

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

**SEDE CUENCA**

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**Tesis previa a la obtención del Título de**

Ingeniero Electrónico

**TÍTULO**

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE INCUBADORA  
NEONATAL EN CUMPLIMIENTO CON LA NORMA UNE-EN 60601-2-19”

**AUTORES**

Jaime Antonio Bustamante Campoverde

Andrés Josué Cevallos Larrea

**DIRECTORA**

Ing. Ana Cecilia Villa. MSc.

Cuenca, Julio del 2013

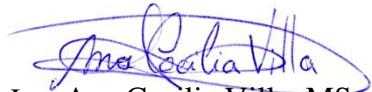
Ing. Ana Cecilia Villa. MSc.

Directora de Tesis.

### CERTIFICA

Que el trabajo intitulado *“Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal en cumplimiento con la norma UNE-EN 60601-2-19”*, realizado por Jaime Antonio Bustamante Campoverde y Andrés Josué Cevallos Larrea, cumple con todos los objetivos trazados.

Cuenca, Julio del 2013



Ing. Ana Cecilia Villa. MSc.

**DIRECTORA DE TESIS**

## DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Jaime Antonio Bustamante Campoverde y Andrés Josué Cevallos Larrea, Autores del presente Trabajo de Tesis intitulado, “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE INCUBADORA NEONATAL EN CUMPLIMIENTO CON LA NORMA UNE-EN 60601-2-19” declaramos que:

Los conceptos desarrollados, análisis realizados y las conclusiones del presente trabajo, son de exclusiva responsabilidad de los Autores y autorizamos a la Universidad Politécnica Salesiana el uso de la misma con fines académicos.

Cuenca, Julio del 2013



**Jaime Antonio Bustamante C.**



**Andrés Josué Cevallos L.**

# **AGRADECIMIENTO**

A mis padres, hermanos por el apoyo entregados durante toda mi vida, a mi directora de tesis Ana Cecilia Villa por darme el apoyo y la dirección para la culminación de este trabajo y de manera especial a Josué Campoverde.

**Jaime Antonio**

## **AGRADECIMIENTO**

Quiero agradecer a todas las personas que me brindaron su apoyo de forma incondicional a lo largo de mi formación profesional a mis padres y hermanos. A nuestra directora de tesis, por su paciencia y constancia, ya que sin su apoyo no hubiera sido posible culminar este proyecto de tesis de manera exitosa y de manera especial a Josué Campoverde

**Andrés Josué**

# DEDICATORIA

A mi madre Anita y mi sobrina Ana Liz por darme el apoyo y motivación, para poder alcanzar este logro.

*Jaime Antonio*

A mis padres, hermanos, sobrinos y a mis amigos, sin su apoyo no hubiera sido posible cumplir esta meta.

*Andrés Josué*



# ÍNDICE

1. ESTUDIO DE LAS NORMATIVAS APLICADAS A INCUBADORAS NEONATALES .....	7
1.1 SITUACIÓN EN EL ECUADOR .....	7
1.1.1 Recién nacido prematuro .....	7
1.1.2 Mortalidad materna en el país .....	10
1.1.3 Incumplimiento de las normas .....	11
1.2 NORMA UNE-EN 60601-2-19 .....	12
1.2.1 Identificación, marcado y documentación de los equipos médicos .....	14
1.2.2 Protección contra peligros mecánicos de los equipos y sistemas médicos .....	16
1.2.3 Protección contra temperaturas excesivas y otros peligros .....	19
1.2.4 Precisión de los mandos e instrumentos y protección contra salidas peligrosas .....	20
1.2.5 Sistemas de alarma .....	22
1.2.6 Fabricación del equipo médico .....	23
1.3 MICROCONTROLADOR STM32F103ZET6 .....	24
1.3.1 Características técnicas .....	24
1.3.2 Entradas/Salidas de Propósito General .....	25
1.3.3 Fuentes de reloj .....	27
1.3.4 Convertidor Analógico/Digital .....	28
1.3.5 Acceso directo a la memoria: DMA .....	29
1.3.6 Interrupciones .....	31
1.3.7 Entornos integrados de desarrollo IDE .....	35
1.4 DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS DE POTENCIA .....	35
1.4.1 Triacs .....	35
1.4.2 Optoacopladores .....	37
1.4.3 Niquelinas .....	38
1.4.4 Ventilador .....	39
2. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE INCUBADORA .....	40
2.1 Diseño y construcción del conjunto mecánico y habitáculo para la incubadora ..	41
2.1.1 Construcción del conjunto mecánico y habitáculo .....	46
2.2 Diseño del hardware del sistema de control de temperatura .....	49

