

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

CONTROL DE TEMPERATURA CORPORAL DE UN RECIEN
NACIDO PARA EL PROTOTIPO DE EQUIPO DE SOPORTE DE
VIDA NEONATAL

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Pablo Corpus Zuñiga Medina

ASESORES: Bruno Castellón Lévano
José Dávalos Pinto

Lima, marzo del 2012

RESUMEN

Una incubadora proporciona un microambiente favorable para neonatos que necesitan cuidados especiales. Por esta razón, el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú viene desarrollando un Prototipo de Equipo Telemédico de Soporte de Vida Neonatal (ESVIN); una de las carencias que presenta este prototipo es el control de temperatura de piel o también llamado modo servocontrolado, esto se debe a que el algoritmo de control de temperatura aún no ha sido desarrollado.

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo el diseño y la implementación de un algoritmo de control de temperatura corporal neonatal con un error menor a $0.7\text{ }^{\circ}\text{C}$ en condición de estabilidad térmica y en un rango de temperatura que va de $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $37\text{ }^{\circ}\text{C}$, ambos según la norma IEC 60601-2-19.

En la primera etapa del desarrollo y previo análisis de la Planta, se obtuvieron los parámetros PID para un controlador digital, se diseñó e implementó un primer algoritmo de control y se realizaron tres ensayos que demuestran que el error en estado de estabilidad térmica es menor que $0.7\text{ }^{\circ}\text{C}$ en un rango de control de $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ a 37°C , además las temperaturas mostradas en la pantalla del prototipo ESVIN van de 24°C hasta $40\text{ }^{\circ}\text{C}$.

En la segunda etapa se realizaron dos ensayos, en cada uno de ellos se llevó a cabo el rediseño e implementación del algoritmo de control con el fin de corregir el sobreimpulso y realizar el calentamiento de la Planta a razón aproximada de $1^{\circ}\text{C}/\text{hora}$.

Finalmente el resultado fue el control de temperatura de piel en un rango de $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ con un error de $0.247\text{ }^{\circ}\text{C}$ y se logró calentar $2.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ en 2 horas. De esta manera se contribuyó a culminar con el modo servocontrolado del prototipo ESVIN.

INTRODUCCIÓN	3
1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO DE EQUIPO TELEMÉDICO DE SOPORTE DE VIDA.....	4
1.1 Contexto del Prototipo ESVIN.....	4
1.2 Sistema de Control de Temperatura Neonatal.....	7
2 MARCO TEÓRICO	13
2.1 Incubadora neonatal	13
2.2 Sistemas de control.....	15
2.2.1 Controlador ON-OFF.....	15
2.2.2 Controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID).....	15
2.2.3 Control basado en lógica difusa.....	16
2.2.4 Control basado en redes neuronales	16
2.3 El neonato.....	17
2.3.1 Anatomía y fisiología.....	17
2.3.2 Regulación de temperatura - hipotermia.....	18
2.4 Estado del arte.....	24
3 PROBLEMÁTICA	25
3.1 Fundamentación	25
3.2 Objetivos.....	26
3.2.1 Objetivo General	26
3.2.2 Objetivos Específicos.....	26
4 DESARROLLO DEL MODO SERVOCONTROLADO DE TEMPERATURA .	27
4.1 Análisis de la Planta.....	27

4.1.1	Requerimientos de la Planta	27
4.1.2	Obtención del modelo matemático de la Planta	28
4.1.3	Elección del algoritmo de control de temperatura	34
4.2	Primera etapa	35
4.2.1	Obtención de los parámetros PID del controlador digital	35
4.2.2	Diseño e implementación del algoritmo de control.....	37
4.2.3	Ensayos	40
4.3	Segunda etapa.....	43
4.3.1	Primer ensayo.....	44
4.3.2	Segundo ensayo	47
5	RESULTADOS	50
	CONCLUSIONES	52
	RECOMENDACIONES	53
	BIBLIOGRAFÍA	54



INTRODUCCIÓN

El presente trabajo consiste en el desarrollo de un algoritmo de control de temperatura neonatal, es decir, el diseño e implementación del modo servocontrolado del Equipo de Soporte de Vida Neonatal (ESVIN), prototipo que viene desarrollando el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

Como parte del trabajo se plantea hacer un estudio y análisis de la Planta, cumpliendo con las exigencias de las norma IEC 60601 para que en el futuro pueda atender a neonatos críticos que se encuentran en estado de hipotermia.

En el primer capítulo se describirá el prototipo de Equipo de Soporte de Vida Neonatal (ESVIN); en el segundo se hablará sobre la incubadora neonatal, los diferentes sistemas de control, el manejo terapéutico de los neonatos en hipotermia así como también el estado de arte de los procesos relacionados con temperatura; en el tercero se plantea la problemática y se trazan los objetivos a alcanzar, en el cuarto se describirá el desarrollo del modo servocontrolado de temperatura; y, en el quinto se muestran los resultados obtenidos a través de experiencias realizadas. Finalmente se darán las conclusiones y recomendaciones de la presente tesis.

1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO DE EQUIPO TELEMÉDICO DE SOPORTE DE VIDA

1.1 Contexto del Prototipo ESVIN

Actualmente el Grupo de Investigación de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú, está desarrollando un prototipo de Equipo de Soporte de Vida Neonatal (ESVIN). Este proyecto está financiado por el Fondo para la Innovación, la Ciencia y la Tecnología (FINCYT), el cual está destinado hacia la evaluación clínica.

El presente equipo resuelve los problemas de demanda de apoyo de cuidados intensivos de los neonatos críticos tales como: ventilación, calefacción, humidificación y mezcla de aire con oxígeno, para superar deficiencias que amenazan su viabilidad en las primeras horas de vida.

El equipo apoya la sobrevivencia de neonatos críticos proveyéndoles ventilación pulmonar con aire caliente, humedecido y enriquecido con oxígeno, en un ambiente estéril; y puede ser monitoreado a distancia en tiempo real. Siendo la esencia central de esta invención "un equipo que ventila, tempera, humidifica, mezcla aire con oxígeno y monitorea a distancia en tiempo real".

Donde el equipo para neonatos críticos está constituido por los siguientes elementos:

- Un anillo térmico conformado por 2 cilindros concéntricos con 4 compuertas en las partes laterales, una o más resistencias calefactores entre dichos cilindros, y un ventilador también entre dichos cilindros.
- Una cuna que se fija horizontalmente de una de las siguientes formas:
 - o sobre unos soportes verticales por sus dos extremos, y donde parte de ella se encuentra dentro del anillo térmico,
 - o sobre un soporte vertical por su parte anterior, y su parte posterior queda limitada por una tapa.

- Un habitáculo constituido por: un volumen limitado inferiormente por la cuna, superiormente por el anillo térmico, anteriormente por la puerta desplegable y posteriormente por la tapa.
- Un conector en forma de "Y", el cual va conectado al neonato y que servirá para recibir a las tuberías de gas.
- Un primer recipiente con agua fuera del habitáculo al cual llega una primera tubería de inspiración desde el conector en forma de "Y"; y también llega una segunda tubería de espiración desde dicho conector en forma de "Y", donde la segunda tubería está controlada por una segunda válvula de acción neumática.
- Un segundo recipiente con agua dentro del habitáculo, al cual ingresa una tercera tubería que sale de una unidad de mezcla de gases; y desde el cual sale una cuarta tubería hacia el conector tipo "Y" que está unido al neonato para su ventilación. Donde dicho segundo recipiente es un elemento del control de temperatura y humedad del flujo de salida del gas que se dirige hacia el neonato.

El equipo para atención integral de neonatos críticos está constituido por:

- Un equipo que provee terapia térmica y ventilatoria.
- Una unidad de monitoreo encargada de adquirir las señales de los sensores que están conectados al neonato.
- Una unidad de control encargada de adquirir las señales de los sensores y del control de dispositivos de accionamiento.
- Una unidad de mezcla de gases (mezcla de aire con oxígeno) conectada a la unidad de control, que regula la mezcla del flujo del gas que entrega a un tanque de almacenamiento de gases por medio de una tubería [1].

Se muestra una fotografía del prototipo ESVIN en la Figura 1.

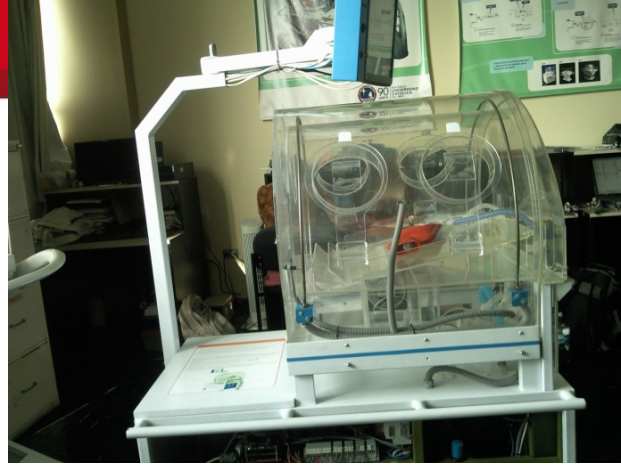


Figura 1. Prototipo ESVIN



1.2 Sistema de Control de Temperatura Neonatal

El sistema de Control de Temperatura Neonatal está compuesto por las siguientes partes:

- **Punto de Ajuste (SP):** El punto de referencia (set point) es ingresado por el usuario a través de una pantalla táctil, la cual forma parte del prototipo ESVIN. Como se puede observar en la Figura 2, se pueden visualizar distintos parámetros que registra dicho prototipo como: temperatura de aire, temperatura de piel, modo de calentamiento, etc., además se pueden observar estas medidas a través de gráficas en tiempo real.



Figura 2. Pantalla del prototipo ESVIN

- **Actuador:** Se usará un par de resistencias conectadas en serie que calientan la superficie del habitáculo, de modo que se incremente la temperatura en el interior de este. Los datos técnicos de cada una de las resistencias son los siguientes:
 - Voltaje: 110 VA
 - Potencia: 150 W
 Al conectarse en serie, el arreglo de ambas resistencias modifica sus características:
 - Voltaje: 220 VAC

- Potencia: 300 W

Ambas resistencias están sometidas a una onda PWM que genera el controlador.

- **Señal de Control (O):** La salida del controlador que ingresa al actuador será una señal modulada por ancho de pulso (PWM).

La función de la onda PWM, es modular la relación duración-periodo de una señal rectangular, es decir modifica la relación del tiempo de conexión y desconexión o la duración del impulso, para este caso se trabajará con el calefactor resistivo, la alimentación de este será manipulada según el ancho de pulso de la señal, el tiempo en alta de la onda cuadrada, al calefactor le estará llegando 220VAC y el tiempo en baja será interpretado como 0 V.

- **Planta:** En este sistema de control en particular y partiendo del hecho que un neonato está conformado por un 80% de agua, la Planta será una bolsa echa de jebe que almacena en su interior agua a una temperatura similar a la de un neonato en hipotermia, de tal manera que se pueda simular a un neonato dentro del habitáculo de la incubadora. Se muestra en la Figura 3.



Figura 3. Planta del prototipo ESVIN

- **Sensor:** En este caso, el sensor de temperatura corporal será el termistor ISI 427, el cual presenta una respuesta lineal en ciertos rangos de temperatura, en la Figura 4 se muestra el sensor de piel adherido a la Planta por intermedio de una cinta aislante. En las Figuras 4 y 5 se presentan gráficas de Resistencia vs Temperatura tomada de la hoja de datos del fabricante [9].

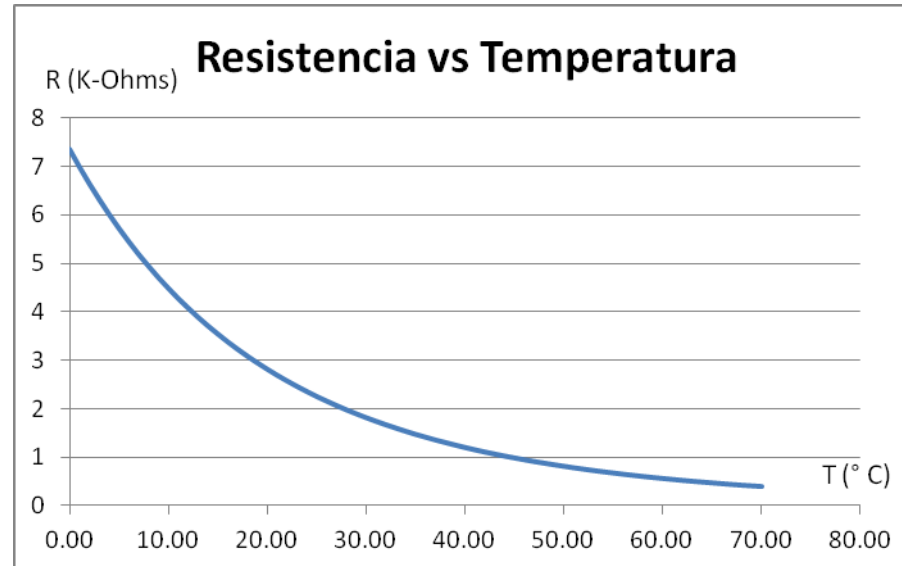


Figura 4. Termistor ISI 427. Resistencia vs Temperatura

Para un rango de 22 a 40 °C:

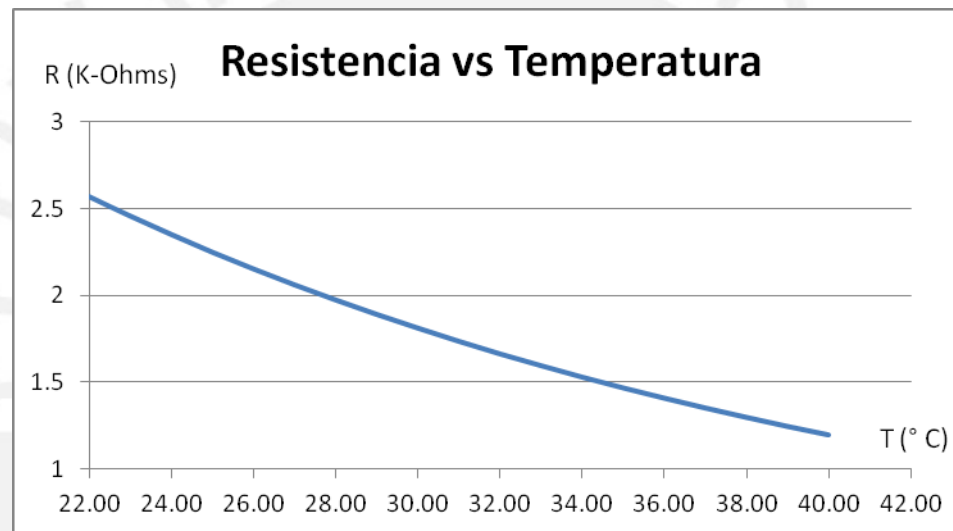


Figura 5. Termistor ISI 427. Resistencia vs Temperatura. Rango de 22 a 40 °C

- **Acondicionamiento de señal:** Esta etapa es una tarjeta diseñada por la Ing. Ana Moreno, la cual convierte la señal de resistencia a una señal de voltaje que varía

en un rango de 0 a 10 voltios. Para un mejor aprovechamiento de la relación entre estas dos magnitudes, en la Figura 6 se muestra la gráfica de Temperatura vs Voltaje, la cual se usará más adelante para la etapa de adquisición de datos en el controlador.

