

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
**UNIDAD DE POSGRADO**  
UNIDAD DE POSGRADO DE LA  
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



**“MODELAMIENTO EXPERIMENTAL DEL NUEVO  
HABITÁCULO NEONATAL DE TRES CAPAS  
AISLANTES PARA MEJORAR SU EFICIENCIA  
TÉRMICA”**

**TESIS PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE DOCTOR  
EN INGENIERÍA ELÉCTRICA**

**AUTOR: ZENÓN ANDRÉS CUCHO MENDOZA**

**Callao, 2019**

**PERU**



## HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO

### MIEMBROS DEL JURADO

Dr.	: JACOB ASTOCONDOR VILLAR	PRESIDENTE
Dr.	: NICANOR RAUL BENITES SARAVIA	SECRETARIO
Dr.	: MARCELO NEMESIO DAMAS NIÑO	MIEMBRO
Dr.	: ADAN AMILCAR TEJADA CABANILLAS	MIEMBRO
Dr.	: JUAN HERBER GRADOS GAMARRA	ASESOR

N° DE LIBRO : 01

FOLIO : 087

FECHA DE APROBACION : 23 de octubre, 2019

RESOLUCION DIRECTORAL : 061-2019-DUPFIEE

## **DEDICATORIA**

*A Dios por su infinita sabiduría y bondad iluminando siempre mi camino.*

*A mis queridos padres Juan y Dionicia por darme la vida, su gran amor y su apoyo.*

*A mi esposa Gloria Sabina por su aliento, amor, comprensión y apoyo.*

*A mis hijos Julio César y Devin Gabriel, por ser mi gran inspiración, y porque tienen un gran futuro al servicio del país.*

*A mis hermanos, por seguir su ejemplo de superación constante con mucho esfuerzo.*

*A mis colegas de trabajo, familiares y amigos*

## **AGRADECIMIENTO**

La realización de la presente Tesis Doctoral para obtener el grado de Doctor en Ingeniería Eléctrica fue posible lograrlo al contar con el apoyo de Investigadores y catedráticos de la especialidad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica e Instituciones que apoyan la investigación en nuestro país, por lo que deseo agradecer a continuación de manera especial:

Al Investigador Mg. Bruno Castellón Lévano, Director del Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú por su invaluable apoyo por permitirme participar en el Proyecto del prototipo de Incubadora experimental de tres capas y poder realizar los ensayos respectivos.

Al Programa Nacional de Innovación para la Competitividad y Productividad, Innóvate Perú del Ministerio de la Producción por financiar el Proyecto Incubadora con Respirador Artificial.

A mi Asesor Dr. Juan Herber Grados Gamarra, Decano de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad Nacional del Callao por su orientación y apoyo a lo largo del desarrollo de este trabajo de investigación para la culminación de la tesis doctoral.

Al Dr. Noé Chávez Temoche por su orientación en la redacción de la presente tesis de acuerdo a las normas establecidas por la universidad y su apoyo en la investigación.

In Memoriam Al Dr. José Dávalos Pinto, quién fue catedrático de la Pontificia Universidad Católica del Perú y de la Escuela de Posgrado de la Universidad Nacional del Callao.

# ÍNDICE

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO	
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTO	
ÍNDICE	01
ÍNDICE DE TABLAS	05
ÍNDICE DE FIGURAS	07
RESUMEN	10
INTRODUCCIÓN	13

## CAPITULO I

<b>PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN</b>	<b>15</b>
1.1 Identificación del problema	16
1.2 Formulación del problema	16
1.2.1 Problema general	16
1.2.2 Problema específico	17
1.3 Objetivos de la investigación	17
1.3.1 Objetivo general	17
1.3.2 Objetivos específicos	17
1.4 Justificación	17

## CAPÍTULO II

<b>MARCO TEÓRICO</b>	<b>19</b>
2.1 Antecedentes del estudio	19
2.1.1 Visión general sobre los bebés prematuros	19
2.1.2 Orígenes de las incubadoras neonatales	20
2.1.3. Prototipos de Incubadoras desarrollados por GIDEMS	22
2.1.4 Incubadoras comerciales	25
2.2 Marco Filosófico	29
2.2.1. Fundamento ontológico	29
2.2.2. Fundamento metodológico	30
2.2.3. Fundamento epistemológico	30

2.3	Determinación del modelo matemático de la incubadora	31
2.3.1	Definición de modelo	31
2.3.2	Transferencia de calor	32
2.3.2.1	Transferencia por conducción	33
2.3.2.2	Transferencia por convección	37
2.3.2.3	Transferencia por radiación	37
2.4	Mecanismo de Transferencia de calor en la incubadora neonatal	38
2.5	Medición de la energía eléctrica de consumo	40
2.6	Técnicas en sistemas de control	41
2.6.1	Controlador proporcional integral derivativo (PID)	41
2.6.2	Método de sintonía de controladores de Ziegler – Nichols	43
2.6.2.1	Método de respuesta al escalón	43
2.6.2.2	Método de oscilación	45
2.7	Tipos de sensores utilizadas en las incubadoras	46
2.7.1	Sensores de temperatura	46
2.7.1.1	Termocupla	47
2.7.1.2	Sensor de temperatura por resistencia RTD	49
2.7.1.3	Termistores	51
2.7.1.4	Sensor de temperatura PT1000	54
2.7.2	Sensores de humedad relativa	56
2.7.3	Sensores para controlar el nivel de ruido	57
2.7.4	Sensores para controlar el oxígeno	57
2.7.5	Sensor de flujo	57
2.8	Descripción del prototipo físico de la incubadora INCUVEN	58
2.9	Instrumentación para la evaluación térmica de la incubadora	59
2.9.1	Fluke 971	59
2.9.2	Fluke INCU II	60

### **CAPÍTULO III**

#### **VARIABLES E HIPÓTESIS**

3.1	Definición de las variables.	62
3.1.1	Variable independiente X	62
3.1.2	Variable dependiente Y	62

3.2	Relación entre las variables de investigación	62
3.2.1	Indicadores de la variable independiente	62
3.2.2	Indicadores de la variable dependiente	62
3.3	Hipótesis general e hipótesis específicas.	63
3.3.1	Hipótesis general	63
3.3.2	Hipótesis específica	63

## **CAPÍTULO IV**

### **METODOLOGÍA**

4.1	Tipo de investigación	64
4.2	Diseño de la investigación	64
4.2.1	Desarrollo de la metodología	64
4.2.2	Modelamiento de la incubadora INCUVENT	65
4.2.3	Análisis del sistema usando control continuo	68
4.2.4	Análisis del sistema usando control digital	78
4.2.4.1	Características del control PID	78
4.2.4.2	Discretización del controlador continuo	82
4.2.4.3	Aproximación rectangular hacia adelante	83
4.2.4.4	Aproximación rectangular hacia atrás	84
4.2.4.5	Método de Tustin o trapezoidal	86
4.2.5	Diseño del controlador con el módulo Arduino Due	88
4.2.5.1	Características del módulo Arduino Due	88
4.2.5.2	Desarrollo del Hardware y Software	90
4.2.6	Ensayos para determinar la evaluación térmica	98
4.3	Población y muestra	104
4.4	Técnicas e instrumentos de recolección de datos	104
4.5	Procedimiento de recolección de datos	104
4.6	Procesamiento estadístico y análisis de datos	104

## **CAPÍTULO V**

### **RESULTADOS**

5.1	Evaluación térmica de La Incubadora Incuvent	105
5.1.1	Resultado del ensayo con Set Point igual a 32 °C	107
5.1.2	Resultado del ensayo con Set Point igual a 34 °C	108

5.1.3	Resultado del ensayo con Set Point igual a 36 °C	109
5.1.4	Resultado del ensayo con Set Point igual a 37 °C	110
<b>CAPÍTULO VI</b>		
<b>DISCUSIÓN DE RESULTADOS</b>		112
6.1	Contrastación de la hipótesis con los resultados	112
6.2	Contrastación de resultados con estudios similares	113
<b>CONCLUSIONES</b>		115
<b>RECOMENDACIONES</b>		116
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS</b>		117
<b>ANEXOS</b>		119
•	<b>ANEXO 01:</b> Matriz de Consistencia	120
•	<b>ANEXO 02:</b> Partes de una incubadora neonatal	122
•	<b>ANEXO 03:</b> Analizador de incubadoras INCUII	124
•	<b>ANEXO 04:</b> programa control de temperatura	126
•	<b>ANEXO 05:</b> Documento de participación en el	131
	Grupo de Investigación de Equipos Médicos y Sistemas	
	Como Investigador en el Proyecto “Incubadora Con	
	Respirador Artificial”	

## TABLAS DE CONTENIDO

Tabla N°01	Clasificación de bebés prematuros por edad gestacional	19
Tabla N°02	Características de la incubadora Medix TR 200	27
Tabla N°03	Especificaciones de una incubadora comercial	27
Tabla N°04	Especificaciones del funcionamiento	27
Tabla N°05	Peso y dimensiones de la incubadora	27
Tabla N°06	Características del aire	40
Tabla N°07	Propiedades de la pared externa	40
Tabla N°08	Determinación de constantes en un control PID	43
Tabla N°09	Método de la curva de reacción	45
Tabla N°10	Parámetros del controlador a partir de la ganancia crítica (Kcr) y periodo de oscilación crítica (Pcr).	45
Tabla N°11	Características de un sensor RTD	50
Tabla N°12	Característica del sensor PT1000	54
Tabla N°13	Relación T y R de un PT1000	55
Tabla N°14	Determinación de las constantes A, B y C en un PT1000	56
Tabla N°15	Características del instrumento FLUKE 971	59
Tabla N°16	Características del instrumento Fluke INCU II	61
Tabla N°17	Medición de temperatura con ciclo de trabajo del 60%	66
Tabla N°18	Medición de temperatura con ciclo de trabajo del 100%	67
Tabla N°19	Sistema de transferencia de primer orden	70
Tabla N°20	Sistema de transferencia de segundo orden	71
Tabla N°21	Función para hallar la respuesta a la señal escalón	76

Tabla N°22	Función para hallar el equivalente discreto del sistema, usando un retenedor de orden cero “zoh”.	80
Tabla N°23	Función para hallar el equivalente discreto del sistema, usando con el método Tustin	87
Tabla N°24	Características del módulo Arduino Due	89
Tabla N°25	Descripción de los pines SPI	95
Tabla N°26	Características del dispositivo MAX 31865	95
Tabla N°27	Características del Analizador INCU II	101
Tabla N°28	Medición de temperatura con Set Point igual a 32°C	107
Tabla N°29	Medición de temperatura con Set Point igual a 34°C	108
Tabla N°30	Medición de temperatura con Set Point igual a 36°C	109
Tabla N°31	Medición de temperatura con Set Point igual a 37°C	110
Tabla N°32	Discusión de Resultados (Norma IEC 60601-2-19)	112
Tabla N°33	Temperatura de análisis en una incubadora neonatal	114

## TABLAS DE FIGURAS

Figura N°01	Incubadora convertible con baja pérdida de calor	16
Figura N°02	Vista del habitáculo neonatal de tres capas	18
Figura N°03	Rango térmico para el recién nacido	18
Figura N°04	Primeras incubadoras neonatales	20
Figura N°05	Incubadoras de los años 60 y 70	21
Figura N°06	Diagrama de la Burbuja neonatal con presurizador	22
Figura N°07	Prototipo de la Burbuja neonatal con presurizador	23
Figura N°08	Prototipo de la Incubadora ESVIN	25
Figura N°09	Incubadora Medix TR-200	26
Figura N°10	Incubadora neonatal con monitor INCU 200	28
Figura N°11	Incubadora neonatal YP-930	28
Figura N°12	Analizador de incubadoras/Cunas térmicas INCU II	30
Figura N°13	Proceso de un modelo matemático	31
Figura N°14	Conducción de calor a través de una pared plana de espesor $x$ y área $A$	34
Figura N°15	Representación del convenio de signo	35
Figura N°16	Conducción unidimensional a través de paredes planas	36
Figura N°17	Mecanismo de transferencia de calor por convección.	39
Figura N°18	Medición energía en una incubadora	41
Figura N°19	Comparación del consumo de energía	41
Figura N°20	Diagrama de bloques de un controlador PID	42
Figura N°21	Respuesta a la escalón de un sistema de control	44
Figura N°22	Curva de reacción al proceso	44
Figura N°23	Diagrama de bloques de una incubadora convencional	46
Figura N°24	Diversos modelos y características de termocuplas	48
Figura N°25	Resistencia dependiente de la temperatura	49
Figura N°26	Características del sensor PT100	51

Figura N°27	Características del termistor NTC y PTC	52
Figura N°28	Comparación de sensores	54
Figura N°29	Diagrama de bloques de la incubadora “INCUVEN”	58
Figura N°30	Medidor de temperatura y humedad relativa	60
Figura N°31	Analizador de Incubadoras Fluke INCU II	60
Figura N°32	Construcción de la Incubadora con ventilador artificial	63
Figura N°33	Temperatura vs tiempo con ciclo de trabajo al 60%	65
Figura N°34	Temperatura vs tiempo con ciclo de trabajo al 100%	68
Figura N°35	Importación de datos para hallar la función de transferencia	69
Figura N°36	Respuesta de un sistema de primer orden	70
Figura N°37	Respuesta de un sistema de segundo orden	71
Figura N°38	Polos complejos y conjugados cuando $0 \leq  \xi  \leq 1$	73
Figura N°39	Polos complejos y conjugados I	74
Figura N°40	Polos complejos y conjugados II	75
Figura N°41	Respuesta del sistema a lazo abierto	76
Figura N°42	Sistema realimentado con controlador PID	77
Figura N°43	Determinación para hallar las constantes $K_p$ , $K_i$ y $K_d$	78
Figura N°44	Diagrama básico de un sistema de control digital	79
Figura N°45	Diagrama básico de un sistema discreto	80
Figura N°46	Aproximaciones para el controlador PID	82
Figura N°47	Aproximaciones numéricas. Derivadas	83
Figura N°48	Aproximaciones numéricas de Forward	84
Figura N°49	Aproximaciones numéricas de Backward	85
Figura N°50	Aproximaciones numéricas de Tustin	86
Figura N°51	Módulo Arduino Due	88
Figura N°52	Pantalla IDE del Arduino	89
Figura N°53	Diagrama de flujo del módulo de la temperatura	90
Figura N°54	Diagrama d bloques del módulo de temperatura	91

Figura N°55	Módulo de control usando Arduino Due	92
Figura N°56	Dispositivo Max31865	93
Figura N°57	Max331865 conectado con el sensor RTD	93
Figura N°58	Protocolo SPI	94
Figura N°59	Pantalla gráfica conectada al módulo Arduino	95
Figura N°60	Prueba del calefactor	96
Figura N°61	Determinación de la temperatura con el sensor PT1000	98
Figura N°62	Conexiones de la sonda del Analizador INCU II	99
Figura N°63	Definición de los cuadrantes para el monitoreo de INCU II	100
Figura N°64	Construcción del prototipo incubadora "INCUMENT"	102
Figura N°65	Medición de la temperatura dentro del habitáculo	102
Figura N°66	Medición de la temperatura ambiente fuera del habitáculo	103
Figura N°67	Ingreso del Set Point en la pantalla gráfica	103
Figura N°68	Pantalla gráfica touch Screen	104
Figura N°69	Conexiones de la sonda del Analizador de Incubadoras	105
Figura N°70	Prototipo final de la Incubadora con tres capas aislantes	106
Figura N°71	Analizador de Incubadoras monitoreando 5 temperaturas	106
Figura N°72	Evaluación de la temperatura con set point igual 32°C	108
Figura N°73	Evaluación de la temperatura con set point igual 34°C	109
Figura N°74	Evaluación de la temperatura con set point igual 36°C	110
Figura N°75	Evaluación de la temperatura con set point igual 37°C	111

## RESUMEN

Según la Organización Mundial de la Salud en los países de bajos ingresos económicos la mitad de los bebés prematuros nacidos a las 32 semanas mueren y en los países de altos ingresos la casi totalidad de estos bebés sobreviven. Por tanto, es necesario investigar y emplear la tecnología actual para la fabricación de incubadoras neonatales en nuestro país que sean económicas para salvar vidas de los bebés prematuros.

El Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú han desarrollado y patentado un nuevo concepto de una incubadora neonatal con tres capas de aislamiento. El sistema electrónico del prototipo desarrollado está basado en un microcontrolador de 32 bits AT91SAM3X8E del módulo Arduino Due y para la lectura de la temperatura se empleó el dispositivo RTD-PT1000.

El modelo matemático obtenido del nuevo habitáculo neonatal de tres capas aislantes, se ha realizado en forma analítica a partir del método de Ziegler–Nichols, hallar su función de transferencia y utilizando la técnica PID evaluar el control de su estabilidad térmica.

Los ensayos experimentales realizados fueron de acuerdo al protocolo establecido para incubadoras neonatales en la norma IEC 60601-2-19 y el método empleado en el análisis y evaluación ha permitido demostrar la eficiencia térmica del prototipo neonatal de tres capas aislantes al obtenerse resultados con un error inferior a lo establecido por la norma.

**El Autor**

## **ABSTRACT**

According to the World Health Organization in low-income countries half of premature babies born at 32 weeks die and in high-income countries almost all of these babies survive. Therefore, it is necessary to investigate and use the current technology for the manufacture of neonatal incubators in our country that are economical to save the lives of premature babies.

The Medical Equipment and Systems Research and Development Group (GIDEMS) of the Pontifical Catholic University of Peru have developed and patented a new concept of a neonatal incubator with three layers of insulation. The electronic system of the prototype developed is based on a 32-bit microcontroller AT91SAM3X8E of the Arduino Due module and for the temperature reading the RTD-PT1000 device was used.

The mathematical model obtained from the new neonatal cabin with three insulating layers, has been carried out analytically using the Ziegler-Nichols method, finding its transfer function and using the PID technique to evaluate the control of its thermal stability.

The experimental tests carried out were in accordance with the protocol established for neonatal incubators in IEC 60601-2-19 and the method used in the analysis and evaluation has allowed to demonstrate the thermal efficiency of the neonatal prototype of three insulating layers when obtaining results with an error less than what is established by the standard.

**The author**

## RESUMO

Segundo a Organização Mundial da Saúde em países de baixa renda, metade dos bebês prematuros nascidos com 32 semanas morre e em países de alta renda quase todos esses bebês sobrevivem. Portanto, é necessário investigar e usar a tecnologia atual para a fabricação de incubadoras neonatais em nosso país, que são econômicas para salvar a vida de bebês prematuros.

O Grupo de Pesquisa e Desenvolvimento de Equipamentos e Sistemas Médicos (GIDEMS) da Pontifícia Universidade Católica do Peru desenvolveu e patenteou um novo conceito de incubadora neonatal com três camadas de isolamento. O sistema eletrônico do protótipo desenvolvido é baseado em um microcontrolador de 32 bits AT91SAM3X8E do módulo Arduino Due e para a leitura da temperatura foi utilizado o dispositivo RTD-PT1000.

O modelo matemático obtido da nova cabine neonatal com três camadas isolantes foi realizado analiticamente pelo método de Ziegler-Nichols, encontrando sua função de transferência e utilizando a técnica PID para avaliar o controle de sua estabilidade térmica.

Os testes experimentais realizados estavam em conformidade com o protocolo estabelecido para incubadoras neonatais na IEC 60601-2-19 e o método utilizado na análise e avaliação permitiu demonstrar a eficiência térmica do protótipo neonatal de três camadas isolantes ao obter resultados com erro menor do que o estabelecido pelo padrão.

**O autor**

## INTRODUCCION

Las incubadoras neonatales para bebés prematuros<sup>1</sup> ayudan a controlar la temperatura, humedad y la oxigenación del aire, permitiendo a los recién nacidos prematuros desarrollar sus órganos vitales que les permita regular la temperatura por sí mismos, pero se da el caso que las incubadoras convencionales presentan dificultad mayor en mantener la estabilidad térmica a lo largo del tiempo, presentándose problemas con la conservación de la energía calorífica dentro del habitáculo neonatal, por lo que es importante estudiar la implementación de otros modelos de incubadoras más innovadores y eficientes para ser fabricados en nuestro país.

El Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú se encuentra desarrollando un nuevo concepto de un habitáculo neonatal con tres capas de aislamiento lo cual permite evitar la pérdida de energía calorífica. Este nuevo concepto ha sido denominado "*INCUBADORA CONVERTIBLE CON CUPULA DE BAJA PERDIDA DE CALOR*"<sup>2</sup> ha sido presentado a INDECOPI en agosto del año 2016 como patente modelo de utilidad

Con la finalidad de estudiar la eficiencia de la estabilidad térmica del nuevo habitáculo de la incubadora, en el presente trabajo se realiza el modelamiento del sistema empleando métodos científicos y realizando ensayos experimentales de acuerdo a las normas internacionales para incubadoras IEC **60601-2-19** y validar las ecuaciones del modelo matemático obtenido en el análisis de la temperatura.

---

<sup>1</sup> Se llama bebés prematuros los que nacen antes de las 37 semanas

<sup>2</sup>Patente presentada a INDECOPI por GIDEMS-PUCP el 16/8/2016, como modelo de utilidad.

El prototipo de la incubadora neonatal con tres capas aislantes emplea en su diseño un microcontrolador de 32 bits, empleando un controlador digital PID considerando al sistema de control realimentado, teniendo en cuenta que el monitoreo de la temperatura se realiza con el sensor RTD<sup>3</sup> PT1000 que tiene mejor respuesta a otro tipo de sensores por su característica lineal, y como actuadores se dispone de un calefactor para aumentar la temperatura de la incubadora y un ventilador para distribuir el aire fresco dentro del habitáculo y obtener una condición ambiental adecuada en los bebés prematuros manteniendo la temperatura en su valor de referencia.

Para realizar el presente trabajo, se ha consultado a las diferentes tesis doctorales y publicaciones científicas, para evaluar el comportamiento térmico del nuevo habitáculo de tres capas aislantes.

---

<sup>3</sup> RTD: Detección de temperatura por resistencia

# CAPÍTULO I

## PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

### 1.1 Identificación del problema

En la actualidad, en países de ingresos económicos bajos hay alta mortalidad de bebés prematuros según la Organización Mundial de la salud, por falta de incubadoras especializadas. En el extranjero se construyen incubadoras neonatales que tienen un precio alto para nuestro medio a fin de mantener la temperatura, humedad y oxigenación en un ambiente favorable para el bebé, pero se presentan problemas con la estabilidad térmica, por lo que se han fabricado otras incubadoras con dos capas aislantes y con tecnologías diferentes a fin de mantener uniforme la energía térmica durante su funcionamiento, considerando que la temperatura del habitáculo para los neonatos debe estar entre 35<sup>o</sup>C y 37<sup>o</sup>C, según la norma técnica<sup>4</sup> internacionales para las incubadoras.

Un neonato<sup>5</sup> *“es un bebé recién nacido que tiene 30 días o menos de haber nacido ya sea que haya nacido por parto natural o cesárea”*, y su salud se pone en riesgo ante cualquier pérdida de calor.

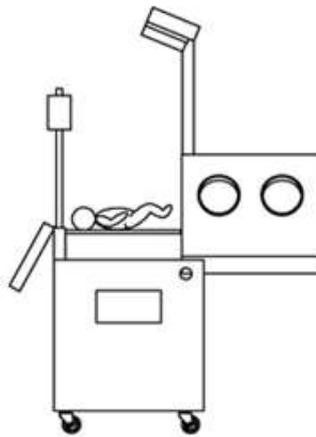
Por tanto es importante la implementación de una incubadora neonatal que sea económica, cuya construcción se realice empleando dispositivos electrónicos de última generación, como parte de la solución a estos problema, el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú ha desarrollado y

---

<sup>4</sup> IEC 60601-2-19 Norma técnica de incubadoras en los neonatos

<sup>5</sup> <http://www.definicionabc.com/?s=Neonato>

patentado un nuevo concepto de una incubadora neonatal con tres capas de aislamiento, cuya vista simplificada se observa en la Fig.1, debiendo realizarse un análisis de la funcionabilidad del sistema con modelos matemáticos y ensayos experimentales en el prototipo de la incubadora a fin de validarse su eficiencia térmica. Al respecto, no hay mucha información en las diferentes investigaciones académicas publicadas relacionadas a incubadoras neonatales con tres capas aislantes, por lo que las conclusiones y sugerencias de este trabajo serán de mucha utilidad para nuevos diseños.



**Fig.1** incubadora convertible con baja pérdida de calor

Fuente: GIDEMS-PUCP-2016

## **1.2. Formulación del problema**

### **1.2.1 Problema general:**

¿Cómo la falta de un estudio de modelamiento experimental de una incubadora neonatal con tres capas aislantes no permite encontrar la relación entre la temperatura y los componentes del habitáculo?

### **1.2.2 Problema específico:**

- ¿Qué métodos de modelamiento existen para el análisis de la incubadora neonatal?

- ¿Qué técnicas de control digital son aplicables para lograr la estabilidad térmica en las incubadoras neonatales?
- ¿Qué dispositivos electrónicos adecuados de última generación se emplean para implementar incubadoras neonatales?
- ¿Qué normas internacionales son aplicables para efectos de seguridad y rendimiento eficiente de incubadoras neonatales.

### **1.3. Objetivos de la investigación**

#### **1.3.1. Objetivo general**

Modelar experimentalmente el habitáculo neonatal de tres capas aislantes para mejorar su eficiencia térmica y disminuir el riesgo de vida del bebé prematuro.

#### **1.3.2. Objetivos específicos**

- Determinar el modelo matemático que represente al nuevo habitáculo para lograr mantener la estabilidad térmica empleando diferentes técnicas de control en lazo cerrado.
- Estudiar las características técnicas de los dispositivos electrónicos de última generación que se emplean en las incubadoras neonatales.
- Evaluar la estabilidad térmica del nuevo habitáculo neonatal dentro del rango establecido por la norma técnica IEC 60601-2-19<sup>6</sup>.

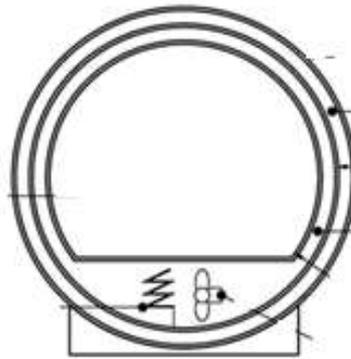
### **1.4. Justificación**

El modelamiento experimental del nuevo habitáculo neonatal con tres capas, cuya vista simplificada se observa en la Fig.2, permitirá analizar el comportamiento dinámico del sistema y así identificar las variables que contribuyen en lograr generar calor suficiente para que se distribuya

---

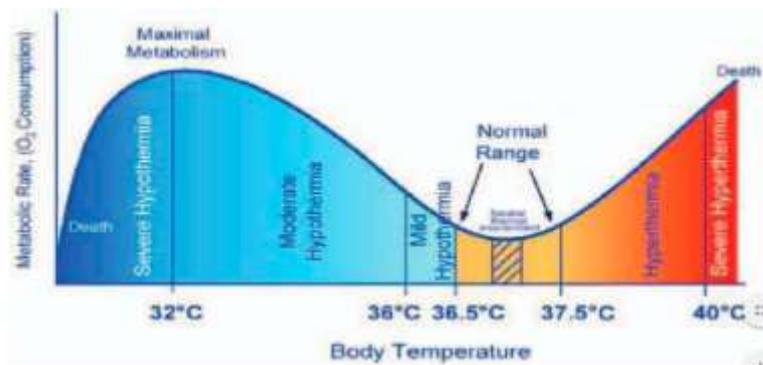
<sup>6</sup> Parte 2-19: Requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de las incubadoras neonatales

uniformemente a lo largo del habitáculo y lograr mantenerlo constante dentro de un rango normal entre 36.5°C y 37.5°C en beneficio del bebé prematuro, tal como se indica en la Fig.3. Fuera de este rango, con el frío se puede causar la hipotermia que es muy peligroso o en caso se supere la temperatura normal, se causaría la hipertermia.



**Fig.2** Vista del habitáculo neonatal de tres capas  
Fuente: GIDEMS-PUCP

Modelar este sistema, contribuirá a mejorar la eficiencia de un nuevo diseño de otro habitáculo en la nueva construcción y asimismo en el mejoramiento de la calidad de vida del neonato prematuro.



**Fig.3** Rango térmico para el recién nacido  
Fuente: Yasser Amer Al-Taweel, "A Simulation Model of Infant - Incubator - FeedbackSystem with Humidification and Temperature Control".

## CAPITULO II

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Antecedentes del estudio

##### 2.1.1 Visión general sobre los bebés prematuros

Se considera prematuro a un bebé recién nacido vivo antes de las 37 semanas de gestación<sup>7</sup>, ellos requieren una atención médica especializada, porque presentan complicaciones sensoriales y motrices dado que sus órganos vitales no se han desarrollado y requieren una incubadora que simule el vientre de su madre para que le proporcionen un ambiente climatizado, limpio y humificado y que pueda completar el desarrollo de sus órganos.

La clasificación de un bebé prematuro en función de la edad gestacional, se indica en la siguiente Tabla N°1.

**Tabla 1**

Clasificación de bebés prematuros según la edad gestacional

Prematuridad leve	34 – 36 semanas
Prematuridad moderada	30 – 33 semanas
Prematuridad extrema	26 – 29 semanas
Prematuridad muy extrema	22 – 25 semanas

Fuente: Ministerio de salud. Guía técnica.2006

Los recién nacidos prematuros y sobre todo los de peso muy bajo son los que sufren serios problemas al no poder mantener su temperatura corporal, debido a que tienen mayor superficie corporal, menor cantidad de grasa subcutánea, menor cantidad de grasa parda y menor masa muscular. La temperatura varía según la edad gestacional, edad postnatal y peso, con una incubadora se logra mantener la temperatura automáticamente.

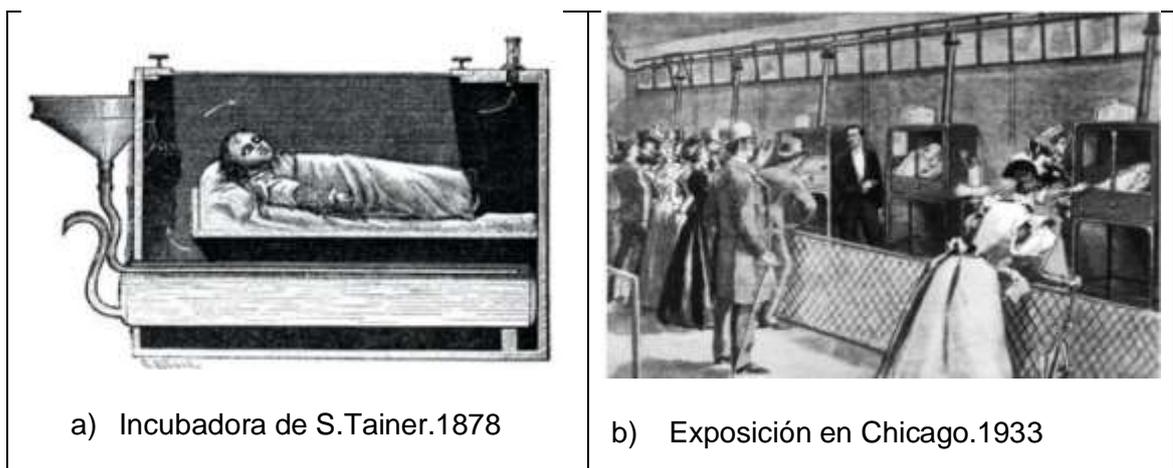
---

<sup>7</sup> Organización Mundial de la salud

### 2.1.2 Orígenes de las incubadoras neonatales

El origen de la incubadora data por 1857, cuando se realizó la primera publicación sobre el tema realizada por Jean Louis Paul Denucé<sup>8</sup>. Los bebés prematuros tenían entre 1 Kg. y 1.5 Kg. de peso como mínimo. Las primeras incubadoras estaban hechas de metal y vidrio, por lo que se podían limpiar y esterilizar de manera rápida y fácil. Los bebés estaban alineados bajo calentadores, y así podían respirar aire filtrado y caliente.