2.3 Control PID de temperatura.....	62
2.3.1 Cálculo de la función de transferencia del sistema .....	63
2.3.2 Ecuación característica del sistema por el método de aproximación .....	64
2.3.3 Implementación del control Digital PID .....	67
2.4 Diseño de tarjetas electrónicas.....	70
2.4.1 Construcción etapa de potencia .....	70
2.5 Panel de control de la incubadora .....	72
<b>3. ENSAYOS DE FUNCIONAMIENTO Y PRUEBAS DE LOS REQUISITOS DESCRITOS EN LA NORMA .....</b>	<b>73</b>
3.1 Pruebas Térmicas .....	73
3.1.1 Pruebas realizadas con la cámara térmica Fluke Ti25 .....	73
3.1.2 Análisis de Resultados.....	78
3.2 Pruebas Sonoras.....	81
3.3 Manual del Usuario .....	84
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>88</b>
<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>90</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>93</b>

# ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.1</b> Tasas de mortalidad materna por 100.000 nacidos vivos [2] .....	11
<b>Figura 1.2</b> Ejemplo de marcado con un ícono de aviso .....	15
<b>Figura 1.3</b> Posicionamiento de los sensores de temperatura del aire .....	21
<b>Figura 1.4.</b> Microcontrolador STM32F103ZET6. a) Diagrama de pines b) Encapsulado LQFP-144 [7].....	24
<b>Figura 1.5.</b> Convertidor analógico-digital. [5] .....	29
<b>Figura 1.6.</b> Transferencia DMA. [5] .....	29
<b>Figura 1.7.</b> Diagrama de bloques DMA. [6] .....	30
<b>Figura 1.9.</b> Triac (a) Estructura Interna. (b) Símbolo dos tiristores .....	36
<b>Figura 1.8.</b> Conexión antiparalelo de Tiristores .....	36
<b>Figura 1.10.</b> Curva característica de un triac [7] .....	36
<b>Figura 1.11.</b> Tipos de acopladores ópticos comunes [8].....	37
<b>Figura 1.12.</b> Optoacoplador para el manejo de carga en corriente alterna.....	38
<b>Figura 1.13.</b> Niquelina tubular de baja potencia [10] .....	39
<b>Figura 1.14.</b> Disposición de álabes en ventiladores centrífugos: (a) hacia adelante (b) radiales (c) hacia atrás [11].....	39
<b>Figura 1.15.</b> Ventilador álabes Centrífugo [11].....	39
<b>Figura 2.1</b> Estructura mecánica .....	43
<b>Figura 2.2</b> Bandeja de circulación de aire .....	43
<b>Figura 2.3</b> Habitáculo.....	44
<b>Figura 2.4</b> (a) Compuertas (b) Panel frontal .....	44
<b>Figura 2.5</b> Diseño del habitáculo terminado .....	45
<b>Figura 2.6</b> Diseño final de la incubadora. a) Perspectiva b) Vista frontal c) Vista posterior d) Vista lateral.....	46
<b>Figura 2.9</b> Fabricación del habitáculo. a) Acrílico b) Caladora eléctrica .....	47
<b>Figura 2.10</b> Estructura elaborada para el termoformado del habitáculo .....	47
<b>Figura 2.11</b> Fabricación del habitáculo. a) Habitáculo luego del proceso de termoformado b) Elaboración de orificios de acceso. ....	48
<b>Figura 2.12</b> Marcos laterales .....	48
<b>Figura 2.13</b> Puerta de acceso frontal.....	48
<b>Figura 2.14</b> Incubadora neonatal. a) Diseño completo b) Conjunto mecánico ensamblado .....	49