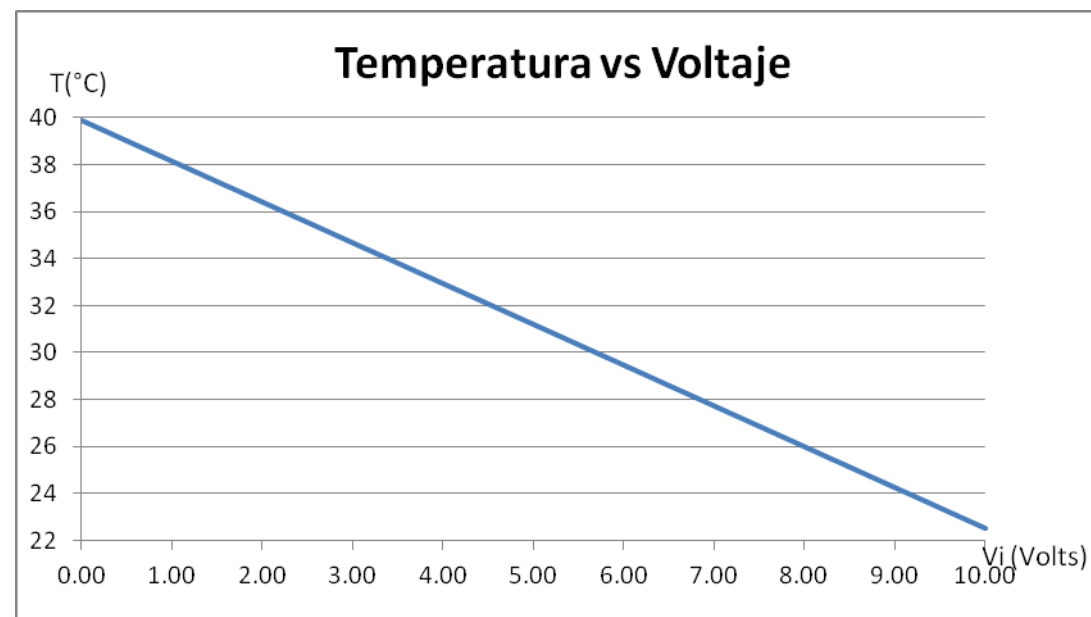


Figura 6. Etapa Acondicionamiento de señal. Temperatura vs Voltaje

La curva anterior se puede aproximar a una recta cuya función viene descrita por:

$$\text{Temperatura}(V_i) = -1.7354(V_i) + 39.882 \text{ } ^\circ\text{C} \quad \text{ecuación (1)}$$

Cuyo rango dinámico va desde 22.528 °C a 39.882 °C

- **Variable de Proceso (VP):** La propiedad física que se desea controlar es la temperatura. Esta señal se genera de la lectura del sensor cutáneo adherido a la superficie de la planta.
- **Unidad de Control:** En la Figura 7 se muestra la distribución general de la Unidad de Control del prototipo ESVIN. A continuación se hace una breve descripción de las partes que la conforman:
 - Procesador: se trabajará con el computador de una sola capa TS-7350, que provee un set estándar de periféricos en su capa. Se caracteriza por un FPGA

programable, que con una simple configuración de periféricos se le añade una pantalla LCD. El TS-7350 corre en Linux 2.6 de fábrica.

- Adquisición de Datos: se usará una tarjeta de adquisición de datos TS-ADC16, se trabajará con la siguiente configuración:
 - o Rango de entrada: de 0 a 10 Vdc (Vcc = 10 Volts)
 - o Modo: Común (Single-Ended)
 - o Resolución: 16 bits
 - o Canal: 4

Se sabe que:

$$V_i = \frac{V_{cc} * palabra}{2^n - 1} = \frac{10 * palabra}{65535} \text{ Voltios} \quad \text{ecuación (2)}$$

Reemplazando la ecuación (2) en (1):

$$Temperatura(palabra) = - \frac{1.7354 * 10 * palabra}{65535} + 39.882 \text{ } ^\circ\text{C} \quad \text{ecuación (3)}$$

- Potencia: genera una señal PWM a la salida de la Unidad de Control.

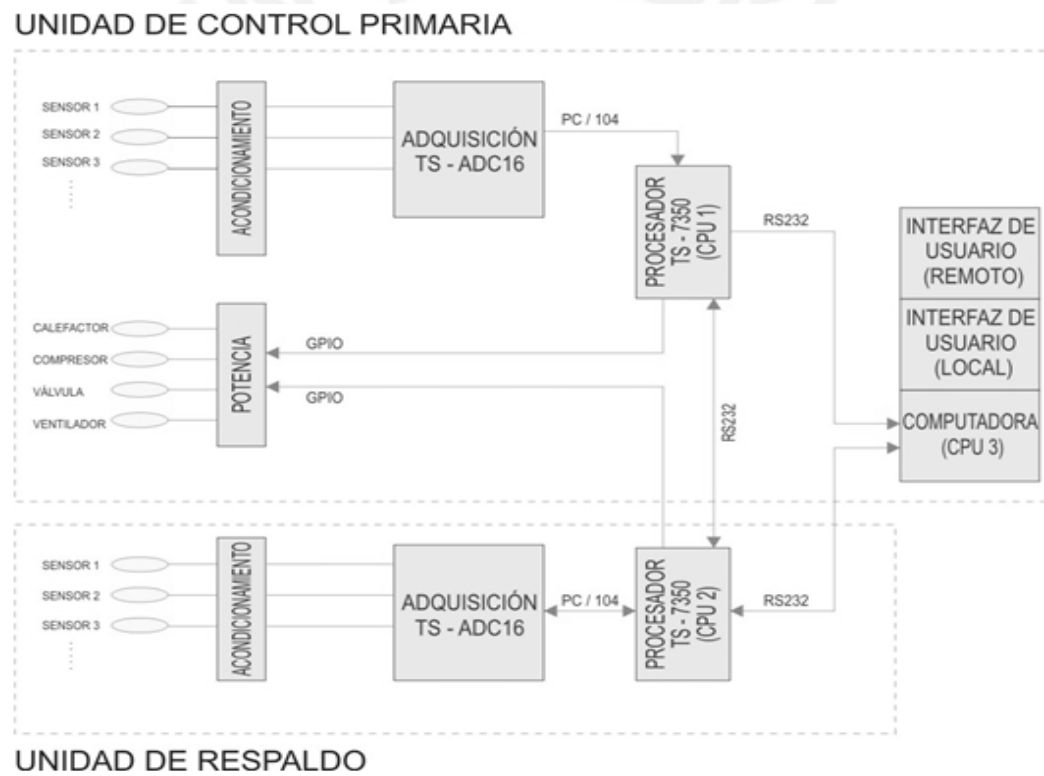
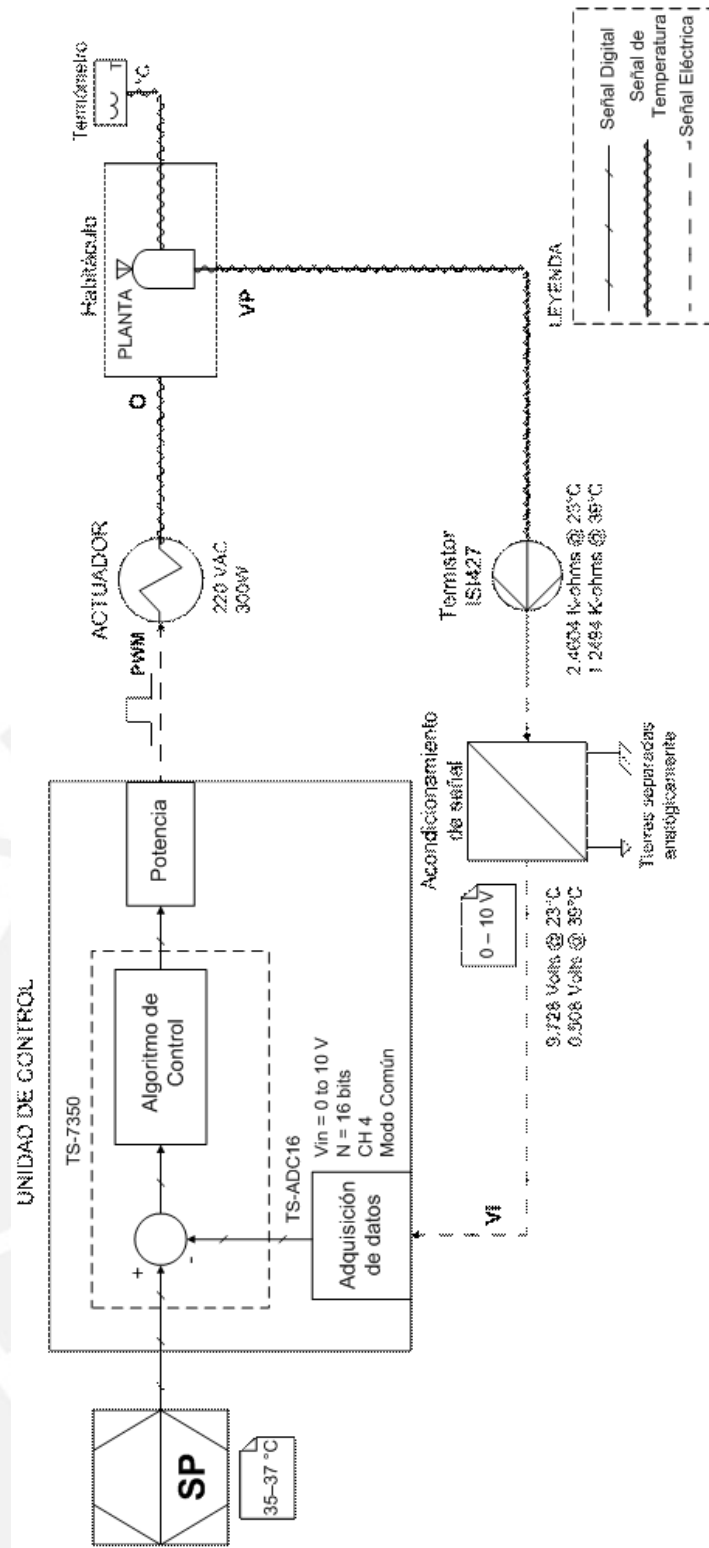


Figura 7. Unidad de Control del Prototipo ESVIN

Se pueden obtener una vista general del Sistema de Control de Temperatura Neonatal en la Figura 8.



2 MARCO TEÓRICO

2.1 Incubadora neonatal

Una Incubadora neonatal es un recinto destinado a albergar un bebé, provisto de sección(es) transparente(s) para observar al bebé y dotado de medios para regular el ambiente interior, fundamentalmente por calentamiento de aire.

Un ejemplo de esta es la Incubadora Giraffe que es un microambiente encapsulado de cuidados intensivos neonatal desarrollado a través de la filosofía de una entrada extensiva de usuario para definir mejor los productos que se adecuan a las necesidades del personal clínico, pacientes y familiares. Muchas características únicas proveen un ambiente desarrolladamente apropiado para el paciente, mientras se reduce el estrés de la familia y simplifica los procedimientos del personal clínico. El diseño de la Incubadora Giraffe es diferente a alguna otra incubadora disponible.

Características y Beneficios

- El colchón giratorio patentado permite al operario rotar la cama 360° para un acceso fácil al paciente.
- Las puertas y agujeros de acceso doble permiten el acceso aun cuando la cama esta inclinada 12°.
- La unidad de control/pantalla centralizada provee accesibilidad desde cualquier lado de la cama además de una vista excelente de todo el equipo y de los parámetros del paciente.
- La bandeja grabadora de rayos X integrada minimiza la perturbación del paciente.
- La inclinación de la cama internamente activada es lisa y continua de 0 a 12 °. La inclinación de la cama puede ser activada internamente con una mano, permitiendo al personal clínico acomodar al infante mientras se cambia la posición de la cama.

Características Adicionales

- El sistema opcional de servocontrol de oxígeno mantiene un ambiente enriquecido por oxígeno.
- La elevación de la base acomoda tanto al personal clínico que se encuentra de pie como a la familia sentada, aun cuando aquellos estén sentados en sillas de ruedas.
- La escala en cama permite registrar pesos y tendencias sin quitar al bebe de la cama.
- El colchón presurizado Giraffe (PDM) es el desarrollo más avanzado en la tecnología de colchón neonatal. Por una innovadora superficie de apoyo más suave, el PDM ayuda a aliviar puntos de presión y conserva la integridad de la piel también mejora la eficiencia clínica reduciendo el gasto por colchón.

Ajustes de Control de Usuario

- Control de temperatura de bebé (Servocontrol): 35 – 37.5 °C que se incrementa en 0.1 °C.
- Control de temperatura de aire: 20 – 39 °C que se incrementa en 0.1 °C.
- Rango de servocontrol de humedad: 30-95 % de humedad relativa que se incrementa en 5 %.
- Nivel de sonido de alarma: niveles sonoros ajustables.

Funcionamiento del Sistema

- Sistema de control basado en microprocesador: las funciones de prueba son realizadas en condiciones normales y de mayores exigencias.
- Variabilidad y distribución de temperatura: Excede la norma de incubadoras IEC 60601-2-19.
- Le precisión de medida del paciente: +/- 0.3 °C entre 30 °C y 42 °C.
- Velocidad de aire: Modo Whisper Quiet < 10 cm/seg, medido 10 cm encima del centro del colchón.
- Nivel sonoro: Modo Whisper Quiet < 50 dB, medido 10 cm encima del centro del colchón.

Se muestra una fotografía de la Incubadora Giraffe en la Figura 9.



Figura 9. Incubadora Giraffe

2.2 Sistemas de control

2.2.1 Controlador ON-OFF

Los controladores on-off son simples, los controladores de realimentación baratos que son comúnmente usados como termostatos en sistemas de calentamiento domésticos y refrigeradoras domésticas. También son usados en aplicaciones industriales no críticas como algunos lazos de control de nivel o sistemas de calentamiento. Sin embargo, los controladores on-off son mucho menos usados que los controladores PID ya que no son tan versátiles o efectivos [16].

2.2.2 Controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID)

Los controladores PID son los más utilizados (se estima que al menos un 90% de los reguladores empleados en la industria son PID's o variantes del mismo) [14]. Este tipo de controladores no se ha visto desplazado por los modernos algoritmos de

control fruto del desarrollo de las áreas de electrónica e informática. Su amplio uso radica en las dos grandes ventajas que proporcionan estos controladores, como la robustez y las intuitivas relaciones entre sus parámetros y la respuesta del sistema [15].

2.2.3 Control basado en lógica difusa

La lógica difusa, que es la lógica en la cual se basa el control difuso, es más cercana en esencia al pensamiento humano y al lenguaje natural que a los sistemas de lógica tradicionales. Básicamente, provee un significado efectivo de capturar la aproximación, naturaleza inexacta del mundo real.