En 1878, el obstetra Stéphane Tarnier de origen francés, mientras trabajaba en la maternidad de Port Royal de Paris diseñó una caja con dos compartimientos, uno inferior con agua caliente y otro superior donde se ubicaba el niño, ver Fig.4a. Otras revisiones bibliográficas postulan a W.C. Deming como fabricante de la primera incubadora en 1888. Posteriormente Martin Couney popularizó en Estados Unidos las incubadoras con bebés prematuros, exhibiéndolos en el parque de atracciones de Luna Park, New York, como se observa en la Fig.4b.



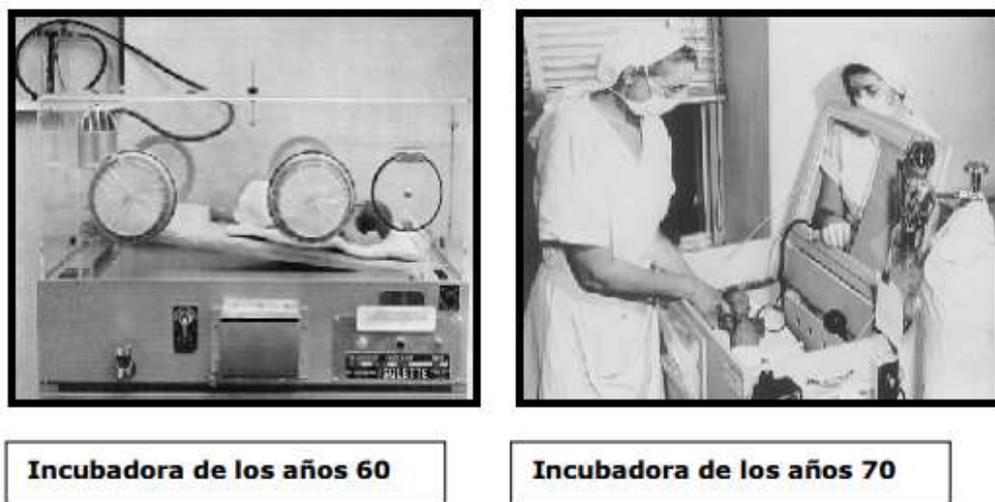
**Fig.4** Primeras incubadoras neonatales

Fuente: <http://www.madrimasd.org/blogs/patentesymarcas/2016/la-incubadora-para-bebes-prematuros-una-invencion-que-surgio-en-los-parques-de-atracciones-3/>

<sup>8</sup> Médico de Alsacia, Francia. (1024-1889). Investigó y creó las primeras incubadoras.

El concepto de neonatología<sup>9</sup> data desde el año 1892 con el médico Pierre Budin de origen francés, considerado el padre de la neonatología quien en 1905 publicó el libro *“Le Nourrisson”* (El infante) para lactantes con problemas nacidos de un parto prematuro y un artículo *“El uso de la incubadora para niños”* donde describe la muerte de 2534 bebés prematuros por falta de incubadoras.

En 1934 Julio Hess, Jefe de pediatría en el Hospital Michael Reese, Chicago desarrolla la incubadora con una caja de oxígeno para el tratamiento de problemas respiratorios. Entre 1950 y 1960 se crearon las primeras guarderías para bebés prematuros. Estas “guarderías de bebés prematuros fueron desarrollándose hasta convertirse en las actuales Unidades de Cuidados Intensivos neonatales con sofisticadas incubadoras que incluyen mecanismos de control de la temperatura, flujo de aire en su interior, cardiomonitores, baterías para las fallas de fluido eléctrico entre otros.



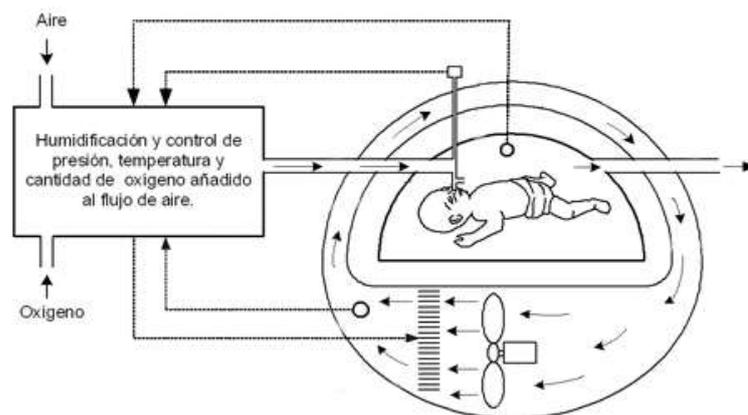
**Fig.5** Incubadoras de los años 60 y 70

Fuente: [http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pediatria/historia\\_de\\_la\\_incubadora.pdf](http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pediatria/historia_de_la_incubadora.pdf)

<sup>9</sup> Neonatología proviene etimológicamente de la raíz latina *natos* (nacer) y *logos* (estudio)

### 2.1.3 Prototipos de Incubadoras desarrollados por GIDEMS

El Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú, viene desarrollando desde el año 1993<sup>10</sup>, trabajos de investigación relacionados a la ingeniería Neonatal como es la implementación de prototipos de incubadoras que han sido utilizadas en el Instituto Materno Perinatal (ex Maternidad de Lima) por 200 bebés, además cuenta con un ventilador pulmonar y sensores para respiración artificial<sup>11</sup>. Uno de los inventos de GIDEMS fue la Burbuja artificial neonatal (BAN) que propagaba el calor de manera uniforme y le brindaba al recién nacido un ambiente aséptico, humidificado y con bajo ruido. Estaba compuesto por un habitáculo independiente climatizado por un circuito cerrado de aire temperado y ventilado por un circuito ventilatorio continuo. Este prototipo tiene una patente aceptada en Estados Unidos el 26 de abril de 2005, posteriormente en Europa y Perú a través de Concytec el año 2008.



**Fig.6** Diagrama de la Burbuja Neonatal con presurizador  
Fuente: GIDEMS

<sup>10</sup> Revista Asamblea Nacional de Rectores.

<http://repebis.upch.edu.pe/articulos/bol.inf.instituc/v5n4/a1.pdf>

<sup>11</sup> Punto.edu. PUCP. Lima, junio-julio del 2007

En el año 2006 GIDEMS desarrolló la Burbuja Neonatal con presurizador de las vías aéreas (Fig.6) para que el aire mezclado con oxígeno ingresa directamente a las fosas nasales del neonato lo que permite atender a bebés prematuros con problemas de síndrome deficiencia respiratoria (SDR)<sup>12</sup>.

Este equipo tiene características funcionales de un equipo CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) brinda aire enriquecido con oxígeno, presurizado humidificado y temperado los cuales deben ser controlados a voluntad del médico. La carencia del control de oxígeno podría causar ceguera parcial o total al recién nacido. Esta burbuja neonatal cuenta con las siguientes secciones: un circuito ventilatorio, que mezcla, temperatura y humidifica el aire y el oxígeno que se suministran al neonato; un anillo térmico, por donde circula el aire y mantiene la temperatura uniforme de la capsula neonatal.



**Fig.7** Prototipo de la Burbuja neonatal con presurizador  
Fuente. GIDEMS-PUCP

Desde el año 2007, GIDEMS trabajó en un nuevo prototipo denominado Equipo de Soporte de Vida Neonatal (ESVIN) que también fue evaluado con la máxima calificación de la OPEM (Oficina española de Patentes y Marcas) dado que resuelve los problemas anteriormente enunciados como:

---

<sup>12</sup> Raul Dario Chipana Quispe. "Desarrollo de un sistema controlador de mezcla de aire y oxígeno para el proyecto neonatal". My Science Work. Jan 01,2008. . .

- Distribución de calor no uniforme dentro de la burbuja
- Inseguridad en caso de exceso de presión en la ventilación
- Acceso lento al neonato
- Manipulación excesiva para su intubación endotraqueal y
- Condensación de agua en la tubería de la línea de inspiración.

Por esta razón la incubadora ESVIN tiene características de última tecnología, una sola máquina contiene cuatro equipos: un ventilador artificial, un humidificador, un equipo de terapia térmica y un mezclador de aire con oxígeno. Según el Investigador Bruno Castellón, Jefe de GIDEMS, el ESVIN permite que al médico le tome solo dos segundos acceder al entorno donde se encuentra el paciente para atenderlo y realizar una intubación endotraqueal, sin necesidad de girar 90 grados al neonato. Es más, asegura que *“se puedan realizar cirugías sin movilizar al recién nacido, porque el anillo térmico que circunda a la superficie de la incubadora se desliza longitudinalmente al habitáculo”*<sup>13</sup>.

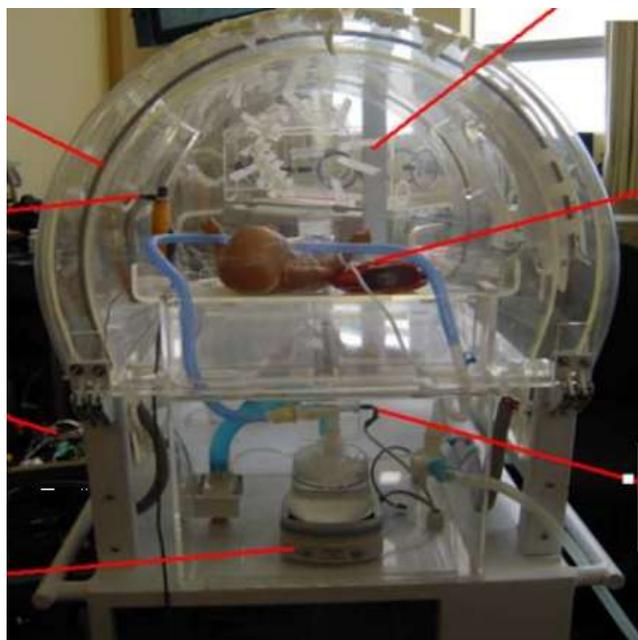
*“Un problema que tenemos los profesionales de la salud especializados en neonatos es la falta de un acceso rápido para atender al recién nacido en casos de emergencias, pues cada segunda cuenta para un bebe en estado crítico. En este caso, el invento permite una nueva forma de accesibilidad para proceder a intubar al neonato sin pérdida de tiempo”*, señaló la Dra. Milagros Mendoza, especialista del área de Neonatología del hospital Almenara, y una de las profesionales que ha podido ver el equipo en funcionamiento. El sistema de control de temperatura<sup>14</sup> del Equipo de soporte de vida neonatal denominado ESVIN (Fig.8), está basado en la norma internacional para

---

<sup>13</sup> Publicado en el diario El Comercio. 23/3/2012. Nota de Sandro Medina

<sup>14</sup>Ing. Edwin Ávila. Miembro de GIDEMS-PUCP

incubadoras IEC 60601-2-19 referente a la seguridad básica y funcionamiento de las incubadoras neonatales.



**Fig.8** Prototipo de la incubadora ESVIN  
Fuente: GIDEMS-PUCP

El sistema de control implementado mejoró la efectividad del equipo de soporte de vida neonatal en lo referente a la temperatura, variable controlada del habitáculo neonatal.

#### **2.1.4 Incubadoras comerciales**

En el mercado existen diferentes marcas de incubadoras neonatales comerciales, cuyos fabricantes indican en sus catálogos que están diseñadas con las más recientes normas y exigencias internacionales entre ellos la norma IEC60601-2-21 (1996) "*Particular requirements for safety of Infant Warmers*". Las medidas estándares de una incubadora son 90 cm. de largo, 40 cm. de ancho y 45 cm. de altura. Presentan generalmente dos modos de operación el modo automático y el modo manual. En el modo automático se controla la potencia del calefactor de acuerdo a la temperatura preestablecido para el

infante. En el modo manual se controla discretamente la potencia del calefactor regulable manualmente en periodos breves (por ejemplo 15'). Otros datos se indican como como el monitoreo de la temperatura, humedad, concentración del oxígeno, doble capa, con conexión RS-232, nivel de ruido (65 dB), etc., aunque algunos datos no aparecen como la uniformidad térmica dentro del habitáculo, nivel de ruido entre otros parámetros importantes. También las incubadoras incluyen varios tipos de alarmas, por ejemplo: alarma por alcanzar el valor máximo 38°C, Cuando hay desviación en la temperatura del aire  $\pm 3^{\circ}\text{C}$  y del cuerpo  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ . Alarma por falla del sensor de temperatura si está en cortocircuito o se encuentra abierto, entre otros.



**Fig.9** Incubadora Medix TR-200  
Fuente: Catálogo Medix TR-200

A continuación, mostramos en las siguientes tablas, con sus características y especificaciones que ofrecen los fabricantes

**Tabla 2**  
Características de la incubadora Medix TR 200

- |  |
|--|
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Módulo de control de temperatura de aire microprocesador</li><li>• Seis alarmas audiovisuales.</li><li>• Capota de acrílico de doble pared, que le confiere aislamiento térmico y total visibilidad.</li><li>• Puerta de acceso, dos portillos automáticos, portillo iris lateral y pasa cánulas.</li><li>• Cuna desmontable para facilitar el manejo del bebé y con fajas de inmovilización, con colchón tipo nido.</li></ul> |
|--|

- Sistema de renovación de aire microfiltrado y humidificado.
- Luz de examen.
- Apta para funcionar con 12 Volts CC de transporte de emergencia, con batería propia o conectada a la red de corriente alterna con carga automática de la batería.
- Autonomía de 6 horas
- Soporte para dos tanques de oxígeno.

Fuente: Catálogo Medix

**Tabla 3**  
Especificaciones de la incubadora Medix TR200

- Termómetro digital de temperatura de aire
- Resolución: 0,1 °C
- Rango: 20 a 42°C
- Temperatura de control Resolución: 0,1 °C
- Rango de control: 20 a 38°C
- Precisión: +/-0,25°C
- Potencia de calefactor
- Rango: 0-100% en 8 pasos

Fuente: Catálogo Medix

**Tabla 4**  
Especificaciones del funcionamiento

- Variabilidad de temperatura: +/-0,2°C
- Sobrepico de temperatura: < 0,5°C
- Velocidad de calentamiento:  
aprox. 10°C cada 30 minutos
- Nivel de ruido: < 55 dbA
- Auto calibración y autochequeo permanente del circuito
- Consumo 90 watts
- Memoria del punto de temperatura de control

Fuente: Catálogo Medix

**Tabla 5**  
Peso y dimensiones de la incubadora

TR-200: Peso: 21 kg Dimensiones: 93 x 45 x 45 cm  
TR-200 PC: Peso: 72 kg Dimensiones: 130 x 54 x H (Máxima) 115/ (Mínima) 87 cm

Fuente: Catálogo Medix

Las incubadoras existentes en el mercado difieren en su forma de construcción o en sus sistemas de control y calefacción.

Las incubadoras se clasifican<sup>15</sup> en los siguientes grupos:

- Incubadoras estacionarias: Son aquellas que se ubican en lugares de urgencia como cuidados intensivos y áreas fisiológicas.

<sup>15</sup> <https://www.pardell.es/incubadora-neonatal.html>

- Incubadoras de traslado: Son aquellas para transportar neonatos dentro de la unidad médica o fuera de ello. Puede ser aéreo.
- Incubadoras con unidades de calor radiante: Algunos equipos trabajan en modo de incubadora neonatal como en modo de unidad de calor radiante. La conversión entre las configuraciones es automática.

Otras incubadoras presentes en el mercado se ilustran en la Fig.10 y Fig.11 que se muestran a continuación.



Altura regulable, con lámpara de fototerapia.  
 Conector RS232.  
 Humedad continuamente ajustable <10% HR  
 Nivel de ruido interno <55dB  
 Rango de control de temperatura de la piel:  
 25°C -37°C. 37.1°C a 38°C  
 Fluctuación de la temp.:±5°C

**Fig.10** Incubadora neonatal con Monitor INCU 200  
 Fuente: Catálogo Atom Medical



Alarma de Fallo  
 Pantalla LCD a color  
 La cuna de bebé gira 360° de ambos lados  
 Diseñada con un Sistema de circulación de aire en la cual el aire circula de la parte de atrás y adelante  
 Cassette de Rayos-X debajo de la cuna  
 La Inclinación de la cuna es ajustable  
 Función de auto-chequeo con múltiples alarmas de indicación  
 Conector RS-232

**Fig.11** Incubadora YP -930  
 Fuente: Ruva medical del norte

## **2.2. Marco Filosófico**

### **2.2.1. Fundamento ontológico**

La Ontología (öntos-lógos, ciencia o tratado del ente, o idea del ser). La situación crítica de los neonatos, ha sido una preocupación constante para que el recién nacido en estas condiciones logre desarrollar sus órganos vitales a fin de evitar cualquier secuela o fallecimiento.

Antes del siglo XIX la atención a un recién nacido prematuro<sup>16</sup> que presentara problemas al nacer y que requiriera algún cuidado era nulo, se dejaban a su evolución espontánea y por lo tanto muchos de ellos fallecían, solo las parteras y las obstetras lo atendían. En las revisiones bibliográficas realizadas existen diferencias pues en algunas se postula a W. C. Deming como fabricante de la primera incubadora en 1888, otros sitúan la aparición de la incubadora por primera vez en el periodo de los años 1850 a 1859.

En la actualidad, se ha desarrollado incubadoras neonatales modernas aunque con ciertas restricciones y que cuentan con sensores electrónicos y pantallas lumínicas que permiten conocer de forma continua los rangos de temperatura y humedad, cada segundo es vital en el recién nacido la temperatura entre 36° y 37° se debe mantener constante, igualmente la humedad, no debe perderse la energía en el habitáculo, se ha desarrollado por ello incubadoras de una capa y dos capas. Con un nuevo habitáculo de tres capas que es el prototipo que viene desarrollando el equipo de investigadores de GIDEMS se logrará mejorar la calidad de vida del recién nacido y encontrar un modelo matemático de dicho sistema permitirá mejorar los próximos diseños de una nueva incubadora.

---

<sup>16</sup> [https://www.ecured.cu/Incubadora\\_neonatal](https://www.ecured.cu/Incubadora_neonatal)

### 2.2.2. Fundamento metodológico

El presente trabajo, por ser de la rama de Bio-Ingeniería, usa como método la heurística para encontrar un modelo experimental de la incubadora y analizar las variables que influyen en lograr la uniformidad térmica.



**Fig.12** Analizador de Incubadoras/Cunas térmicas INCUII

Fuente: <http://www.celyontecnica.es/productos/146/incuii>

Las mediciones en los ensayos se realizaron con equipos médicos de última generación utilizados en la medicina como el Analizador de incubadoras/Cunas térmicas (Fig.12) siguiendo las normas para los ensayos y seguridad, indicados en las normas internacionales (IEC 60601-2-19, IEC 60601-2-20, IEC 60601-2-21).

### 2.2.3. Fundamento epistemológico

La epistemología (del griego episteme, que significa conocimiento, logos, teoría) del presente trabajo, resalta el papel de la ingeniería en solucionar necesidades, es una ciencia aplicada y hay distinción de la ciencia pura, esta fue formulada por Mario Bunge<sup>17</sup> para utilizar leyes universales en beneficio de la humanidad. El control de la temperatura ha sido un parámetro crítico en las incubadoras desde sus inicios que con mecanismos de control digital por el avance de la tecnología se ha logrado mejorar la estabilidad térmica. El estudio

---

<sup>17</sup> Mario Bunge (2000). Epistemología. Buenos Aires: Siglo XXI.

del nuevo prototipo del habitáculo neonatal de tres capas para encontrar un modelo matemático que lo represente permitirá mejorar su eficiencia térmica y reducir sus costos en un nuevo diseño.

## 2.3 Determinación del modelo matemático de la incubadora

### 2.3.1 Definición de modelo

Un modelo matemático es una construcción matemática abstracta y simplificada de una parte del mundo real y creado para un propósito particular, es decir un modelo matemático no es una representación exacta de una situación física, refleja solo algunas propiedades del objeto modelado. Así, por ejemplo, un gráfico, una función o una ecuación pueden ser modelos matemáticos de una situación específica.

Las bondades de un modelo dependerán de la situación a ser modelada y del problema planteado. Diferentes modelos de una misma situación producirán diferentes simplificaciones de la realidad y, en consecuencia, dan lugar a distintos resultados. También, un mismo modelo puede servir para distintas situaciones.

En la siguiente Figura N°13, se ilustra el proceso de modelado.



**Fig.13** Proceso de un modelo matemático

Fuente: <http://www.mat.uson.mx/~jldiaz/Documents/Funcion/modelos-fasciculo17.pdf>

Los modelos y la realidad están relacionados a través de dos procesos: la abstracción y la interpretación. El primero de ellos nos obliga a encontrar cuales son los elementos más importantes del problema y cuáles son los secundarios para simplificar el problema lo suficiente y poder formularse matemáticamente. En cuanto a la interpretación, debemos de entenderla como la manera en que los componentes del modelo (parámetros, variables) y su comportamiento pueden estar relacionadas con los componentes, características y comportamiento del sistema real que queremos modelar. Por tanto, la primera de las fases necesaria para construir un modelo matemático es la abstracción, para ello tenemos que establecer ciertas hipótesis, definir las variables y desarrollar las matemáticas adecuadas para poder resolver el problema. La fase siguiente es tratar de simplificar las herramientas matemáticas utilizadas. Los resultados que se deducen del modelo matemático nos deberían llevar a poder efectuar algunas predicciones sobre el mundo real. El paso siguiente sería validar los resultados con nuevos datos reales. Si las predicciones coinciden con la realidad, entonces las hipótesis son correctas y también lo son las variables definidas. En caso contrario, si no hay coincidencias será necesario construir otro modelo más aproximado y fiable, pudiendo utilizar los datos obtenidos. En resumen, la creación de un modelo matemático es un proceso progresivo.

### **2.3.2 Transferencia de calor**

La energía existe en varias formas y el calor es una forma de energía que se puede transferir de un sistema a otro como resultado de la diferencia de

temperatura<sup>18</sup>. La transferencia de energía como calor siempre se produce del medio que tiene la temperatura más elevada hacia el de temperatura más baja, y la transferencia de calor se detiene cuando los dos medios alcanzan la misma temperatura.

Con la Termodinámica se predicen las temperaturas finales una vez los dos sistemas hayan alcanzado el equilibrio y la cantidad de energía transferida entre los dos estados de equilibrio inicial y final. Con la Transferencia de Calor se puede predecir la velocidad de transferencia térmica del agua a la barra así como la temperatura del agua en función del tiempo.

El calor se puede transferir en tres modos diferentes: conducción, convección y radiación. Todos los modos de transferencia de calor requieren la existencia de una diferencia de temperatura.

### **2.3.2.1 Transferencia por conducción**

La **conducción** es la transferencia de energía de las partículas más energéticas de una sustancia hacia las adyacentes menos energéticas, como resultado de interacciones entre esas partículas. La conducción puede tener lugar en los sólidos, líquidos o gases. Por ejemplo, llegará el momento en que una bebida enlatada fría en un cuarto cálido se calienta hasta la temperatura ambiente como resultado de la transferencia de calor por conducción, del cuarto hacia la bebida, a través del aluminio.

La *rapidez* o *razón* de la conducción de calor a través de un medio depende de la *configuración geométrica* de éste, su *espesor* y el *material* de que esté hecho, así como de la *diferencia de temperatura* a través de él. Por tanto, se

---

<sup>18</sup> Transferencia de calor y masa, Un enfoque práctico. Yunus A. Cengel

concluye que *la razón de la conducción de calor a través de una capa plana es proporcional a la diferencia de temperatura a través de ésta y al área de transferencia de calor, pero es inversamente proporcional al espesor de esa capa*; es decir,

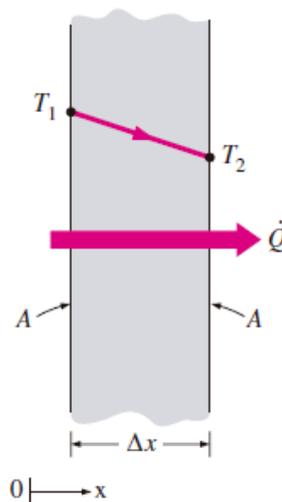
$$\text{Razón de conducción del calor} \propto \frac{(\text{Área})(\text{Diferencia de temperatura})}{\text{Espesor}}$$

o bien,

$$\dot{Q}_{\text{cond}} = kA \frac{T_1 - T_2}{\Delta x} = -kA \frac{\Delta T}{\Delta x} \quad (2.1)$$

$k$  es la **conductividad térmica** del material, que es una *medida de la capacidad de un material para conducir calor*.

$T_1$  y  $T_2$  : Temperatura inicial y final



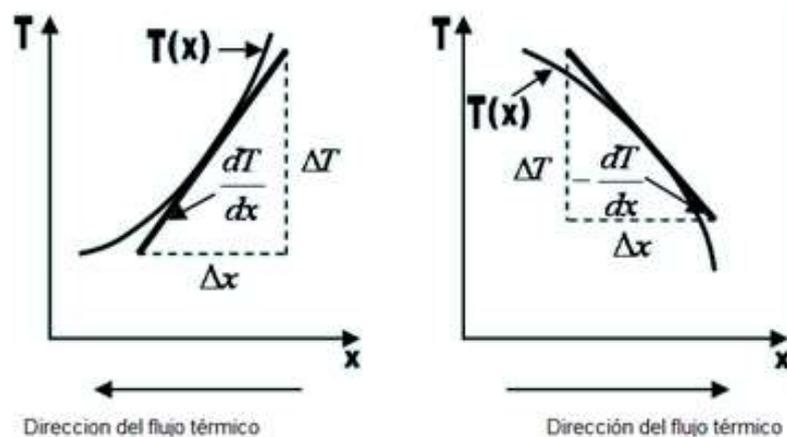
**Fig.14** Conducción de calor a través de una pared plana de espesor  $x$  y área  $A$ .  
Fuente: Transferencia de calor y masa. Fundamentos y aplicaciones. Yunus A. Cengel

En el caso límite de  $x \rightarrow 0$ , la ecuación anterior se reduce a la forma diferencial

$$\dot{Q}_{\text{cond}} = -kA \frac{dT}{dx} \quad (2.2)$$

La cual se llama *ley de Fourier* de la conducción del calor, en honor de J. Fourier, quien la expresó por primera vez en su texto sobre transferencia de calor en 1822. Aquí,  $dT/dx$  es el gradiente de temperatura, el cual es la pendiente de la curva de temperatura en un diagrama  $T$ - $x$  (la razón de cambio de  $T$  con respecto a  $x$ ), en la ubicación  $x$ . La relación antes dada indica que la razón de conducción del calor en una dirección es proporcional al gradiente de temperatura en esa dirección. El calor es conducido en la dirección de la temperatura decreciente y el gradiente de temperatura se vuelve negativo cuando esta última decrece al crecer  $x$ . El *signo negativo* en la ecuación (2.2) garantiza que la transferencia de calor en la dirección  $x$  positiva sea una cantidad positiva.

El área  $A$  de transferencia de calor siempre es *normal* (o perpendicular) a la dirección de esa transferencia.

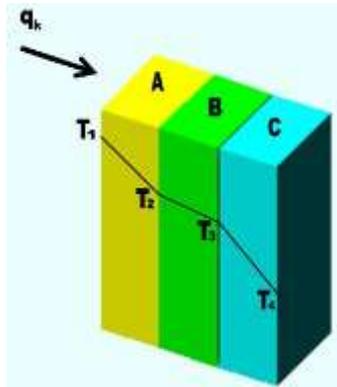


**Fig.15** Representación del convenio de signo  
Fuente: Transferencia de calor y masa. Fundamentos y aplicaciones. Yunus A. Cengel

### Conducción a través de paredes planas en serie:

En estado estacionario el flujo de calor a través de todas las secciones debe ser el mismo. Sin embargo, los gradientes son distintos.

$$q_k = \left(\frac{kA}{L}\right)_A (T_1 - T_2) = \left(\frac{kA}{L}\right)_B (T_2 - T_3) = \left(\frac{kA}{L}\right)_C (T_3 - T_4) \quad (2.3)$$



**Fig.16** Conducción unidimensional a través de paredes planas en serie

Fuente: [http://www.unet.edu.ve/~fenomeno/F\\_DE\\_T-165.htm](http://www.unet.edu.ve/~fenomeno/F_DE_T-165.htm)

A partir de la ecuación 2.3 se tienen las siguientes relaciones:

$$T_2 = q_k \left(\frac{L}{kA}\right)_B + T_3 \quad (2.4)$$

$$T_3 = q_k \left(\frac{L}{kA}\right)_C + T_4 \quad (2.5)$$

Sustituyendo 2.4 y 2.5 en 2.3

$$q_k = \left(\frac{kA}{L}\right)_A \left[ T_1 - \left( q_k \left(\frac{L}{kA}\right)_B + q_k \left(\frac{L}{kA}\right)_C + T_4 \right) \right] \quad (2.6)$$

Luego el flujo del calor será:

$$q_k = \frac{T_1 - T_4}{\left(\frac{L}{kA}\right)_A + \left(\frac{L}{kA}\right)_B + \left(\frac{L}{kA}\right)_C} \quad (2.7)$$

Para un conjunto de n paredes en perfecto contacto térmico, el flujo de calor es

$$q_k = \frac{T_1 - T_{n+1}}{\sum_{i=1}^n \left(\frac{L}{kA}\right)_i} \quad (2.8)$$

### 2.3.2.2 Transferencia por convección

Cuando un fluido se pone en contacto con una superficie sólida a una temperatura distinta, el proceso resultante de intercambio de energía térmica se denomina transferencia de calor por convección. Hay dos tipos de procesos de convección: convección libre o natural y convección forzada.

En el primer caso la fuerza motriz procede de la diferencia de densidad en el fluido que resulta del contacto con una superficie a diferente temperatura y da lugar a fuerzas ascensionales. En el segundo caso una fuerza motriz exterior mueve un fluido sobre una superficie a una temperatura mayor o inferior que la del fluido. Para una u otra forma de transferencia de calor por convección, la cantidad de calor es

$$q_c = \bar{h}_c A (T_s - T_{f,\infty}) \quad \text{Ley de Newton del enfriamiento} \quad (2.9)$$

Donde:

- $\bar{h}_c$  Conductancia convectiva térmica unitaria o coeficiente de transferencia de calor por convección en la interfase líquido-sólido.
- A área superficial en contacto con el fluido en  $m^2$
- $T_s$  Temperatura de la superficie, K
- $T_{f,\infty}$  Temperatura del fluido no perturbado lejos de la superficie transmisora del calor

### 2.3.2.3 Transferencia por radiación

Por radiación la energía se transporta en forma de ondas electromagnéticas que se propagan a la velocidad de la luz. La radiación electromagnética que se considera aquí es la radiación térmica.

La cantidad de energía que abandona una superficie en forma de calor radiante depende de la temperatura absoluta y de la naturaleza de la superficie. Un

radiador perfecto o cuerpo negro emite una cantidad de energía radiante de su superficie por unidad de tiempo dada por la ecuación:

$$q_r = \sigma AT^4 \quad (2.10)$$

donde  $\sigma$  es la constante de Stefan- Boltzmann  $\sigma = 5.67 * 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$

El sol, por ejemplo, transmite energía a la Tierra enteramente por radiación a través de millones de kilómetros de espacio vacío.

Un cuerpo negro se define como aquel que emite y absorbe la máxima cantidad de energía a una temperatura determinada.

Los cuerpos reales reflejan radiación térmica en la misma forma en que la absorben y la transmiten. Los metales muy pulidos son buenos reflectores de la radiación térmica.

#### **2.4 Mecanismo de transferencia de calor en la incubadora neonatal**

En un bebé recién nacido, la capacidad de producir calor es limitada y los mecanismos de pérdida de calor pueden estar aumentados. La mayoría de las incubadoras proporcionan el calor a los neonatos por medio del flujo de aire caliente, este calor se transfiere principalmente por convección, es decir, la transferencia de calor se realiza por medio del aire en movimiento. La circulación del aire se logra gracias a un ventilador que lo toma del exterior y lo pasa a través de un elemento calefactor antes de impulsarlo hacia el interior de la cámara donde se encuentra el bebé recién nacido. El elemento calefactor se activa por una señal eléctrica, la cual es proporcional a la diferencia entre la temperatura medida y el valor de referencia preestablecido por el operador. La variable de control será la temperatura del aire de la incubadora.