<b>Figura 2.15</b> Fuente de Alimentación Médica .....	50
<b>Figura 2.16</b> Detector de cruce por cero.....	50
<b>Figura 2.17</b> Detección del cruce por cero obtenida mediante NI myDAQ.....	51
<b>Figura 2.18</b> Variación del periodo en la señal de salida a) 4.40ms b) 1.01ms .....	51
<b>Figura 2.19</b> Leds indicadores y alarma sonora.....	52
<b>Figura 2.20</b> (a) Sensor de temperatura cutánea W0001A, (b) Divisor de voltaje ....	53
<b>Figura 2.21</b> Valores medidos y ecuación de la recta obtenida .....	54
<b>Figura 2.22</b> Esquema de acoplamiento de sensor de temperatura.....	55
<b>Figura 2.23</b> a) Sensor de humedad HS1101 b) Esquema de acoplamiento .....	56
<b>Figura 2.24</b> Esquema de conexión de pulsantes de control .....	57
<b>Figura 2.25</b> Esquema de conexión del STM32F103ZET6 .....	58
<b>Figura 2.26</b> Peineta de Grabación.....	59
<b>Figura 2.27</b> Etapa de potencia .....	60
<b>Figura 2.28</b> Pantalla GLCD.....	61
<b>Figura 2.29.</b> Conexiones Pantalla GLCD. a) Pines de conexión b) Conexión con placa de entrenamiento.....	62
<b>Figura 2.30</b> Componentes del Controlador PID discreto [15] .....	62
<b>Figura 2.31</b> Esquema del controlador PID de la incubadora.....	63
<b>Figura 2.32</b> Aproximación exponencial de datos del sistema.....	65
<b>Figura 2.33</b> Diagrama de Bloques de los componentes del controlador.....	67
<b>Figura 2.34</b> Respuesta de salida ante una entrada tipo escalón al 30% .....	68
<b>Figura 2.35</b> PCB de etapa de potencia. a) Diseño b) Montaje de elementos .....	71
<b>Figura 2.36</b> PCB de sensores. a) Diseño b) Montaje de elementos.....	71
<b>Figura 2.37</b> PCB de indicadores de alarmas. a) Diseño b) Montaje de elementos...	71
<b>Figura 2.38</b> PCB de Pulsantes de mando. a) Diseño b) Montaje de elementos .....	72
<b>Figura 2.39</b> Descripción del panel de control de la incubadora .....	72
<b>Figura 3.1</b> Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 26.8°C b) Temperatura de mando=32 °C.....	74
<b>Figura 3.2</b> Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 27.7°C b) Temperatura de mando=32 °C.....	74
<b>Figura 3.3</b> Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 29.8°C b) Temperatura de mando=32 °C.....	75
<b>Figura 3.4</b> Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 32.6°C b) Temperatura de mando=33 °C.....	76

<b>Figura 3.5</b> Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 33.5°C b) Temperatura de mando=34 °C.....	77
<b>Figura 3.6</b> Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 34.8°C b) Temperatura de mando=35 °C.....	77
<b>Figura 3.7</b> Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 35.8°C b) Temperatura de mando=36 °C.....	78
<b>Figura 3.8</b> Pruebas auditivas en la incubadora .....	82
<b>Figura 3.9</b> Pruebas auditivas en la incubadora al interior del habitáculo con todas sus alarmas encendidas .....	82
<b>Figura 3.10</b> Pruebas auditivas en la incubadora al exterior de la incubadora con todas las alarmas encendidas. ....	83
<b>Figura 3.11</b> Panel de mando frontal.....	86