Vista desde esta perspectiva, la parte esencial del controlador de lógica difusa (FLC, por sus siglas en inglés Fuzzy Logic Controller) es un conjunto de reglas de control lingüísticas relacionadas por los conceptos duales de implicación difusa y las reglas de composición de inferencia. En esencia, el algoritmo implementado en el FLC puede convertir una estrategia lingüística de control basada en el conocimiento experto en una estrategia automática de control. La experiencia demuestra que la producción del FLC resulta superior a aquellos obtenidos por algoritmos convencionales. En particular, la metodología del FLC es muy útil cuando los procesos son muy complejos para el análisis por técnicas cuantitativas convencionales o cuando las fuentes de información disponibles con interpretadas cualitativamente, inexactamente o inciertamente. De esta manera, el control basado en lógica difusa debe ser visto como un paso hacia un acercamiento entre el control matemático convencional preciso y la toma de decisiones parecidas a un humano [12].

2.2.4 Control basado en redes neuronales

Las redes neuronales, como los sistemas de control basados en lógica difusa, son excelentes desarrollando sistemas humanos que pueden realizar el mismo tipo de procesamiento de información que nuestro cerebro realiza. Hay muchas aplicaciones exitosas de redes neuronales en una variedad de áreas.

La representación distribuida y las capacidades de aprendizaje son dos mayores características de las redes neuronales. En la representación distribuida, un valor es representado por un modelo de actividad distribuido sobre muchos elementos computacionales, y cada elemento computacional está implicado en la representación de muchos valores distintos. Entonces, cada elemento computacional tiene un campo receptivo el cual es el conjunto de todos los valores que incluyen todos los modelos que representan. Por lo tanto, cada elemento computacional corresponde a un conjunto difuso, y su campo receptivo corresponde a la función de sociedad. Estas coincidencias traen las ventajas de una representación distribuida en redes neuronales, la cual incluye un eficiente uso del hardware, fácil generalización, y tolerancia a fallas, en sistemas de lógica difusa. La habilidad de aprender es otra fortaleza de las redes neuronales [13].

2.3 El neonato

También llamado recién nacido, es un bebé que tiene menos de 4 semanas de haber nacido. Estas 4 semanas representan un tiempo donde ocurren cambios muy rápidos, por ende, puede ocurrir eventos críticos.

2.3.1 Anatomía y fisiología

Según los autores Charles Stack y Patrick Dobbs en su libro “Essentials of Paediatric Intensive Care” [3].

DIFERENCIAS ENTRE EL NIÑO, EL NEONATO Y EL ADULTO

Control de temperatura

- La piel se desarrolla totalmente a las 32 semanas de gestación.
- Mayor área de superficie en proporción al volumen que en adultos.
- La cabeza tiene un área de superficie mayor lo que deriva en pérdida de calor.
- También mayor pérdida de fluidos en infantes prematuros que en infantes de término. Además la mayor área de superficie en proporción al peso de infantes sobre niños deriva en mayor pérdida de fluidos.

- La principal producción de calor es la termogénesis - no por escalofríos, incrementando la grasa parda en las primeras horas de vida. Esto deriva en un incremento de consumo de oxígeno.
- Las glándulas sudoríparas más ineficientes hacen más fácil al paciente caer en hipertermia.
- En temperaturas frías de ambiente, la pérdida de calor ocurre por radiación, conducción y convección.
- La prematuridad incrementa la pérdida de calor para la misma temperatura ambiental comparada con el infante nacido a tiempo.

Problemas / Relevancia

- Se enfrían rápido si se dejan de exponer.
- Se necesitan mantener caliente ya sea abrigándolos o por dispositivos médicos.
- Los requerimientos de fluidos se incrementan en neonatos con relación a niños mayores.

PROBLEMAS NEONATALES EN LA UNIDAD DE CUIDADO INTENSIVOS

Ambiente

- Los neonatos prematuros pierden calor rápido y necesitan ser mantenidos en ambientes térmicos neutrales.
- Tienden a ser incapaces de responder a otros disturbios y se enferman rápidamente.
- En general los neonatos prematuros no responden bien al manejo, este debe ser reducido al mínimo.

Hipotermia: no se debe ser dado por muerto hasta una temperatura por encima de los 32 °C si es posible.

2.3.2 Regulación de temperatura - hipotermia.

Según el libro Lange de Neonatología [4], en su capítulo 5, la posibilidad de supervivencia de los neonatos está marcadamente ligada a una adecuada prevención de pérdida excesiva de calor. Para ello, el infante recién nacido debe ser albergado bajo un ambiente térmico neutral. Esto es definido como un rango de

temperaturas externas dentro del cual el rango metabólico, por ende el consumo de oxígeno son los mínimos mientras el infante mantiene una temperatura corporal normal. La temperatura normal de piel en un neonato es de 36 - 36.5 °C (96.8-97.7 °F). La temperatura normal central (rectal) es de 36.5-37.5 °C (97.7-99.5 °F). La temperatura axilar puede ser de 0.5 a 1 °C menor (95.9-98.6 °F). Una temperatura corporal normal significa solo un balance entre la producción de calor y la pérdida de calor y no debe ser interpretada como el equivalente de un rango metabólico y consumo de oxígeno óptimo y mínimo.

Hipotermia y pérdida excesiva de calor

Los infantes prematuros están predispuestos a la pérdida de calor porque ellos tienen poca grasa subcutánea, una alta proporción de área superficial con relación al peso, y reducidos niveles de glucógeno y reservas de grasa parda. Además, sus posturas hipotónicas (“rana”) limitan sus habilidades de acurrucarse para reducir el área de piel expuesta al ambiente más frío [4].

A. Mecanismos de pérdida de calor en recién nacido

Los mecanismos de pérdida de calor son los siguientes [4]:

- Radiación. La radiación es pérdida de calor desde el infante (objeto más caliente) hacia un objeto cercano más frío.
- Conducción. La conducción es la pérdida directa de calor desde el infante hacia la superficie en la cual se encuentra en contacto directo.
- Convección. La convección es la pérdida de calor desde el infante al aire que lo rodea.
- Evaporación. El calor puede ser perdido por evaporación de agua desde la piel del infante (esto es sobretodo probable inmediatamente después de la entrega).

B. Consecuencias de una excesiva pérdida de calor

Estos están relacionados al aumento compensatorio en la producción de calor a través del aumento del rango metabólico, incluyen lo siguiente [4]:

- Fuente de oxígeno insuficiente e hipoxia desde el consumo de oxígeno incrementado.

- Hipoglucemia secundaria al agotamiento de reservas de glucógeno.
- Acidosis metabólica causada por hipoxia y vasoconstricción periférica.
- Crecimiento disminuido.
- Apnea.
- Hipertensión pulmonar como resultado de acidosis e hipoxia.

C. Consecuencias de la hipotermia

Como la capacidad de compensar por la pérdida excesiva de calor es abrumada, la hipotermia seguirá [4].

- Desórdenes coagulantes: La coagulación intravascular diseminada y la hemorragia pulmonar puede acompañar una hipotermia severa.
- Shock resultado de disminuciones en la presión arterial sistémica, volumen de plasma, y salida cardiaca.
- Hemorragia intraventricular.
- Bradicardia severa.
- Mortalidad neonatal incrementada.

D. Tratamiento de la hipotermia

Un recalentamiento rápido contra uno lento continúa siendo controversial, aunque más clínicos se inclinan por el recalentamiento más rápido. El recalentamiento puede inducir apnea e hipotensión; por lo tanto, el infante hipotérmico debe ser monitoreado continuamente y de cerca independientemente del método usado para recalentar. Una recomendación es recalentar a razón de 1 °C/h a no ser que el peso del infante sea menor a 1200 g, la edad gestacional sea menor a 28 semanas, o la temperatura sea menor a 32 °C (89.6 °F) y el infante puede ser recalentado más lentamente (con una razón que no exceda los 0.6 °C). Otra recomendación es que, durante el recalentamiento, la temperatura de la piel no debe ser 1 °C más caliente que la temperatura central rectal [4].

I. Equipo

- Incubadora cerrada

Las incubadoras son usualmente usadas para infantes que pesan menos de 1800 g. Las incubadoras cerradas son calentadas convectivamente (calentada por flujo de aire); por lo tanto, ellas no previenen la pérdida de calor radiante a no ser que estén provistas con paredes de doble capa. Similarmente, la pérdida por evaporación será compensada sólo para cuando la humedad adicional es añadida a la incubadora. Una desventaja de las incubadoras es que hacen difícil observar de cerca a un infante enfermo o realizar cualquier tipo de procedimiento. Los cambios de temperatura corporal asociados con la infección pueden ser encubiertos por el sistema automático de control de temperatura de las incubadoras cerradas. Por esta razón, tales cambios serán expresados en las variaciones de la temperatura ambiental de la incubadora. Un infante puede ser destetado desde la incubadora cuando su temperatura corporal puede ser mantenida en una temperatura ambiental menor a 30 °C (usualmente cuando el peso corporal alcanza los 1600-1800 g). Las incubadoras encapsuladas mantienen un ambiente térmico neutral usando uno de los siguientes dispositivos:

- Servocontrolada por piel mediante una sonda adherida al abdomen del infante. Si la temperatura cae, es entregado un calor adicional. Tan pronto la temperatura de referencia (objetivo) sea alcanzada, la unidad de calor se apaga automáticamente. Una desventaja potencial es que puede ocurrir sobrecalentamiento si el sensor de piel es desconectado de la piel.
- Dispositivo de control de temperatura de aire. Con este dispositivo, la temperatura del aire en la incubadora es aumentada dependiendo de la temperatura medida del infante. El uso de este modo requiere una atención constante de la enfermera y es usualmente usado en infantes de mayor edad.
- Sonda de temperatura de aire. Esta sonda cuelga en la incubadora cerca al infante y mantiene una temperatura de aire constante. Hay menos fluctuación de temperatura con este tipo de sonda.
- Calentador radiante

El calentador radiante es típicamente usado para infantes muy inestables o durante la realización de procedimientos médicos. El calentamiento es provisto por radiación y, por eso, no previene la pérdida de calor por convección ni por evaporación. La temperatura puede ser mantenida en el “modo servo” (por ejemplo, mediante una

sonda de piel) o en el “modo no-servo” (también llamado “modo manual”), el cual mantiene una salida de energía constante de radiación sin considerar la temperatura del infante. Si el calentador radiante es usado en modo manual, el infante debe ser observado muy cuidadosamente para evitar sobrecalentamiento; este calentador debe ser usado solo por un periodo limitado, como en la sala de parto. La pérdida de agua insensible puede ser sumamente grande para un infante de peso muy bajo al nacer (encima de 7mL/kg/h). La cubierta de la piel con prendas semipermeables o el uso de pomadas a base de agua pueden ayudar a reducir la pérdida de agua insensible transepidermica.

II. Regulación de temperatura en un infante de término sano (peso > 2500 g)

- Coloque al infante bajo un calentador radiante precalentado inmediatamente después de la entrega.
- Seque completamente al infante para prevenir pérdida de calor por evaporación.
- Cubra la cabeza del infante con un gorro.
- Coloque al infante, envuelto en mantas, en una cuna.

Nota: Estudios han demostrado que un infante de término saludable puede ser envuelto en mantas calientes y colocados directamente en los brazos de la madre sin alguna pérdida de calor significativa.

III. Regulación de temperatura en un infante de término enfermo. Siga el mismo procedimiento para un infante de término sano, excepto que coloque al infante bajo un calentador radiante con una servorregulación de temperatura.

IV. Regulación de temperatura en un infante prematuro (peso 1000 – 2500 g)

- Para un infante que pesa entre 1800-2500 g con ningún problema médico, el uso de una cuna, gorro, y mantas es suficiente usualmente.
- Para un infante que pesa entre 1000-1800 g:
 - Un infante de saludable debe ser colocado en una incubadora cerrada con servocontrol.

- Un infante enfermo debe ser colocado bajo un calentador radiante con servocontrol.

V. Regulación de temperatura en un infante de peso muy bajo al nacer

- En el cuarto de entrega: la pérdida de calor considerable por evaporación ocurre inmediatamente después del nacimiento. Consecuentemente, el secado rápido del infante debe ser enfatizado como un aspecto importante en el manejo de infantes de peso muy bajo al nacer. Una eficiencia mayor y enfoque diferente ha sido avocado por el cual un abrigo oclusivo de polietileno es aplicado de los hombros a los pies, sin secar, inmediatamente en el nacimiento.
- En la guardería: se pueden usar tanto el calentador radiante como la incubadora, dependiendo de la preferencia de la institución.
 - Calentador radiante
 - i. Use el modo servocontrolado con una temperatura para la piel abdominal definida en 36.5-37.0 °C.
 - ii. Cubra la cabeza del infante con un gorro.
 - iii. Para reducir la pérdida convectiva de calor, coloque abrigo de plástico sin apretar debajo del cuello del infante. Prevé la manta del contacto directo con la piel del infante. Evite colocar al calentador en un área de corrientes de aire.
 - iv. Mantiene una temperatura de aire inspirado del ventilador mayor a 34.0-35.0 °C.
 - v. Coloque debajo del infante un cojín térmico de temperatura ajustable entre 35.0-38.0 °C. Para mantener la protección térmica, puede ser puesto entre 35.0 y 36.0 °C. Si el infante es hipotérmico, la temperatura puede ser incrementada a 37.0-38.0 °C (esto es *controversial*).
 - vi. Si la temperatura no puede ser estabilizada, mover al infante a una incubadora cerrada (en algunas instituciones).
 - Incubadora cerrada
 - i. Use el modo servocontrolado con una temperatura para la piel abdominal definida en 36.0-36.5 °C.
 - ii. Use una incubadora de doble pared si es posible.

- iii. Cubra la cabeza del infante con un gorro.
- iv. Mantener los niveles de humedad mayores a 40-50 %.

Nota: Un nivel de humedad excesivo y la humedad de la ropa e incubadora puede ocasionar una pérdida excesiva de calor o acumulación de fluidos y posibles infecciones.

- v. Mantener la temperatura del ventilador a 34.0-35.0 °C.
- vi. Coloque debajo del infante un colchón calentado que tiene una temperatura ajustable entre 35.0-38.0 °C. Para protección térmica, la temperatura puede ser puesto entre 35.0 y 36.0 °C. Para calentar a un infante hipotérmico puede ser puesto como máximo a 37.0-38.0 °C.
- vii. Si es difícil mantener la temperatura, trate de incrementar el nivel de humedad o use un calentador radiante (en algunas instituciones).

2.4 Estado del arte

Entre las últimas investigaciones en Sistemas de Control aplicados al control de Temperatura se tienen lo siguiente:

En Estados Unidos se inventa el aparato que sirve para realizar muestras biológicas en respuesta a la radiación en microondas, en ella para realizar el proceso de muestreo y análisis se debe mantener a una temperatura de 20 °C con una precisión de ± 0.1 °C, para ello usan el controlador PID [9].

En la investigación de la patente de un aparato de decisiones y almacenamiento de yogurt con tecnología térmica. En el proceso de la incubación, la máquina debe mantener a 42 °C a través de PID, de modo que la temperatura del aire no se vea afectada por la temperatura del exterior [10].