La ecuación de transferencia de calor por convección, desarrollada por Isaac Newton (ley de enfriamiento) está dado por:

$$q = hA(T_w - T_\theta) \quad (2.11)$$

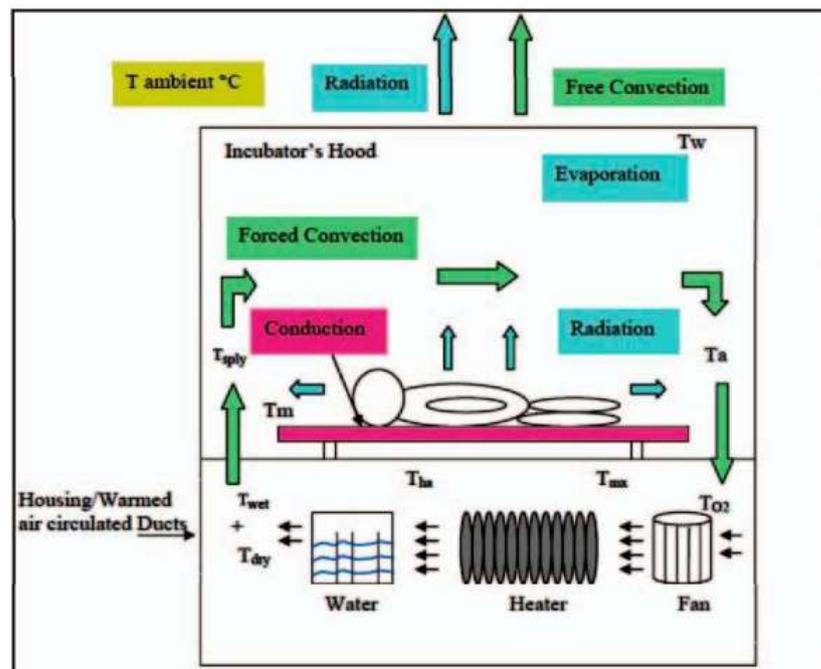
$q$  = cantidad de calor transferido por convección

$h$  = coeficiente de convección de transferencia de calor

$A$  = área a través de la cual se realiza la transferencia de calor

$T_w$  = temperatura en la superficie de la resistencia

$T_\theta$  = temperatura del fluido



**Fig.17** Mecanismo de transferencia de calor en la incubadora

Fuente: Yasser Amer Al-Taweel, "A Simulation Model of Infant - Incubator - FeedbackSystem with Humidification and Temperature Control"

- Los procesos de transferencia de calor y masa combinada, están en estado estacionario.
- El flujo de aire a través de la incubadora no es uniforme es viscoso, con una corrección para los flujos que se caracterizan por un bajo número de Reynolds.

- La temperatura de la piel es el mismo para todos los casos considerados a fin de lograr un balance energético uniforme para establecer el modelamiento.
- El modelo matemático para la pared de la incubadora está compuesto de varias partes: la superficie externa, el compartimento de la pared y la superficie interna. El modelo que simula la pared se derivará del balance de energía, considerando los siguientes parámetros.
- En las siguientes tablas 6 y 7, se presentan las características del aire y las propiedades de la pared externa (material acrílico) que se considera en el modelamiento más analítico de la incubadora neonatal.

**Tabla 6**  
Características del aire

Temperatura del aire de entrada ( $^{\circ}\text{C}$ )
Velocidad axial inicial del aire, $u_z$ (m / s)
Densidad del aire $\rho_a$ (kg / m <sup>3</sup> )
Capacidad calorífica del aire (J / kg K)
Conductividad térmica del aire, $k_a$ (W / m K)
Viscosidad del aire, $\mu_a$ (kg / ms)
Coefficiente de dilatación térmica del aire, $\beta$ (K <sup>-1</sup> )

Fuente: autoría propia

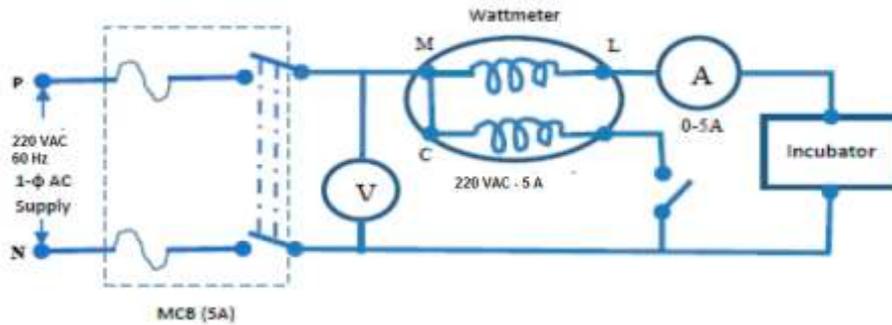
**Tabla 7**  
Propiedades de la pared externa (material acrílico)

Superficie interior total (m <sup>2</sup> )
Superficie total exterior (m <sup>2</sup> )
Densidad (kg / m <sup>3</sup> )
Capacidad de calor (J / kg K)
Conductividad térmica (W / m K)
Coefficiente de absorción (m <sup>-1</sup> )

Fuente: autoría propia

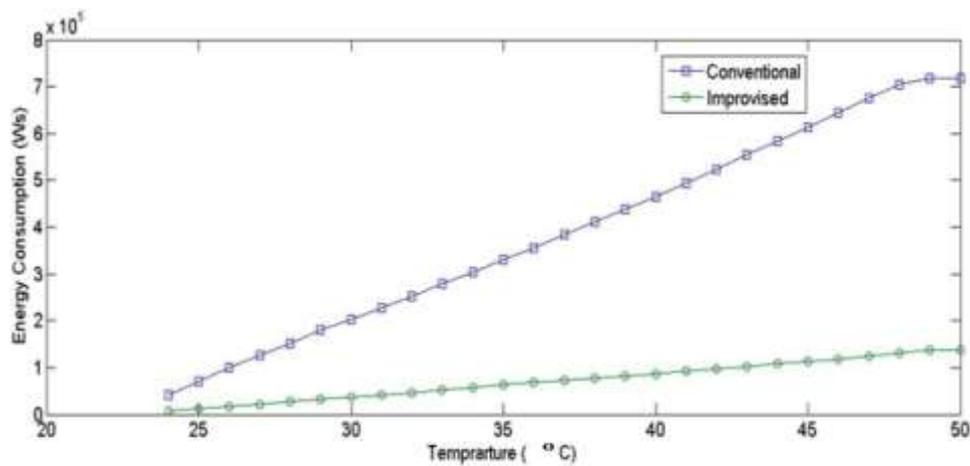
## 2.5 Medición de la energía eléctrica de consumo

Para medir la energía consumida en una incubadora, se utiliza un watímetro obteniéndose datos de consumo, y comparando entre una incubadora convencional y modernizada, tal como se ilustran en las figuras 18 y 19.



**Fig.18** Mecanismo de transferencia de calor en la incubadora  
Fuente: Revista Medical

En la Fig.19, se observa la disminución pronunciada del consumo de energía en una incubadora moderna con respecto a otro convencional.



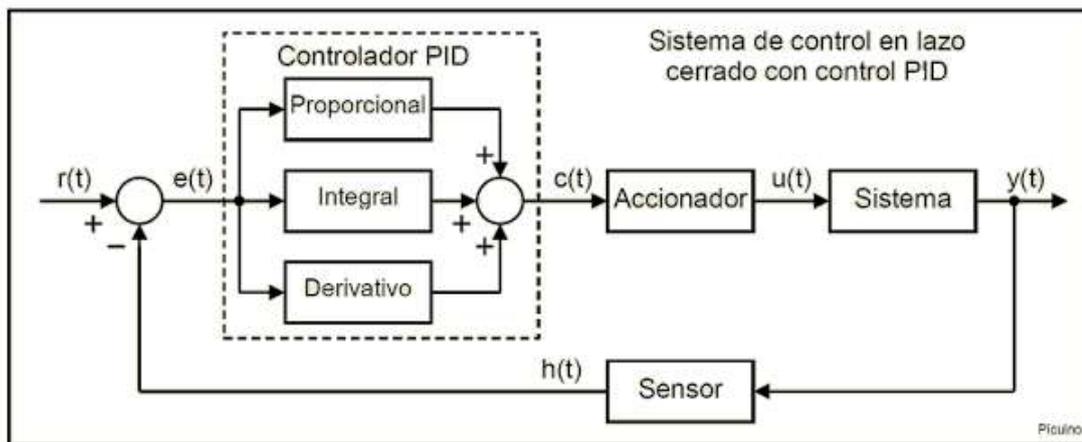
**Fig. 4-b.** Performance of improvised incubator with respect to energy required while heating in comparison to conventional incubator

**Fig.19** Comparación del consumo de energía (W/s)  
Fuente: Revista medical

## 2.6 Técnicas en sistema de control

### 2.6.1 Controlador proporcional integral derivativo (PID)

En el análisis y ensayos para mantener la estabilidad térmica, se ha utilizado en el presente trabajo la técnica de control PID (Proporcional Integrativo y Derivativo) para el controlador, dado que tiene mayores ventajas sobre otros tipos de control entre ellos el tipo Proporcional, proporcional integrativo. La inestabilidad se produce debido a varias perturbaciones que no consideramos.



**Fig.20** Diagrama de bloques de un controlador PID  
 Fuente: Control Moderno. Richard Dorf

La señal de salida de un controlador PID es la suma de los efectos de los controladores por separado como se ilustra en la Fig. N° 20, donde el controlador se expresa por:

$$u(t) = K_p e + K_i \int_0^t e dt + K_d \frac{de}{dt}$$

La función de transferencia para un controlador PID en Laplace es la que se indica a continuación:

$$G_c(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s = K_p \left( 1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right)$$

El controlador PID es un compensador de atraso-adelanto. La acción PD ocurre en frecuencias altas y la acción PI ocurre en frecuencias bajas.

Este controlador se usa cuando se necesitan mejoras en el comportamiento transitorio y es estado estacionario. Además incrementa el número de ceros en dos y el de polos en uno en la trayectoria directa, en consecuencia se incrementa el tipo de sistema en 1 mejorando la estabilidad del sistema.

En resumen, las constantes se determinan de acuerdo a la tabla siguiente:

**Tabla 8**  
Determinación de las constantes en un control PID

Proporcional	$K_p(s) = K_p$
Proporcional e Integral	$K_{PI}(s) = K_p \left( 1 + \frac{1}{T_i s} \right)$
Proporcional y Derivativo	$K_{PD} = K_p \left( 1 + \frac{T_d s}{\tau_d s + 1} \right)$
Proporcional, Integral y Derivativo	$K_{PID}(s) = K_p \left( 1 + \frac{1}{T_i s} + \frac{T_d s}{\tau_d s + 1} \right)$

Fuente: autoría propia

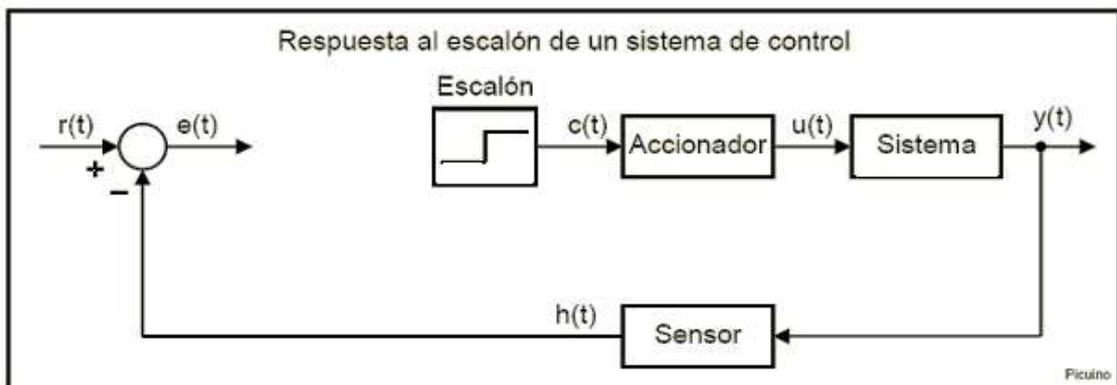
### 2.6.2 Método de sintonía de controladores de Ziegler - Nichols

El método fue propuesto en 1942 por Jhon G. Ziegler y Nataniel B Nichols durante la segunda guerra mundial. Existen dos métodos que se describen a continuación.

**2.6.2.1 Método de Respuesta al escalón:** consiste en alimentar a la planta a lazo abierto con un escalón unitario inicial, hasta llevar a la planta a un punto de operación normal, luego con un cambio de entrada escalón se debe lograr que se establezca un nuevo punto de operación, como se muestra en la Figura 21 y 22, que se explica a continuación:

1. Aplicar a la planta sólo control proporcional con ganancia  $K_p$  pequeña.
2. Aumentar el valor de la ganancia  $K_p$  hasta que el lazo comience a oscilar. La oscilación debe ser lineal y debe detectarse en la salida del controlador  $u(t)$ .
3. Registrar la ganancia crítica  $K_p = K_c$  y el período de oscilación  $P_c$  de  $u(t)$ , a la salida del controlador.
4. Ajustar los parámetros del controlador PID de acuerdo a la tabla normalizada. Para poder determinar la respuesta al escalón de la planta o sistema controlado, se debe retirar el controlador PID y sustituirlo por una señal escalón

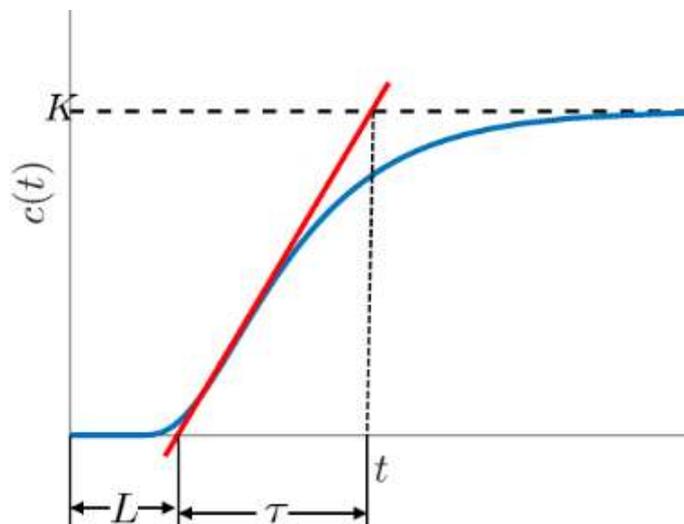
aplicada al accionador. En la siguiente Fig.21, se muestra la modificación que hay que realizar al sistema de control en lazo cerrado para convertirlo en un sistema en lazo abierto que responda a una señal escalón, retirando el controlador PID:



**Fig.21** Respuesta a la señal escalón de un sistema de control

Fuente: <https://sites.google.com/site/picuino/ziegler-nichols>

La señal escalón permite conocer las características del sistema a lazo abierto.



**Fig.22** Curva de reacción al proceso

Referencia: <https://controlautomaticoeducacion.com/control-realimentado/ziegler-nichols-sintonia-de-control-pid/>

Para obtener los valores de los parámetros del controlador se usan los valores establecidos en la tabla 9

**Tabla 9**  
Método de la curva de reacción

Tipo de controlador	$K_p$	$T_i$	$T_d$
P	$T/L$	$\infty$	0
PI	$0.9T/L$	$L/0.3$	0
PID	$1.2T/L$	$2L$	$0.5L$

Referencia: <https://controlautomaticoeducacion.com/control-realimentado/ziegler-nichols-sintonia-de-control-pid/>

**2.6.2.2 Método de oscilación:** Este método es válido solo para plantas estables a lazo abierto. Se localiza en la ganancia crítica  $K_{cr}$  y el periodo de oscilación crítica  $P_{cr}$ . Si la función de transferencia se conoce se puede obtener la ganancia proporcional mediante el método de Routh.

Para obtener los valores de los parámetros  $K_p$ ,  $T_i$  y  $T_d$ , se emplea la siguiente tabla 10:

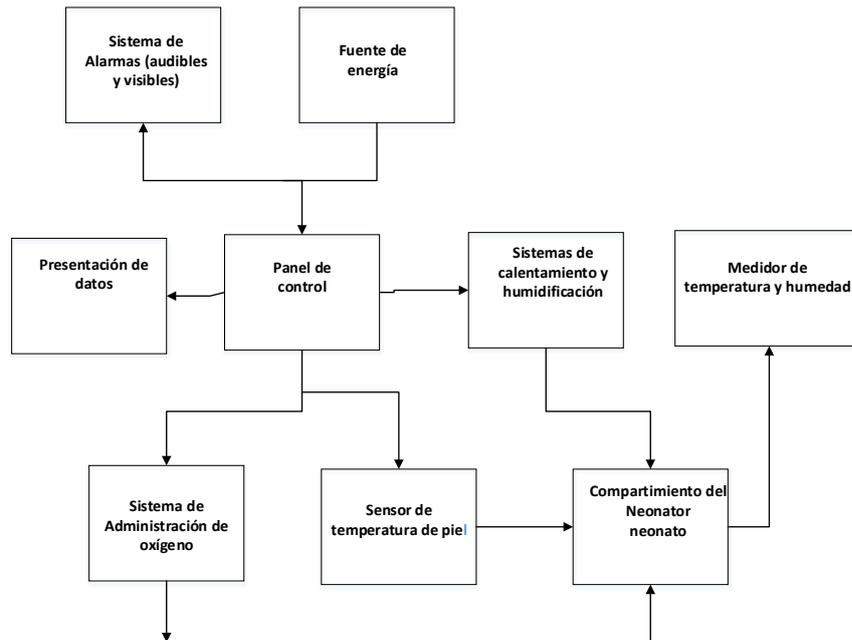
**Tabla 10**  
Parámetros del controlador a partir de la ganancia crítica ( $K_{cr}$ ) y periodo de oscilación crítica ( $P_{cr}$ )

Tipo de controlador	$K_p$	$T_i$	$T_d$
P	$0.5K_{cr}$	$\infty$	0
PI	$0.45K_{cr}$	$(5/6)P_{cr}$	0
PID	$0.6K_{cr}$	$0.5 P_{cr}$	$0.125 P_{cr}$

Referencia: <https://controlautomaticoeducacion.com/control-realimentado/ziegler-nichols-sintonia-de-control-pid/>

## 2.7 Tipos de sensores utilizadas en las incubadoras

Una incubadora neonatal convencional presenta el siguiente diagrama de bloques, mostrada en la Fig.23, que permiten entender el funcionamiento de las partes que lo componen, los sensores que utilizan y que se describirán a continuación.



**Fig.23** Diagrama de bloques de una incubadora convencional

Fuente: Karina Flores. Tesis "Análisis de tecnologías e instalaciones para UCIN"

### 2.7.1 Sensores de temperatura

La temperatura cuantifica el calor de un objeto y por lo tanto es una unidad de medida para la energía cinética media de sus moléculas.

Los métodos más habituales de medición de temperatura están basados en variaciones de las propiedades de los materiales u objetos con los cambios de temperatura. Los más utilizados<sup>19</sup> son: termopares, dispositivos de temperatura resistivos (RTD y termistores), radiadores infrarrojos, dispositivos bimetálicos, dispositivos de dilatación de líquido, y dispositivos de cambio de estado.

<sup>19</sup> OMEGA.-Data sheet

### 2.7.1.1 Termocupla

La termocupla<sup>20</sup> proviene del término inglés Thermocouple o termopares consiste esencialmente de dos alambres hechos de metales diferentes y unidos en un extremo. Cuando la unión de los dos metales se calienta o enfría, se produce una tensión muy pequeña que es proporcional a la temperatura (generalmente del orden de milivoltios) a la temperatura aunque no necesariamente es lineal. Las aleaciones de termopar están comúnmente disponibles como alambre.

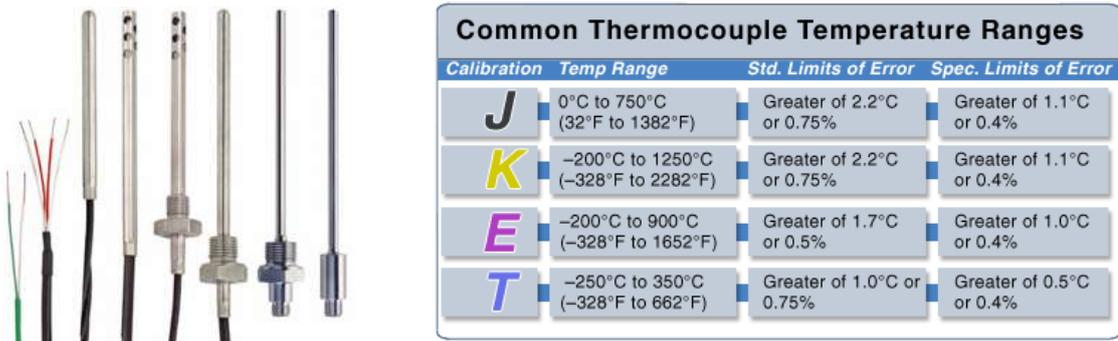
Normalmente los termopares industriales están compuestos por un tubo de acero inoxidable u otro material. En un extremo del tubo está la unión, y en el otro el terminal eléctrico de los cables, protegido dentro de una caja redonda de aluminio (cabezal).

Los termopares están disponibles en diferentes formatos, como sondas, que son ideales para variadas aplicaciones de medición, por ejemplo, en la investigación médica, sensores de temperatura para los alimentos, en la industria, etc. Existen una infinidad de tipos de termocuplas, en la Fig.24, aparecen algunas de las más comunes, pero casi el 90% de las termocuplas utilizadas són del tipo J ó del tipo K

- **Tipo K (cromel/alumel):** con una amplia variedad aplicaciones, está disponible a un bajo costo y en una variedad de sondas. El cromel es una aleación de Ni-Cr, y el alumel es una aleación de Ni-Al. Tienen un rango de temperatura de  $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $+1372\text{ }^{\circ}\text{C}$  y una sensibilidad  $41\text{ }\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$  aproximadamente. Posee buena resistencia a la oxidación.

---

<sup>20</sup> <https://es.wikipedia.org/wiki/Termopar>



**Fig.24** Diversos modelos y características de termocuplas

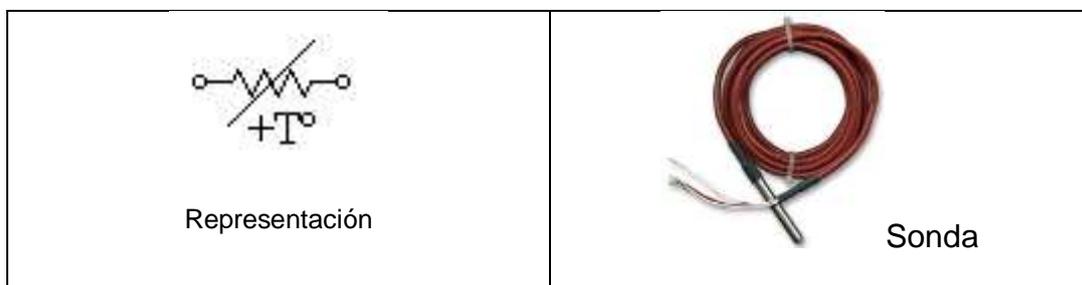
Fuente: <http://es.omega.com/prodinfo/termopares.html>

- **Tipo E** (cromel/constantán [aleación de Cu-Ni]): no son magnéticos y gracias a su sensibilidad, son ideales para el uso en bajas temperaturas. Tienen una sensibilidad de  $68 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ .
- **Tipo J** (hierro/constantán): su rango de utilización es de  $-270/+1200 \text{ }^\circ\text{C}$ . Debido a sus características se recomienda su uso en atmósferas inertes, reductoras o en vacío, su uso continuado a  $800 \text{ }^\circ\text{C}$  no presenta problemas, su principal inconveniente es la rápida oxidación que sufre el hierro por encima de  $550 \text{ }^\circ\text{C}$ ; y por debajo de  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  es necesario tomar precauciones a causa de la condensación de vapor de agua sobre el hierro. Se usan principalmente en la industria del plástico, goma y fundición de metales a bajas temperaturas.
- **Tipo T** (cobre/constantán): ideales para mediciones entre  $-200$  y  $260 \text{ }^\circ\text{C}$ . Resisten atmósferas húmedas, reductoras y oxidantes y son aplicables en criogenia. El tipo T tiene una sensibilidad de cerca de  $43 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ .
- **Tipo N** (nicrosil [Ni-Cr-Si]/nisil [Ni-Si]): es adecuado para mediciones de alta temperatura gracias a su elevada estabilidad y resistencia a la oxidación de altas temperaturas, y no necesita del platino.

### 2.7.1.2 Sensor de temperatura por resistencia RTD

Son sensores de temperatura con una resistencia que cambia el valor resistivo simultáneamente con los cambios de temperatura, son precisos y estables, los RTD se pueden utilizar con una amplia gama de temperaturas, desde  $-50^{\circ}\text{C}$  a  $500^{\circ}\text{C}$  de para las variedades de película delgada y desde  $-200^{\circ}\text{C}$  a  $850^{\circ}\text{C}$  para la variedad de hilo bobinado.

Existen dos tipos de sensores de temperatura de este tipo: los dispositivos metálicos (normalmente conocidos como RTD) y los termistores. Como su nombre indica, los RTD confían en el cambio de resistencia en un metal, con la resistencia aumentando en forma más o menos lineal con la temperatura. Los termistores se basan en el cambio de resistencia en un semiconductor de cerámica; la resistencia cae en forma no lineal con el aumento en la temperatura.



**Fig.25** Resistencia dependiente de la temperatura  
Fuente: Hojas técnicas

La relación resistencia frente a temperatura de los elementos sensor pt100 y pt1000 OMEGAFILM se ajustan a la norma IEC60751<sup>21</sup> internacionalmente aceptada. De acuerdo con esta norma RTD tiene un coeficiente de temperatura de resistencia (también denominado alfa) de  $0,00385\ \Omega/\Omega/^{\circ}\text{C}$  entre  $0$  y  $100^{\circ}\text{C}$ .

<sup>21</sup> IEC 60751: 2008 = EN 60751: 2008 = DIN EN 60751: 2009

Al calentarse un metal habrá una mayor agitación térmica, dispersándose más los electrones y reduciéndose su velocidad media, aumentando la resistencia. A mayor temperatura, mayor agitación, y mayor resistencia.

La variación de la resistencia puede ser expresada de manera polinómica como sigue a continuación. Por lo general, la variación es bastante lineal en márgenes amplios de temperatura.

$$R = R_0 \cdot (1 + \alpha \cdot \Delta T)$$

Dónde:

- $R_0$ : es la resistencia a la temperatura de referencia.
- $\Delta T$ : es la desviación de temperatura respecto a  $T_0$  ( $\Delta T = T - T_0$ )
- $\alpha$ : es el coeficiente de temperatura del conductor especificado a 0 °C, interesa que sea de gran valor y constante con la temperatura

Los materiales empleados para la construcción de sensores RTD suelen ser conductores tales como el cobre, el níquel o el platino. Las propiedades de algunos de éstos se muestran en la siguiente tabla:

**Tabla 11**  
Características de un sensor RTD

Parámetro	Platino (Pt)	Cobre (Cu)	Níquel (Ni)	Molibdeno (Mo)
Resistividad ( $\mu\Omega cm$ )	10.6	1.673	6.844	5.7
$\alpha$ ( $\Omega/\Omega/C$ )	0.00385	0.0043	0.00681	0.003786
$R_0$ ( $\Omega$ )	25, 50, 100, 200	10	50, 100, 120	100, 200, 500
margen (°C)	-200 a +850	-200 a +260	-80 a +230	-200 a +200

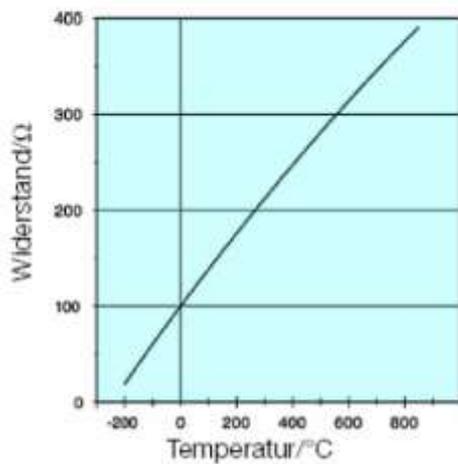
Fuente: Hojas técnicas de un RTD

De todos ellos es el platino el que ofrece mejores prestaciones, como:

- Alta resistividad... para un mismo valor óhmico, la masa del sensor será menor, por lo que la respuesta será más rápida.

- Margen de temperatura mayor
- alta linealidad
- sin embargo, su sensibilidad  $\alpha$  es menor

Se muestran a continuación las características técnicas de un sensor de temperatura PTC utilizado en las incubadoras de estudio.



Pt 100: 100 ohm at 0°C  
 Pt 500: 500 ohm at 0°C  
 Pt1000: 1000 ohm at 0°C

**Fig.26** Características del sensor PT100  
 Fuente: fabricante del PT100

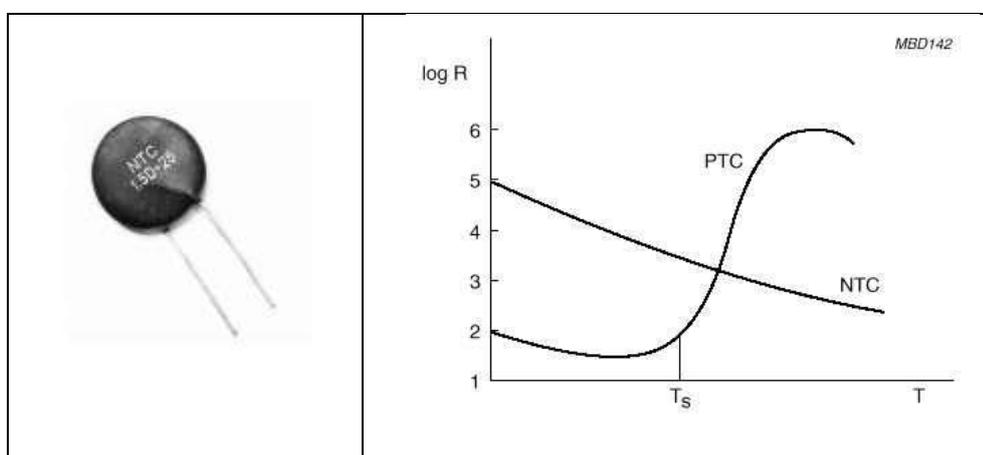
### 2.7.1.3 Termistores

El termistor<sup>22</sup> es un dispositivo que se emplea para la detección de temperatura que presenta un gran cambio en la resistencia en proporción a un cambio pequeño en la temperatura. En general, los termistores tienen coeficientes de temperatura negativos, lo que significa que la resistencia del termistor disminuye a medida que aumenta la temperatura.

Los termistores se fabrican con una mezcla de metales y materiales de óxido metálico. Una vez mezclados, los materiales se conforman y se hornean en la forma requerida.

<sup>22</sup> <https://es.omega.com/prodinfo/termistores.html>

Se utilizan, sin embargo, para realizar sencillas mediciones de temperatura en lugar de mediciones de alta temperatura. Están realizados de material semiconductor con una resistividad que es especialmente sensible a la temperatura. La resistencia de un termistor disminuye con el incremento de la temperatura para que cuando ocurran cambios de temperatura, el cambio de la resistencia sea predecible. Son muy utilizados como limitadores de corriente, sensores de temperatura, protectores contra sobrecargas de reinicio automático, y elementos de calentamiento autorregulados.