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.1</b> Características físicas del prematuro [1].....	8
<b>Tabla 1.2.</b> Consideraciones para el control de temperatura [1].....	9
<b>Tabla 1.3.</b> Principales causas de muerte materna en el Ecuador. Año 2010 [2].....	10
<b>Tabla 1.4</b> Principales normas internacionales relacionadas con incubadoras neonatales [3].....	13
<b>Tabla 1.5</b> Avisos y Consignas de Seguridad [4].....	16
<b>Tabla 1.6.</b> Características técnicas del microcontrolador [7].....	25
<b>Tabla 1.7.</b> Modos de configuración de entradas/salidas .....	25
<b>Tabla 1.8.</b> Fuentes de interrupción.....	34
<b>Tabla 1.9.</b> Características básicas de niquelina para calentamiento de aire [9] .....	38
<b>Tabla 2.1</b> Consideraciones técnicas de construcción.....	42
<b>Tabla 2.2</b> Características técnicas fuente de alimentación MPT-120B [12].....	49
<b>Tabla 2.3</b> Valores medidos de sensor de temperatura cutánea .....	53
<b>Tabla 2.4</b> Valores de los componentes [10]. .....	56
<b>Tabla 2.5</b> Señales de entrada y salida manejadas por el microcontrolador.....	57
<b>Tabla 2.6</b> Valores de temperatura a través del tiempo .....	64
<b>Tabla 3.1</b> Valores de temperatura obtenidos durante las pruebas. ....	79
<b>Tabla 3.2</b> Valores de Variación de temperatura del sistema durante las pruebas.....	79
<b>Tabla 3.3</b> Error absoluto y relativo del sistema .....	80
<b>Tabla 3.4</b> Error absoluto y relativo del sistema frente a la cámara térmica .....	81
<b>Tabla 3.4</b> Descripción de funcionamiento del panel de control .....	86

# CAPÍTULO I

## ESTUDIO DE LAS NORMATIVAS APLICADAS A INCUBADORAS NEONATALES

### 1.1 SITUACIÓN EN EL ECUADOR

#### 1.1.1 Recién nacido prematuro

Se considera prematuro a todo niño cuya edad gestacional es menor de 37 semanas completas, siendo la gestación una variable fisiológica fijada en 280 días, más menos 15 días [1].

El nacimiento prematuro es un problema de salud serio, los recién nacidos prematuros corren un riesgo mayor de tener complicaciones de salud, como problemas respiratorios, e incluso de morir. Es indispensable una atención especial en una unidad de cuidados intensivos neonatal, con personal médico y equipos especializados capaces de tratar los diferentes problemas a los que están expuestos [1].

Los recién nacidos prematuros también tienen un riesgo más alto de padecer incapacidades permanentes, como retraso mental, problemas de aprendizaje y de conducta, parálisis cerebral, problemas pulmonares y pérdida de la visión y la audición. Dos estudios recientes sugieren que los bebés prematuros podrían tener un riesgo mayor de desarrollar síntomas asociados con autismo. Los estudios sugieren también que los bebés muy prematuros podrían tener un riesgo mayor de padecer ciertos problemas de salud en la adultez, como diabetes, alta presión arterial y enfermedad cardíaca [1].

## *Causas de prematuridad*

- **Problemas maternos:** enfermedades generales de la madre: Infecciones, anemias, nefropatías, cardiopatías, hepatopatías.
- **Factores obstétricos y ginecológicos:** toxemia, incontinencia cervical, hidramnios (mayor cantidad de líquido amniótico), desprendimiento de placenta.
- **Edad:** tener menos de 20 y más de 40 años.
- **Problemas sociales:** toxicomanías, tabaquismo, malnutrición, trabajo corporal.
- **Problemas fetales:** embarazo múltiple, malformaciones, cromosomopatías<sup>1</sup>.
- **Yatrogenia:** Hace referencia al daño producido por los actos médicos [1].