En la actualidad, el manejo de muestras biológicas destinadas a la experimentación y el análisis de diagnóstico es a menudo limitado por la necesidad de manejar con cuidado las decisiones de la perfusión y la incubación; ante ello existe la invención de una incubadora de cultivo biológico, donde comúnmente se debe mantener la temperatura 37 ± 0.2 °C en respuesta a los cambios de temperatura del ambiente, el autoajuste se realiza por un conjunto de óptimas constantes (proporcional, integral y diferencial) [11].

3 PROBLEMÁTICA

El prototipo ESVIN no ofrece el modo servocontrolado de temperatura debido a que la unidad de control encargada de adquirir las señales de los sensores y del control de dispositivos de accionamiento carece de un algoritmo de control. No se ha dedicado tiempo para el desarrollo de dicho algoritmo, por ende, no se ha hecho un análisis matemático ni se tienen conocimientos clínicos de la Planta a ser atendida tampoco de los requisitos particulares de seguridad para incubadoras de bebé que exige la norma IEC 60601-2-19.

Debido a las razones mencionadas, el equipo que provee terapia térmica controlada por bebé se encuentra inoperativo, lo que finalmente deriva en que se retrasa la culminación del proyecto.

3.1 **Fundamentación**

El algoritmo de control de temperatura que será implementado en el prototipo ESVIN es importante para el desarrollo de este prototipo pues es indispensable para el funcionamiento del modo servocontrolado por piel; por esta razón, el presente trabajo de tesis tiene como objetivo el diseño e implementación de un algoritmo de control basado en las exigencias de la norma IEC 60601-2-19 que en la actualidad se encuentra vigente bajo la Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR).

El desarrollo de este algoritmo, el cual será capaz de controlar la temperatura corporal de un neonato, nos brindará un mejor manejo de este parámetro físico, de tal manera que se pueda regular ante las necesidades que se puedan presentar, por ello el algoritmo debe tener un alto nivel de confiabilidad.

3.2 Objetivos

3.2.1 Objetivo General

Desarrollar un algoritmo de control de temperatura corporal neonatal con un error menor a $0.7\text{ }^{\circ}\text{C}$ y en un rango de temperatura que va de $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ a no más de $37\text{ }^{\circ}\text{C}$, ambos según la norma IEC 60601-2-19:1997.

3.2.2 Objetivos Específicos

1. Diseñar un algoritmo de control de temperatura con un rango mínimo de temperaturas mostradas de 33 a $38\text{ }^{\circ}\text{C}$, un rango de control de 35 a $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ y un error en estabilidad térmica menor a $0.7\text{ }^{\circ}\text{C}$.
2. Implementar el algoritmo de control de temperatura en la unidad de control del prototipo ESVIN.



4 DESARROLLO DEL MODO SERVOCONTROLADO DE TEMPERATURA

4.1 Análisis de la Planta

4.1.1 Requerimientos de la Planta

La norma internacional IEC 60601 establece rangos de funcionamientos y exigencias para el desarrollo de equipos médicos. El apartado IEC 60601-2-19 está referido a la seguridad en incubadoras neonatales. A continuación se hace referencia de los requerimientos térmicos de la norma antes mencionada [2]:

- Sección 2.- Requerimientos de seguridad: la temperatura ambiental donde operará la incubadora debe estar entre +20 °C y +30 °C.
- Sección 8 apartado 103.- Las incubadoras controladas por bebé deberán estar equipadas con un sensor de temperatura cutánea y la temperatura medida por este sensor deberá aparecer de forma continua, siendo claramente visible. Si la pantalla indicadora sirve además para mostrar cualquier otro parámetro, este deberá obtenerse solo bajo demanda, a través de un interruptor de tipo pulsante. El rango mínimo de temperaturas mostradas será de 33 °C a 38 °C.
- Sección 8 apartado 104.- La precisión del sensor de temperatura cutánea destinado a medir la temperatura de la piel deberá ser de ± 0.3 °C.
- Sección 8 apartado 105.- con la incubadora funcionando en el modo de incubadora regulada por bebé, con el colchón en posición horizontal, la temperatura medida por el sensor de temperatura cutánea no deberá diferir de la temperatura de mando en más de 0.7 °C en condición de estabilidad térmica.
- Sección 10 apartado 102.- para una incubadora regulada por bebé, el rango de temperatura de mando deberá ir de 35 °C o menos a no más de 37 °C. el rango de temperatura de mando podrá ser rebasado mediante un intervención especial del operador hasta 38 °C.

Además se hace referencia de la terminología utilizada por la norma:

- **Habitáculo del bebé:** La parte de la INCUBADORA destinada a alojar al bebé.
- **Sensor de Temperatura Cutánea:** Dispositivo sensible destinado a medir la TEMPERATURA CUTÁNEA DEL BEBÉ.
- **Temperatura cutánea:** Temperatura de la piel del bebé en el punto en que se dispone el SENSOR DE TEMPERATURA CUTÁNEA.
- **Temperatura de mando:** Valor de temperaturas seleccionado en el mando de temperaturas.
- **Condición de estabilidad térmica:** Condición alcanzada cuando la TEMPERATURA DE LA INCUBADORA no varía en más de 1 °C a lo largo de una hora.

4.1.2 Obtención del modelo matemático de la Planta

La identificación del proceso mediante una curva estática servirá para determinar el rango lineal del proceso. Se determina en lazo abierto, fijando la señal de entrada del proceso en un valor constante, es decir la señal de control (O), cuando $O = \text{cte.}$ y midiendo el valor de la salida del proceso cuando alcance su estado estable, es decir la variable de proceso (VP) cuando $VP = \text{cte.}$

Para esto se procede a variar el ciclo de trabajo (duty cycle) de O para determinar en qué rango de valores VP tiene una respuesta lineal. Los pasos a seguir son los siguientes:

- El algoritmo de control para el sistema en lazo abierto presenta los siguientes parámetros:
 - Periodo de calefactor: 10 segundos.
 - Ciclo de trabajo del calefactor (PWM): esta variable toma como valores porcentajes que van desde 2% hasta 98%.
 - Tiempo de muestreo: 10 segundos.
 - Orden del filtro: se usará un filtro el cual realizará el promedio de una cantidad de mediciones antes de muestrear la señal, lo que se busca es que la

respuesta en lazo abierto salga suavizada. Se elige un filtro de orden 10, es decir, la señal muestreada será el promedio de 10 mediciones realizadas.

Su diagrama de flujo se presenta en la Figura 10:

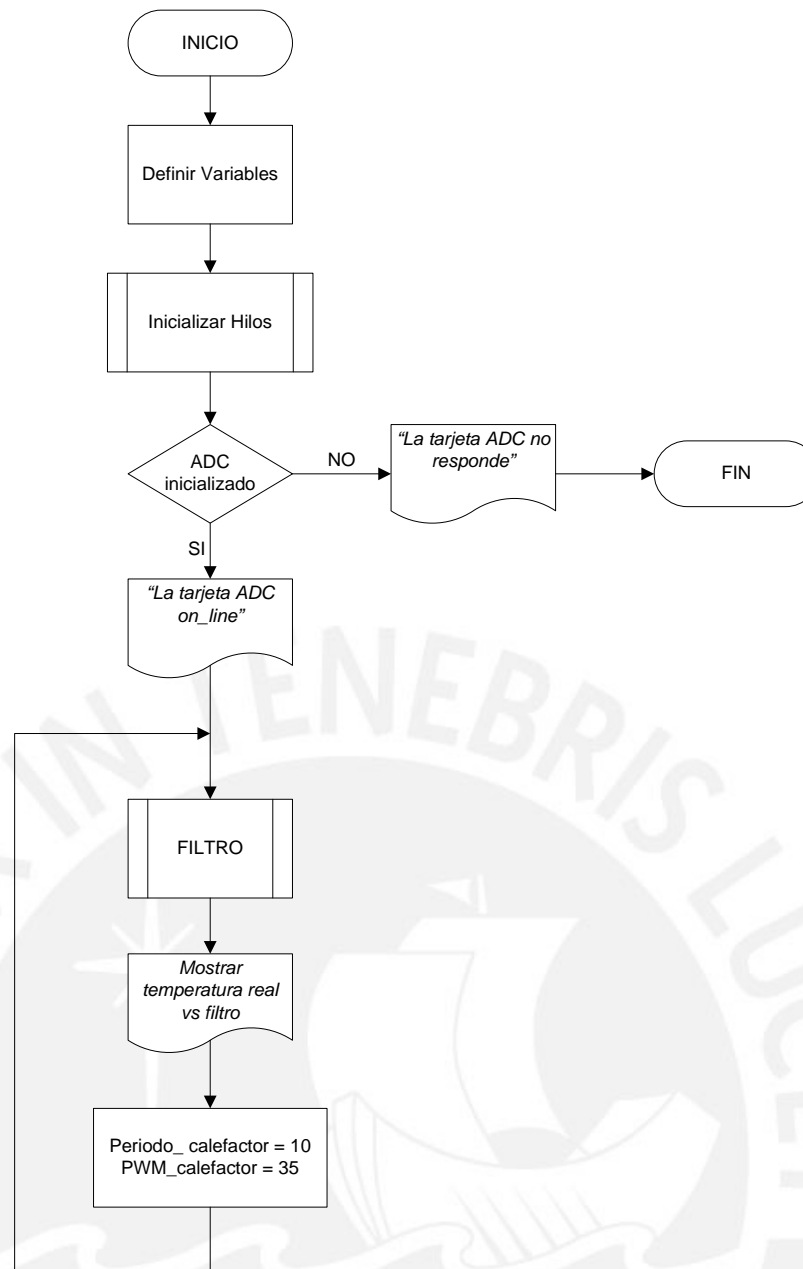


Figura 10. Diagrama de flujo de algoritmo de control en Lazo Abierto

- Se procede a tomar las mediciones con un ciclo de trabajo de PWM = 2%, 10%, 20%, 30%, 40% 50% y 98%. Los resultados obtenidos de los diferentes ensayos realizados son los siguientes:



O (%)	VP _{REAL} (°C)	VP _{FILT} (°C)
2	28	28
10	30.698	30.613
20	31.249	31.233
30	31.978	31.975
40	37.278	37.278
50	37.989	37.986
98	39.882	39.882

Tabla 1. Variable de Proceso vs Señal de Control

Donde VP_{REAL} es la temperatura de la Planta y VP_{FILT} es la misma pero haciendo uso del filtro de orden 10. Hay que tomar en cuenta que la tarjeta de adquisición de datos está diseñada para un rango de valores que va desde 22.528 °C a 39.882 °C.

Los resultados en forma gráfica se presentan en la Figura 11:

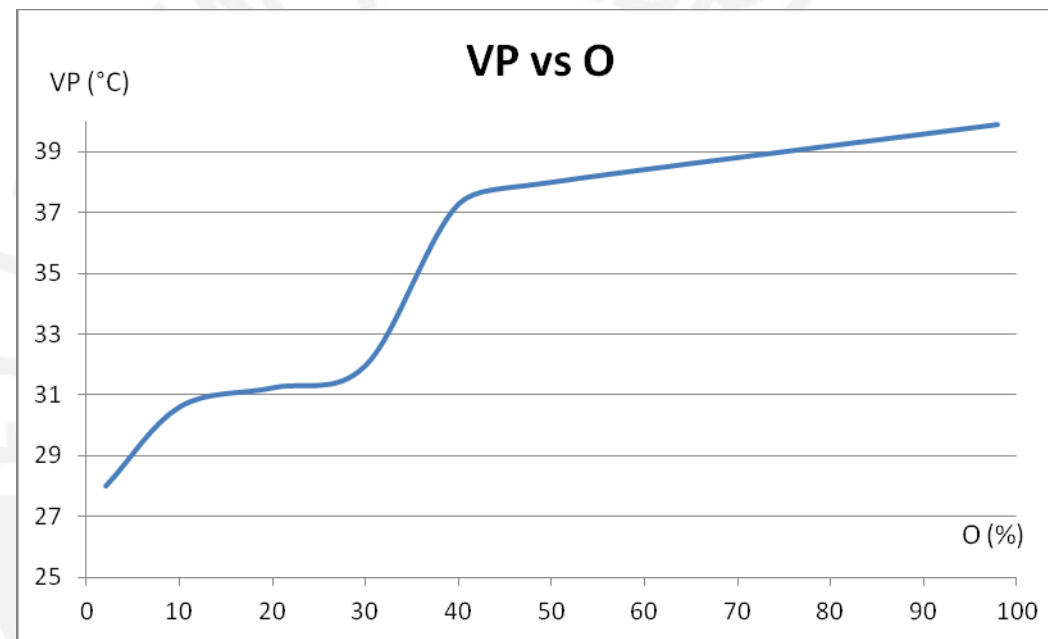


Figura 11. Variable de Proceso vs Señal de Control

Se puede observar que su rango lineal se encuentra entre el 30 y 40 % de PWM

- Se realiza una prueba a un 35% de PWM para observar la respuesta del sistema en lazo abierto, en la Figura 12 se muestra una gráfica con los datos registrados.

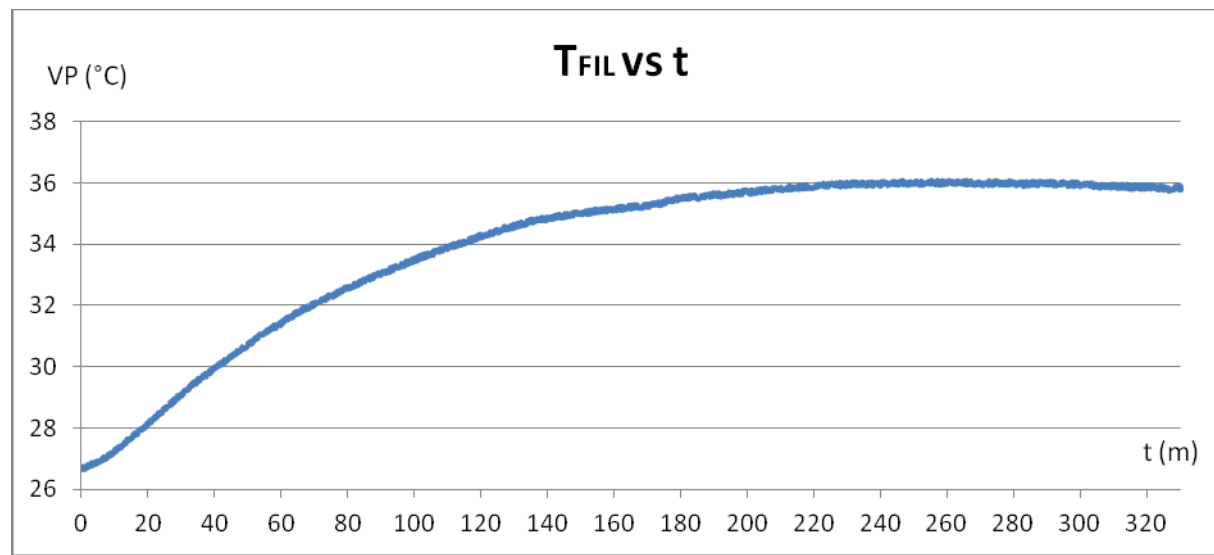


Figura 12. Variable de Proceso vs tiempo

- Se puede identificar el proceso como un Proceso Sobreamortiguado de Segundo Orden cuya respuesta en el tiempo se muestra en la Figura 13.