**Fig.27** Características de un termistor NTC y PTC

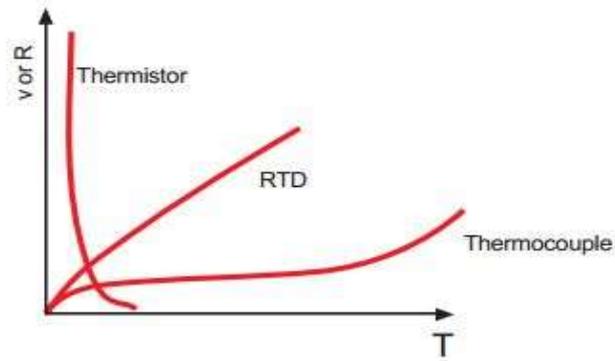
Fuente: Hojas técnicas del termistor

Los termistores difieren de los detectores de temperatura resistiva (RTD) en que (1) el material que se utiliza en los RTD es metal puro y (2) la respuesta térmica de los dos es diferente. Los termistores se pueden clasificar en dos tipos, según el signo de  $k$  (esta función se refiere a la ecuación de Termistor Steinhart-Hart para convertir la resistencia del termistor en temperatura en grados Kelvin). Si el  $k$  es positivo, la resistencia aumenta con el incremento de la temperatura, y el dispositivo se denomina termistor con coeficiente de temperatura positivo (PTC). Si el  $k$  es negativo, la resistencia disminuye con el

aumento de temperatura, y el dispositivo se denomina coeficiente de temperatura negativo (NTC). Por ejemplo, los termistores NTC reducen la resistencia según aumenta la temperatura. Esto también se aplica a la cantidad de cambio de resistencia por grado que proporcionará el termistor. Las aplicaciones a temperatura relativamente baja (de -55 °C a aprox. 70 °C) usan, en general, termistores de resistencia más baja (de 2252  $\Omega$  a 10 000  $\Omega$ ). Las aplicaciones de temperatura más alta usan, en general, los termistores de resistencia más alta (por encima de 10 000  $\Omega$ ) para optimizar el cambio de resistencia por grado a la temperatura requerida. Los termistores están disponibles con una variedad de resistencias y «curvas». Las resistencias se especifican normalmente a 25 °C (77 °F).

En resumen, a diferencia de los RTD, que cambian la resistencia de un modo casi lineal, los termistores NTC presentan un cambio de la resistencia claramente no lineal y, de hecho, reducen su resistencia al aumentar la temperatura.

Comparando con los RTD y los termopares, los termistores no tienen estándares asociados a su resistencia en comparación con las características de temperatura o curvas. En consecuencia, hay una gran variedad para elegir, dado que cada material del termistor proporciona una resistencia diferente en comparación con la «curva» de temperatura. Algunos materiales ofrecen una mejor estabilidad, mientras que otros tienen resistencia más altas, por lo que se pueden fabricar en termistores más grandes o más pequeños.



**Fig.28** Comparación de sensores  
Fuente: Hoja técnica de termistores

#### 2.7.1.4 Sensor de temperatura PT1000

En el prototipo de la incubadora, se utilizó para la medición de la temperatura el sensor RTD PT1000. Se presenta a continuación la tabla 13, proporcionado por el fabricante.

**Tabla 12**  
Característica del sensor PT1000

Pt 1000: Temperature / resistor table											
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	0
-80	683,25	687,27	691,29	695,3	699,31	703,32	707,33	711,34	715,34	719,34	723,35
-70	723,35	727,35	731,34	735,34	739,34	743,33	747,32	751,32	755,3	759,29	763,28
-60	763,28	767,26	771,25	775,23	779,21	783,19	787,17	791,14	795,12	799,09	803,06
-50	803,06	807,03	811	814,97	818,94	822,9	826,87	830,83	834,79	838,75	842,71
-40	842,71	846,66	850,62	854,57	858,53	862,48	866,43	870,38	874,33	878,27	882,22
-30	882,22	886,16	890,1	894,04	897,99	901,92	905,86	909,8	913,73	917,67	921,6
-20	921,6	925,53	929,46	933,39	937,32	941,24	945,17	949,09	953,02	956,94	960,86
-10	960,86	964,78	968,7	972,61	976,53	980,44	984,36	988,27	992,18	996,09	1000
0	1000	1003,9	1007,8	1011,7	1015,6	1019,5	1023,4	1027,3	1031,2	1035,1	1039
10	1039	1042,9	1046,8	1050,7	1054,6	1058,5	1062,4	1066,3	1070,2	1074	1077,9
20	1077,9	1081,8	1085,7	1089,6	1093,5	1097,3	1101,2	1105,1	1109	1112,9	1116,7
30	1116,7	1120,6	1124,5	1128,3	1132,2	1136,1	1140	1143,8	1147,7	1151,5	1155,4
40	1155,4	1159,3	1163,1	1167	1170,8	1174,7	1178,6	1182,4	1186,3	1190,1	1194
50	1194	1197,8	1201,7	1205,5	1209,4	1213,2	1217,1	1220,9	1224,7	1228,6	1232,4
60	1232,4	1236,3	1240,1	1243,9	1247,8	1251,6	1255,4	1259,3	1263,1	1266,9	1270,8
70	1270,8	1274,6	1278,4	1282,2	1286,1	1289,9	1293,7	1297,5	1301,3	1305,2	1309
80	1309	1312,8	1316,6	1320,4	1324,2	1328	1331,8	1335,7	1339,5	1343,3	1347,1
90	1347,1	1350,9	1354,7	1358,5	1362,3	1366,1	1369,9	1373,7	1377,5	1381,3	1385,1
100	1385,1	1388,8	1392,6	1396,4	1400,2	1404	1407,8	1411,6	1415,4	1419,1	1422,9

Fuente: Hoja técnica del fabricante

Del cuadro anterior, podemos deducir el valor de la resistencia, para diferentes temperaturas, como se indica por ejemplo en el siguiente cuadro:

**Tabla 13**  
Relación T y R de un PT1000

Temperatura	Resistencia
28°C	1109 Ω
30°C	1116.7 Ω
32°C	1124.5 Ω
36°C	1140 Ω
37°C	1143.8 Ω
40°C	1155.4 Ω

Fuente: Hoja técnica del fabricante

La **ecuación de Callendar–Van Dusen** es una ecuación que describe la relación entre la resistencia (R) y la temperatura (t) de [termorresistencias de platino](#) (RDT). Para cada valor de la temperatura existe un valor exacto de resistencia, expresado en fórmulas matemáticas.

La formulación de la ecuación fue publicada en 1925 por M.S. Van Dusen:

$$R(t) = R(0)[1 + A * t + B * t^2 + (t - 100)C * t^3].$$

La forma simple fue publicada antes por Callendar, Es generalmente valida solo entre 0°C y 661°C:

$$R(t) = R(0)(1 + A * t + B * t^2).$$

donde las constantes A, B, y C son derivadas desde parámetros determinados experimentalmente y  $\alpha$ ,  $\beta$ , y  $\delta$  son las mediciones de resistencia hechas a 0°C, 100°C y 260°C.

La ecuación fue encontrada por el físico británico Hugh Longbourne Callender, y fue refinada para mediciones a temperaturas más bajas por M. S. Van Dusen, un químico de la U.S. National Bureau of Standards (ahora conocido como el National Institute of Standards and Technology) en un trabajo publicado en 1925 en la Journal of the American Chemical Society.

**Tabla 14**

Determinación de las constantes A, B y C en un PT1000

<p>Para el rango de temperatura de -200 ... 0 °C se aplica independientemente del diseño del sensor:</p> $R_t = R_0 [1 + At + Bt^2 + C(t - 100 \text{ °C}) \cdot t^3]$ <p>Para el rango de temperatura de 0 ... 600 °C se aplica:</p> $R_t = R_0 [1 + At + Bt^2]$ <p>Leyenda: t = Temperatura en °C R<sub>t</sub> = Resistencia en ohmios de la temperatura captada R<sub>0</sub> = Resistencia en ohmios con t = 0 °C (p.ej. 100 Ohm)</p> <p><b>Para el cálculo se aplica los siguientes constantes:</b></p> $A = 3,9083 \cdot 10^{-3} (\text{°C}^{-1})$ $B = -5,7750 \cdot 10^{-7} (\text{°C}^{-2})$ $C = -4,1830 \cdot 10^{-12} (\text{°C}^{-4})$
--

Fuente: Hoja técnica WIKA IN 00.17. 04/13

### 2.7.2 Sensores de humedad relativa<sup>23</sup>

La humedad del aire es un factor muy importante ya que el aire caliente circulante puede provocar la pérdida de humedad del bebé reseca su piel y mucosas y favoreciendo las infecciones. Para proporcionar una humedad óptima en el interior de la incubadora, el flujo de aire antes de ser inyectado en el interior del equipo médico donde se encuentra el bebé, se hace circular por un depósito de agua o humidificador. El humidificador proporciona una humidificación de la incubadora entre el 30% y el 95% de humedad relativa. Cuando el sistema humectante detecta la ausencia de agua, se activa una alarma visual y sonora para indicar la humedad baja del equipo. El depósito de agua se suele encontrar

<sup>23</sup> <https://www.pardell.es/curso-incubadoras.html>

en la base de la incubadora, y su funcionamiento consiste en una compuerta cuya apertura permite el paso del flujo de aire, el cual se dirige sobre el depósito para ser humidificado lo suficiente para ser dirigido en el interior del equipo médico.

### **2.7.3 Sensores para controlar el nivel de ruido**

El control del nivel de ruido en el interior de la incubadora neonatal es importante para la tranquilidad y confort del bebé. El nivel máximo de ruido admisible es de 60 dB. El uso de instrumentos suministradores de gas puede provocar una subida de dicho nivel.

### **2.7.4 Sensores para controlar el oxígeno**

Cuando se requiere oxígeno para los bebés esta es suministrada desde un tanque de oxígeno, mediante una manguera y flujómetro conectados a la incubadora. Muchas incubadoras incluyen un sistema integrado de control y monitoreo del nivel de oxígeno, para asegurar unas condiciones óptimas para el bebé. Los requerimientos de oxígeno para bebés prematuros se presenta en cualquier momento debido a que sus pulmones no son capaces de suministrar oxígeno.

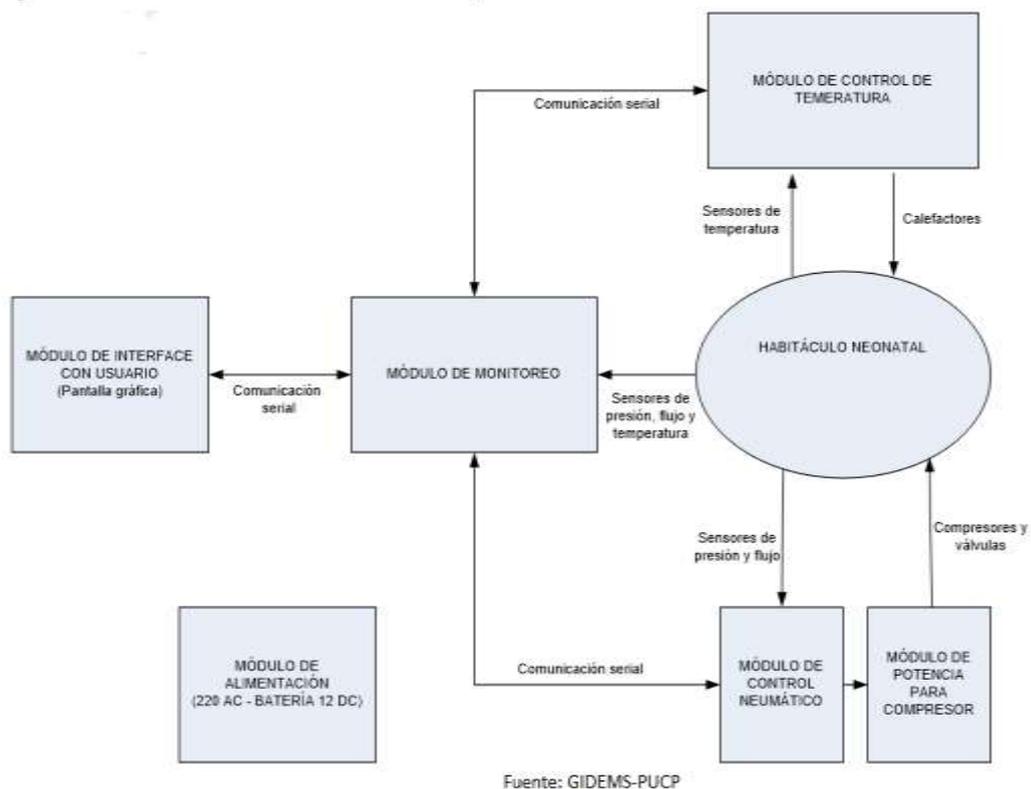
### **2.7.5 Sensor de flujo**

El sensor de flujo de aire para incubadoras avisa cuando es retenido el flujo de aire del circuito de calefacción o ventilación, posibilitando su normal funcionamiento.

## 2.8 Descripción de la incubadora INCUVEN

La incubadora neonatal denominada INCUVEN<sup>24</sup>, prototipo desarrollada por el el Grupo de Investigación GIDEMS en la Pontificia Universidad Católica del Perú es la primera incubadora portátil con ventilador artificial diseñado y construido en nuestro país con la finalidad de salvar la vida de los recién nacidos prematuros, sobre todo en las zonas alejadas del país. Está diseñado para un fácil manejo y traslado, funciona también a batería.

El diagrama de bloques del prototipo de la incubadora neonatal denominada “INCUVEN”, se muestra en la siguiente figura.



**Fig.29** Diagrama de bloques de la incubadora “INCUVEN”  
Fuente: GIDEMS-PUCP

<sup>24</sup> INCUVENT: Prototipo desarrollado por el Grupo de Investigación de equipos médicos de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

## 2.9 Instrumentos para la evaluación térmica de la incubadora

Se describen dos instrumentos que cumplen las normas especificadas por IEC 6061-2-19 para la evaluación térmica de una incubadora neonatal, estas son:

- Rango de temperatura: 0 a 40°C.
- Exactitud de la temperatura:  $\pm 1^\circ\text{C}$  de 0 a 40 °C.
- Resolución: 0.5°C.

**2.9.1 Fluke 971:** Es un medidor de temperatura y humedad relativa, cuyas características se detallan en la siguiente tabla.

**Tabla 15**  
Características del instrumento FLUKE 971

Especificaciones	
Rango de temperaturas	-20 °C a 60 °C (-4 °F a 140 °F)
Precisión de temperatura	0 °C a 45 °C ( $\pm 0,5$ °C) -20 °C a 0 °C y 45 °C a 60 °C ( $\pm 1,0$ °C) 32 °F a 113 °F ( $\pm 1,0$ °F) -4 °F a 32 °F y 113 °F a 140 °F ( $\pm 2,0$ °F)
Resolución	0,1 °C/0,1 °F
Tiempo de respuesta (temperatura)	500 ms
Tipo de sensor de temperatura	NTC
Rango de humedad relativa	5% a 95% HR
Precisión de humedad relativa	10% a 90% HR a 23 °C (73,4 °F) ( $\pm 2,5$ % HR) (<10%, > 90% HR a 23 °C (73,4 °F) ( $\pm 5,0$ % HR)
Sensor de humedad	Sensor de película de polímero de capacitancia electrónica.
Capacidad de almacenamiento de datos	99 puntos
Tiempo de respuesta (humedad)	Para el 90% del rango total: 60 segundos con movimiento de aire de 1 m/s
Especificaciones de ambiente	
Temperatura de trabajo	Temperatura: -20 °C a 60 °C Humedad: 0 °C a 55 °C
Temperatura de almacenamiento	-20 °C a 60 °C a < 80% H.R. (sin la batería)
Especificaciones mecánicas y generales	
Peso	190 g (6,7 oz)
Dimensiones	194 mm x 60 mm x 34 mm
Tipo de batería	4 baterías alcalinas AAA
Duración de la batería	200 horas

Fuente: Data sheet de Fluke 971



**Fig.30** Fluke 971: Medidor de temperatura y humedad relativa  
Fuente: [www.Fluke.com](http://www.Fluke.com)

**2.9.2 Fluke INCU II<sup>25</sup>:** Denominado Analizador de Incubadoras, mide en forma simultánea el flujo de aire, la humedad relativa, el sonido y cinco temperaturas independientes en la incubadora. Cumple con todas las normas globales (IEC 60601-2-19, IEC 60601-2-20, IEC 60601-2-21).



**Fig.31** Analizador de incubadoras  
Fuente: Fluke Biomedical

El Analizador tiene una batería recargable y puede permanecer en la cámara de incubación hasta 24 horas sin afectar a la integridad del entorno.

Se presenta a continuación en la siguiente tabla las características del Analizador de Incubadoras Fluke INCU II.

---

<sup>25</sup> Catálogo de Fluke biomedical

**Tabla 16**  
Características del instrumento Fluke INCU II

<b>Power</b>	
<b>Power Adapter – Universal voltage</b>	Input: 100 V to 240 V with adaptors 50 Hz/60 Hz Output: 15V dc, 1.3 A maximum
<b>Rechargeable lithium-ion battery, internal</b>	7.4 V, 7.8 Ah, 58 Wh 24 hour battery life with 30 second sample rate
<b>Measurements and tests specifications</b>	
<b>Air convection peripheral temperature sensors for incubator (T1-T5)</b>	5 sensors
	Range: 0 °C to 50 °C
	Accuracy: $\pm 0.05$ °C
	Display resolution: 0.01 °C
<b>Air convection temperature sensors for radiant warmers, sensors in pucks (black discs)</b>	5 pucks
	Range: 0 °C to 50 °C
	Accuracy: $\pm 0.2$ °C
	Display resolution: 0.01 °C
<b>Relative humidity</b>	Range: 0 % to 100 %,
	Accuracy: $\pm 3$ % RH (0 % to 100 % non-condensing)
	Display resolution: 0.1 % RH
<b>Airflow</b>	Range: 0.2 m/sec to 2.0 m/sec at 35°C, 50 % RH
	Accuracy: $\pm 0.1$ m/sec
	Display Resolution: 0.01 m/sec
<b>Sound pressure</b>	30 dB(A) to 100 dB(A)
	Accuracy: $\pm 5$ dB(A)
	Display resolution: 0.1 dB(A)
	IEC-61672-1 Class 2 from 31.5Hz to 8kHz
<b>Surface temperature</b>	-5 °C to 60 °C
	Accuracy: $\pm 0.5$ °C
	Display resolution: 0.05 °C
<b>Skin temperature probe with reference thermometer</b>	0 °C to 50 °C
	Accuracy: $\pm 0.05$ °C
	Display resolution: 0.01 °C
<b>Environmental specifications</b>	
<b>Operating temperature</b>	10 °C to 40 °C
<b>Storage temperature</b>	-20 °C to 60 °C
<b>Humidity</b>	10 % to 90 % non-condensing
<b>Altitude</b>	2000 m
<b>Ingress protection rating</b>	IP-20

Fuente: Fluke Biomedical

## **CAPITULO III**

### **VARIABLES E HIPOTESIS**

#### **3.1 Definición de las variables**

El término variable, se utiliza para designar cualquier característica, cualidad o propiedad de un fenómeno o hecho que tiende a variar, mostrando diferentes valores que puede ser medido o evaluado. En este trabajo nuestro estudio de análisis será el prototipo de la incubadora de tres capas aislantes. Las variables pueden ser independientes o dependientes.

##### **3.1.1 Variable independiente X.**

- Incubadora
- Modelamiento experimental
- Habitáculo neonatal

##### **3.1.2 Variable dependiente Y**

- Temperatura del habitáculo
- Técnicas de control
- Calidad de vida del recién nacido

#### **3.2 Relación entre las variables de investigación**

##### **3.2.1 Indicadores de la variable independiente:**

- Función de transferencia del modelo. X1
- Estabilidad térmica X2
- Número de capas aislantes del habitáculo X3

##### **3.2.2 Indicadores de la variable dependiente:**

- Nivel de temperatura Y1
- Ambiente saludable Y2
- Desarrollo de los órganos del bebe prematuro Y3

### **3.3 Hipótesis general e Hipótesis específica**

#### **3.3.1 Hipótesis general**

Desarrollando un Modelamiento experimental del nuevo habitáculo neonatal de tres capas aislantes permitirá mejorar la eficiencia térmica del sistema para mejorar la calidad de vida del recién nacido prematuro.

#### **3.3.2 Hipótesis específica**

- Utilizando técnicas de control de lazo cerrado para el modelo matemático del habitáculo neonatal de tres capas se logrará obtener la estabilidad térmica de la incubadora.
- Empleando nuevos dispositivos electrónicos de última generación para implementar la incubadora experimental y con técnicas innovadoras se obtendrá un producto nacional más económico y mejor que otras internacionales.
- Utilizando protocolos y normas técnicas internacionales se demostrará la eficiencia térmica del nuevo habitáculo de tres capas construido.



**Fig.32** Construcción del prototipo de la Incubadora con ventilador artificial  
Fuente: GIDEMS-PUCP

## **CAPITULO IV**

### **METODOLOGÍA**

#### **4.1. Tipo de investigación**

El desarrollo del presente trabajo de investigación es de tipo tecnológica experimental y es aplicada con I + D, al implementarse el prototipo de la incubadora neonatal con un habitáculo de tres capas, realizándose el análisis de su comportamiento térmico y valorar la eficiencia del producto diseñado para mejorar la calidad de vida del neonato dentro de la incubadora.

#### **4.2 Diseño de la Investigación**

##### **4.2.1 Desarrollo de la metodología**

La metodología empleada fue la siguiente:

- El desarrollo de la tesis se inició con la investigación de los diferentes tipos de incubadoras aparecidas a lo largo del tiempo hasta la actualidad y que hoy se emplean en hospitales y clínicas.
- Se investigó los trabajos acerca de la construcción de prototipos de incubadoras neonatales por el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú.
- Se investigó el comportamiento respecto a la pérdida de transferencia de calor en el habitáculo de tres capas y el análisis de su comportamiento térmico mediante un modelo matemático experimental.
- Se estudió las características del comportamiento del sensor de temperatura RTD denominado PT1000, empleado en el prototipo de la incubadora neonatal.

- Se desarrolló programas de control digital PID, utilizando un microcontrolador con características confiable para efecto de toma de datos y control de la temperatura.
- Se analizó los resultados obtenidos, acerca del comportamiento térmico del habitáculo de tres capas aislantes.

#### **4.2.2 Modelamiento de la incubadora INCUVENT**

Para el modelamiento del prototipo de la incubadora neonatal INCUVENT, se realizó varios ensayos experimentales utilizándose el instrumento digital Fluke INCU II<sup>26</sup> y Fluke 95 como medida patrón a fin de medir las temperaturas en forma simultánea en cinco puntos dentro de la incubadora, como sugiere el Manual de Procedimientos de Medición, según las normas establecidas en IEC 60601-2-19, donde se indican los requisitos aplicables para la seguridad básica y funcionamiento esencial de las incubadoras de bebé. Se trata de minimizar los peligros al paciente y al operador.

A continuación, en las tablas 18 y 19 se muestran los resultados de los ensayos realizados con 60% de ciclo de trabajo de la señal de control PWM generado por el microcontrolador y luego con 100% para medir la temperatura en cinco lugares (T1, T2, T3, T4 y T5) ubicados dentro de la incubadora. Los datos fueron tomados cada 5 minutos durante una hora.

Los gráficos obtenidos mostrados en las Figuras 32 y 33, indican la tendencia de la temperatura a estabilizarse con el transcurrir del tiempo, observándose que a mayor valor del ciclo de trabajo en los presentes ensayos se obtiene una rápida respuesta estacionaria de la temperatura.

---

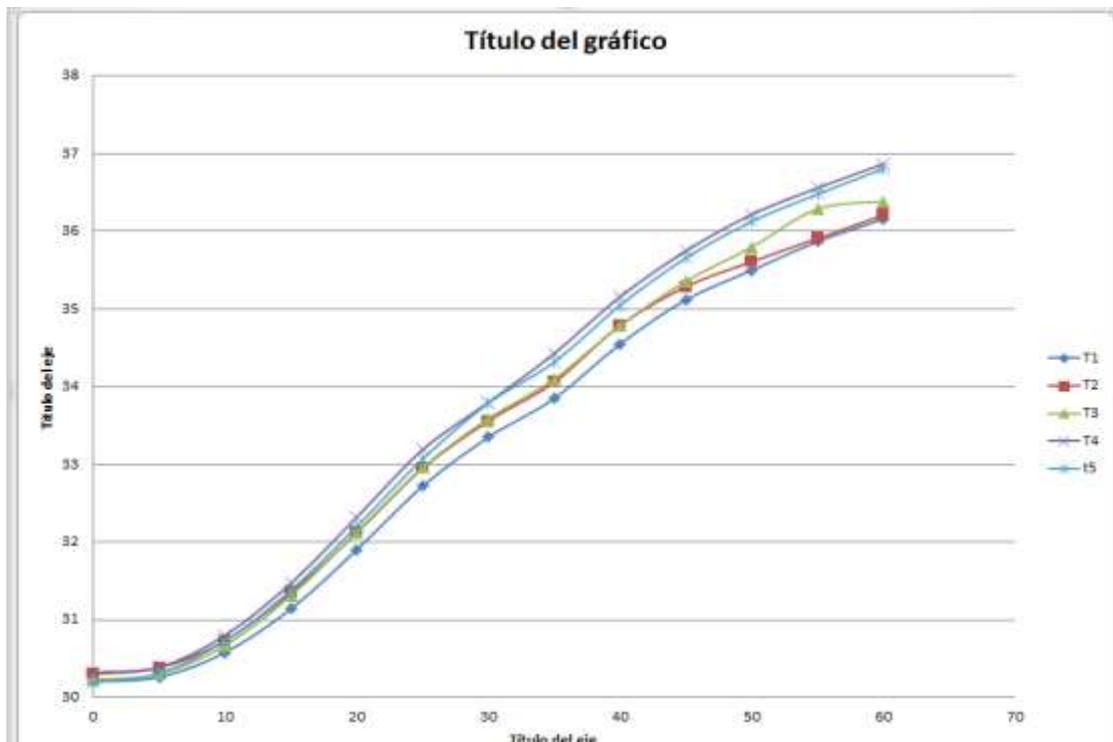
<sup>26</sup> Catálogo de Fluke biomedical, especial para incubadoras

**Tabla 17**

Medición de temperatura con ciclo de trabajo del 60%

T(min)	T1	T2	T3	T4	t5
3.00 p.m.	30.2	30.3	30.23	30.32	30.19
5	30.26	30.38	30.3	30.39	30.31
10	30.58	30.73	30.67	30.8	30.73
15	31.14	31.35	31.31	31.47	31.38
20	31.9	32.12	32.13	32.32	32.2
25	32.72	32.95	32.96	33.19	33.07
30	33.35	33.56	33.59	33.8	33.79
35	33.85	34.06	34.1	34.43	34.32
40	34.55	34.79	34.79	35.16	35.05
45	35.12	35.29	35.36	35.75	35.66
50	35.5	35.61	35.8	36.22	36.13
55	35.87	35.91	36.29	36.56	36.48
60	36.16	36.21	36.38	36.87	36.81

Fuente: Laboratorio GIDEM-Autoría propia



**Fig.33** Temperatura vs tiempo con ciclo de trabajo al 60%

Fuente: Laboratorio GIDEMS-Autoría propia

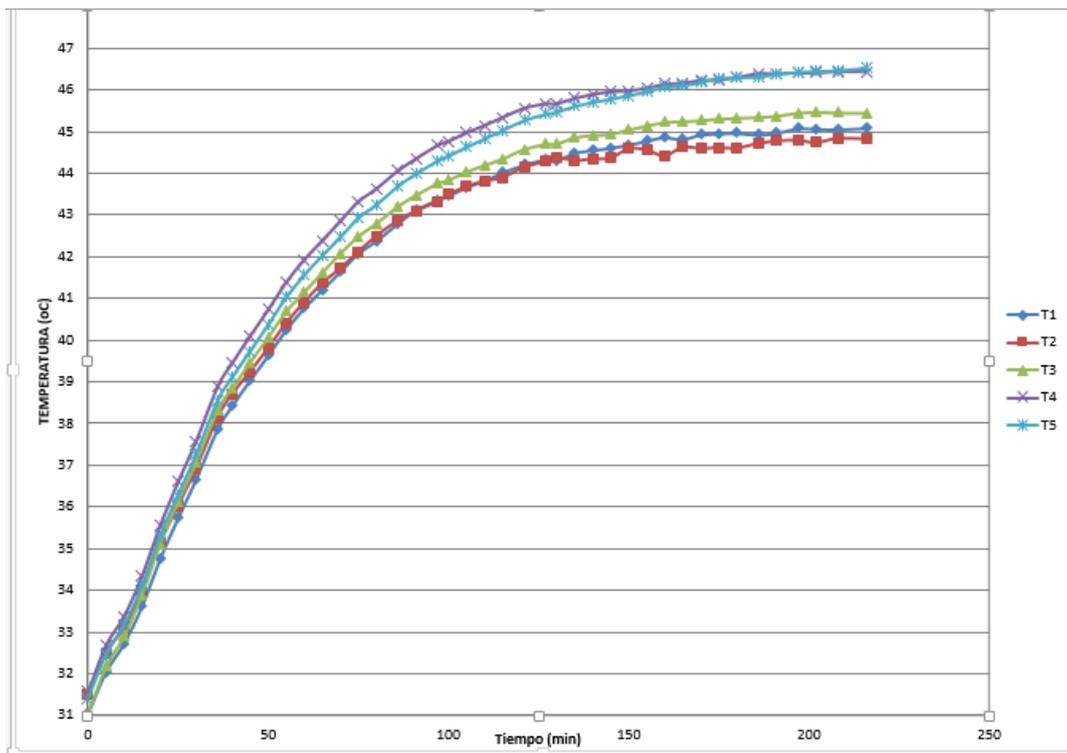
**Tabla 18**

Medición de temperatura con ciclo de trabajo del 100%

t(min)	T1	T2	T3	T4	T5	T(prom)
0	31.04	31.51	31.04	31.57	31.41	31.314
5	32.04	32.5	32.17	32.68	32.47	32.372
10	32.72	33.09	32.9	33.38	33.17	33.052
15	33.62	33.99	33.91	34.35	34.11	33.996
20	34.75	35.13	35.12	35.55	35.31	35.172
25	35.73	36.03	36.13	36.6	36.29	36.156
30	36.66	36.93	37.07	37.58	37.26	37.1
36	37.87	38.15	38.33	38.89	38.56	38.36
40	38.42	38.71	38.85	39.45	39.11	38.908
45	39.04	39.24	39.47	40.1	39.74	39.518
50	39.63	39.81	40.07	40.73	40.37	40.122
55	40.25	40.41	40.69	41.39	41.03	40.754
60	40.77	40.91	41.16	41.93	41.56	41.266
65	41.21	41.37	41.62	42.39	42.03	41.724
70	41.64	41.72	42.08	42.85	42.47	42.152
75	42.08	42.12	42.49	43.32	42.93	42.588
80	42.38	42.5	42.8	43.63	43.25	42.912
86	42.8	42.87	43.21	44.06	43.69	43.326
91	43.12	43.1	43.48	44.35	43.99	43.608
97	43.37	43.33	43.76	44.67	44.3	43.886
100	43.46	43.49	43.84	44.77	44.42	43.996
105	43.67	43.69	44.04	44.97	44.63	44.2
110	43.82	43.82	44.2	45.15	44.83	44.364
115	44.02	43.9	44.35	45.34	45.03	44.528
121	44.21	44.15	44.58	45.56	45.27	44.754
127	44.33	44.29	44.7	45.67	45.42	44.882
130	44.31	44.39	44.71	45.67	45.47	44.91
135	44.49	44.31	44.86	45.8	45.61	45.014
140	44.56	44.35	44.92	45.89	45.71	45.086
145	44.61	44.37	44.94	45.96	45.78	45.132
150	44.69	44.59	45.05	45.98	45.87	45.236
155	44.78	44.57	45.14	46.04	45.96	45.298
160	44.87	44.42	45.23	46.14	46.07	45.346
165	44.82	44.63	45.25	46.16	46.1	45.392
170	44.93	44.6	45.27	46.23	46.19	45.444
175	44.96	44.62	45.31	46.24	46.28	45.482
180	44.97	44.61	45.33	46.3	46.3	45.502

186	44.93	44.72	45.35	46.39	46.32	45.542
191	44.97	44.777	45.38	46.39	46.38	45.5794
197	45.08	44.8	45.45	46.41	46.43	45.634
202	45.07	44.74	45.47	46.41	46.45	45.628
208	45.06	44.84	45.46	46.44	46.47	45.654
216	45.09	44.83	45.45	46.44	46.53	45.668

Fuente: Laboratorio GIDEM



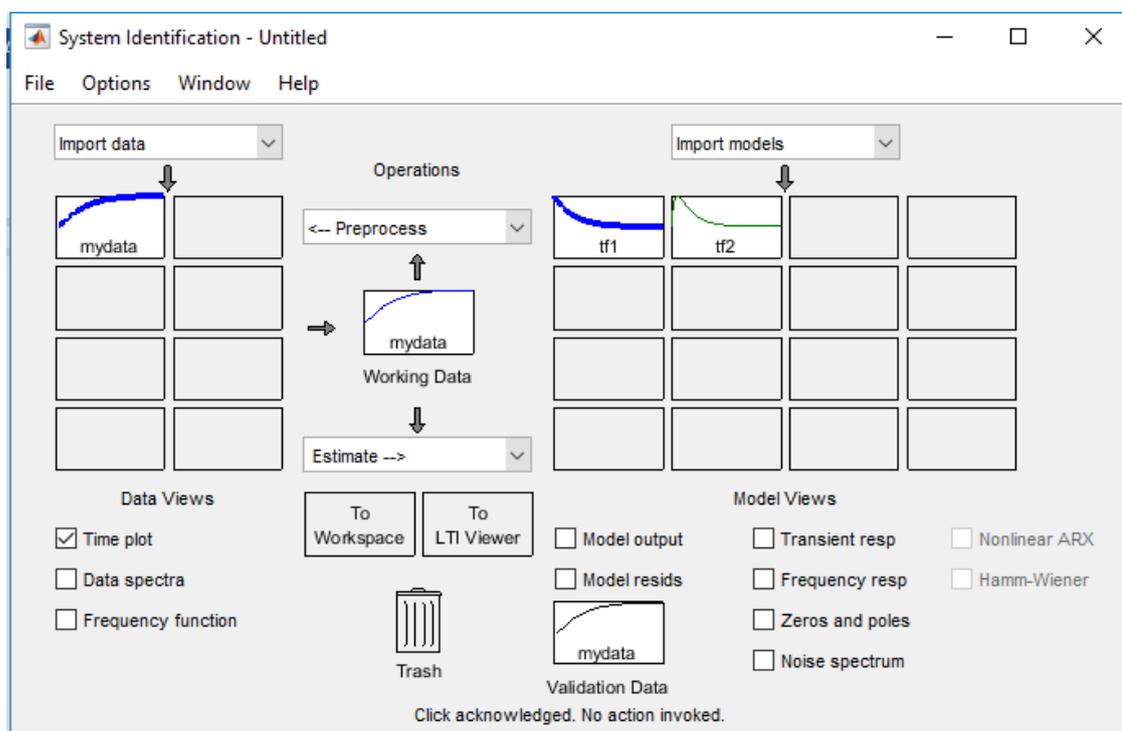
**Fig.34** Medición de la Temperatura con ciclo de trabajo 100%  
Fuente: Laboratorio GIDEM-Autoría propia

#### 4.2.3 Análisis del sistema usando control continuo

Para controlar la temperatura del sistema de la incubadora, debemos obtener el modelo matemático cuantitativo considerando el comportamiento dinámico del sistema y su linealidad. En un sistema lineal se cumple las propiedades de superposición y linealidad, lo que permite utilizar las herramientas matemáticas, como la transformada de Laplace y software entorno a sistemas de control

como Matlab, Simulink y labVIEW para obtener la función de transferencia y la solución.