En la tabla 1.1 se describen algunas de las características comunes del recién nacido prematuro.

<b>Características físicas del prematuro</b>	
<b>Peso</b>	Menos de 2.5 kilogramos. (mayor pérdida fisiológica)
<b>Talla</b>	Menos de 47 centímetros
<b>Perímetro torácico</b>	Menos de 29 centímetros
<b>Perímetro craneal</b>	Menos de 34 centímetros
<b>Actividad postural extremidades</b>	Hipotonía y extremidades en extensión
<b>Cabeza</b>	Grande y Craneotabes (huesos craneales blandos)
<b>Ojos prominentes</b>	El aparato palpebral no se desarrolla hasta las 25-26 semanas, por lo que es un signo a valorar para saber si el feto será viable o no
<b>Tórax</b>	Estrecho. Mamilas o nódulos mamarios poco desarrollados.
<b>Abdomen</b>	Prominente
<b>Piel</b>	Delgada, Resalte de relieves óseos, Color rojizo intenso, ictericia precoz y persistente.
<b>Genitales</b>	Testículos no descendidos. Escroto con pocas arrugas. Labios mayores poco desarrollados.
<b>Extremidades</b>	Cortas y delgadas (poco desarrollo muscular). Uñas blandas y cortas. Pliegue único transversal en plantas de los pies.

**Tabla 1.1** Características físicas del prematuro [1]

<sup>1</sup> Problemas genéticos durante el embarazo

Una de las variables a controlar dentro de la incubadora es la temperatura, su regulación es esencial puesto que todos los recién nacidos son muy sensibles a los cambios de temperatura. Una disminución de la misma puede ocasionar adormecimiento de los recién nacidos, dificultad para tomar, etc. Los recién nacidos presentan una piel mucho más fina y con mucha menor reserva de grasa bajo la misma, por lo que desde el momento del nacimiento es necesario que el bebé se encuentre en un ambiente cálido y ser manejado en una incubadora con temperatura adecuada [1].

### ***Control de temperatura y humedad del recién nacido prematuro***

Este control debe de prevenir la hipotermia y el estrés por frío, además conseguir un ambiente térmico neutro, el calentamiento del prematuro debe ser lento y progresivo. Mantener la temperatura cutánea abdominal entre 36.5- 37.0 grados centígrados (°C) para disminuir consumo de oxígeno, mantener la energía, y disminuir los requerimientos de líquidos, la diferencia de temperatura entre el prematuro y el ambiente, no debe ser superior a 1.5 °C en la tabla 1.2 se indican las consideraciones para el control de temperatura [1].

<b>Deben usarse cobertores plásticos</b>	<i>Permite conservar la temperatura y disminuir las pérdidas insensibles de agua.</i>
<b>Cubrir las paredes de la incubadora con mantas</b>	<i>Disminuir la exposición a la luz.</i>
<b>Mantener manguitos sobre las entradas de las incubadoras</b>	<i>Prevenir la disminución temperatura cuando las puertas se abren.</i>
<b>Mantener al recién nacido arropado</b>	
<b>Utilizar siempre material precalentado dentro de la incubadora</b>	<i>Prevenir pérdidas excesivas de calor.</i>
<b>Colocar al prematuro en postura de flexión</b>	<i>Disminuye la superficie corporal y la pérdida de calor.</i>
<b>Programar la temperatura del calentador en el respirador a 38-39°C</b>	<i>Vigilar el nivel de agua.</i>
<b>Durante las manipulaciones prolongadas elevar la temperatura de control 0.5-1C</b>	<i>Prevenir enfriamientos o sobrecalentamientos.</i>
<b>Todas las manipulaciones necesarias se deben realizar con el recién nacido dentro de la incubadora</b>	<i>Excepto las inserciones de líneas, punciones lumbares, y otros procedimientos importantes.</i>

**Tabla 1.2.** Consideraciones para el control de temperatura [1]

En el prematuro de muy bajo peso, las pérdidas de agua por evaporación están muy aumentadas por el escaso desarrollo de su epidermis; las consecuencias iatrogénicas y fisiológicas de las altas pérdidas de agua son: deshidratación, desbalance de líquidos y electrolitos y posible absorción percutánea de tóxicos [1].