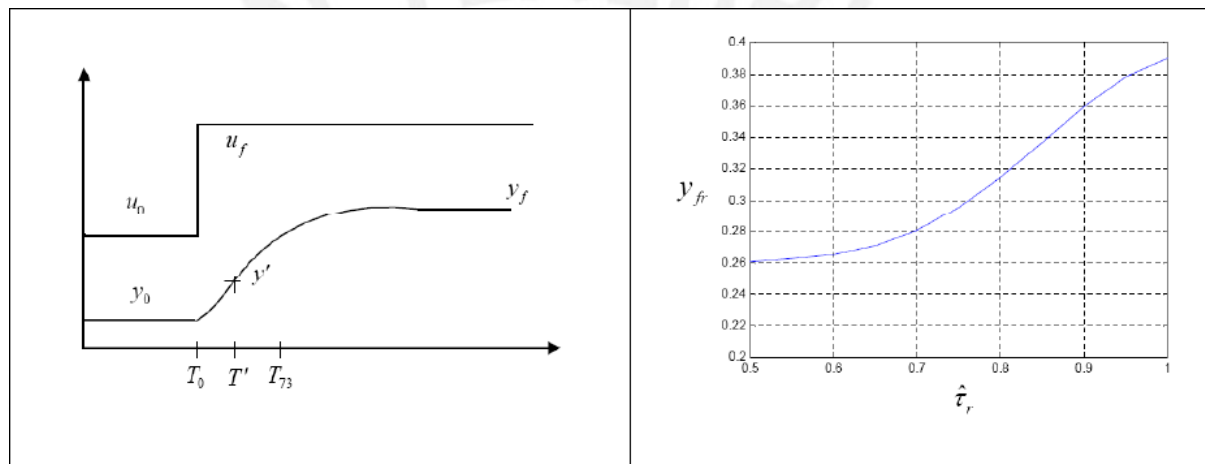


Figura 13. Proceso sobreamortiguado de segundo orden

Donde:

$$\hat{K} = \frac{y_f - y_0}{u_f - u_0} \quad y_{fr} = \frac{y' - y_0}{y_f - y_0}$$

$$T' = T_0 + \frac{T_{f1} - T_0}{2.6}$$

$$\tau_{total} = \tau_1 + \tau_2 = \frac{T_{f2} - T_0}{1.3}$$

$$\tau_1 = \tau_r \times \tau_{total} \quad \tau_2 = \tau_{total} - \tau_1$$

$$\bar{G}(s) = \frac{\bar{K}}{(\tau_1 s + 1)(\tau_2 s + 1)}$$

- Se calculan los parámetros antes mencionados:

$$\bar{K} = \frac{35.964 - 26.633}{0.35} \quad K = 26.66$$

$$y_{fr} = \frac{29.788 - 26.633}{35.964 - 26.633} \quad y_{fr} = 0.338 \cong 0.34$$

$$T' = 0 + \frac{5940 - 0}{2.6} \text{ seg} \quad T' = 2284.615 \text{ seg}$$

$$\tau_{total} = \frac{5940 - 0}{1.3} \text{ seg} \quad \tau_{total} = 4569.231 \text{ seg}$$

De la Figura 13, para un $y_{fr} = 0.34$ se obtiene un $\tau_r = 0.85$, entonces:

$$\tau_1 = 0.85 \times \tau_{total} \text{ seg} \quad \tau_1 = 3883.846 \text{ seg}$$

$$\tau_2 = \tau_{total} - 3883.846 \text{ seg} \quad \tau_2 = 685.385 \text{ seg}$$

Entonces el modelo matemático del proceso es el siguiente:

$$\bar{G}(s) = \frac{26.66}{(3883.846s + 1)(685.385s + 1)}$$

- Finalmente, se hace una simulación en Matlab para comparar los resultados obtenidos experimentalmente con la respuesta ideal del sistema.

El modelo del sistema en Simulink se muestra en la Figura 14.

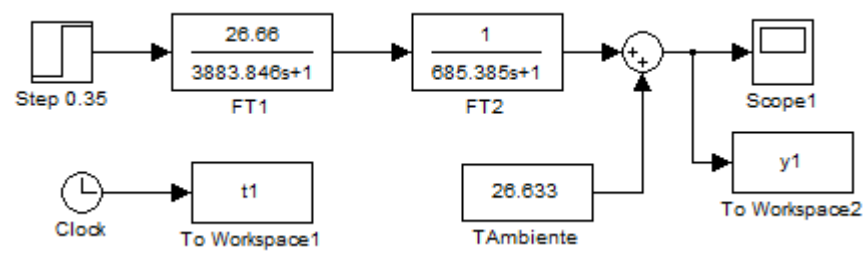


Figura 14. Simulación en Matlab del sistema en Lazo Abierto

La respuesta a esta simulación se muestra en la Figura 15.

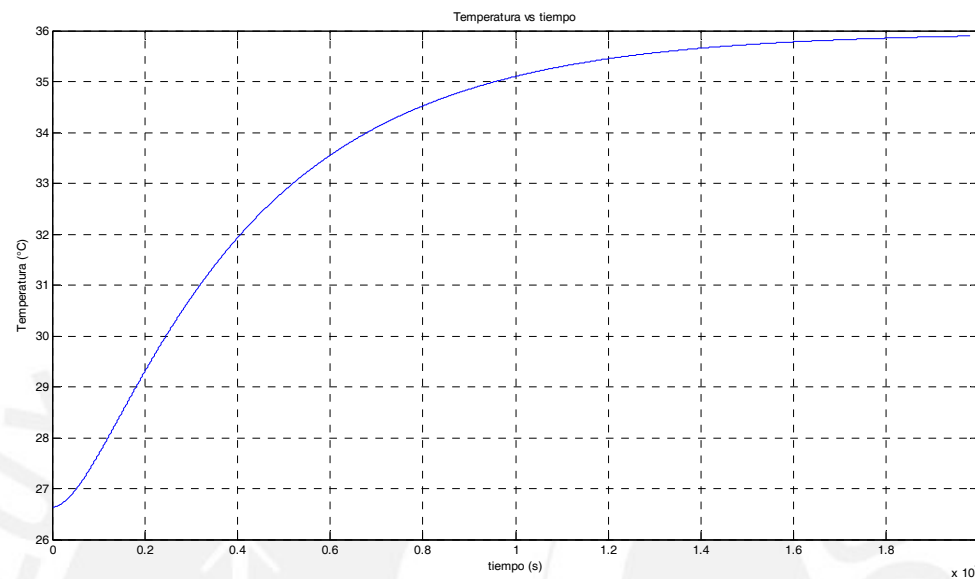


Figura 15. Respuesta al sistema en Lazo Abierto

Se puede notar que existe una semejanza entre la respuesta del sistema en lazo abierto ideal y el experimental.

4.1.3 Elección del algoritmo de control de temperatura

Se eligió desarrollar un algoritmo de control de temperatura PID debido a que es adecuado para sistemas de segundo orden, por su estructura simple para su

implementación y porque cumple con los requerimientos del sistema en cuanto a su fiabilidad y versatilidad.

4.2 Primera etapa

En la primera etapa se obtendrán los parámetros PID del controlador digital, el diseño e implementación del algoritmo de control de temperatura y se realizarán primeros ensayos.

4.2.1 Obtención de los parámetros PID del controlador digital

4.2.1.1 Sintonización PID basado en Ziegler and Nichols

El método Ziegler and Nichols es el más difundido, para esto se hace una aproximación lineal del proceso en lazo abierto para determinar el retardo (L) y la constante de tiempo del sistema (T). En la Figura 16 se muestra la curva del sistema en lazo abierto (de color azul) y una aproximación lineal de esta (de color negro).

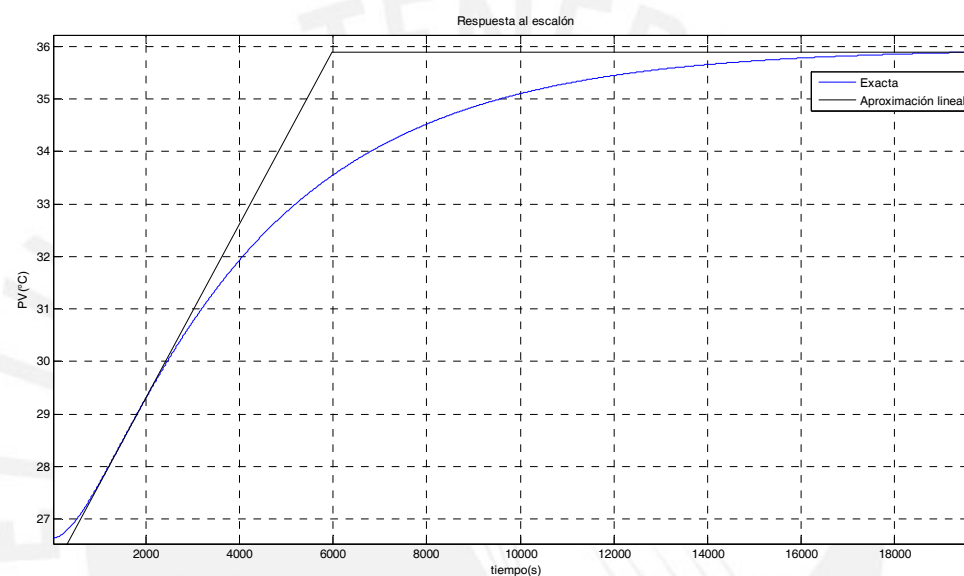


Figura 16. Aproximación lineal de la respuesta al sistema en lazo abierto

De la figura anterior se obtiene:

$$L = 380.51 \text{ seg}$$

$$T = 5590.6 \text{ seg}$$

Según este procedimiento de sintonización los parámetros del controlador pueden obtenerse de acuerdo con las expresiones de la Tabla 2.

Controlador	K_p	K_i	K_d
P	$\frac{T}{L}$	0	0
PI	$0.9\frac{T}{L}$	$\frac{0.3}{L}$	0
PID	$1.2\frac{T}{L}$	$\frac{1}{2L}$	$0.5L$

Tabla 2. Parámetros PID según respuesta al escalón de Ziegler and Nichols

De este modo a partir de la respuesta a lazo abierto del sistema, se calcula el controlador PID apropiado para el sistema.

$$K_p = 1.2 \frac{T}{L} \qquad K_p = 17.631$$

$$K_i = \frac{1}{2L} \qquad K_i = 0.0013$$

$$K_d = 0.5L \qquad K_d = 190.2553$$

Además se define:

$$KP = K_p \qquad KP = 17.63$$

$$KI = K_i K_p \qquad KI = 0.032$$

$$KD = K_d K_p \qquad KD = 3354.3$$

4.2.1.2 Controlador digital PID paralelo

Existen más de una posibilidad de realizar un control PID, una de ellas es el control PID paralelo cuyo diseño se presenta en la Figura 17.

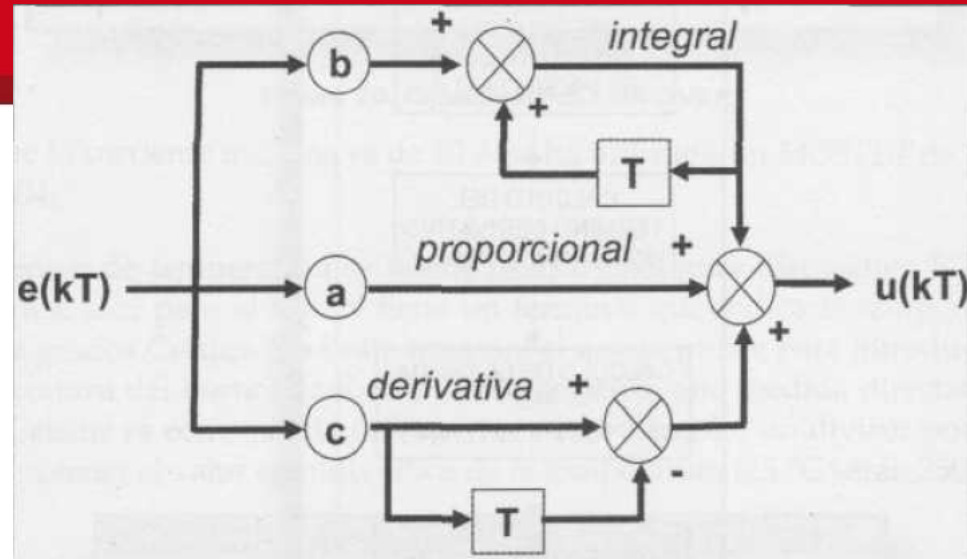


Figura 17. Diseño paralelo de controlador PID [15]

La función transferencia del controlador digital viene dado por la siguiente expresión:

$$U(z) = \left[KP + \frac{KI \times Ts}{(1 - z^{-1})} + \frac{KD \times (1 - z^{-1})}{Ts} \right] E(z)$$

También puede ser representada como:

$$\frac{U(z)}{E(z)} = a + \frac{b}{(1 - z^{-1})} + c \times (1 - z^{-1})$$

Donde:

$$a = KP \qquad a = 17.63$$

$$b = KI \times Ts \qquad b = 0.32$$

$$c = \frac{KD}{Ts} \qquad c = 335.43$$

Ts = 10 segundos.

4.2.2 Diseño e implementación del algoritmo de control

Para que la temperatura marcada por el sensor de piel llegue a un punto de referencia fijado, en un primer momento, se plantea entregar la máxima potencia al arreglo de resistencias (control on-off) y aplicar un algoritmo de control PID sólo para controlar los tres últimos grados de temperatura. Se muestra el diagrama de flujo sobre el modelo en la Figura 18.

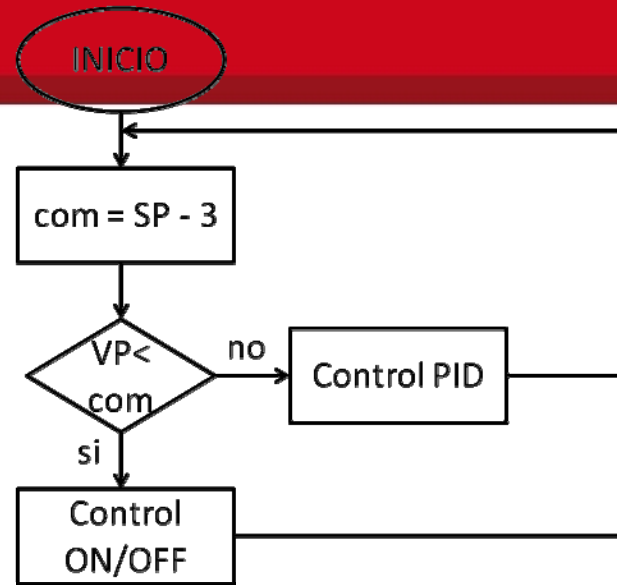


Figura 18. Modelo de solución

4.2.2.1 Algoritmo de control en el computador TS-7350

En un primer ensayo, el algoritmo para programar el computador embebido TS-7350 se muestra en la Figura 19.