A partir de los ensayos realizados indicados en la Tabla 18 y utilizando las herramientas computacionales se muestra en la Fig.35 la estimación para hallar la función de transferencia del sistema del prototipo de la incubadora neonatal. La función de transferencia<sup>27</sup> es una descripción entrada-salida del comportamiento de un sistema, no incluye información de la estructura interna del sistema y su comportamiento.



**Fig.35** Importación de datos para hallar la función de transferencia

Fuente: autoría propia

Para un sistema de primer orden, incluyendo un polo, y 0 ceros se obtiene la función de transferencia mostrada en la Tabla 19.

<sup>27</sup> Richard Dorf. Sistemas de control moderno.

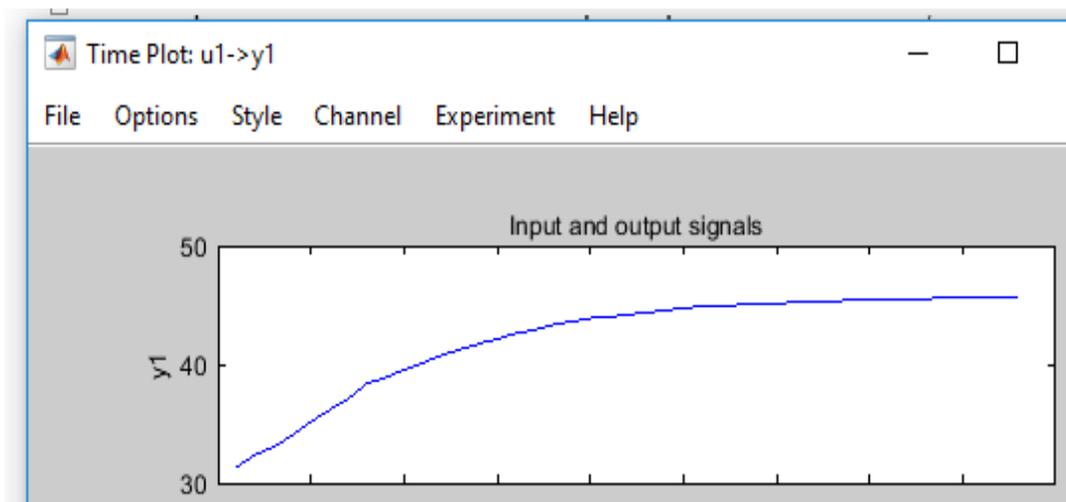
**Tabla 19**

Sistema de transferencia de primer orden

```
From input "u1" to output "y1":  
  0.8909  
-----  
  s + 0.09664  
Name: tf1  
Continuous-time identified transfer function.  
  
Parameterization:  
  Number of poles: 1   Number of zeros: 0  
  Number of free coefficients: 2
```

Fuente: autoría propia

La respuesta en el tiempo se indica en la Fig.36, que se muestra a continuación.



**Fig.36** Respuesta a un sistema de primer orden

Fuente: autoría propia

Para un sistema de segundo orden sin cero y con 2 polos, se obtiene la siguiente función de transferencia mostrado en la Tabla 20 y su respuesta en el tiempo ante una señal tipo escalón es mostrada en la Fig.37, observándose ciertas diferencias con respecto a un sistema de primer orden descrito anteriormente.

**Tabla 20**

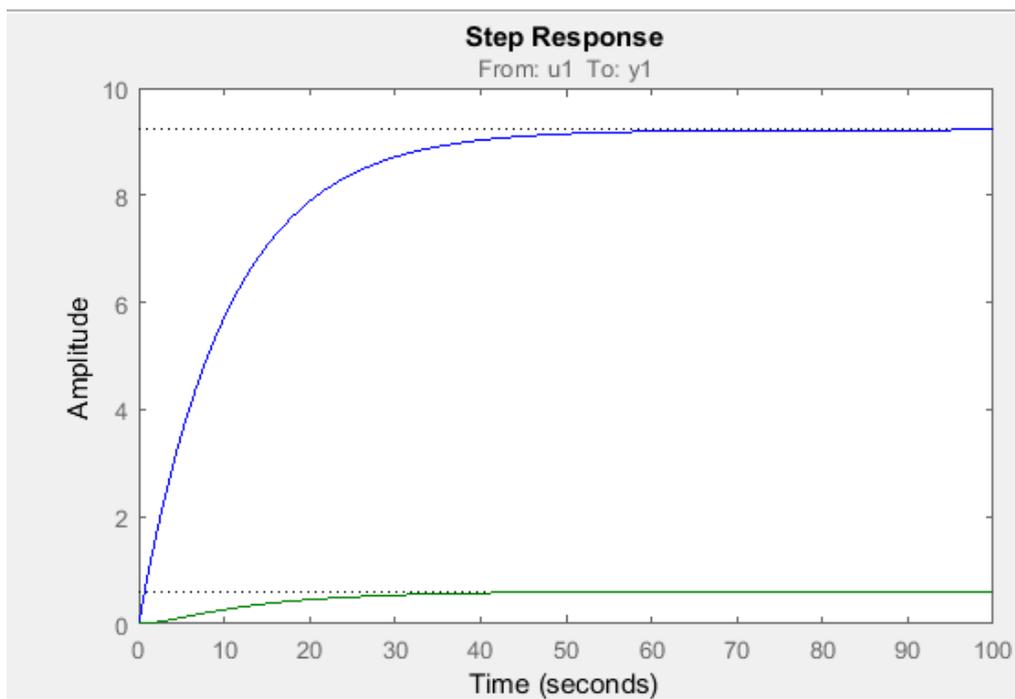
Sistema de transferencia de segundo orden

```
0.01869
-----
s^2 + 0.4642 s + 0.03083
Name: tf2
Continuous-time identified transfer function.

Parameterization:
Number of poles: 2   Number of zeros: 0
Number of free coefficients: 3
```

Fuente: autoría propia

Para el análisis acerca del comportamiento dinámico del sistema a lazo abierto excitado con una señal escalón, de acuerdo a los ensayos realizados descritos anteriormente se ha obtenido que la respuesta en el caso de primer orden es lenta y presenta errores apreciables en comparación cuando el sistema es de segundo orden.



**Fig.37** Respuesta de un sistema de segundo orden con una entrada escalón

Fuente: autoría propia

A continuación analizaremos la expresión matemática cuando el sistema es de segundo orden:

$$G(s) = K \frac{W_n^2}{s^2 + 2\xi W_n s + W_n^2} \quad (4.1)$$

Dónde:

G(s): Es la función de transferencia. K: Ganancia del sistema.

W<sub>n</sub>: Frecuencia natural y ξ: factor de amortiguamiento

Si  $0 < \xi < 1$ , se dice que el sistema es subamortiguado y la respuesta transitoria presenta sobreimpulsos, siendo las raíces complejas y conjugadas. Si ξ es mayor a 1 ó es 1, en valor absoluto, las raíces son reales. Las soluciones del denominador de la función G(s) está dado por

$$s_{1,2} = -\xi\omega_n \pm j\omega_n\sqrt{1-\xi^2} \quad (4.2)$$

A partir de la ecuación (4.2), se deduce:

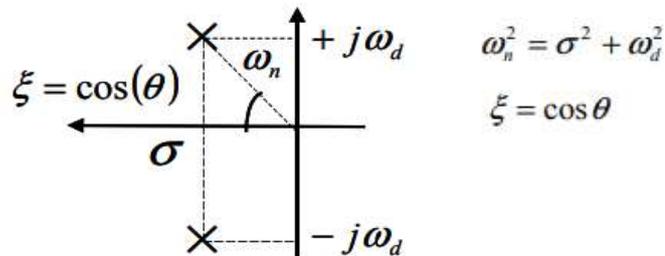
Si el factor de amortiguamiento, ξ, (en valor absoluto) es menor que 1, las raíces serán complejas. Para estos casos, habrá una componente real y otra componente imaginaria conjugada. La primera componente se denomina constante de amortiguamiento indicado por el símbolo “σ”, cuya ubicación se dará en el eje real:

$$\sigma = \xi\omega_n \quad (4.3)$$

Y la segunda componente se denomina frecuencia de amortiguamiento, W<sub>d</sub> y se encuentra en el eje imaginario:

$$\omega_d = \omega_n\sqrt{1-\xi^2} \quad [rad / s] \quad (4.4)$$

En la siguiente Figura 38 se muestran los componentes de la frecuencia natural  $\omega_n$  y su relación entre ellos.



**Fig.38** Polos complejos y conjugados cuando  $0 \leq |\xi| \leq 1$   
Fuente: Libro de control. Ogata

En la Fig.39 y Fig.40, se observan la respuesta del sistema de segundo orden a una entrada escalón unitario para diferentes valores del factor de amortiguamiento  $\xi$ .

De los ensayos, indicados en la tabla 18 se halla la siguiente función de transferencia:

$$G(s) = \frac{0.01869}{s^2 + 0.4625s + 0.03083} \quad (4.5)$$

Haciendo una analogía con la ecuación (4.1), se obtuvo las siguientes constantes:  $K=0.61$ ,  $\xi=1.31$  y  $\omega_n=0.1755$ .

Finalmente el modelo del sistema es expresado de la siguiente forma:

$$G(s) = 0.61 \frac{0.03083}{s^2 + 0.4625s + 0.03083} \quad (4.6)$$

A partir de esta última ecuación se evalúa su respuesta en el tiempo, teniendo como set point a la señal escalón, demostrándose que la temperatura logra estabilizarse en el tiempo pero con cierto error que debe corregirse aplicando técnicas de control con realimentación.

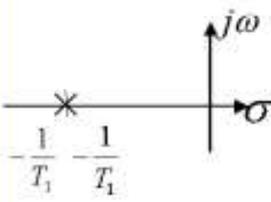
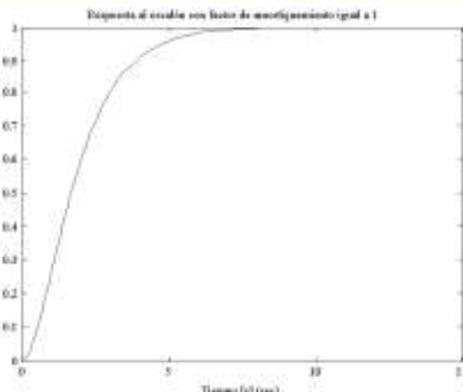
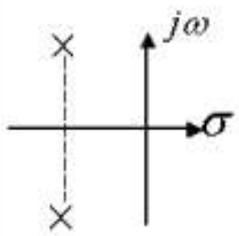
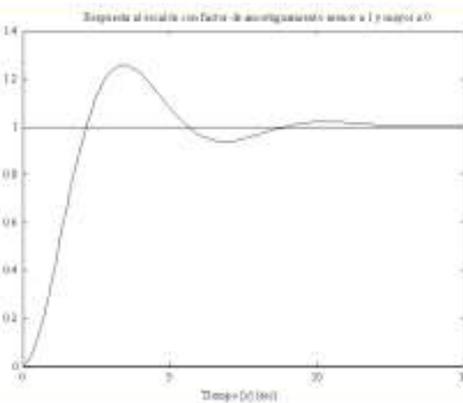
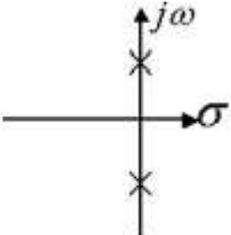
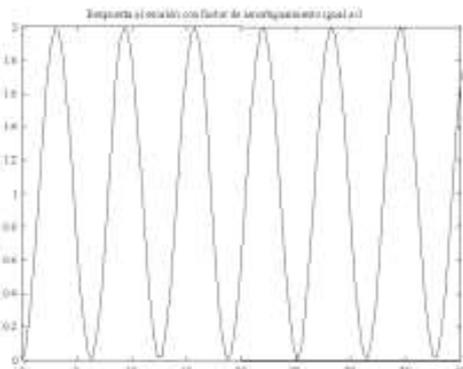
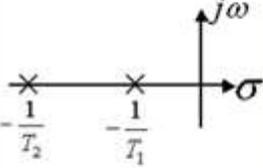
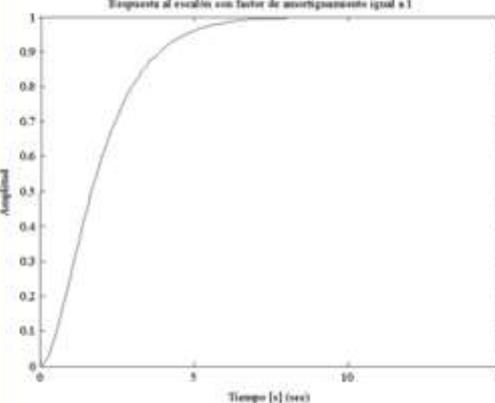
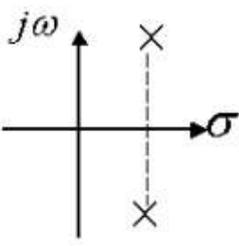
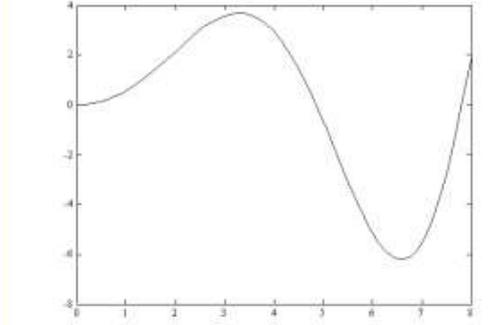
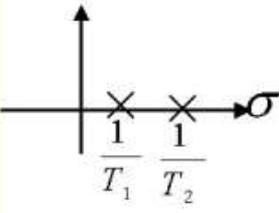
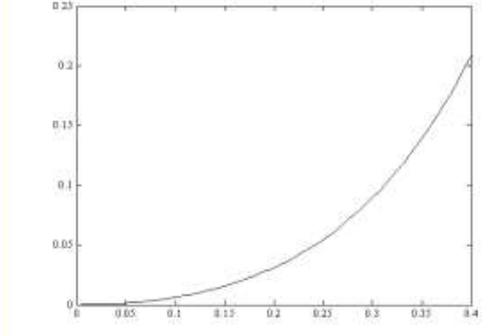
Ubicación del polo	Respuesta al escalón	Sistema
 <p>Pole plot showing two real poles on the negative real axis at <math>-\frac{1}{T_1}</math> and <math>-\frac{1}{T_2}</math>. The horizontal axis is <math>\sigma</math> and the vertical axis is <math>j\omega</math>.</p>	 <p>Step response plot titled "Respuesta al escalón con factor de amortiguamiento igual a 1". The y-axis is "Amplitud" (0 to 1) and the x-axis is "Tiempo [s] (ms)" (0 to 15). The curve rises smoothly from 0 to 1 without overshoot.</p>	<p>Criticamente amortiguado</p> <p><math>\xi=1</math></p>
 <p>Pole plot showing two complex conjugate poles in the left half-plane. The horizontal axis is <math>\sigma</math> and the vertical axis is <math>j\omega</math>.</p>	 <p>Step response plot titled "Respuesta al escalón con factor de amortiguamiento menor a 1 y tiempo &gt; 0". The y-axis is "Amplitud" (0 to 1.4) and the x-axis is "Tiempo [s] (ms)" (0 to 35). The curve oscillates around a steady-state value of 1 before settling.</p>	<p>Sub amortiguado</p> <p><math>0 &lt; \xi &lt; 1</math></p>
 <p>Pole plot showing two poles on the imaginary axis at <math>\pm j\omega</math>. The horizontal axis is <math>\sigma</math> and the vertical axis is <math>j\omega</math>.</p>	 <p>Step response plot titled "Respuesta al escalón con factor de amortiguamiento igual a 0". The y-axis is "amplitud" (0 to 2) and the x-axis is "Tiempo [s] (ms)" (0 to 40). The curve oscillates with constant amplitude around a steady-state value of 1.</p>	<p>Criticamente estable</p> <p><math>\xi=0</math></p>

Fig.39 Polos complejos y conjugados  
Fuente: Página Internet

Ubicación del polo	Respuesta al escalón	Sistema
		<p>Sobre Amortiguado</p> <p><math>\xi &gt; 1</math></p>
		<p>INESTABLE</p> <p><math>-1 &lt; \xi &lt; 0</math></p>
		<p>INESTABLE</p> <p><math>\xi &lt; -1</math></p>

**Fig.40** Polos complejos y conjugados  
Fuente: Libro de control. Página Internet

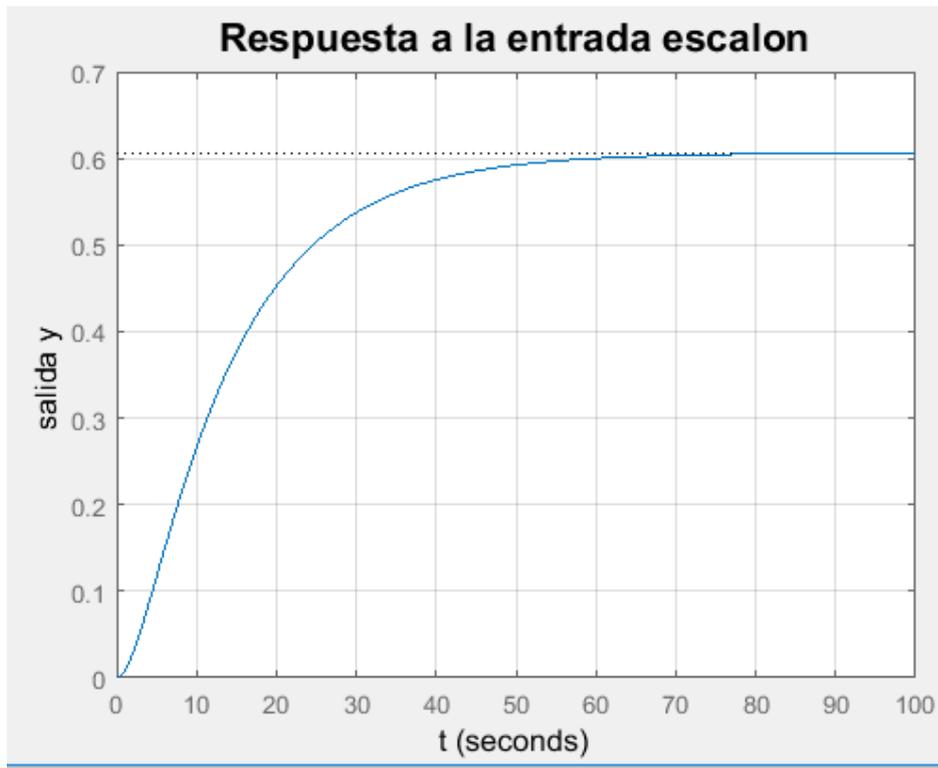
El código de la función del programa en lazo abierto del sistema descrito se muestra en la tabla 21.

**Tabla 21**  
Función para hallar la respuesta a la señal escalón

```
%Prototipo de la incubadora
%Funcion de transferencia a lazo abierto
%(0.01869)/s^2+0.4642s+0.03083
% Obtención de la Respuesta a la señal escalon
%Autor: Zenon Cucho

t=0:0.1:100;
num=[0.01869];
den=[1 0.4642 0.03083];
sys=tf(num, den) %Para hallar la funcion de transferencia
step(sys,t)
grid
title('Respuesta a la entrada escalon','FontSize',16)
xlabel('t' , 'FontSize',12)
ylabel('salida y', 'FontSize',12)
```

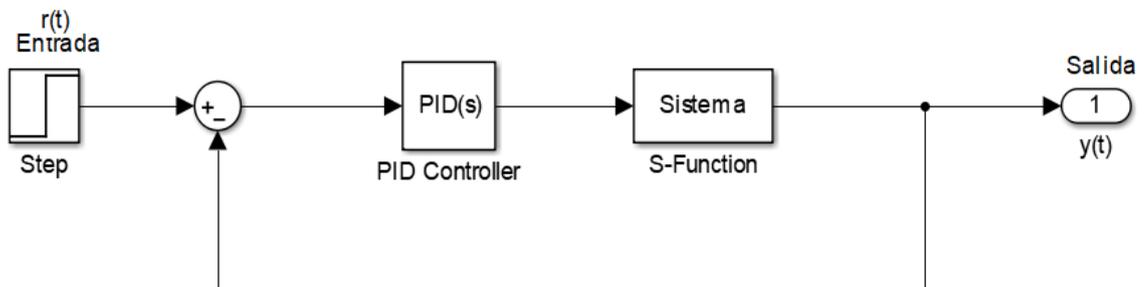
Fuente: autoría propia



**Fig.41** Respuesta del sistema a lazo abierto

Fuente: autoría propia

A continuación, se desarrolla un controlador digital para el sistema en estudio, donde la variable a controlar es la temperatura considerando el esquema de lazo cerrado, mostrado en la Fig.42.



**Fig.42** Sistema realimentado con controlador PID  
Fuente: autoría propia

El modelo del sistema está definido en la ecuación (4.6), de donde utilizando el entorno computacional con un entorno gráfico calculamos las ganancias  $K_p$ ,  $K_d$  y  $K_i$ , sintonizando adecuadamente de forma automática, para el tipo de controlador PID. El algoritmo utilizado para la sintonización halla las constantes PID para optimizar su rendimiento (tiempo de respuesta, ancho de banda) y la robustez del sistema (márgenes de estabilidad). Por defecto el algoritmo considera un margen de fase de 60 grados. Se emplea los siguientes comandos:

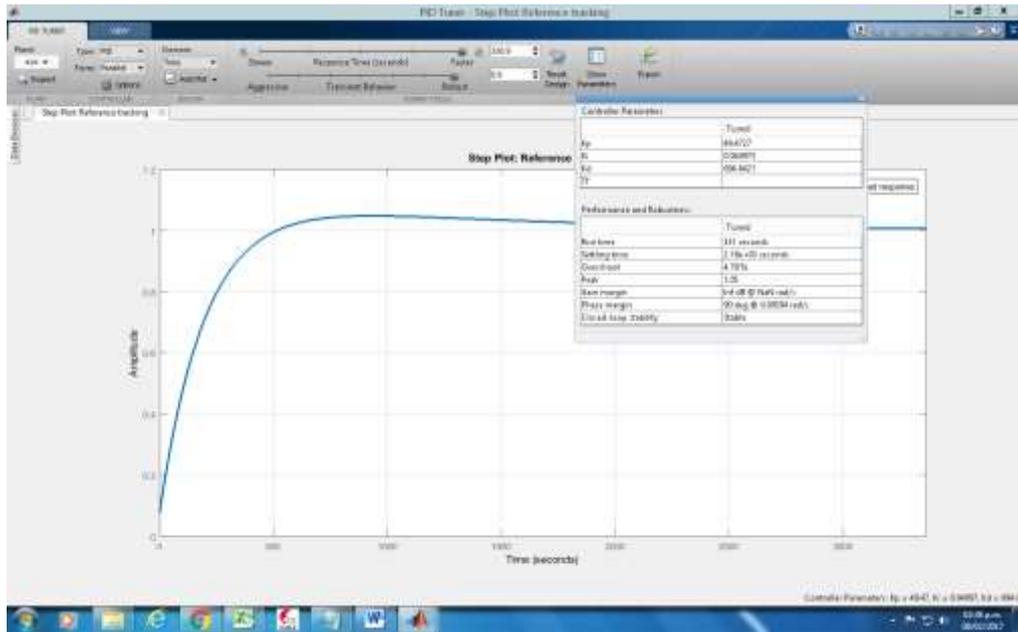
```
>> C= Kp+Ki/s+sKd/(tfs+1)
>> pidTuner(sys,C)
```

Cuyo efecto se observa en la Fig.43

Obteniéndose los siguientes valores:

$K_p= 49.4727$ ,  $K_i= 0.040923$  y  $K_d= 694.6421$

Finalmente con estas ganancias elaboramos el programa de control, utilizando un microcontrolador.



**Fig.43** Procedimiento para determinar las constantes  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_v$   
 Fuente: Laboratorio GIDEMS

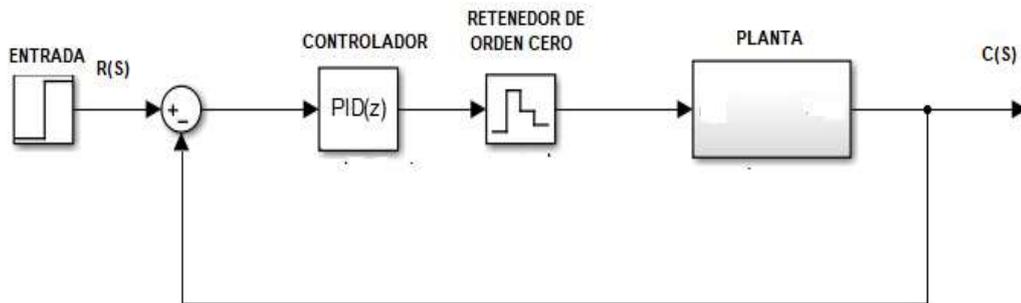
#### 4.2.4 Análisis del sistema usando control digital

##### 4.2.4.1 Características del control PID

Un sistema de control digital es implementado utilizando microprocesadores, microcontroladores, FPGAs, DSP o cualquier otro sistema digital. Los microcontroladores son computadores pequeños y de bajo costo de 8, 16, 32 y 64 bits, con memorias internas tipo FLASH, EEPROM y SRAM de gran capacidad y de alta velocidad de procesamiento. En la Fig.44, se muestra el sistema básico de un sistema de control digital al tener una computadora, como elemento de control. Un sistema de control digital presenta ventajas y mencionamos algunas de ellas:

- Facilidad de reprogramar y depurar los programas de control, hasta lograr implementar un buen algoritmo para el funcionamiento del sistema, al existir la capacidad de resolver ecuaciones por medios iterativos.
- Mejora la respuesta del sistema de acuerdo con especificaciones requeridas.

- Facilita el análisis de sistemas que cuentan con señales discretas y continuas.



**Fig.44** Diagrama básico de un sistema de control digital

Fuente: autoría propia

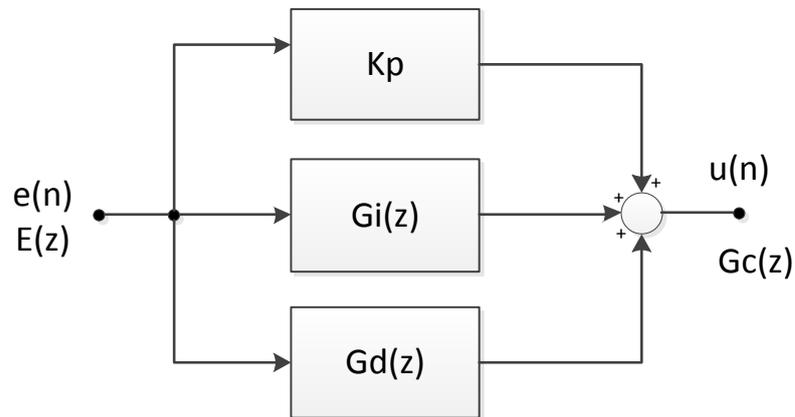
En el sistema de la Figura anterior, como se observa la señal en forma muestreada no se aplica directamente a la planta por lo tanto es necesario incluir, después de muestrear la señal, un dispositivo denominado “retenedor de orden cero” para que reconstruya la señal, su finalidad es convertir la señal muestreada en una señal continua de tal forma que sea igual o lo más aproximada posible a la señal de entrada. La exactitud del retenedor de orden cero en la reconstrucción de la señal depende de la magnitud del periodo de muestreo. Para ello se emplea el Teorema del muestreo de Shannon que indica: Si la frecuencia de muestreo definida como  $W_s$ , igual a  $2\pi/T$ , donde  $T$  es el periodo de muestreo se debe cumplir

$$W_s \geq 2W_c$$

En donde  $W_c$  es la componente de más alta frecuencia presente en la señal de entrada de tiempo continuo

En la práctica, el periodo de muestreo se puede estimar tomando como base el ancho de banda del sistema en lazo cerrado o el tiempo de establecimiento requerido para la respuesta transitoria. A continuación luego de definir la

planta expresada en la ecuación (4.5) y observando que el tiempo de establecimiento es 50 seg, aproximadamente, lo transformaremos en tiempo discreto, en términos de  $z$ , como se indica en la Fig.45, con herramientas computacionales cuyo programa se muestra en la Tabla 22. Consideraremos un tiempo de muestreo a 0.5 seg.