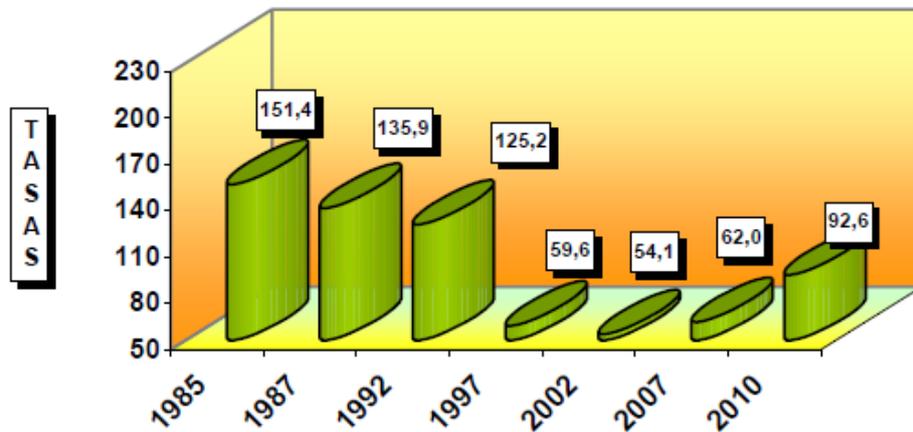
### 1.1.2 Mortalidad materna en el país

En el país el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC) proporciona las principales causas de muerte materna, en la tabla 1.3 se indican cifras al respecto.

CAUSAS DE MUERTE MATERNA	NÚMERO	%	TASA 1/
TOTAL DE MUERTES MATERNAS	203	100,0	92,8
OTRAS ENFERMEDADES MATERNAS CLASIFICABLES EN OTRA PARTE, PERO QUE COMPLICAN EL EMBARAZO, EL PARTO Y EL PUERPERIO	37	18,2	18,9
HIPERTENSIÓN GESTACIONAL [INDUCIDA POR EL EMBARAZO] CON PROTEINURIA SIGNIFICATIVA	36	17,7	18,4
ECLAMPSIA	31	15,3	14,1
HEMORRAGIA POSTPARTO	21	10,3	9,8
ANORMALIDADES DE LA DINÁMICA DEL TRABAJO DE PARTO	11	5,4	6,0
SEPSIS PUERPERAL	11	5,4	6,0
MUERTE OBSTÉTRICA DE CAUSA NO ESPECIFICADA	8	3,9	3,7
DESPRENDIMIENTO PREMATURO DE LA PLACENTA [ABRUPTIO PLACENTAE]	5	2,5	2,3
HIPERTENSIÓN GESTACIONAL [INDUCIDA POR EL EMBARAZO] SIN PROTEINURIA SIGNIFICATIVA	4	2,0	1,8
ATENCIÓN MATERNA POR OTROS PROBLEMAS FETALES CONOCIDOS O PRESUNTOS	4	2,0	1,8
PLACENTA PREVIA	4	2,0	1,8
COMPLICACIONES DEL PUERPERIO, NO CLASIFICADAS EN OTRA PARTE	4	2,0	1,8
DIABETES MELLITUS EN EL EMBARAZO	3	1,5	1,4
ATENCIÓN A LA MADRE POR OTRAS COMPLICACIONES PRINCIPALMENTE RELACIONADAS CON EL EMBARAZO	3	1,5	1,4
OTRO TRAUMA OBSTÉTRICO	3	1,5	1,4
RETENCIÓN DE LA PLACENTA O DE LAS MEMBRANAS, SIN HEMORRAGIA	3	1,5	1,4
ENFERMEDADES MATERNAS INFECCIOSAS Y PARASITARIAS CLASIFICABLES EN OTRA PARTE, PERO QUE COMPLICAN EL EMBARAZO, EL PARTO Y EL PUERPERIO	3	1,5	1,4
EMBARAZO ECTÓPICO	2	1,0	0,9
RESTO DE CAUSA MATERNAS	10	4,9	4,8
TOTAL DE NACIDOS VIVOS 2/	219.162		