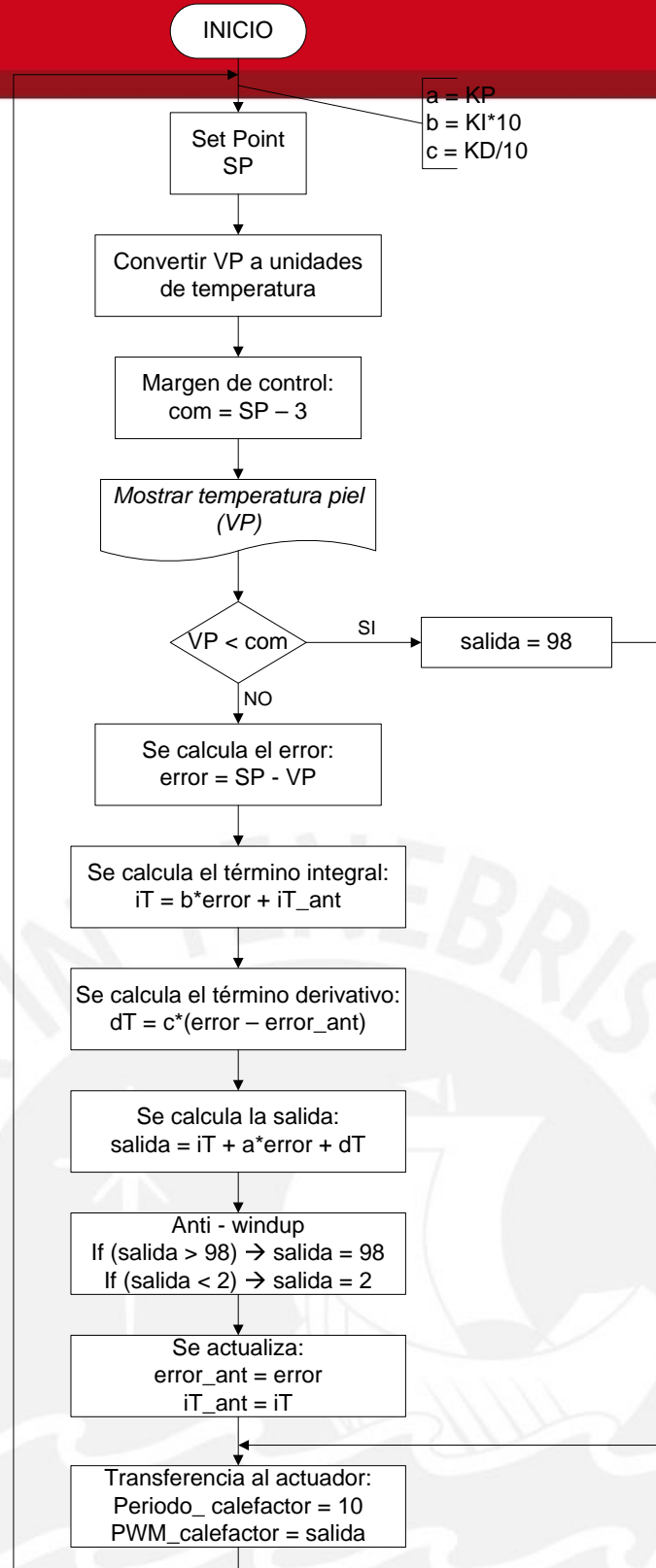


Figura 19. Algoritmo de control en TS-7350

4.2.3 Ensayos

4.2.3.1 Pruebas críticas

En un primer momento se realizarán pruebas críticas, es decir experiencias en base a situaciones extraordinarias que se pueden presentar en el prototipo ESVIN; para explicarlo mejor, se realizarán dos pruebas, estas pruebas llevarán a la Planta usada, es decir la bolsa de jebe llena de agua, desde una temperatura ambiente al valor mínimo y máximo de los requeridos por la norma IEC 60601-2-19: 35 y 37 °C.

I. Ensayo con punto de referencia = 35 °C

La respuesta en el tiempo del sistema para un SP de 35 °C se muestra en la Figura 20.

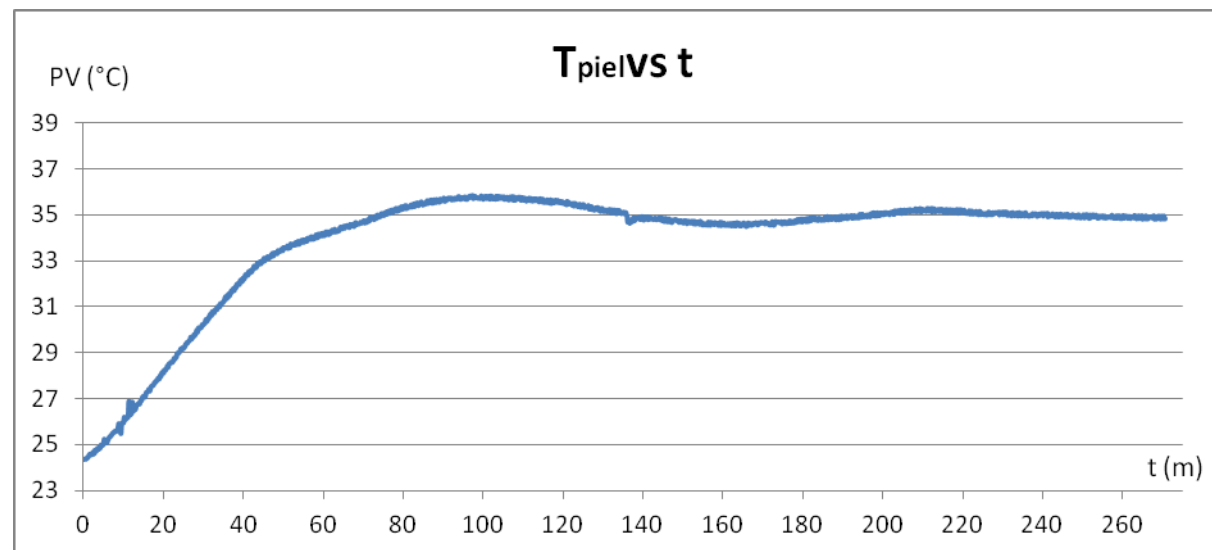


Figura 20. Respuesta del sistema para un SP = 35 °C

Las características de la curva anterior son las siguientes:

- Sobreimpulso: 0.85°C (8.1%) en un tiempo de 1 hora 37 min 20 seg
- Tiempo de establecimiento (error<5%): 1 hora 59 min 40 seg
- Error(-): 0.495 °C
- Error(+): 0.302 °C

Entonces, el error una vez alcanzada la estabilidad térmica es de 0.495 °C.

II. Ensayo con punto de referencia = 37 °C

La respuesta en el tiempo del sistema para un SP de 37 °C se muestra en la Figura 21.

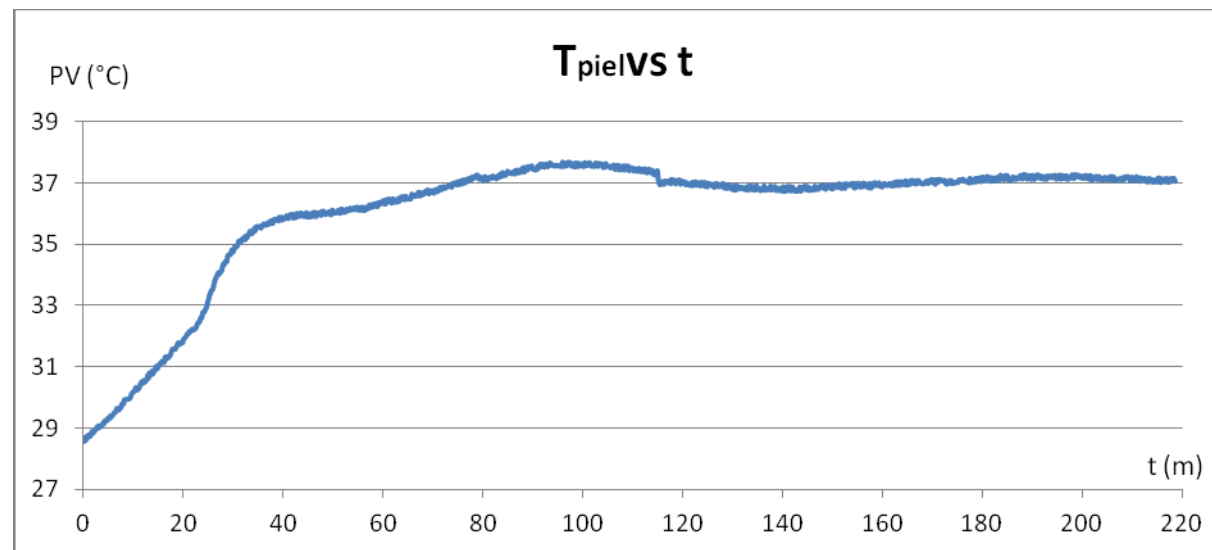


Figura 21. Respuesta del sistema para un SP = 37 °C

Las características de la curva anterior son las siguientes:

- Sobreimpulso: 0.672°C (7.94%) en un tiempo de 1 hora 35 min 50 seg
- Tiempo de establecimiento (error<5%): 1 hora 48 min 20 seg
- Error(-): 0.293 °C
- Error(+): 0.265 °C

Entonces, el error una vez alcanzada la estabilidad térmica es de 0.293 °C.

Observaciones:

- En ambas pruebas se logra controlar la temperatura con un error en estado estable menor a 0.7 °C
- Las gráficas comprueban que el algoritmo de control implementado en el prototipo ESVIN permite controlar la temperatura de la Planta en un rango de 35 a 37 °C.
- Se logra mostrar en pantalla temperaturas menores a 33 °C.

4.2.3.2 Prueba de terapia hipotérmica

Finalmente se procede a hacer un ensayo en condiciones normales, es decir, se simulará a un neonato con hipotermia, para esto se debe tener las siguientes consideraciones:

- El prototipo ESVIN estará precalentado a una temperatura de aire entre 36-38 °C.
- La bolsa de jebe se ingresará al prototipo ESVIN con una temperatura entre 32-34 °C, simulando así un RN con hipotermia.
- El sensor de piel se le colocará a la bolsa de jebe a la mitad de su cuerpo, haciendo similitud a la zona hepática en el neonato, y estará debidamente aislado.
- El ambiente de trabajo varía la temperatura en un rango entre 23-27 °C.

III. Ensayo con punto de referencia = 36.5 °C

La respuesta en el tiempo del sistema para un SP de 36.5 °C se muestra en la Figura 22.

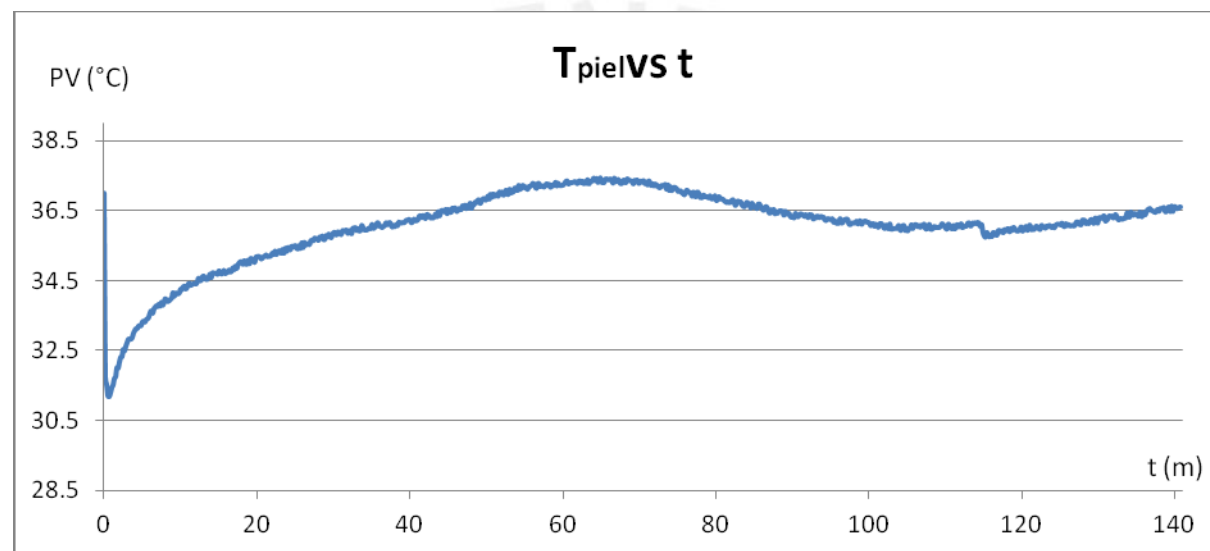


Figura 22. Respuesta del sistema con un SP = 36.5 °C

Las características de la curva anterior son las siguientes:

- Sobreimpulso: 0.93°C en un tiempo de 1 hora 4 min 50 seg
- Tiempo de establecimiento (error<5%): 2 horas 20 min
- Error(-): 0.75 °C
- Error(+): 0.128 °C

Observaciones:

- En los primeros minutos, el sensor está midiendo la temperatura del habitáculo del bebé que es aproximadamente 37 °C
- En el minuto 114 aproximadamente y por unos cuantos minutos, ocurre un error debido a la adherencia del sensor de temperatura de piel, es decir, el sensor de piel se desconectó de la planta lo que implica una mala lectura de la temperatura de la planta que finalmente derivó en un error mayor en la comba negativa de la respuesta del sistema.
- Se puede observar un sobreimpulso mayor en comparación a las pruebas críticas.
- Finalmente, si bien para el tratamiento de un neonato con hipotermia un recalentamiento rápido contra uno lento sigue siendo una polémica, se tomará la sugerencia brindada en el libro Neonatología de Lange [4], la cual indica que el recalentamiento de un RN, con un peso mayor a los 1200 g. y mayor a las 27 semanas gestacionales, debe ir aproximadamente a razón de 1°C/hora.

4.3 Segunda etapa

Debido a que los ensayos anteriores dan muestra de un calentamiento rápido en comparación a la sugerencia de 1 °C/hora, en esta etapa se realizarán modificaciones en el algoritmo de control anterior con las siguientes características:

- Un porcentaje de PWM del control on-off disminuido para hacer más lento el tiempo transitorio de la respuesta del sistema.
- Un porcentaje de PWM del control PID disminuido, es decir, se trabajará con un porcentaje de la potencia máxima que puede entregar el arreglo de resistencias calefactoras para mejorar el tiempo de calentamiento y por seguridad de un posible neonato atendido en el prototipo ESVIN.
- Se variará el rango de control PID que anteriormente fue de 3°C.

Se muestra el diagrama de flujo del modelo de solución en la Figura 23.