**Fig.45** Diagrama básico de un sistema discreto  
Fuente: autoría propia

**Tabla 22**

Función para la hallar el equivalente discreto de la planta  
Usando un retenedor de orden cero "zoh"

```
%Análisis en tiempo discreto
clear;clc;
s=tf('s');
%Se define la planta
%Transferencia en lazo abierto, tiempo continuo + T ambiente
Gp=0.01869/(s^2 + 0.4625*s + 0.03083) + 25
% Funcion de transferencia en lazo cerrado
sys=feedback(Gp,1)
t=0:0.1:100;
step(sys,t)
%Modelo discreto con retenedor de orden cero
%periodo de
muestreo T=0.1 segundos
T=0.1;
Gz=c2d(Gp,T,'zoh');
Gz=tf(Gz)
%En forma de polos y ceros
Gzpk=zpk(Gz)
```

```

Continuous-time transfer function.

sys =

      0.01869
      -----
      s^2 + 0.4625 s + 0.04952

Continuous-time transfer function.

Gz =

      9.202e-05 z + 9.062e-05
      -----
      z^2 - 1.955 z + 0.9548

Gzpk =
|
| 9.2023e-05 (z+0.9847)
| -----
| (z-0.992) (z-0.9625)
|
|
Sample time: 0.1 seconds
Discrete-time zero/pole/gain model.

```

Fuente: autoría propia

Para el caso del controlador PID discreto se deduce:

$$u(t) = K_p e + K_i \int_0^t e dt + K_d \frac{de}{dt} \quad (4.7)$$

Transformando a Laplace:

$$U(S) = K_p E(S) + \frac{K_i}{S} E(S) + K_d S E(S) \quad (4.8)$$

$$U(s) = E(s) \left[ K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \right] \quad (4.9)$$

Luego el controlador  $U(s)=G_c(s)$ , se define por:

$$G_c(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s = K_p \left( 1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (4.10)$$

$$G_c(s) = \frac{Kp(T_i T_d s^2 + T_i s + 1)}{T_i s} \quad (4.11)$$

La última ecuación (4.11) se conoce como controlador PID no iterativo, donde se ha introducido un polo al sistema en el origen debido a la acción integral y además dos ceros, los cuales pueden ser reales o complejos.

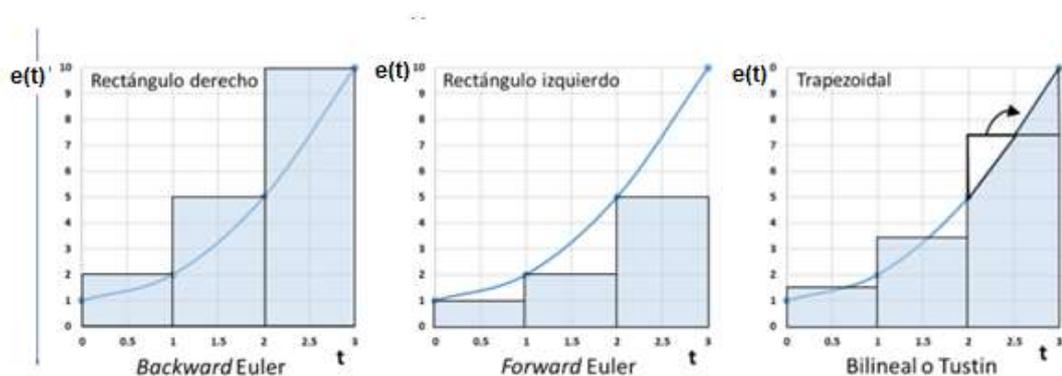
#### 4.2.4.2 Discretización del controlador continuo

En este caso se tiene un controlador PID continuo, como se ha visto en la ecuación (4.10). Para hallar el Controlador PID discreto indicado en la Fig.44, se usa las siguientes técnicas de aproximaciones con un tiempo de muestreo adecuado.

- Aproximación rectangular hacia adelante (Forward Euler)
- Aproximación rectangular hacia atrás (Backward Euler) y
- Aproximación bilineal o Tustin.

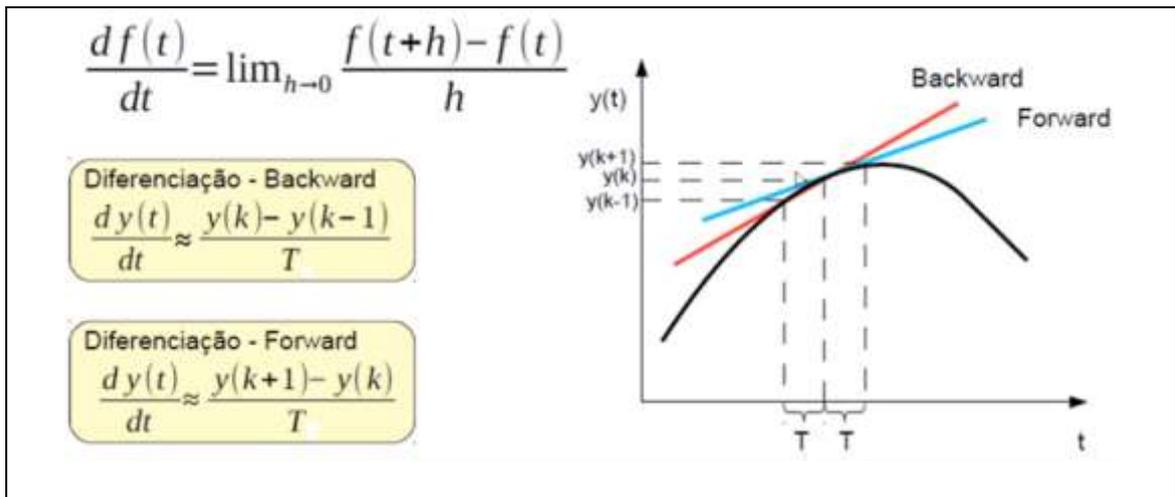
A continuación se calcula el controlador PID discreto con la aproximación de la variable s por z para cada técnica.

Las figuras de las aproximaciones para el controlador PID se muestran en la siguiente Fig.46



**Fig.46** Aproximaciones para el controlador PID.

Fuente: Discretización de controladores



**Fig.47** Aproximaciones numéricas. Derivadas

Fuente: Discretización de controladores. Luis Cesar Emanuelli

#### 4.2.4.3 Aproximación rectangular hacia adelante (Forward)

Es conocido como método de Euler I

Considerando  $y(t)=e(t)$  en las figuras Fig.46 y Fig.47,

La expresión de la derivada es:

$$\frac{de(t)}{dt} = \frac{e_k - e_{k-1}}{T} \quad (4.12)$$

La fórmula de la integral es:

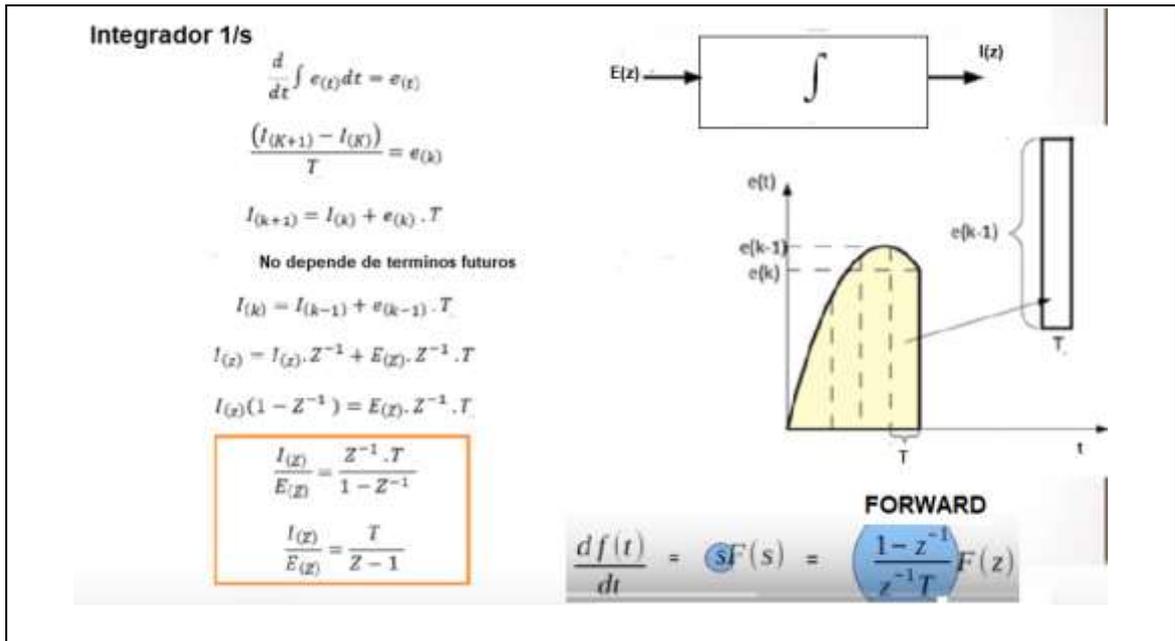
$$\int_0^t e(\tau) d\tau = \sum_{i=0}^{k-1} e(i)T = \sum_{i=0}^{k-1} Te_i \quad (4.13)$$

Luego, el controlador PID, se expresa por:

$$u_k = K_p \left( e_k + \frac{T}{T_i} \sum_{i=0}^{k-1} e_i + \frac{T_d}{T} (e_k - e_{k-1}) \right) \quad (4.14)$$

Retrasando la expresión anterior:

$$u_{k-1} = K_p \left( e_{k-1} + \frac{T}{T_i} \sum_{i=0}^{k-2} e_i + \frac{T_d}{T} (e_{k-1} - e_{k-2}) \right) \quad (4.15)$$



**Fig.48** Aproximación de Forward

Fuente: Discretización de controladores. Luis Cesar Emanuelli

Y restando se obtiene:

$$u_k - u_{k-1} = q_0 e_k + q_1 e_{k-1} + q_2 e_{k-2} \quad (4.16)$$

Dónde:

$$q_0 = K_p \left( 1 + \frac{T_d}{T} \right)$$

$$q_1 = K_p \left( -1 - 2 \frac{T_d}{T} + \frac{T}{T_i} \right)$$

$$q_2 = K_p \frac{T_d}{T}$$

Aplicando la transformada z, se obtiene para el controlador:

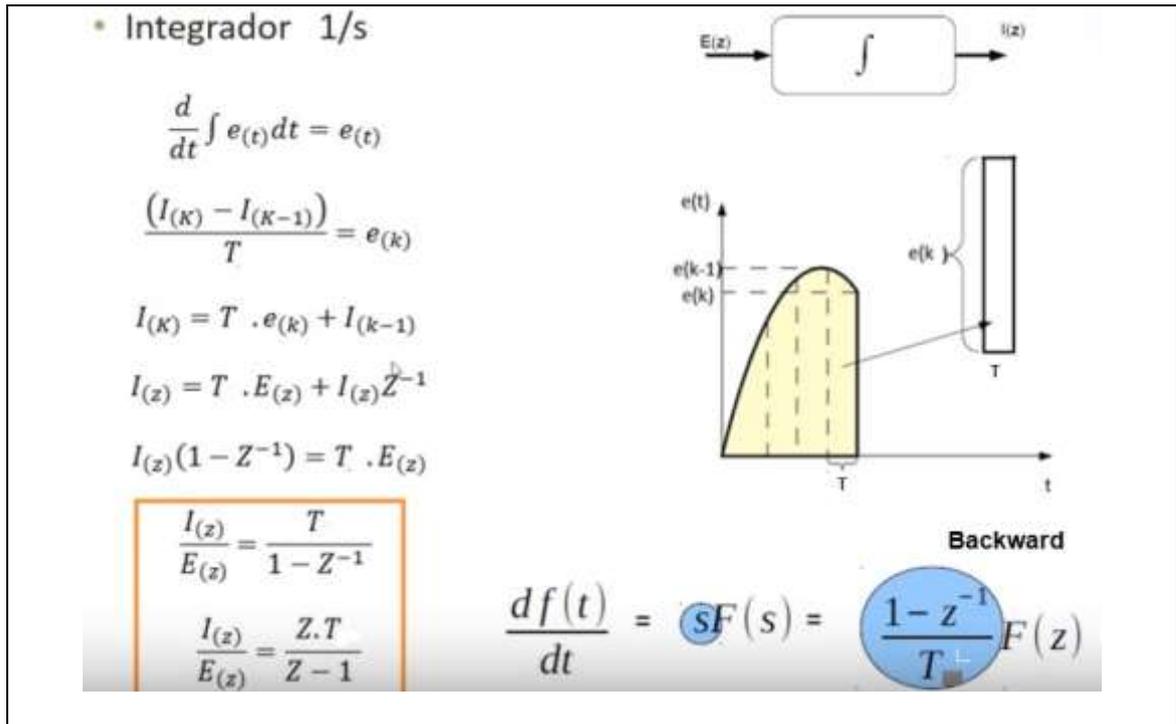
$$C(z) = \frac{U(z)}{E(z)} = \frac{q_0 + q_1 z^{-1} + q_2 z^{-2}}{1 - z^{-1}} \quad (4.17)$$

Y su correspondiente aproximación s por z, a partir de la Fig.4.16 es:

$$s = \frac{z-1}{T} \quad (4.18)$$

#### 4.2.4.4 Aproximación rectangular hacia atrás (backward).

Es conocido como método de Euler II, cuya función matemática se observa en la siguiente figura.



**Fig.49** Aproximación numéricas de Backward

Fuente: Discretizacáo de controladores. Luis Cesar Emanuelli

A partir de la Fig.47, Fig. 48 y Fig. 49, se ha deducido la relación:

$$u_k = K_p \left( e_k + \frac{T}{T_i} \sum_{i=1}^k e_i + \frac{T_d}{T} (e_k - e_{k-1}) \right) \quad (4.19)$$

$$u_k - u_{k-1} = q_0 e_k + q_1 e_{k-1} + q_2 e_{k-2} \quad (4.20)$$

Dónde:

$$q_0 = K_p \left( 1 + \frac{T}{T_i} + \frac{T_d}{T} \right)$$

$$q_1 = K_p \left( -1 - 2 \frac{T_d}{T} \right)$$

$$q_2 = K_p \frac{T_d}{T}$$

Y su correspondiente aproximación s por z, a partir de la Fig.49 es:

$$s = \frac{z - 1}{zT} \quad (4.21)$$

#### 4.2.4.5 Método de Tustin o trapezoidal

Es la mejor aproximación, se utiliza cuando se requiere una mayor precisión en la conversión discreta. La integral se determina con la suma de trapezoides. De la figura 49, la integral se calcula como:

$$T/2(e(n)+e(n-1)), \text{ área del trapecio}$$

La función integral de toda la función es:

$$u(n) = u(n-1) + KiT/2[e(n)+e(n-1)]$$

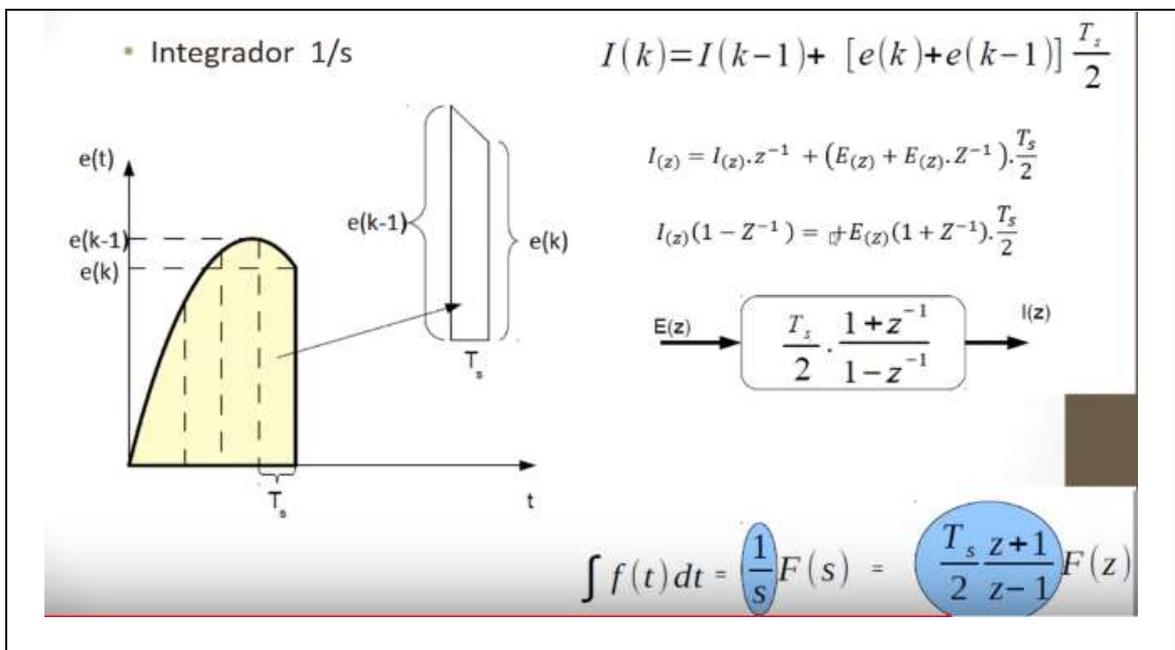
Aplicando la transformada z, se obtiene:

$$U(z)(1-z^{-1}) = ki\frac{T}{2}(1+z^{-1})E(z)$$

$$\frac{U(z)}{E(z)} = Ki\frac{T}{2} \left( \frac{1+z^{-1}}{1-z^{-1}} \right) \quad (4.22)$$

Y se demuestra la siguiente relación:

$$S = \frac{2(z-1)}{T(z+1)} \quad (4.23)$$



**Fig.50** Aproximación de Tustin

Fuente: Discretización de controladores. Luis Cesar Emanuelli

A continuación se describe la aproximación trapezoidal PID:

$$u(n) = K_p e(n) + K_i T \sum e_i + K_d [e(n) - e(n-1)]/T \quad (4.24)$$

Aplicando la transformada z:

$$U(z) = K_p E(z) + K_i T \frac{(1+z^{-1})}{2(1-z^{-1})} E(z) + \frac{K_d}{T} (1-z^{-1}) E(z) \quad (4.25)$$

Función de transferencia discreta:

$$\frac{U(z)}{E(z)} = K_p + K_i T \frac{(1+z^{-1})}{2(1-z^{-1})} + \frac{K_d}{T} (1-z^{-1}) \quad (4.26)$$

Finalmente el controlador es:

$$C(z) = \frac{(2TK_p + K_i T^2 + 2K_d) + (K_i T^2 - 2K_p T - 4K_d)z^{-1} + 2K_d z^{-2}}{2T(1-z^{-1})} \quad (4.27)$$

A continuación, aplicaremos el método Tustin o trapezoidal para hallar el modelo discreto de la incubadora usando el retenedor de orden cero, como se observa en la siguiente tabla, lograndose demostrar su estabilidad.

**Tabla 23**  
Función para la hallar el equivalente discreto del sistema  
Con el método Tustin

```
% analisis del sistema total
clear;clc;
s=tf('s');
%Se define la planta
%Transferencia en lazo abierto, tiempo continuo + T ambiente
Gs=0.01869/(s^2 + 0.4625*s + 0.03083)

%Modelo discreto de la planta con retenedor de orden cero
%periodo de muestreo T=0.1 segundos
T=0.1;
Gz=c2d(Gs,T,'zoh');
Gz=tf(Gz)

Cz=c2d(tf([694.9 49.47 0.0492],[1 0]),0.1,'Tustin')

Rpta: usando el método Tustin
```

```

Cz = |
      1.395e04 z^2 - 2.78e04 z + 1.385e04
      -----
              z^2 - 1

Sample time: 0.1 seconds
Discrete-time transfer function.

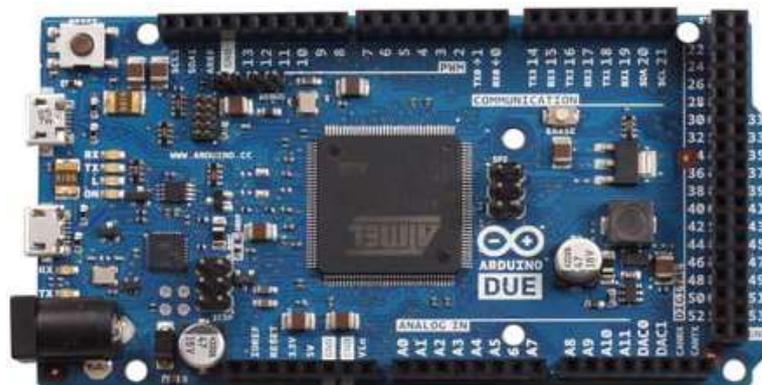
```

Fuente: autoría propia

## 4.2.5 Diseño del controlador con el módulo Arduino Due

### 4.2.5.1 Características del módulo Arduino Due

Para efectos de la programación del sistema de control digital, se utilizó el módulo ARDUINO DUE mostrada en la Fig.51, está basado en la tecnología ARM e implementada con el microcontrolador Atmel AT91SAM3X8E de 32 bit de la familia CortexM3 ARM, que permite operar datos de 4 bytes en simultáneos con un solo pulso de reloj. La frecuencia del trabajo es de 84 MHz.

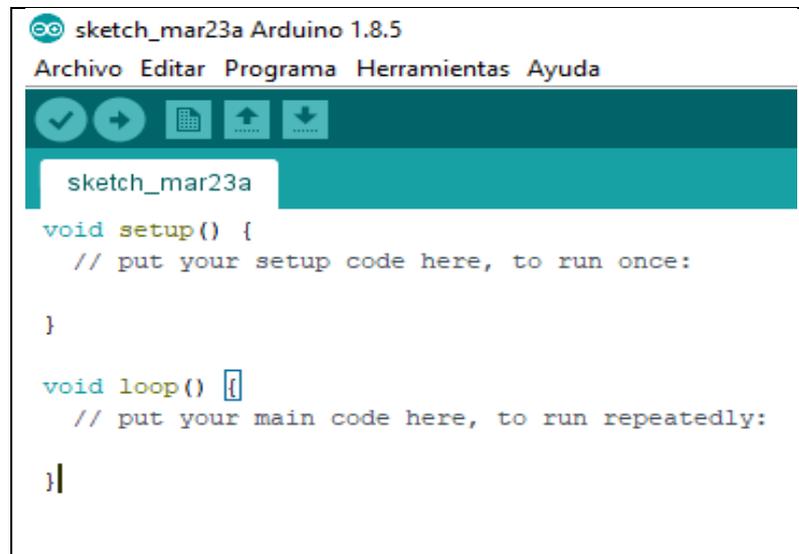


**Fig.51** Módulo Arduino Due

Fuente: [www.arduino.org](http://www.arduino.org)

El módulo Arduino Due posee 54 pines digitales de entrada y salida (de los cuales 12 pueden ser usados como salidas PWM), 12 entradas análogas, 4 UART (puertos seriales), un botón reset y un botón para borrar, 2 DAC (convertidor digital a analógico), 2 TWI, un conector para SPI y un DMA.

Para compilar el código y ejecutar el programa se realiza utilizando el IDE de Arduino que se indica en la Fig.52



**Fig.52** Pantalla IDE del Arduino  
Fuente: [www.arduino.org](http://www.arduino.org)

Las características principales del módulo Arduino Due están indicadas en la Tabla 24. A diferencia de otras tarjetas, Arduino Due trabaja con una fuente de alimentación de 3.3V. Cuenta con dos puertos USB, uno es utilizado para programación y comunicación, el otro puede ser usado para formar una red.

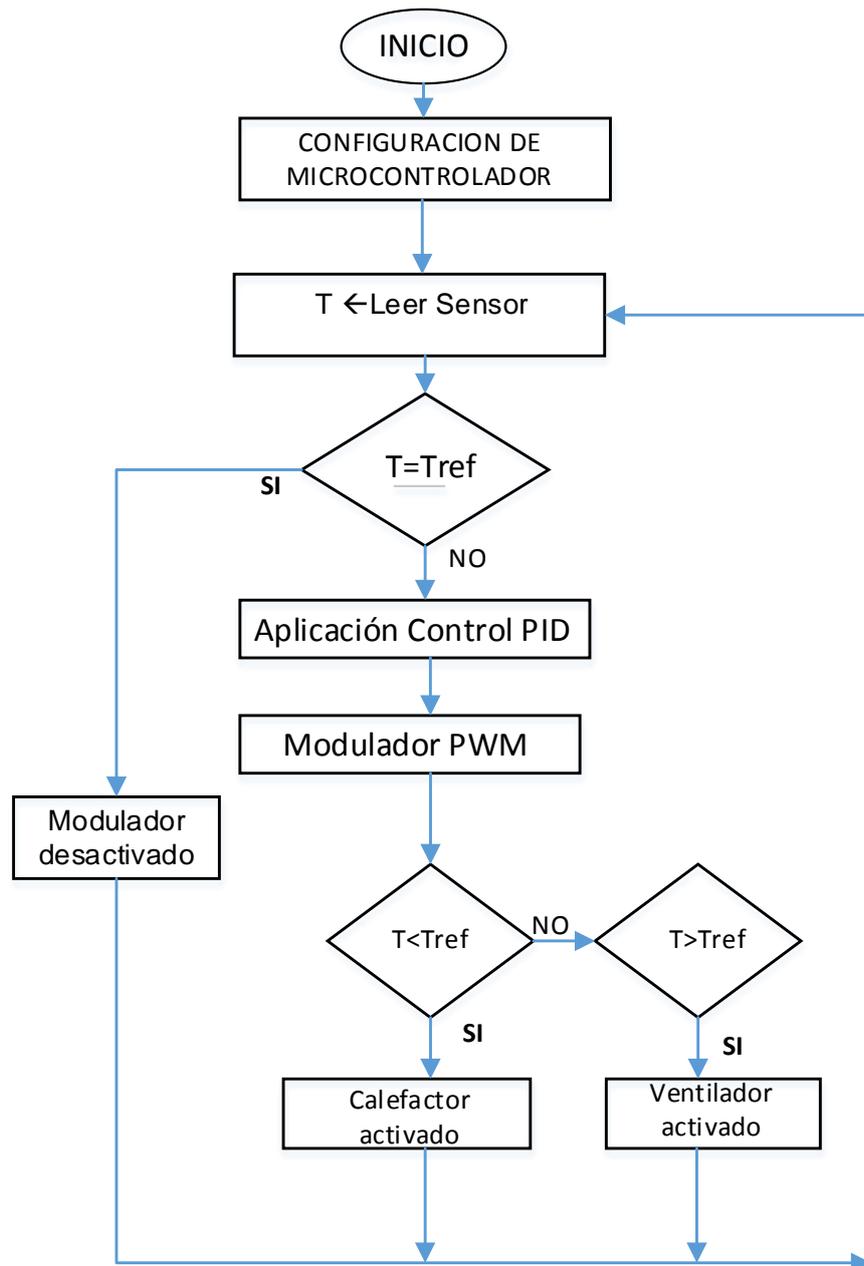
**Tabla 24**  
Características del módulo Arduino Due

• Microcontrolador:	AT91SAM3X8E.
• Voltaje de operación:	3.3V.
• Voltaje recomendado de entrada (pin Vin):	7-12V.
• Pines de entrada y salida digitales;, de los cuales 12 proveen salida PWM.	54 pines I/O
• Pines de entrada análogos:	12
• Pines de salida análogos:	2
• Corriente de salida total en los pines I/O:	130 mA
• Corriente DC máxima en el pin de 3.3V:	800mA
• Corriente DC máxima en el pin de 5V:	800 mA
• Memoria Flash:	512 Kbyte
• SRAM:	96 KB (en dos bancos de: 64KB y 32KB).
• Velocidad de reloj:	84 Mhz
• Peso	36 g.

Fuente: Data sheet de Arduino Due

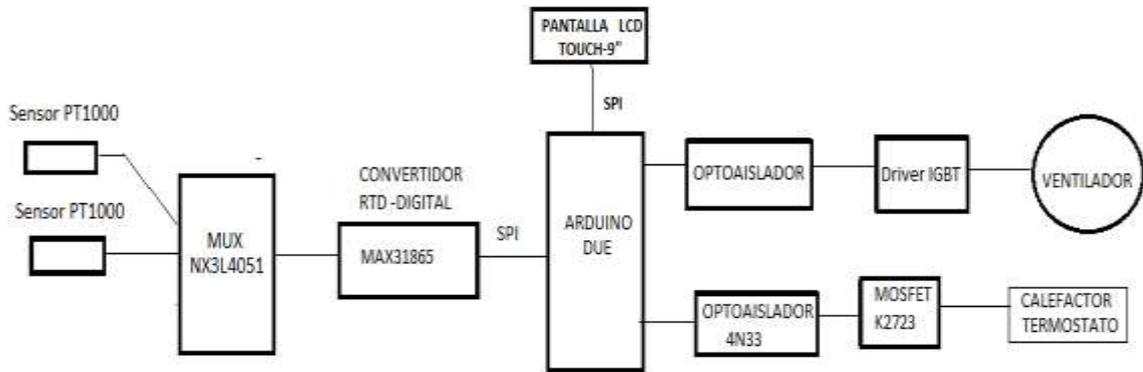
#### 4.2.5.2 Desarrollo del hardware y software

Se presenta a continuación el diagrama de flujo del control de temperatura del prototipo de incubadora de tres capas aislantes:



**Fig.53** Diagrama de flujo del módulo de la temperatura  
Fuente: Elaboración propia

En el prototipo de la incubadora de tres capas aislantes, se utilizó el siguiente esquema, mostrada en la siguiente figura:



**Fig.54** Diagrama d bloques 11del módulo de temperatura

Fuente: Diagrama INCUVENT-GIDEMS

Siendo los componentes principales del módulo de temperatura los siguientes dispositivos:

- Sensor PT1000: para leer la temperatura del habitáculo. En el módulo completo se utiliza varios sensores de este tipo.
- Mux NX3L4051: Multiplexor para leer un determinado sensor de temperatura.
- Módulo transmisor RTD MAX31865: Se utiliza este dispositivo para la lectura de la resistencia del sensor PT1000 que lo convierte en digital y utilizando el protocolo SPI se comunica con el microcontrolador.
- Optoaislador: a fin de aislar eléctricamente la parte de potencia de los actuadores con el microcontrolador, para la señal de control.
- Driver IGBT: Mosfet de alta velocidad y potencia para la interface con el ventilador y el calefactor del prototipo de la incubadora neonatal.

Una vista del módulo empleado con Arduino se muestra en la siguiente figura:



**Fig.55** Módulo de control usando Arduino Due  
Fuente: Gidems-PUCP

En particular:

Para conectar al módulo Arduino Due, con el sensor de temperatura PT1000, se utilizó el dispositivo serial MAX31865, que permite la conversión analógica de la lectura de la resistencia del sensor PT1000 a un valor digital, lo cual es procesado por el microcontrolador. Al variar la resistencia varía la temperatura, por tanto si se sabe el valor de la resistencia se conoce también la temperatura. La resolución del conversor A/D que tiene el módulo Max31865 es de 15 bits, equivalente a  $0.03125^{\circ}\text{C}$ , siendo el tiempo máximo de conversión de 21 ms.

El modulo soporta sensores RTD tipo PT100 o PT1000, que se define con la resistencia de referencia:  $R_{ref}$ . El módulo está configurado por defecto para sensores PT100, por lo que el valor de  $R_{ref}$  es de 430 Ohm. Para trabajar con

sensores PT1000 debemos cambiar la resistencia de 430 Ohm por una resistencia de 4.3K Ohm.

Se muestra en la siguiente Fig.56, el módulo Max31865 y sus características técnicas.