**Tabla 1.3.** Principales causas de muerte materna en el Ecuador. Año 2010 [2]

Según cifras del INEC, en el 2008 hubo 206.215 nacimientos en el país, de ese total, entre el 13% y 15% (más de 26.000 menores) nacieron prematuros; en el 2010 hubo un total 219.162 de nacimientos en el país, de estos entre el 15% y 18% (más de 30.000 menores) nacieron prematuros [2].



**Figura 1.1** Tasas de mortalidad materna por 100.000 nacidos vivos [2]

En la figura 1.1 se observa la tasa de mortalidad materna por cada 100.000 nacidos vivos, en el 2010 existe un incremento respecto a años anteriores.

### 1.1.3 Incumplimiento de las normas

El incumplimiento de las normas de seguridad dentro de incubadoras pueden generar lesiones o incluso la muerte al neonato, algunas de las fallas ocurridas en incubadoras son las siguientes:

- Fallas en los sensores de temperatura, que son los elementos que monitorean de manera continua la temperatura del aire de la incubadora; estas fallas pueden generar dos condiciones extremas pero igualmente letales para el neonato: hipertermia, o hipotermia [3].

- Fallas de funcionamiento o de fabricación, que en algunos casos pueden llegar a producir choques eléctricos e inclusive incendio. Se han informado accidentes severos de fuego por oxígeno en incubadoras se sospecha que el alcohol que queda en el habitáculo después de un procedimiento de limpieza es el material que inicia la ignición. Los arcos eléctricos que se producen en los contactos del termostato son el origen de la ignición [3].

- Fallas en el sensor de temperatura corporal, que pueden originarse por descomposturas del mismo o bien por una colocación errónea del sensor sobre el

neonato (que no haga bien contacto, que este colocado debajo del neonato, etc.), lo que deriva en lecturas erróneas, lo cual, hará que la incubadora sobrecaliente o bien se enfríe demasiado, con el consecuente daño al neonato. Sin embargo, no es recomendable abusar de los adhesivos en o los sensores debido a que la piel del neonato es extremadamente delicada [3].

- Fallas en la dosificación de oxígeno, usualmente originadas por un inadecuado monitoreo de este suministro. Estas fallas pueden causar condiciones de hipoxia o hiperoxia en el neonato; condiciones pueden derivar en diversas complicaciones fisiológicas graves. Una medida de seguridad vital es proteger los ojos del neonato durante la terapia de oxígeno, de manera tal, que no se generen daños en sus retinas [3].

- Infecciones nosocomiales<sup>2</sup>, sean producidas por un inadecuado programa de mantenimiento preventivo en los filtros de entrada de aire y los filtros de humedad de la incubadora, o bien por la falta o deficiente limpieza del depósito de agua, de las mangas, del capacete, colchón, etc. Ambas tareas, deben sujetarse a un programa de monitoreo de las buenas prácticas clínicas mismo que debe llevarse a cabo e incluso realizarse por el personal de enfermería; desde luego, éstos no constituyen los únicos causales de las infecciones nosocomiales, pero si son los que están directamente relacionados propiamente con la incubadora [3].

- El ruido en el interior de la incubadora (abrir y cerrar de puertas, alarmas, motores, etc.) puede alcanzar niveles excesivos y afectar de manera adversa la audición del neonato. La normatividad nacional indica que el nivel de ruido en el interior de la incubadora debe ser menor a 60 dB durante la operación normal [3].