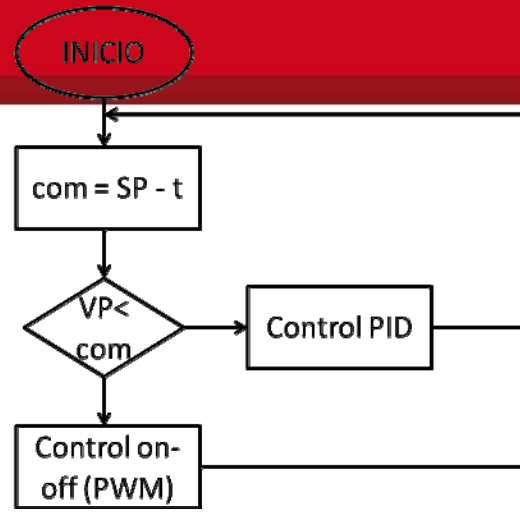


Figura 23. Modelo de solución refinado

Donde:

t = rango de control PID

PWM = porcentaje de PWM del control on-off

Los siguientes ensayos serán en condiciones normales, es decir, se simulará a un neonato con hipotermia, teniendo las consideraciones antes mencionadas en la prueba de terapia hipotérmica del punto 4.1.4.2.

4.3.1 Primer ensayo

4.3.1.1 Diseño e implementación del algoritmo de control

Para el primer ensayo se realizaron las siguientes modificaciones:

- Rango de control PID (t) = 2.5 °C
- Porcentaje de PWM del control on-off (PWM) = 35%
- Porcentaje de PWM del control PID = 50%

A continuación se muestra la implementación del algoritmo de control en el computador embebido TS-7350 en la Figura 24.

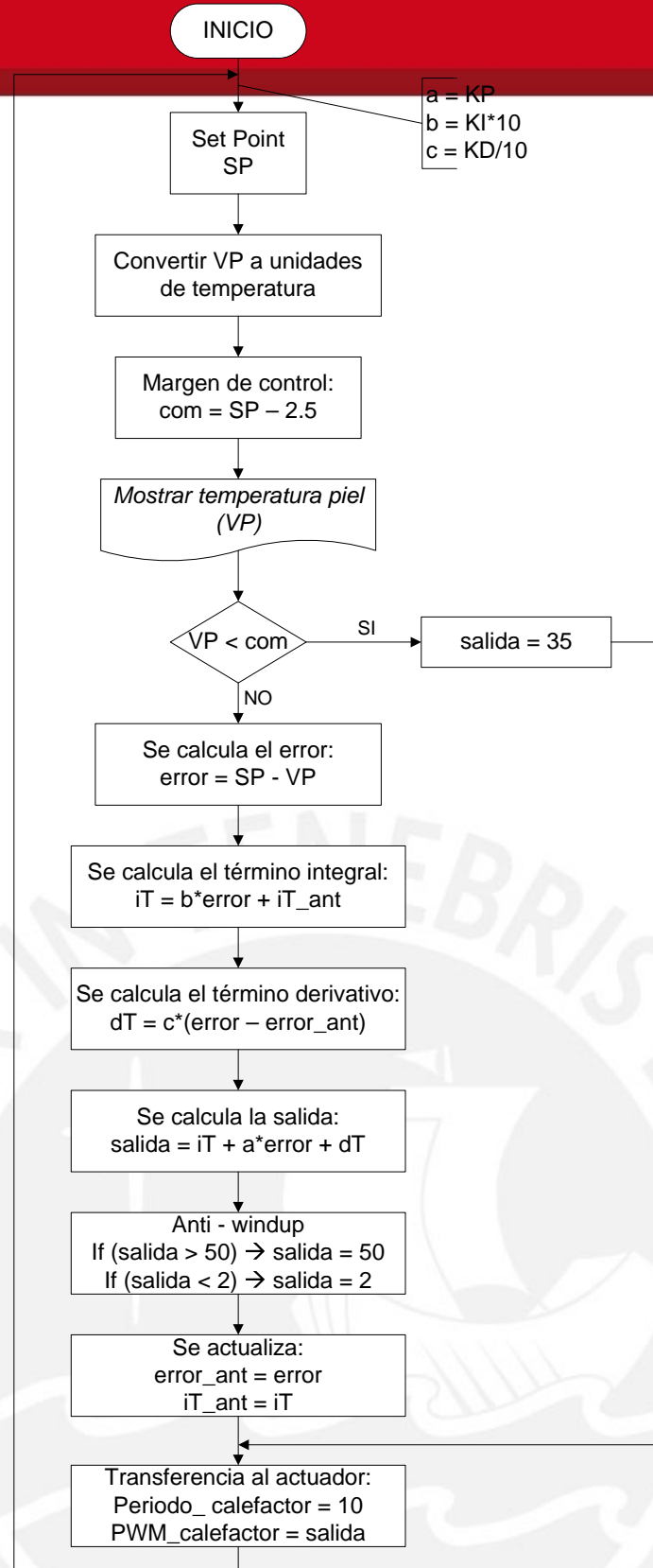


Figura 24. Algoritmo de control 2 en TS-7350

4.3.1.2 Resultados

La respuesta en el tiempo del sistema para un SP de 36.5 °C se muestra en la Figura 25.

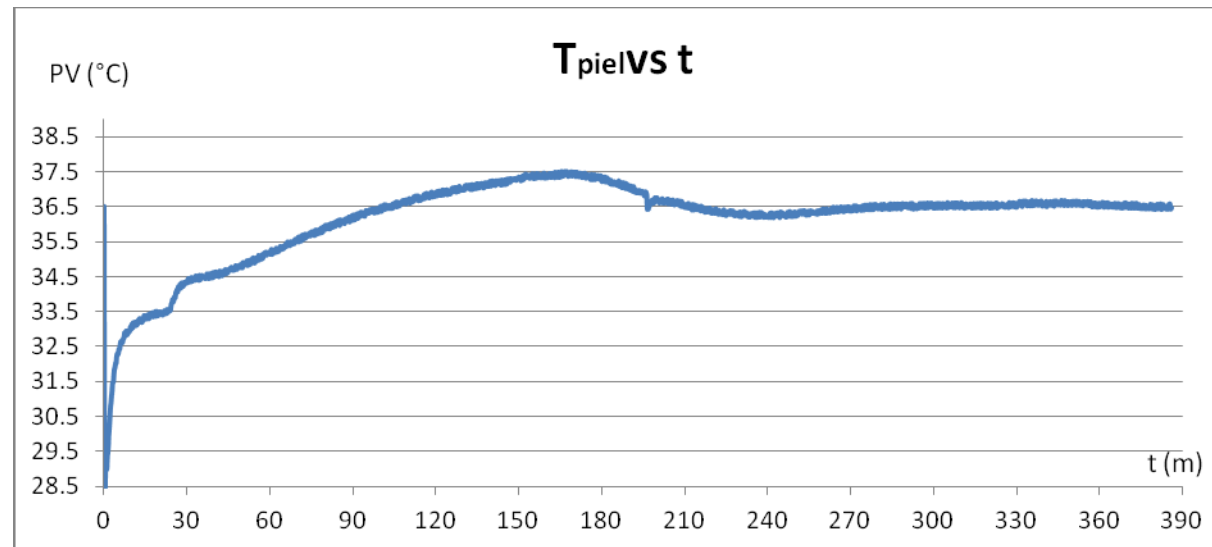


Figura 25. Respuesta del sistema para un SP = 36.5 °C

Las características de la curva anterior son las siguientes:

- Sobreimpulso: 0.997 °C en un tiempo de 2 horas 46 min 40 seg
- Tiempo de establecimiento (error<5%): 3 horas 43 min
- Error(-): 0.325 °C
- Error(+): 0.169 °C

Entonces, el error una vez alcanzada la estabilidad térmica es de 0.325 °C.

Observaciones:

- En los primeros minutos, el sensor está midiendo la temperatura del habitáculo del bebé que es aproximadamente 36.5 °C.
- La temperatura inicial de la planta es aproximadamente 33 °C, al principio, la temperatura superficial (bolsa de jebe) es mucho menor que la temperatura interna (agua) por lo que demora un tiempo en regularizarse. Esto se comprueba en el periodo inicial de la gráfica.
- En el minuto 196 aproximadamente y por unos cuantos minutos, ocurre un error debido a la adherencia del sensor de temperatura de piel, es decir, el sensor de piel se desconectó de la planta.

- Se logra una mejora en el tiempo de calentamiento.
- Se observa un sobreimpulso mayor que en las pruebas anteriores.

4.3.2 Segundo ensayo

4.3.2.1 Diseño e implementación del algoritmo de control

Para el primer ensayo se realizaron las siguientes modificaciones:

- Rango de control PID (t) = 1 °C
- Porcentaje de PWM del control on-off (PWM) = 40%
- Porcentaje de PWM del control PID = 40%

En la Figura 26 se muestra la implementación del algoritmo de control en el computador embebido TS-7350:



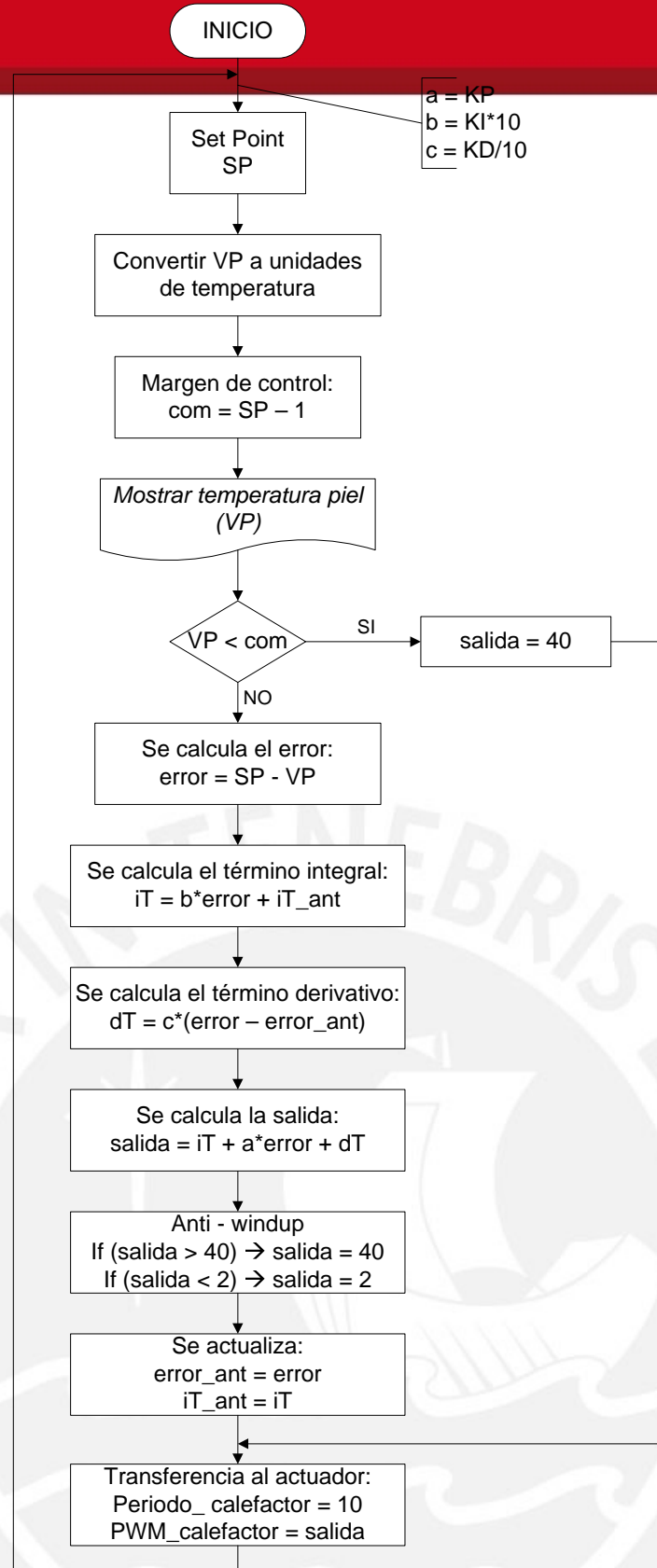


Figura 26. Algoritmo de control 3 en TS-7350

4.3.2.2 Resultados

La respuesta en el tiempo del sistema para un SP de 35.5 °C se muestra en la Figura 27.

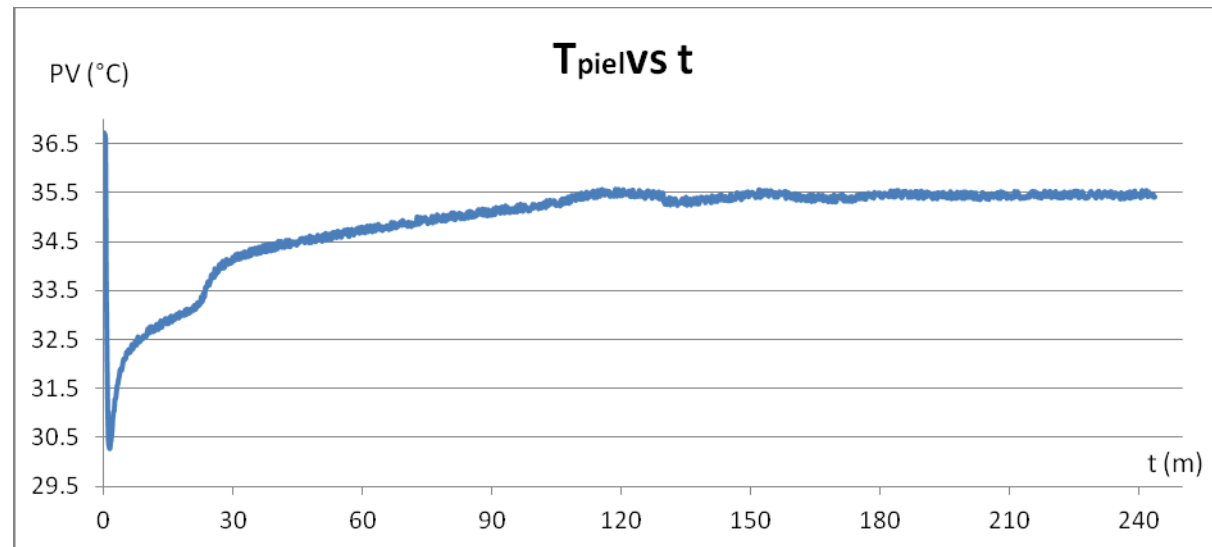


Figura 27. Respuesta del sistema para un SP = 35.5 °C

Las características de la curva anterior son las siguientes:

- Sobreimpulso: 0.1 °C
- Tiempo de establecimiento (error<5%): 2 horas
- Error(-): 0.247 °C
- Error(+): 0.082 °C

Entonces, el error una vez alcanzada la estabilidad térmica es de 0.247 °C.

Observaciones:

- En los primeros minutos, el sensor está midiendo la temperatura del habitáculo del bebé que es aproximadamente 36.7 °C.
- La temperatura inicial de la planta es aproximadamente 33 °C, al principio, la temperatura superficial (bolsa de jebe) es mucho menor que la temperatura interna (agua) por lo que demora un tiempo en regularizarse. Esto se comprueba en el periodo inicial de la gráfica.
- Se logra una mejora en el tiempo de calentamiento.
- Se logra una mejora en el sobreimpulso.

