., Obuo O., et al. (1999). “Ischemia-reperfusion lung injury in rabbits: mechanisms of injury and protection”, Phys Lung Cell Mol , 276:137-145
- [19]. - A. Filippov, Differential Equations with Discontinuous Right-Hand Side, t.Ñ. Dordrecht, Ed. Kluwer, 1998.
- [20]. – Levant, Arie. “Finitte Differences”
- [21].- Arturo P. Sandoval G., Enrique Espinosa J. Celdas Peltier: Una alternativa para sistemas de enfriamiento con base en semiconductor. Instituto de Electrónica. Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca. México.
- [22]. -Zadeh,L:A:”*Fuzzy sets*”. 1965 Inf. Cont. 8:338-353
- [23]. – Arce, Medina. “*Modelo General sobre el intercambio de interferencias térmicas en una incubadora*” 1995.
- [24]. – Mandani, E.H., “*Application of fuzzy logic to approximate reasoning using linguistic systems*” 1997 IEEE Trans Comput. CStud.7(1):1-13.
- [25].- Zimmermann, H. –J. “*Description and optimization of fuzzy systems*”. Int. J. Gen. Syst. 2:209-215
- [26]. – Oggata K. “*Teoría de control moderno*”. Ed. Adison Wesley. 1999.
- [27].- Kuo, BC. Digital control systems. 1980 New York: Holt, Rinehart and Winston.
- [28].- Diestefano 1992.
- [29].- Ross, T. “*Fuzzy Logic With Engineering Applications*”. 1996. Mcgraw Hill. USA.
- [30].- Buddak, Adam. “*Passive and Active Network: Analysis and Synthesis*”. 1991. Waveland Press, Inc. USA.
- [31]. – Driells, M. “*Linear Control Engineering Systems*” 1996. Mcgraw Hill, USA.
- [32]. – Papis, C.p.. “A fuzzy logic controller for a traffic junction”. 1977 IEEE Trans. Syst. Man Cybern. 7(10):707-717
- [33]. – Murakamy, S y M. Maeda. “Application of fuzzy controller to automobile speed control system”. 1985. Inc. M. Su. Ed Industrial Applications for Fuzzy Control, Amsterdam:North Holland. 105-124.

- [34]. – Lin, C.T., y C. S. G. Lee “Neural – network – based fuzzy logic control and decision system” 1991b Proc. IEEE Trans Comput, Singapore, 40(12):1320 - 1336 .
- [35]. - Participantes en la Cumbre Internacional sobre Turismo de Trasplantes y Tráfico de Órganos, “La Declaración de Estambul sobre el tráfico de órganos y el turismo de trasplantes”, Sociedad de Trasplantes y la Sociedad Internacional de Nefrología, Estambul, Turquía, mayo de 2008.
- [36]. – Gómez Fraga S, Molina E. I., “Estudio del costo institucional del trasplante de médula ósea”. Hospital Infantil de México “Federico Gómez”. Dr. Márquez 162, Edificio Mundet, 3er piso, Colonia Doctores. C.P. 06720, México, D.F.