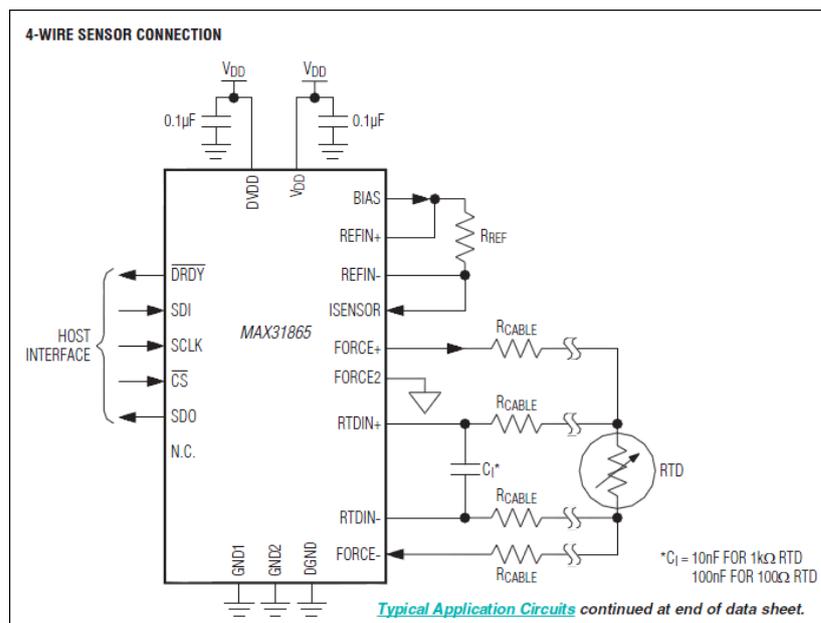


Voltaje de operación: 3 - 5VDC  
 Resolución: 15 bits (0.03125°C)  
 Precisión: 0.5°C  
 Tiempo de conversión: 21ms (máx.)  
 Interfaz: SPI  
 Posee agujeros para montaje  
 Dimensiones:  
 28mm\*25.3mm\*3mm

**Fig.56** Dispositivo Max31865

Fuente: data sheet Max3186

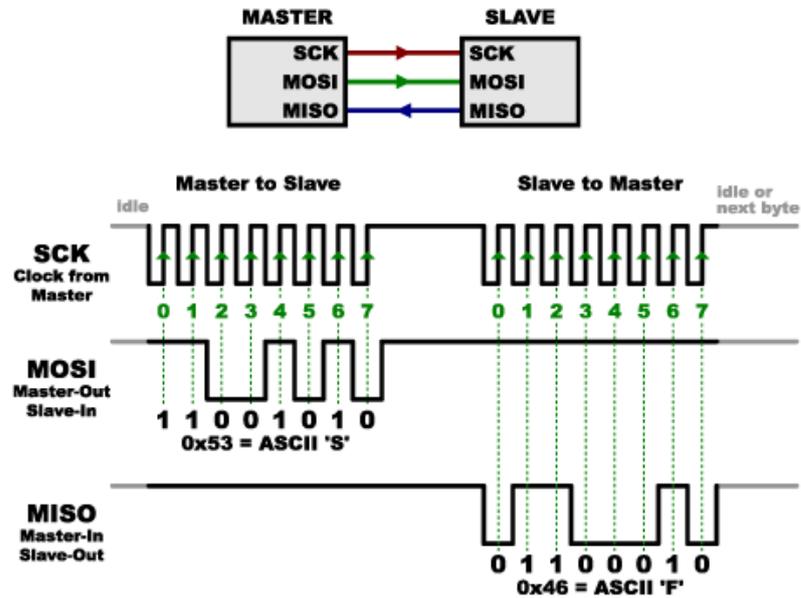
En la siguiente Fig. 57 se muestra la conexión del sensor RTD al dispositivo Max31865 que tiene un convertor A/D de 15 bits, para ser conectado al microcontrolador mediante la comunicación serial SPI.



**Fig.57** Max31865 conectado con el sensor RTD.

Fuente: Data sheet de Max31865

El dispositivo Max31865 utiliza el protocolo SPI para la transferencia serial de datos con el microcontrolador que es el Maestro.



**Fig.58** Protocolo SPI

Fuente: Protocolo SPI

Un dispositivo SPI, normalmente dispone de las siguientes terminales:

- MISO (Master In Slave Out): Es la línea del esclavo para enviar datos al maestro
- MOSI (Master Out Slave In): Es la línea del maestro para enviar datos a los periféricos
- SCK (Serial Clock): Los pulsos de reloj para sincronizar la transmisión de datos con el maestro.
- SS (Slave Select): El pin para cada dispositivo que el maestro usa para activar y desactivar los dispositivos específicos. Cuando el pin de selección de esclavo está a nivel bajo, este se comunica con el maestro. Cuando está a nivel alto, este ignora al maestro. Esto permite tener múltiples SPI compartiendo las líneas MISO, MOSI y CLK.

Si se desea conectar varios MAX31865 a un microcontrolador, se deben compartir los pines SDI, SDO, y SCK y asignar a cada uno un pin CS único.

**Tabla 25**  
Descripción de los pines SPI

- CLK: Entrada al chip, señal de reloj es el pulso que marca la sincronización. Con cada pulso de este reloj, se lee o se envía un bit.
- SDO: Salida de datos en serie (Datos enviados desde el MAX31865 al controlador)
- SDI: Salida de datos del Master (Controlador) y entrada de datos al Slave(MAX31865)
- CS: Pin de selección de chip, estado LOW para iniciar una transmisión

Fuente: Hojas técnicas

**Tabla 26**  
Características del dispositivo MAX31865

- Maneja RTD de platino de 100 $\Omega$  a 1k $\Omega$  (PT100 a PT1000)
- Compatible con conexiones de sensores de 2, 3 y 4 hilos
- Interfaz compatible con SPI
- Resolución ADC de 15 bits
- Resolución de temperatura nominal 0.03125 ° C (varía según la no linealidad RTD)
- Tiempo de conversión: 21 ms (máx)
- Precisión total en todas las condiciones de funcionamiento: 0.5 ° C (0.05% de la escala completa) como máximo
- Entradas Vref completamente diferenciales

Fuente: Hojas técnicas

Se empleó una pantalla gráfica para conectarse al microcontrolador cuya función será de ingresar y mostrar datos.



**Fig.59** Pantalla gráfica conectada al módulo Arduino.  
Fuente: GIDEMS-PUCP

Para comprobar la circuitería implementada en el prototipo INCUVENT se realizó programas modulares en lenguaje C entorno al microcontrolador AT91SAM3X8E.

Se presenta el programa para la prueba del calefactor en la siguiente figura:

```
// *****  
// Prueba del calefactor y sus conexiones  
//*****  
//Declaracion de variables  
int n;  
int vent = 13; //ventilador  
int calef=24; //calefactor  
  
void setup()  
{  
  |   pinMode(calef, OUTPUT);  
  Serial.begin(9600); //para utilizar el monitor Serial  
  digitalWrite(calef,LOW); //calefactor apagado  
}  
  
void loop() {  
  
  digitalWrite(calef,HIGH); //calefactor encendido;  
  delay(1000);  
  digitalWrite(calef,LOW);  
  delay(1000);  
  for(n=0;n<500;n++){  
  
    analogWrite(calef,n); //Control del calefactor  
    delay(1000);  
  }  
}
```

**Fig.60** Prueba del calefactor

Fuente: Autoría propia

Para hallar la temperatura indicado por el sensor de temperatura PT1000, se utilizó la siguiente ecuación desarrollado por Callendar- Van Dusen<sup>28</sup> que relaciona la resistencia del platino con la temperatura.

---

<sup>28</sup> La ecuación Callender- Van Dusen tiene más de 120 años, estudiaron la termometría del platino, Inicialmente Callender propuso la ecuación de la resistencia dependiente de la temperatura.

$$t = \frac{-R_0 * a + \sqrt{R_0^2 * a^2 - 4 * R_0 * b * (R_0 - R)}}{2 * R_0 * b} \quad (4.28)$$

Con lo cual se implementó el siguiente programa para determinar la temperatura indicada por el sensor PT1000

```
// R(t) = R(0)(1 + A * t + B * t^2).
double CallendarVanDusen(double R) {
    double a = 3.9083E-03;
    double b = -5.7750E-07;
    float temp;
    signed long R0=1000;
    temp=(-R0*a+sqrt(R0*R0*a*a-4*R0*b*(R0-R)))/(2*R0*b);
    return temp;
}
double PTC1000(double R){
    temp= ((-4E-05)*R*R + 0.2141*R - 147.64
    return temp;
}
```

```
/**
 * Medición de la temperatura T1 con PT100
 * Entrada analogica: pin A0. // salida: Monitor serial
 * Autor: Zenón Cucho
 */
//Declaracion de variables
#include <SPI.h>
#define CPU "DUE" //CPU="DUE" for Arduino Due
#define Rref 4000 // 4000 if PT1000 used
#define WIRE 2 // PT100/1000 has 2 or 3 or 4 wire connection
#define CS 5

int DRDY = 2;
//SELECTORES DEL MUX
int S1 = 7;
int S2 = 8;
int S3 = 9;
double temp_HAB=0;
int A=3.9083E-03;
int R0=1000;

void configureMAX31865() {
    digitalWrite(CS, LOW);
    SPI.transfer(0x80);
    if (WIRE==2 || WIRE==4) SPI.transfer(0xC2);
    if (WIRE==3) SPI.transfer(0xD2);
    digitalWrite(CS, HIGH);
    delay(50);
}
```

```

double temperaturaPT1000(double R){
    return (R-R0)/(A*R0);
}

void setup(){
    pinMode(S1, OUTPUT); //LSB
    pinMode(S2, OUTPUT);
    pinMode(S3, OUTPUT); //MSB

    //SELECCION DEL CANAL Y3 DEL MULTIPLEXOR
    digitalWrite(S1, HIGH);
    digitalWrite(S2, HIGH); //HIGH PARA LA TARJETA DE CONTROL DE TEMP
    digitalWrite(S3, LOW);

    Serial.begin(9600);
    SPI.begin();
    if (CPU=="AVR") SPI.setClockDivider(SPI_CLOCK_DIV128);
    if (CPU=="DUE") SPI.setClockDivider(200);
    SPI.setDataMode(SPI_MODE3);
    pinMode(CS, OUTPUT);

    digitalWrite(CS, HIGH);
    delay(100);
    configureMAX31865();
}

```

**Fig.61** Determinación de la temperatura con el sensor PT1000  
Fuente: Autoría propia

En la programación, en primer lugar se incluye la librería SPI.h “Serial Peripheral Interface”. Esta librería permite comunicar el módulo de Arduino como maestro con dispositivos esclavo que son los sensores de temperatura. En segundo lugar se incluye la librería MAX31865.h que es la librería GNU (General Public License) para el control del convertidor A/D. Esta librería contiene la programación básica para poder controlar el convertidor desde el microcontrolador.

#### **4.2.6 Ensayos para determinar la evaluación térmica**

Se recomienda realizar los siguientes ensayos en la incubadora neonatal INCUVEN que tiene 3 capas para compararlas con otro prototipo:

- Medición de la energía de la entrada (calefactor) en el modo estable.

- Medición de la energía consumida, en el interior del habitáculo y fuera.

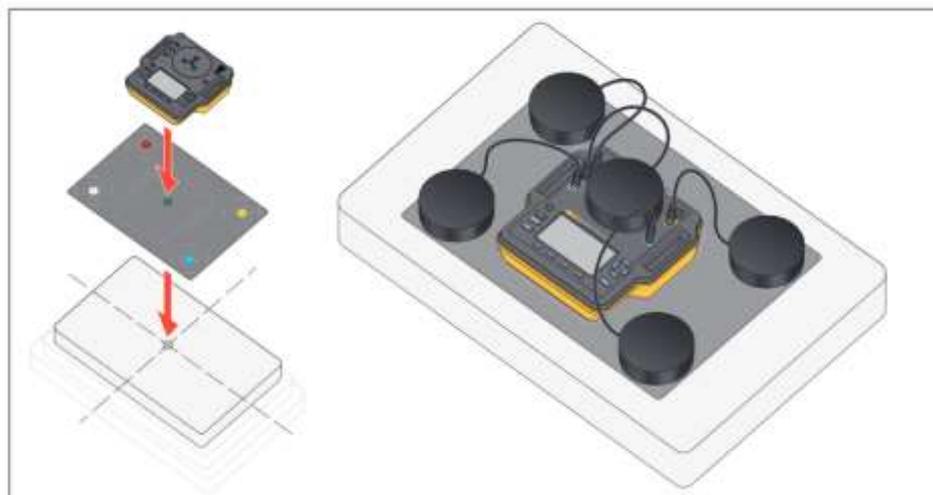
Se realizó las mediciones para la evaluación térmica en el prototipo.

Para los ensayos, se consideró el Protocolo, de acuerdo a la norma americana 60601.2-19.

La norma 60601. Parte 2-19: trata sobre los requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de las incubadoras de bebé. (Ratificada por la Asociación Española de Normalización en enero de 2017), y el punto 2, indica requerimiento de seguridad. La temperatura ambiental donde operará la incubadora debe estar entre 20 °C y 40 °C.

Punto ocho: Precisión en la operación de datos y protección ante salidas incorrectas.

Para la evaluación térmica se utilizó el Analizador de incubadoras Fluke INCU II, colocando el instrumento al centro del habitáculo, como se observa en la figura siguiente, siguiendo el procedimiento establecido por el fabricante y cumpliendo con el protocolo establecido.

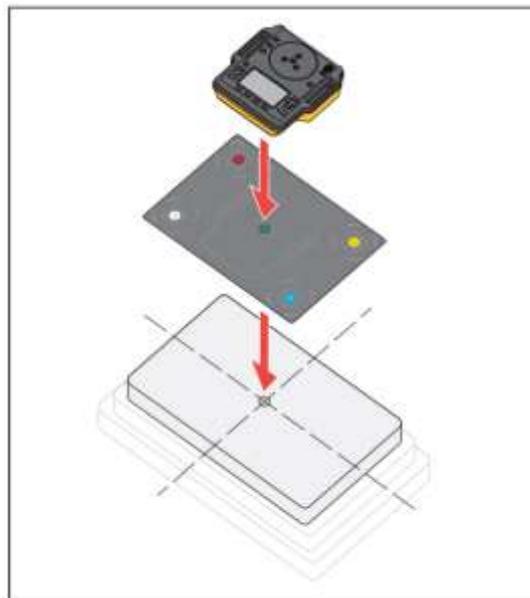


**Fig.62** Conexiones de la sonda del Analizador de Incubadoras INCU II

Fuente: Incubator Analyzer INCU II

Para ello el fabricante establece los siguientes pasos para una medición correcta dentro de la incubadora:

1. Alinee la plantilla de colocación en el centro del colchón. (Consulte la Fig.63).
2. Localice el centro de cada cuadrante del colchón.
3. Coloque una sonda (en un trípode) o un disco en el centro de cada cuadrante.



**Fig.63** Definición de los cuadrantes para el monitoreo de INCU II

Fuente: Incubator Analyzer INCU II

Nota<sup>29</sup>: Los colchones pueden tener diferentes dimensiones. Ponga la plantilla de colocación en el centro del colchón y realice las mediciones pertinentes para localizar el centro de cada cuadrante. Normalmente, el centro de cada cuadrante del colchón coincide con los círculos de la plantilla de colocación. Puede hacer una marca en la plantilla de colocación para identificar las dimensiones de distintos colchones. Utilice la marca

---

<sup>29</sup> Fuente: Manual Incubator Analyzer INCU II

para asegurarse de que los sensores están en la misma posición cada vez que se realice la prueba.

**Tabla 27**  
Características del Analizador INCU II

<b>INCU II</b>	
<b>Normas de ensayo:</b> IEC 60601-2-19 IEC 60601-2-20 IEC 60601-2-21	<b>Velocidad de aire:</b> Rango: 0.2 m/s a 2.0 m/s a 35°C, 50 % HR Exactitud: + 0.1 m/s
<b>Mediciones:</b> Temperatura Humedad relativa Velocidad de aire Sonido	<b>Sonido:</b> Rango: 30 dB(A) a 100 dB(A) (Class II) Exactitud: ± 5 dB(A)
<b>Temperatura:</b> <i>5 sensores temperatura central y periférica (incubadoras e incubadoras de transporte)</i> Rango: 0 °C a 50 °C Exactitud: ± 0.05°C <i>5 sensores de temperatura para cuna térmica (sensores de disco)</i> Rango: 0 °C a 50 °C Exactitud: ± 0.2 °C <i>1 termopar tipo K de superficie</i> Rango: - 5 °C a 60 °C Exactitud: ± 0.5 °C <i>1 accesorio calentamiento sensor temperatura cutánea (opcional)</i> Rango: 0 °C a 50 °C Exactitud: ± 0.05 °C	<b>Memoria interna:</b> Capacidad: hasta 48 h. por ensayo Frecuencia de muestreo: 30-120 segundos (en pasos de 30 segundos)
<b>Humedad relativa:</b> Rango: 0% a 100% Exactitud: ± 3%	<b>Batería incorporada/autonomía:</b> 24 h con frecuencia de muestreo de 30 s
	<b>Dimensiones:</b> 23 cm x 21 cm x 6 cm
	<b>Peso:</b> 1,4 Kg INCU II (c/sensores incubadoras) 3,9 Kg INCU II (c/sensores incubadoras) + discos cunas térmicas
	<b>Conectividad:</b> USB e Inalámbrica
	<b>Software de automatización / documentación:</b> Ansur Mini Plug-in INCU II (incluido) Complemento Excel (incluido)

Fuente: Incubator Analyzer INCU II

Siguiendo los procedimientos indicados en la norma IEC 6060. 2 -19, se colocó los instrumentos de medición de temperatura dentro del habitáculo de la incubadora y también al exterior y utilizando la pantalla gráfica se ingresó la temperatura de referencia (Set Point), cuyas fotos de los ensayos desarrollados se muestran a continuación.

En la siguiente vista Fig.64, se observa el habitáculo con tres capas aislantes y la ubicación de la parte electrónica en la parte inferior.



**Fig.64** Construcción del prototipo incubadora "INCUVENT"  
Fuente: GIDEMS

En la siguiente vista Fig.65, se observa el analizador de incubadoras dentro del habitáculo para los ensayos respectivos.



**Fig.65** Medición de la temperatura dentro del habitáculo  
Fuente: autoría propia

En las siguientes vistas, Fig.66 y Fig.67, se observan los ensayos realizados con los instrumentos de medición ubicados en el prototipo de estudio.



**Fig.66** Medición de la temperatura ambiente fuera del habitáculo  
Fuente: autoría propia



**Fig.67** Ingreso del Set Point en la pantalla gráfica  
Fuente: autoría propia

Se observa en la Fig.68, la pantalla gráfica empleada que dan datos de la temperatura y datos del ventilador artificial empleado.



**Fig.68** Pantalla gráfica touch Screen  
Fuente: GIDEMS-PUCP

#### **4.3. Población y muestra**

La población sobre el estudio de incubadoras para neonatos es importante porque de por medio está salvar la vida del bebé prematuro, realizándose en la actualidad diversas investigaciones sobre el tema.

El estudio de la Tesis se realizó en el prototipo de la incubadora neonatal INCUVENT en forma analítica y experimental cuya patente lo tiene registrado el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

#### **4.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos**

Se realizó la investigación siguiendo la bibliografía y las publicaciones científicas relacionada a las incubadoras neonatales, estudio de modelamiento, tesis doctorales publicadas y trabajos de investigación en dicha área

#### **4.5. Procedimientos de recolección de datos**

No se aplica.

#### **4.6. Procesamiento estadístico y análisis de datos**

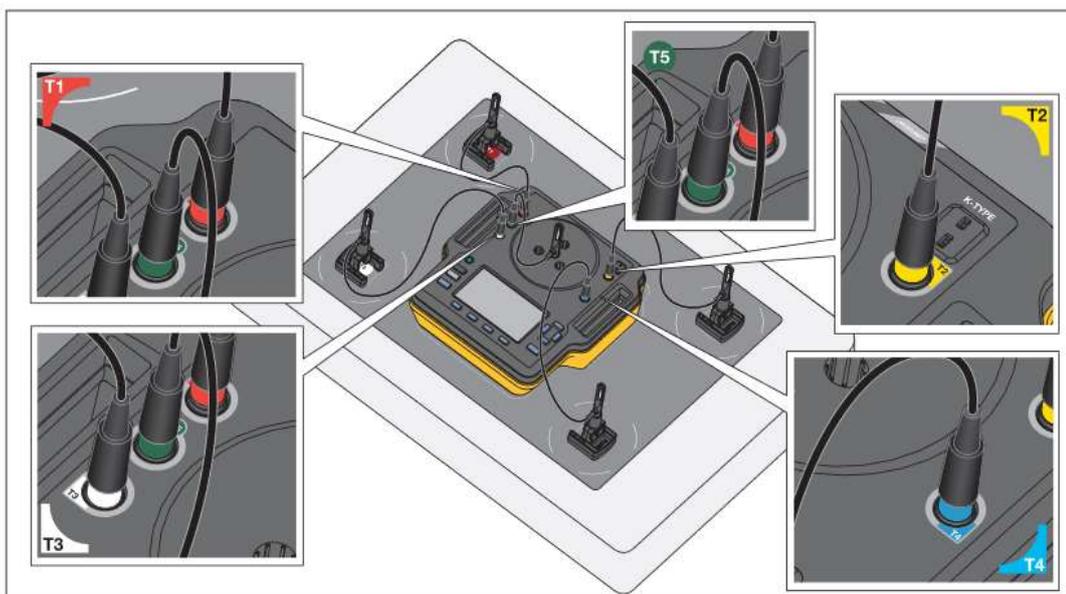
No corresponde

## CAPITULO V

### RESULTADOS

#### 5.1 Evaluación térmica de la incubadora INCUVENT, en cumplimiento con la norma IEC 60601- 2-19.

Se realizó los ensayos para la evaluación de la temperatura, en el prototipo de la incubadora de tres capas aislantes, siguiendo los protocolos establecidos en la norma International Electrotechnical Commission (IEC) 60601 para equipos electromédicos, parte 2-19 donde se establece los procedimientos a seguir para la seguridad básica y funcionamiento esencial de las incubadoras neonatales, para ello se utilizó los instrumentos de medición permitidos denominados INCU II (analizador de incubadoras) y el Fluke 971, se observa en la siguiente Fig.69, la disposición de los sondas del analizador de incubadoras para medir la temperatura.



**Fig.69** Conexiones de la sonda del Analizador de Incubadoras INCU II  
Fuente: Incubator Analyzer INCU II

La evaluación final, se realizó en el prototipo mostrado en la Fig.70, y a través de la pantalla gráfica, se ingresó la temperatura de referencia (Set Point) para su análisis. Se consideró los siguientes valores 32 °C, 34 °C , 36 °C y 37 °C.



**Fig.70** Prototipo final de la Incubadora con tres capas aislantes  
Fuente: GIDEMS-PUCP

Se muestra en la siguiente Fig.71, el instrumento INCUII, utilizado en las mediciones dentro del habitáculo, cada sonda posicionada de acuerdo al protocolo indicaba un valor de temperatura , tomándose el promedio para su evaluación.



**Fig.71** Analizador de Incubadoras INCU II monitoreando 5 temperaturas.  
Fuente: autoría propia

Las mediciones, evaluación y resultados para cada una de estas temperaturas fueron satisfactorios al estar las mediciones dentro de los rangos establecidos por la norma IEC 60601-2-19, que indica que la temperatura promedio no debe exceder en más de 0.5°C. Los ensayos realizados en particular se describen a continuación.

## 5.2 Ensayo con Set Point igual a 32 °C

Se muestra en el siguiente cuadro en la Tabla 28, los resultados obtenidos de la medición y evaluación de la temperatura en el prototipo INCUVENT, fijando como referencia la temperatura igual a 32 °C. En esta tabla se observa que el promedio de las cinco sondas medidas dentro del habitáculo, se encuentra dentro de la norma y tienden a la estabilidad en el tiempo, tal como se observa en la Fig.72.

**Tabla 28**  
Medición con Set Point igual a 32°C

Tiempo	Temperaturas					PROM	DIF	Resultado (<0.5°C)
	D	C	B	A	E			
0	28.8	28.84	28.87	29.08	28.95	28.91	0.04	Cumple
10	29.54	29.64	29.73	29.9	29.82	29.73	0.09	Cumple
20	30.1	30.22	30.32	30	30.48	30.22	0.26	Cumple
30	30.65	30.78	30.89	31.06	31.09	30.89	0.20	Cumple
40	31.08	31.19	31.34	31.52	31.58	31.34	0.24	Cumple
50	31.43	31.54	31.69	31.86	31.93	31.69	0.24	Cumple
60	31.68	31.76	31.95	32.1	32.2	31.94	0.26	Cumple
70	31.62	31.66	31.87	32.01	32.07	31.85	0.22	Cumple
80	31.71	31.77	31.97	32.12	32.19	31.95	0.24	Cumple
90	31.81	31.87	32.07	32.21	32.32	32.06	0.26	Cumple

Fuente: Autoría propia. Fecha: .03.2018

### Leyenda:

t: tiempo en minutos

A, B, C, D y E: Zonas de medición

PROM: Promedio de las temperaturas en A,B,C,D y E  
 DIF: Diferencia de temperaturas entre el promedio (A,B,C,D,E) y la temp. en el centro (E)

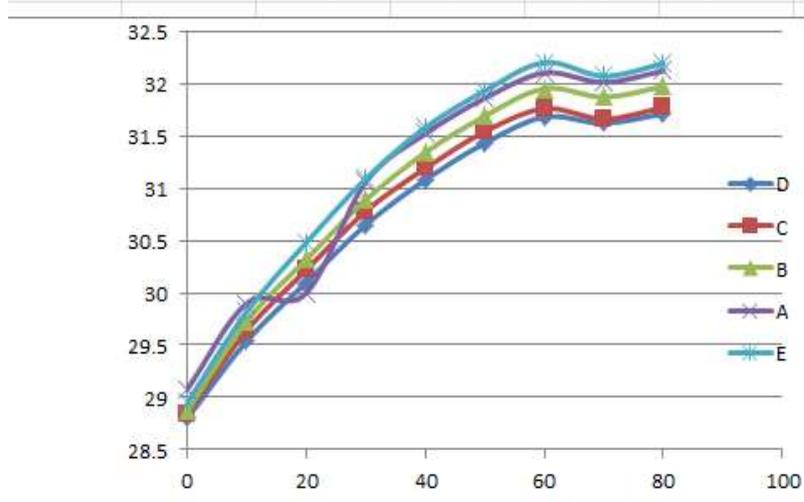


Fig.72 Evaluación de la temperatura con set point igual 32°C.

Fuente: autoría propia

### 5.3 Ensayo con Set Point igual a 34°C

Se muestra a continuación los resultados obtenidos con el instrumento digital INCUVENT, fijando como referencia 34 °C

**Tabla 29**  
 Evaluación de la temperatura para 34 °C

HORA	t	Temperaturas					PROM	DIF	Resultado (<0.5°C)
		D	C	B	A	E(centro)			
4,00	0	31.85	31.95	32.12	32.24	32.34	32.10	0.24	Cumple
4,10	10	32.22	32.45	32.58	32.83	32.94	32.60	0.34	Cumple
4,20	20	32.39	32.51	32.75	32.97	33.11	32.75	0.36	Cumple
4,30	30	32.26	33.41	33.64	33.77	33.98	33.61	0.37	Cumple
4,40	40	33.45	33.59	33.83	33.95	34.16	33.80	0.36	Cumple
4,50	50	33.45	33.48	33.74	33.67	34.12	33.69	0.43	Cumple
5,00	60	33.54	33.6	33.84	33.93	34.24	33.83	0.41	Cumple
5,10	70	33.76	33.81	34.09	34.07	34.51	34.05	0.46	Cumple
5,20	80	33.63	33.64	33.95	33.75	34.35	33.86	0.49	Cumple
5,30	90	33.68	33.7	33.99	34.01	34.41	33.96	0.45	Cumple
5,45	100	33.82	33.84	34.01	33.88	34.47	33.98	0.49	Cumple
6,00	110	33.83	33.86	34.09	34.24	34.62	34.128	0.49	Cumple
6,30	140	33.84	33.88	34.11	34.11	34.64	34.122	0.48	Cumple

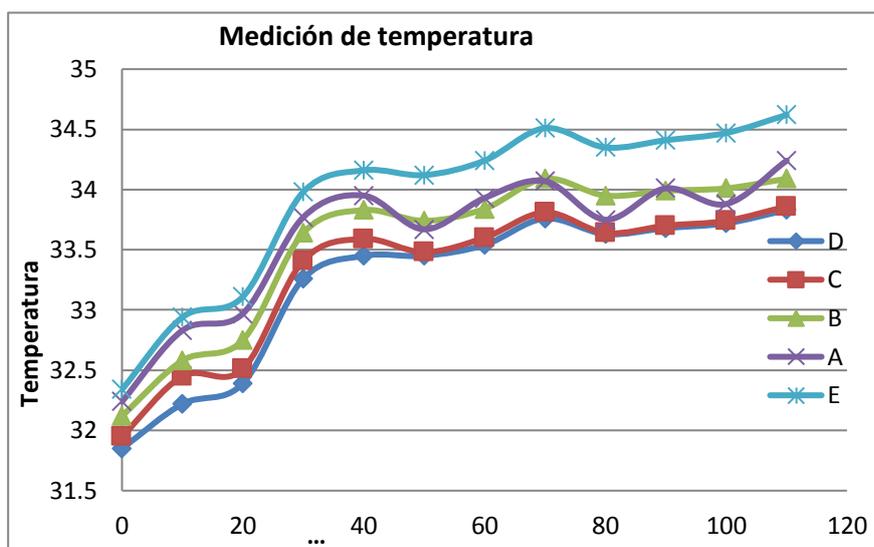
Fuente: Autoría propia. Fecha:.03.2018

**Leyenda:**

t: tiempo en minutos

A, B, C, D y E: Zonas de medición

PROM: Promedio de las temperaturas en A,B,C,D y E  
 DIF: Diferencia de temperaturas entre el promedio (A,B,C,D,E) y la temp. en el centro (E)



**Fig.73** Evaluación de la temperatura con Set Point igual a 34°C  
 Fuente: Autoría propia. Fecha: 25.03.2018

#### 5.4 Ensayo con set point igual a 36 °C

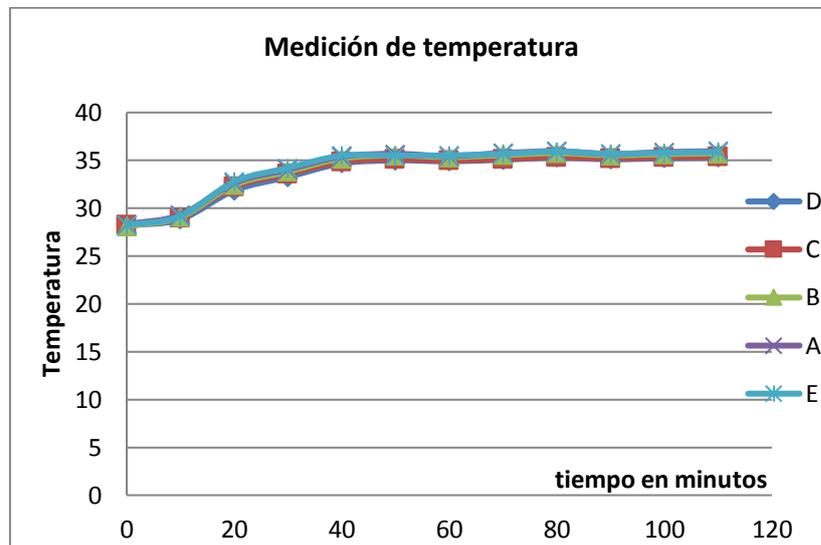
Medición de la temperatura dentro de los cinco puntos ubicados dentro de la Incubadora.