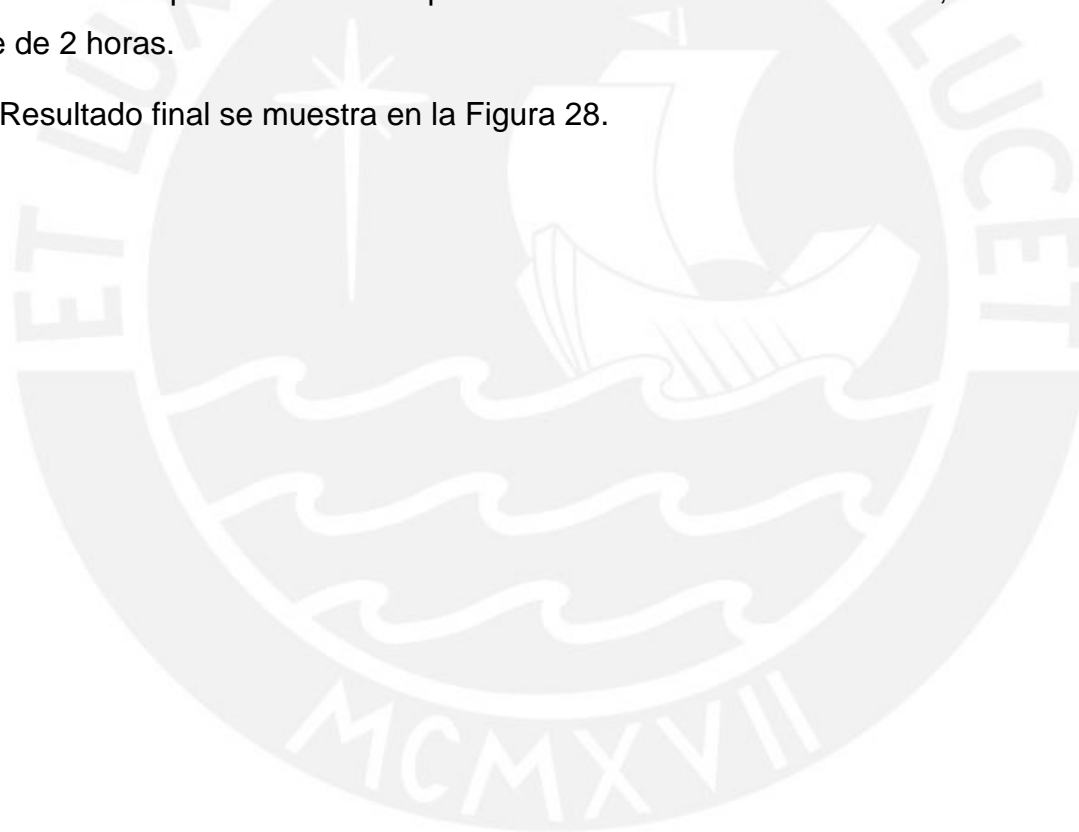
5 RESULTADOS

En la Primera etapa se logró controlar temperaturas que van en un rango de 35 °C a 37 °C y la prueba de terapia hipotérmica señala una curva que presenta 0.93 °C de sobreimpulso y logra calentar desde aproximadamente 32 °C a 36.5 °C en un tiempo de 80 minutos, es decir 4.5 °C en 80 minutos. Además se logró mostrar temperaturas que van desde 24 °C a 40 °C en la pantalla del prototipo ESVIN.

En la Segunda etapa se obtuvo el resultado final, el cual es el control de temperatura de piel del prototipo ESVIN y por ende, el modo servocontrolado funcionando exitosamente. El algoritmo de control consta de dos partes: la primera un control on-off en el que se establece un PWM de 40%; y la segunda un control PID en el que los valores de PWM varían en un rango de 2 a 40 % como máximo; esto con el fin de elevar la temperatura de la planta aproximadamente a razón de 1 °C/hora con un sobreimpulso mínimo.

De esta manera se cumplió con los requerimientos de la norma IEC 60601-2-19 que regula las incubadoras de bebé ya que el rango de control es de 35 °C a 37 °C, con error en estado estable de 0.247 °C, mucho menor de lo que exige la norma de 0.7 °C y además se logró mostrar en pantalla temperaturas que van desde 24 °C hasta 40 °C, un rango mayor que lo exigido por la norma de 33 °C a 38 °C. El tiempo de calentamiento para elevar la temperatura desde 33 °C hasta 35.5 °C, es decir 2.5 °C, fue de 2 horas.

El Resultado final se muestra en la Figura 28.



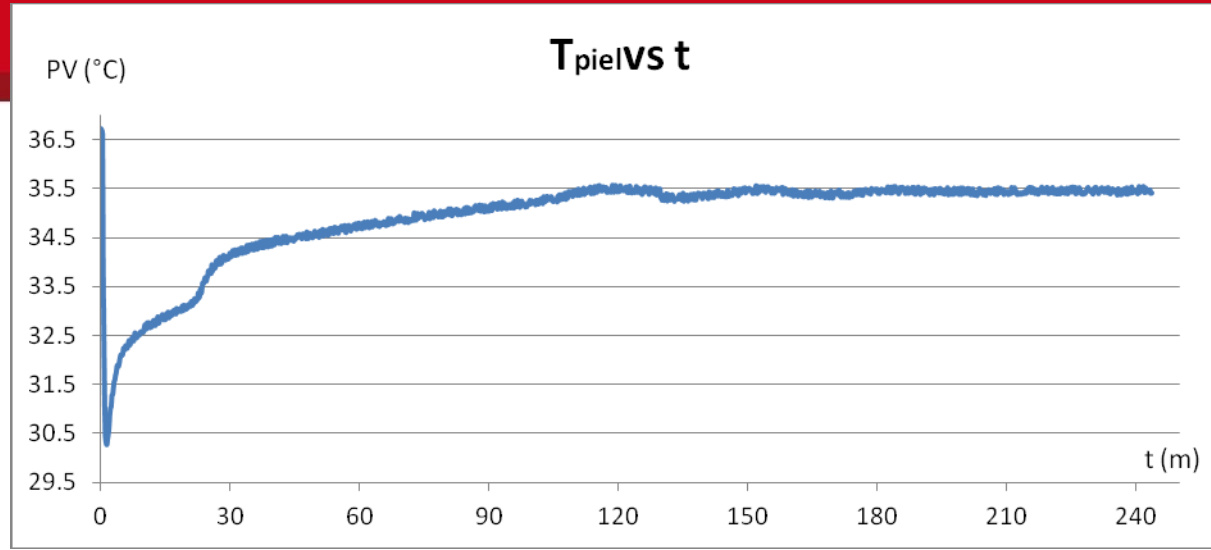


Figura 28. Resultado final del sistema para un SP = 35.5 °C

El error de la respuesta al sistema para un punto de referencia de 35.5 °C se muestra en la Figura 29.

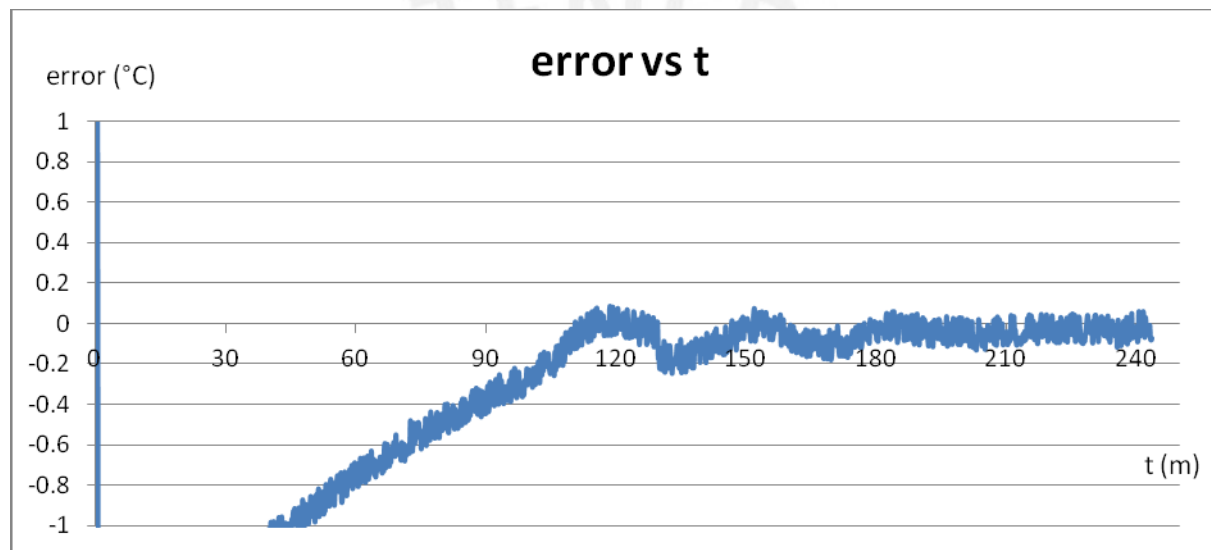


Figura 29. Resultado final del error para un SP = 35.5 °C

CONCLUSIONES

Del desarrollo de un control de temperatura de piel para el prototipo ESVIN se desprenden las siguientes conclusiones relevantes:

- Fue posible implementar un algoritmo de control on-off en combinación con uno PID para controlar la temperatura de la Planta en el habitáculo del prototipo ESVIN con un error en estabilidad térmica de $0.247\text{ }^{\circ}\text{C}$, menor a lo exigido por la norma IEC 60601-2-19 de $\pm 0.7\text{ }^{\circ}\text{C}$ y en un rango de $35\text{ a }37\text{ }^{\circ}\text{C}$, tal como exige la norma técnica.
- En cuanto a los parámetros del control digital PID, se logró modelar la respuesta de la Planta como un sistema de segundo orden, lo que conllevó a obtener sus parámetros de control mediante técnicas aproximadas de sintonización.
- Fue posible mostrar en la pantalla del prototipo ESVIN la temperatura registrada por el sensor de piel desde $24\text{ }^{\circ}\text{C}$ hasta $40\text{ }^{\circ}\text{C}$, rango mayor que lo exigido por la norma IEC 60601-2-19 de $33\text{ a }38\text{ }^{\circ}\text{C}$.
- La utilización de la potencia máxima del arreglo de resistencias calefactoras del prototipo ESVIN conlleva a un menor tiempo de calentamiento y genera un sobreimpulso mayor, este último podría ser perjudicial para un posible neonato atendido en dicho prototipo por lo que una posible solución es la de trabajar con un 40% de la capacidad máxima del actuador.
- Una mala colocación o un sistema de fijación inadecuado del sensor de temperatura de piel podría originar una lectura incorrecta de la temperatura o un ajuste inadecuado de la temperatura cutánea que podría derivar en hipotermia o hipertermia.

RECOMENDACIONES

- Los sensores de temperatura cutánea son frágiles y los cables que conectan dichos sensores a la unidad de mando pueden romperse tras cierto tiempo de uso, quedando el circuito abierto. Por otra parte, el deterioro del aislante que separa los dos conductores o la humedad, pueden dejar el sensor en corto circuito. La utilización de sensores en circuito abierto, en corto circuito o defectuosos o la correcta conexión del sensor a la unidad de mando, pueden causar errores en el funcionamiento del sistema de mando. Por ende, se sugiere cambiar el sensor de temperatura cutáneo periódicamente.
- Existen distintos métodos de sintonización para procesos que manejan como parámetro físico la temperatura, con un mejor método de sintonización es posible llegar a mejores resultados.
- Debido a que el cambio en la temperatura ambiental influye en la respuesta del sistema para un determinado punto de referencia, se recomienda mantener el prototipo ESVIN en un ambiente neutro cuya temperatura sea similar a la de una Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN), aproximadamente 24 °C.
- Para resultar efectivo el modo servocontrolado de temperatura con determinado paciente, se recomienda que personal cualificado con la información necesaria sobre cada paciente y con los necesarios conocimientos médicos se responsabilice de disponer todos los aspectos relativos a la utilización del prototipo ESVIN.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] WORL INTELLECTUAL PROPERTY ORGANIZATION (WIPO)
2011 *“Full Neonatal Critical Care Equipment”*. *Patent Scope*. Ginebra.
Consulta: 1 de junio del 2011
<[http://www.wipo.int/patentscope/search/en/detail.jsf?docId=WO2011030177&recNum=1&docAn=IB2009007014&queryString=ALLNAMES:\(bruno%20levano\)&maxRec=1](http://www.wipo.int/patentscope/search/en/detail.jsf?docId=WO2011030177&recNum=1&docAn=IB2009007014&queryString=ALLNAMES:(bruno%20levano)&maxRec=1)>
- [2] Comité Europeo de Normalización Electrónica
Equipos electromédicos - Parte 2: Requisitos Particulares de seguridad para las incubadoras de bebé.
1997 Madrid, España.
- [3] STACK, Charles
DOBBS, Patrick
2003 *“Essentials of Paediatric Intensive Care”*. Nueva York: Cambridge. LANGE MEDICAL BOOKS.
- [4] GOMELLA, Tricia Lacy
CUNNINGHAM, M. Douglas
EYAL, Fabien G.
ZENK, Karin E.
2004 *“Neonatology: Management, Procedures, One-Call Problems, Diseases, and Drugs”*. Quinta edición. Nueva York: McGraw-Hill.
- [5] BASTON, Helen
DURWARD, Heather
2005 *“Examination of the Newborn – A Practical Guide”*. Nueva York: Routledge.
- [6] ACEVES GÓMEZ, Manuel Mauro
2003 “Control de la temperatura corporal”. En RUZA, Francisca. *Tratado de Cuidados Intensivos Pediátricos*. Madrid: Ediciones NORMA – CAPITEL, pp. 196-202.
- [7] MASSAD, Eduardo
SIQUEIRA ORTEGA, Neli Regina
CARVALHO DE BARROS, Laécio
STRUCHINER, Claudio José
2008 *Studies in Fuzziness and Soft Computing*, Volume 232. Doscientos sesenta y ocho volúmenes. Polonia: System Research Institute Polish Academy of Sciences.
- [8] MEASUREMENT SPECIALTIES

2008 Model 427 Reusable Skin / Surface Probe.

- [9] OXON NORMAN, Brian Ellison
2009 *"Apparatus and Method for analyzing a biological sample in response to microwave radiation"*. Patent US 20090269836A1.
- [10] MONROE TOWNSHIP, Yushen Qian
2009 *"Apparatus of making and storage of yougurt with thermoelectric technology"*. Patent US 20090260527A1.
- [11] ARI GLEZER, Jelena Vukasinovic
2010 *"Centimeter-scale, integrated diagnostics incubator for biological culturing"*. Patent US 2010151571A1.
- [12] LEE, Chuen Chien
1990 *"Fuzzy logic in control systems: Fuzzy logic controller – Part I"*. p. 404-418.
- [13] LIN, Chin-Teng
1991 *"Neuronal Network-Based Fuzzy Logic Control and Decision System"*. p. 1320-1336.
- [14] WILEY, Witold Pedrycz John
1993 *"Fuzzy Control and Fuzzy Systems"*. Segunda Edición.
- [15] HAGGLUND, Tore
ASTROM, Karl J.
1995 *"PID controllers: Theory, Design and Tuning"*.
- [16] SEBORG, Dale E.
EDGAR, Thomas F.
MELLICHAMP, Duncan A.
DOYLE, Francis J.
2010 *"Process Dynamics and Control"*. Tercera Edición. p143.