**Tabla 30**  
 Evaluación de la temperatura para 36 °C

HORA	t	Temperaturas					PROM	DIF	(<0.5°C)
		D	C	B	A	E			
7,20	0	28.17	28.23	28.12	28.31	28.22	28.21	0.01	Cumple
7,30	10	28.84	29	29.07	29.3	29.17	29.08	0.09	Cumple
7,40	20	31.86	32.24	32.43	32.64	32.77	32.39	0.38	Cumple
7,50	30	33.27	33.58	33.81	34.05	34.2	33.78	0.42	Cumple
8,00	40	34.68	34.85	35.2	35.4	35.49	35.12	0.37	Cumple
8,10	50	34.99	35.1	35.51	35.67	35.51	35.36	0.15	Cumple
8,20	60	34.9	34.97	35.34	35.45	35.51	35.23	0.28	Cumple
8,30	70	35.07	35.13	35.55	35.76	35.69	35.44	0.25	Cumple
8,40	80	35.28	35.34	35.75	35.95	35.93	35.65	0.28	Cumple
8,50	90	35.11	35.2	35.53	35.66	35.68	35.44	0.24	Cumple
9,00	100	35.22	35.31	35.65	35.86	35.8	35.57	0.23	Cumple
9,10	110	35.29	35.39	35.73	35.96	35.88	35.65	0.23	Cumple
9,20	120	35.43	35.51	35.86	35.98	36.05	35.766	0.28	Cumple
9,30	130	35.22	35.31	35.63	35.57	35.82	35.51	0.31	Cumple
9,40	140	35.32	35.41	35.73	35.73	35.55	35.55	0.00	Cumple

Fuente: Autoría propia. Fecha: 25.03.2018

En la siguiente Fig. 74, se observa la estabilidad se alcanza luego de aproximadamente 70 segundos.



**Fig.74** Evaluación de la temperatura con set point igual 36°C  
Fuente: autoría propia

### 5.5 Ensayo con set point igual a 37 °C

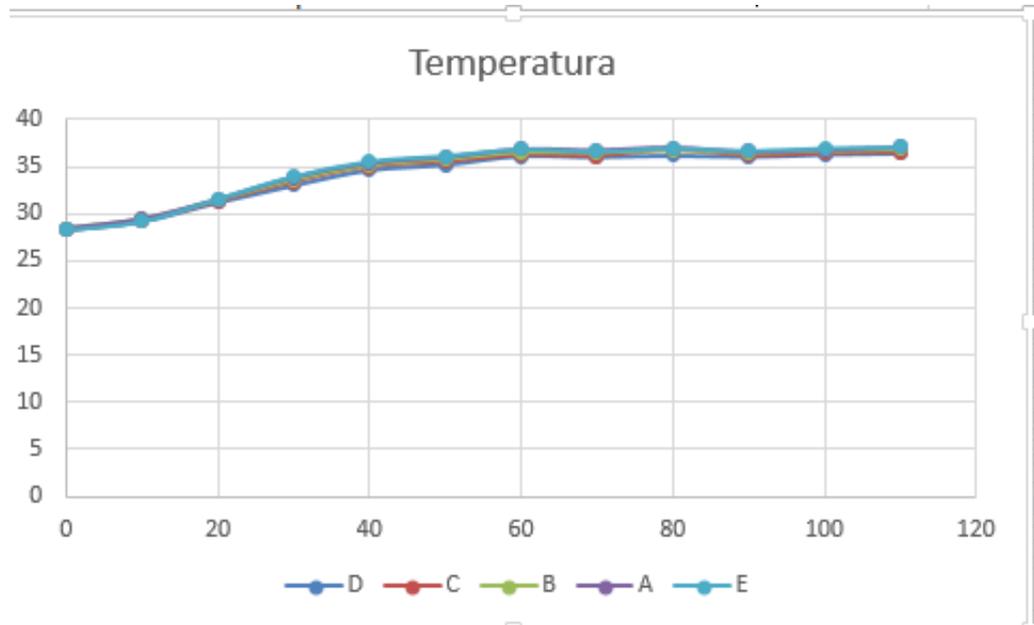
Siguiendo el mismo procedimiento de los ensayos anteriores se utilizó el analizador de incubadoras INCUII, cuyos resultados se observan en la Tabla 31, observándose el cumplimiento de la norma.

**Tabla 31**  
Medición con Set Point igual a 37°C

t	D	C	B	A	E	PROM	DIF	(<0.5°C)
0	28.3	28.28	28.45	28.45	28.32	28.36	0.04	Cumple
10	29.2	29.3	29.42	29.43	29.21	29.31	0.10	Cumple
20	31.21	31.32	31.44	31.5	31.58	31.41	0.17	Cumple
30	33.01	33.4	33.61	33.87	33.95	33.57	0.38	Cumple
40	34.63	34.97	35.17	35.4	35.55	35.14	0.41	Cumple
50	35.21	35.49	35.81	36.01	36.13	35.73	0.40	Cumple
60	36.13	36.2	36.55	36.86	36.83	36.51	0.32	Cumple
70	36.03	36.11	36.52	36.77	36.62	36.41	0.21	Cumple
80	36.18	36.73	36.8	37.05	36.96	36.74	0.22	Cumple
90	36.06	36.16	36.51	36.61	36.67	36.40	0.27	Cumple
100	36.29	36.38	36.72	36.81	36.94	36.63	0.31	Cumple
110	36.4	36.5	36.85	37.07	37.08	36.78	0.30	Cumple

Fuente: Autoría propia. Fecha: .5.04.2018

En la siguiente Fig.75, se observa la tendencia a ser estable para la temperatura de referencia (37 °C) programada, luego de aproximadamente 70 segundos.



**Fig. 75** Evaluación de la temperatura con set point igual 37°C  
Fuente: autoría propia

## CAPITULO VI DISCUSION DE RESULTADOS

### 6.1 Contratación de hipótesis con los resultados

Con respecto a la evaluación de la temperatura en el nuevo habitáculo neonatal de tres capas aislantes y tomando como temperatura de referencia un valor deseado (Set Point) en la pantalla gráfica, se realizó las mediciones entre el rango de 32 °C y 37 °C, cuyos ensayos se evaluaron en el capítulo anterior para valorar si cumple con las normas internacionales establecidas de incubadoras neonatales IEC 60601-2-19 que define los requisitos de seguridad térmica, obteniéndose los resultados indicados en la Tabla 32, el cual demuestra al hipótesis planteada “el nuevo habitáculo neonatal de tres capas aislantes permitirá mejorar la eficiencia térmica del sistema para mejorar la calidad de vida del recién nacido prematuro”, al mostrarse en dicha tabla que la temperatura promedio dentro del habitáculo muestra un rango de error inferior a 0.5 °C como indica la norma.

Tabla 32  
Discusión de resultados  
(De acuerdo a la norma internacional IEC 60601-2-19)

Temperatura	Error máximo	Cumplimiento (<0.5°C)
32 °C	0.26	Si cumple
34 °C	0.49	Si cumple
36 °C	0.38	Si cumple
37 °C	0.41	Si cumple

Referencia: autoría propia

- Con respecto a las técnicas de control de lazo cerrado para el modelo matemático experimental del habitáculo neonatal de tres capas se utilizó el control PID (Proporcional, Integrativo y Derivativo) lográndose mantener la

estabilidad térmica de la incubadora para valores entre 32 °C y 37 °C, como se muestra en las Figuras 73, 74 y 75 del capítulo anterior donde la estabilidad térmica dentro del habitáculo se alcanza en un tiempo aproximado de 70 segundos.

- Al emplearse un microcontrolador de 32 bits para el control del proceso y sensores de temperatura con mejor respuesta lineal como el sensor RTD PT1000 que es de platino, se obtuvo una rápida respuesta debido a la velocidad y arquitectura del microcontrolador, linealidad y precisión del sensor de temperatura . Esto demuestra que es posible la construcción de incubadoras más completas en nuestro medio pudiendo obtener un producto más económico comparado con otras internacionales.

## **6.2 Contratación de resultados con otros estudios similares**

Existen diferentes trabajos acerca de incubadoras neonatales con un habitáculo de una o dos capas, mas no de tres capas, en la cual se realiza la evaluación de muchos parámetros como la temperatura, humedad relativa, cantidad de oxígeno entre otros.

La tesis de título “Implementación de un Sistema de Evaluación Térmica Del Comportamiento de Incubadoras Neonatal” sustentada en la Universidad Católica del Perú, cuyo autor es el Ing. Alejandro Pizarro<sup>30</sup>, permite conocer la calidad térmica de algunas incubadoras neonatales ubicadas en un hospital de Lima, donde se realizó los ensayos siguiendo los protocolos IEC 60601, presentando el siguiente cuadro de evaluación en la Tabla 33, donde se

---

<sup>30</sup> Tesis presentada en la Pontificia Universidad Católica del Perú.2011

observa que algunas incubadoras no cumplen la norma en el momento de la evaluación, debiendo ser reemplazado por otro.

Tabla 33  
Temperatura de análisis en una incubadora neonatal

3.-Tabla de resultados				
Temperatura de análisis	Diferencia de extremos con el centro(°C)	Cumplimiento(<0.5°C)	Temperatura ambiental dentro del rango	Tiempo de establecimiento
32	3,12	NO	Si	33.3 minutos
33	2.93	NO		
34	2,97	NO		
35	3,10	NO		
36	3.22	NO		
<b>Comentario:</b> Como era de esperarse, no cumple con la Norma de Seguridad Térmica.				

Fuente: Tesis "Implementación de un Sistema de Evaluación Térmica del Comportamiento de Incubadoras Neonatal". Pucp.2011

No se ha encontrado trabajos de Investigación para un habitáculo de tres capas como se presenta en la presente tesis, donde la variable temperatura es la que se analiza en base a las normas internacionales sobre incubadoras neonatales IEC 60601-2-19. Por tanto, la evaluación se desarrolló en el prototipo de la incubadora implementado y cuya patente como modelo de utilidad fue presentado a INDECOPI el 16 de agosto de 2016 por el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS) de la Pontificia Universidad Católica del Perú

En este trabajo de investigación se demuestra que efectivamente un habitáculo con tres capas aislantes lograr mejorar la eficiencia térmica.

## CONCLUSIONES

1. Se ha verificado que el nuevo habitáculo neonatal del prototipo de la incubadora con tres capas de aislamiento mantiene el valor de la temperatura concordante con la temperatura de referencia programada, es decir no se produce pérdida de calor al demostrarse en los ensayos realizados de acuerdo a la norma IEC 60601-2-19 que define los protocolos a seguir, un error de la temperatura promedio dentro de la incubadora inferior a los 0.5 °C indicados en la norma internacional.
2. El modelamiento del prototipo de la incubadora con tres capas aislantes, fue reducido a una función de transferencia de primer orden y luego a uno de segundo orden lo que ha permitido demostrar la estabilidad térmica del sistema analizándose en continua y discreta con el método de Tustin mediante herramientas computacionales
3. El tipo de controlador PID, utilizando un microcontrolador de 32 bits, el sensor RTD-PT1000 y un conversor análogo digital de 15 bits mediante comunicación serial ISP ha permitido mantener la temperatura estable de acuerdo a la temperatura de referencia programado cumpliendo las normas IEC 60601-2-19

## RECOMENDACIONES

- Desarrollar un “modelo teórico” para la construcción en el futuro de un nuevo prototipo de incubadora neonatal de tres capas.
- Desarrollar un nuevo modelo que involucre el dimensionamiento de la incubadora a fin de lograr mejoras en el diseño.
- Evaluar otro tipo de controlador para implementarlo en lugar del controlador PID para obtener una mejor respuesta.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Astrom, K.J. y Tore Hagglund . *Advanced PID Control*. Prentice Hall. 2005
- [2] Bernal Torres, CA. *Metodología de la Investigación*. 3ª ed. Colombia. 2014.
- [3] Cano Gimenez Evelyn. *Estrés y Ansiedad Parental en la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatal. El papel modulador de una intervención temprana*. Tesis Doctoral. Universidad de Murcia. 2013
- [4] Carlos Smith y Armando Corripio. *Control automático de procesos*. 3ª ed. México: LIMUSA, 1991
- [5] Dorf R.C, Bishop R.H., *Sistema de Control Moderno*. Madrid: JPearson Educacion S.A. 2005
- [6] Guillabert T. Isabel. *Modelado de entornos inteligentes para atención en las primeras etapas de la vida*. Tesis Doctoral. Universidad de Alicante, 2010
- [7] Guía tecnológica. Guia N°4. *Incubadora neonatal*. Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (CENETEC). Mexico  
[http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias\\_tecnologicas/4gt\\_in\\_cubadora.pdf](http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/4gt_in_cubadora.pdf)
- [8] Guia Callendar + Van Dusen. *Modelo de Medición para Termómetros de Resistencia*. Metas&Meterologos asociados.2009  
<http://www.metas.com.mx/guiametas/La-Guia-MetAs-09-09-CVD.pdf>
- [9] Hernandez Sampieri, Roberto. *Metodología de la Investigación*. 6ª ed. Mexico: McGraw-Hill. 2011  
Jaime Bustamante y Andrés Cevallos. *Diseño e implementación de un prototipo de incubadoras neonatal en cumplimiento con la norma UNE-EN 60601-2-19*. Tesis de grado, Universidad Politécnica Salesiana. Cuenca. 2013
- [10] International Electrotechnical Commission. *Medical electrical equipment - Part 2-12: Particular requirements for the safety of lung ventilators - Critical care ventilators*. IEC 60601-2-12 ed2.0 withdrawn. 2001
- [11] International Electrotechnical Commission. IEC 60601-2-19.  
IEC 60601-1-4. 1999
- [13] Khandpur R.S. *Biomedical Instrumentation: Technology and applications*. New York. McGraw-Hill. 2005

- [14] Nieto sanjuanero, Adriana. *Evaluación de los niveles de ruido en una unidad de cuidados intensivos neonatales*. Tesis doctoral. Madrid: Universidad de Alicante. 2011
- [15] Ogata, K., *Ingeniería de control moderna*. 4ª ed. Madrid: Pearson Educacion S.A. 2003
- [16] Ogata, K. *Sistemas de Control en Tiempo Discreto*. 2ª ed. Prentice Hall. 1996.
- [17] Vandana Sharma and others. *Fabrication of Energy Efficient Improvised Incubator*. Deent of Chemistry, Faculty of Science, New Campus, J.N.V. University, Rajasthan, India.2014.
- [18] Yunus A. Cengel, *Transferencia de calor y masa. Fundamentos y aplicaciones*.4ª ed. Mexico: McGraw-Hill. 2011
- [19] Guía tecnológica. Guia N°4. *Incubadora neonatal*. Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (CENETEC). Mexico  
[http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias\\_tecnologicas/4gt\\_in\\_cubadora.pdf](http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/4gt_in_cubadora.pdf)
- [20] Guia Callendar + Van Dusen. *Modelo de Medición para Termómetros de Resistencia*. Metas&Meterologos asociados.2009  
<http://www.metas.com.mx/guiametas/La-Guia-MetAs-09-09-CVD.pdf>

Páginas web:

- <http://ctms.engin.umich.edu/CTMS/index.php?example=Introduction&section=ControlPID>
- <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/sensor-temperatura-rtd/>
- [https://www.ebay.com/sch/i.html?\\_nkw=incubadora%20neonatal](https://www.ebay.com/sch/i.html?_nkw=incubadora%20neonatal)
- <https://elcomercio.pe/peru/factores-detras-muertes-recien-nacidos-informe-noticia-673658-noticia/>
- [https://www.equiposylaboratorio.com/sitio/contenidos\\_mo.php?it=2703](https://www.equiposylaboratorio.com/sitio/contenidos_mo.php?it=2703)

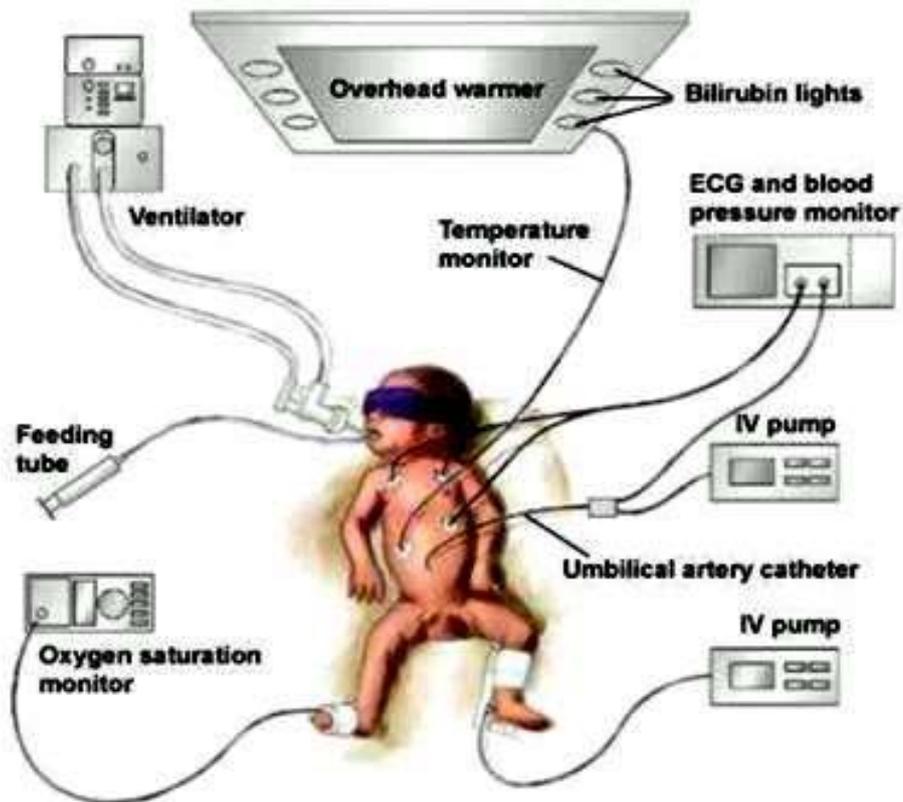
## **ANEXOS**

**ANEXO 01**  
**MATRIZ DE CONSISTENCIA**

## “MODELAMIENTO EXPERIMENTAL DEL NUEVO HABITÁCULO NEONATAL DE TRES CAPAS AISLANTES PARA MEJORAR SU EFICIENCIA TÉRMICA”

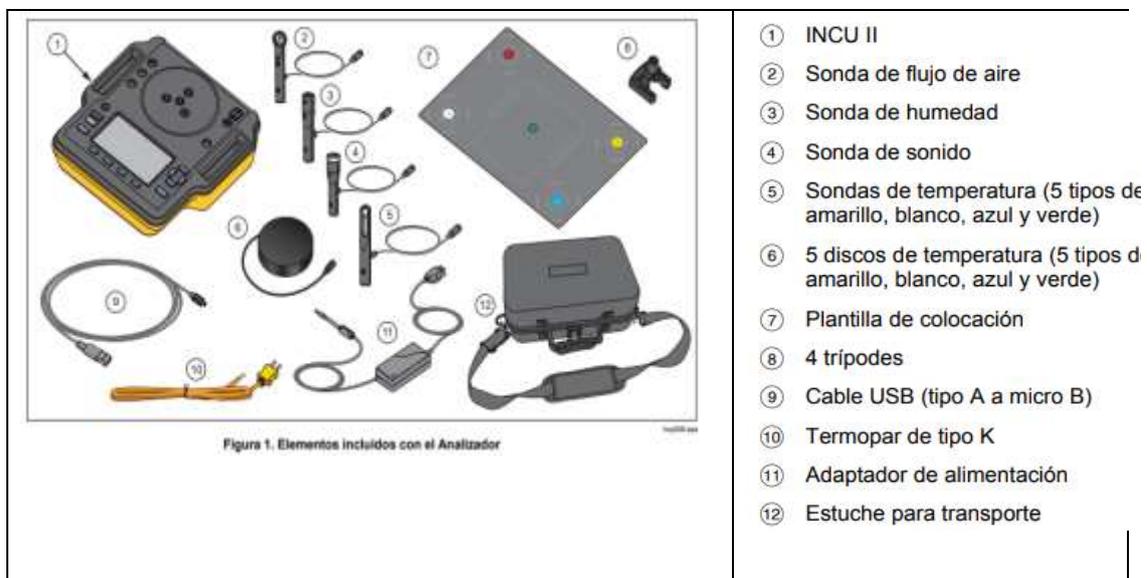
PROBLEMA	OBJETIVO	HIPOTESIS	VARIABLE DE ESTUDIO	INDICADORES	DISEÑO DE LA INVESTIGACION
<p><b>1.Problema general:</b> ¿Cómo la falta de un estudio de modelamiento experimental de una incubadora neonatal con tres capas aislantes no permite encontrar la relación entre la temperatura y los componentes del habitáculo?</p> <p><b>2.Problema específico:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• ¿Qué métodos de modelamiento existen para el análisis de la incubadora neonatal?</li> <li>• ¿Qué técnicas de control digital son aplicables para lograr la estabilidad térmica en las incubadoras neonatales?</li> <li>• ¿Qué dispositivos electrónicos adecuados de última generación se emplean para implementar incubadoras neonatales?</li> <li>• ¿Qué normas internacionales son aplicables para efectos de seguridad y rendimiento eficiente de incubadoras neonatales?</li> </ul>	<p><b>Objetivo General:</b> Modelar experimentalmente el nuevo habitáculo neonatal de tres capas aislantes para mejorar su eficiencia térmica y disminuir el riesgo de vida del neonato.</p> <p><b>Objetivos específicos:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Determinar el modelo matemático que represente al nuevo habitáculo para lograr mantener la estabilidad térmica empleando diferentes técnicas de control en lazo cerrado.</li> <li>• Estudiar las características técnicas de los dispositivos electrónicos de última generación que se emplean en las incubadoras neonatales.</li> <li>• Evaluar la estabilidad térmica del nuevo habitáculo neonatal dentro del rango establecido por la norma técnica IEC 60601-2-19.</li> </ul>	<p><b>Hipótesis General</b> Desarrollando un Modelamiento experimental del nuevo habitáculo neonatal de tres capas aislantes permitirá mejorar la eficiencia térmica del sistema para mejorar la calidad de vida del recién nacido prematuro.</p> <p><b>Hipótesis Específica</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Utilizando técnicas de control para el habitáculo neonatal de tres capas se logrará demostrar su estabilidad térmica.</li> <li>• Empleando nuevos dispositivos electrónicos y con innovación tecnológica se obtendrá un producto más económico y mejor que las internacionales</li> <li>• Utilizando protocolos y normas técnicas internacionales para incubadoras se demostrará la eficiencia térmica del nuevo habitáculo construido de tres capas.</li> </ul>	<p><b>Variable independiente X</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Incubadora de tres capas</li> <li>• Modelamiento experimental</li> <li>• Habitáculo neonatal</li> </ul> <p><b>Variable dependiente Y</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Eficiencia térmica</li> <li>• Técnicas de control del modelo.</li> <li>• Distribución de calor</li> </ul>	<p><b>Indicadores:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Eficiencia térmica. X1</li> <li>• Función de transferencia del modelo. X2</li> <li>• Dimensionamiento. X3</li> </ul> <p><b>Indicadores:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Cumplimiento de los estándares. Y1</li> <li>• Análisis de estabilidad térmica. Y2</li> <li>• Calidad de vida del neonato.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Investigación de los diferentes tipos de incubadoras</li> <li>• Estudio de modelamiento de incubadoras.</li> <li>• Estudio del comportamiento del habitáculo de tres capas.</li> <li>• Análisis del sensor de temperatura empleado en el habitáculo.</li> <li>• Implementación de un sistema de control digital PID con microcontrolador</li> <li>• Prueba experimental del modelo.</li> <li>• Análisis de resultados</li> <li>• Conclusiones y recomendaciones</li> </ul>

**ANEXO 02**  
**PARTES DE UNA INCUBADORA NEONATAL**



Fuente: <https://riverglennapts.com/es/fetal-monitoring-instruments/397-neonatal-incubator.html>

**ANEXO 03**  
**ANALIZADOR DE INCUBADORAS INCUII**



Fuente: <https://pdf.medicaexpo.es/pdf/fluke-biomedical/incu-ii/68507-155320.html>

**ANEXO 04**  
**PROGRAMA CONTROL DE TEMPERATURA**

## Programa: Control de temperatura

```
//Programa Fuente |
// Configuración
#define CPU "DUE" // CPU="AVR" for UNO, NANO, MEGA boards, CPU="DUE" for Arduino Due
#define Rref 4000 // Rref = 400 if PT100 used, Rref = 4000 if PT1000 used
#define WIRE 2 // PT100/1000 has 2 or 3 or 4 wire connection
//#define DEBUG // if defined, all register values printed out after every reading
// END OF CONFIGURATION

#define CS 5
#include <SPI.h>
#include <DueTimer.h>

int DRDY = 2;
//Selectores del Mux
int S1 = 7;
int S2 = 8;
int S3 = 9;

//salida del PWM
int digPin = 24; // pin digital 24

int contador_pwm = 0;
double temp_AT=0;
double temp_HAB=0;

byte temp_suma=0;
int cont_suma=0;

boolean set_point = false;
byte muestra=88;

void configureMAX31865(){
    digitalWrite(CS, LOW);
    SPI.transfer(0x80);
    if (WIRE==2 || WIRE==4) SPI.transfer(0xC2);
    if (WIRE==3) SPI.transfer(0xD2);
    digitalWrite(CS, HIGH);
    delay(50);
}

//De las hojas tecnicas del PT1000
//double CallendarVanDusen(double R)
double PTC1000(double R){

    return ((-4E-05)*R*R + 0.2141*R - 147.64);
}
/// $y = -4E-05 * R * R + 0.2141 * R - 147.64$ 
```

```

void setup(){
  pinMode(S1, OUTPUT);//LSB
  pinMode(S2, OUTPUT);
  pinMode(S3, OUTPUT);//MSB

  pinMode(digPin, OUTPUT); //Pin salida
  //HIGH LOW

//SELECCION DEL CANAL Y3 DEL MULTIPLEXOR
  digitalWrite(S1, HIGH);
  digitalWrite(S2, HIGH); //Tarjeta de control de T
  digitalWrite(S3, LOW);
}

  Serial.begin(9600);
  Serial1.begin(9600);
  SPI.begin();
  if (CPU=="AVR") SPI.setClockDivider(SPI_CLOCK_DIV128);
  if (CPU=="DUE") SPI.setClockDivider(200);
  SPI.setDataMode(SPI_MODE3);
  pinMode(CS, OUTPUT);

  digitalWrite(CS, HIGH);
  delay(100);
  configureMAX31865();

Timer1.start(500); // 0.5 ms
Timer1.attachInterrupt(Modulacion_PWM); // Activa la interrri

  digitalWrite(digPin, LOW); // asigna el valor LOW al pin
}

void loop(){
  unsigned char reg[8];           // array for all the 8 registers
  unsigned int i;
  unsigned int RTDdata;           // 16 bit value of RTD MSB & RTD LSB,
  unsigned int ADCcode;           // 15 bit value of ADC, RTDdata >> 1,
  double R;                       // actual resistance of PT100(0) sens

  delay(10);
//SELECCION DE CANAL Y3 DEL MUX PARA LECTURA DEL SENSOR HAB
  digitalWrite(S1, LOW);
  digitalWrite(S2, HIGH); //HIGH PARA LA TARJETA DE CONTROL DE TEMP
  digitalWrite(S3, LOW);

  delay(10);

  digitalWrite(CS, LOW);
  delay(10);
  SPI.transfer(0);                // start readin
  for (i=0; i<8; i++) reg[i]=SPI.transfer(0); // read all t
  delay(10);
  digitalWrite(CS, HIGH);

  RTDdata = reg[1] << 8 | reg[2];
// Serial.print("RTD data: 0x");
// Serial.println(RTDdata,HEX);

  if (RTDdata & 1) {
    if (Rref==400) Serial.println("PT100 conexion fallada");
    if (Rref==4000) Serial.println("PT1000 sensor fallada HAB");
    Serial.println();
    configureMAX31865();
    //NO ENCIENDE EL CALEFACTOR
    set_point=true;
    Serial.println("OFF////////////////////////////////////////");
  }
}

```

```

else{
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////
Serial.print("ADC code_HAB (decimal): ");
ADCcode=RTDdata>>1;
ADCcode=ADCcode-1634;//prueba de offset -1603 -1645 -1645
Serial.println(ADCcode,DEC);

Serial.print("Resistencia_HAB: ");
R=(double)ADCcode*Rref/32768;
R=R-10;////////////////////////////////
Serial.print(R);
Serial.println(" Ohms");

Serial.print("Temperatura_HAB: ");
Serial.print(temp_HAB=PTC1000(R)); //CallendarVanDusen(R)
Serial.println(" deg. C");
Serial.println();

temp_suma=temp_suma+temp_HAB;
cont_suma++;
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////
}

#ifdef DEBUG
printRegs(reg);
#endif

// delay(3000);

if(cont_suma==5){
temp_suma=temp_suma/cont_suma;
cont_suma=0;

Serial.print("Temperatura_promedio: ");
Serial.print(temp_suma); //CallendarVanDusen(R)
Serial.println(" deg. C");
Serial.println();

Serial1.write(temp_suma);

//antes temp_HAB
if(temp_HAB>50.10){//definir valor de acuerdo a calibracion
set_point=true;
Serial.println("OFF"); //34.20
}

if(temp_HAB>50.0 && set_point==true){
set_point=true;
Serial.println("OFF"); //35.0
}

if(temp_HAB<49.99 && set_point==true ){
set_point=false;
Serial.println("ON"); //33.99
}
temp_suma=0;
}
}
}

```

```

void Modulacion_PWM()//PWM AL 100%
{
  if(set_point==false){
  //  Serial.println(micros() );
  if(contador_pwm==0){
  digitalWrite(digPin, HIGH); // asigna el valor HIGH al pin
  //  Serial.println("H" );
  }
  if(contador_pwm==10){
  digitalWrite(digPin, HIGH); // asigna el valor LOW al pin
  //  Serial.println("L" );
  }
  //  Serial.println(contador_pwm);
  contador_pwm++;
  if(contador_pwm>20){
  contador_pwm=0;
  digitalWrite(digPin, HIGH); // asigna el valor LOW al pin
  }

  }else if(set_point==true){
  digitalWrite(digPin, LOW); // asigna el valor LOW al pin
  contador_pwm=0;
  //  Serial.println("L" );
  }

}

```

## **ANEXO 05**

DOCUMENTO DE PARTICIPACION EN EL GRUPO DE  
INVESTIGACION DE EQUIPOS MEDICOS Y SISTEMAS  
COMO INVESTIGADOR EN EL PROYECTO  
“INCUBADORA CON RESPIRADOR ARTIFICIAL”

San Miguel, 13 de Marzo del 2017.

A QUIEN CORRESPONDA,

Mediante este documento, hago constar que el Ing. **ZENÓN ANDRÉS CUCHO MENDOZA**, participa como investigador en el **Grupo de Investigación de Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS)** de la Universidad Pontificia Universidad Católica del Perú en el Proyecto **"INCUBADORA CON RESPIRADOR ARTIFICIAL."** Este proyecto es financiado por el **PROGRAMA NACIONAL DE INNOVACIÓN PARA LA COMPETITIVIDAD Y PRODUCTIVIDAD** del Ministerio de la Producción.

El resultado más relevante del desarrollo del proyecto mencionado es una solicitud de patente titulado "Incubadora Convertible con Cúpula de Baja Pérdida de Calor" el cual ha sido presentado a INDECOPI el año 2016.

Considero oportuno mencionar que el Ingeniero Zenón Cucho tiene la responsabilidad de desarrollar el sistema de control de temperatura del habitáculo neonatal, trabajo que viene desarrollando exitosamente.

Sin otro particular se despide;



**C. Bruno Castillón Lévano**  
Magister en Ingeniería Biomédica

castillon@outlook.com  
Responsable del Grupo de Investigación y Desarrollo  
De Equipos Médicos y Sistemas (GIDEMS)

Teléfono 6262000 Anexo 4692.  
bruno.castillon@pucp.edu.pe

<http://gidems.pucp.edu.pe/>

PD. En la actualidad el GIDEMS tiene 05 patentes otorgadas a nivel internacional