## **1.2 NORMA UNE-EN 60601-2-19**

Existen normas que tienen relación con los equipos y procedimientos con incubadoras neonatales, algunas de las más importantes se describen en la tabla 1.4,

---

<sup>2</sup> “Cualquier enfermedad microbiológica o clínicamente reconocible, que afecta al paciente como consecuencia de su ingreso en el hospital o al personal sanitario como consecuencia de su trabajo”

la norma IEC 60601-2-19, y la norma UNE-EN 60601-2-19 en estudio que es una adaptación de la misma.

<b>NORMA</b>	<b>Expedida por</b>	<b>Año</b>
<b>NOM-066-SSA1-1993</b> <b>Especificaciones sanitarias de las incubadoras para recién nacidos.</b>	Secretaría de Salud, México	1995
<b>IEC 60601-1 (1988-12).</b> <b>Medical electrical equipment, part 1: general requirements for safety</b>	IEC	1988
<b>IEC 60601-1-am1 (1991-11). 1991. Medical electrical equipment, part 1: general requirements for safety. Amendment 1.</b>	IEC	1991
<b>IEC 60601-1-am2 (1995-03). 1995. Medical electrical equipment, part 1: general requirements for safety. Amendment 2</b>	IEC	1995
<b>IEC 60601-1-2 (2001-09). 2001. Medical electrical equipment, part 1: general requirements for safety. Section 2. Collateral standard: electromagnetic compatibility, requirements and tests.</b>	IEC	2001
<b>IEC 60601-2-19 Ed. 1.0 b:1990, Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of baby incubators</b>	IEC	1990
<b>IEC 60601-2-20 Ed. 1.0 b:1990, Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of transport incubators</b>	IEC	1990
<b>ANSI/AAMI II36. 1984 (revised 1998). Infant incubators</b>	ANSI/AAMI	1998
<b>ANSI/AAMI II36-1997. 1991 (revised 1998). New standard offers guidelines for infant incubator safety</b>	ANSI/AAMI	1997
<b>ANSI/AAMI ES1-1993. 1985 (revised 1993). Safe current limits for electromedical apparatus</b>	ANSI/AAMI	1993
<b>ANSI/AAMI II51-1996. 1996. Transport infant incubators</b>	ANSI/AAMI	1996
<b>BS 5724:Section 2.20. 1982 Specification for nursing incubators</b>	BS	1982
<b>BS 5724:Section 2.21. 1983. Specification for transport incubators</b>	BS	1983

**Tabla 1.4** Principales normas internacionales relacionadas con incubadoras neonatales [3]

La norma internacional se aplica a la seguridad básica y al funcionamiento esencial de las incubadoras para bebés, los requisitos especificados disminuyen los peligros para el paciente y el operador, además se describen los ensayos correspondientes que servirán para verificar la conformidad con los requisitos, es necesario definir que dicha norma no se aplica a:

- Dispositivos que proporcionan calor por medio de mantas, almohadas o colchones de uso médico.
- Incubadoras radiantes para recién nacidos.
- Incubadoras para transporte de bebés.
- Equipos de fototerapia infantil.

### ***REQUISITOS GENERALES PARA LOS ENSAYOS DE LOS EQUIPOS MÉDICOS***

Para realizar los ensayos el equipo médico deberá cumplir con las siguientes condiciones:

- Una temperatura ambiente comprendida entre + 20 °C y + 30 °C;
- Una velocidad del aire ambiente inferior a 0,3 m/s.

Todos los ensayos se deben realizar a una temperatura ambiente comprendida entre 21 °C a 26 °C, si no se especifica otra cosa, la temperatura de mando debe ser de 36 °C ± 1°C, y siempre debe exceder a la temperatura ambiente en 3 °C como mínimo [4].

#### **1.2.1 Identificación, marcado y documentación de los equipos médicos**

Toda incubadora que no esté equipada con un monitor incorporado para el control del oxígeno pero que disponga de medios para la administración de oxígeno, debe estar marcada en un lugar visible y un texto que indique: Cuando se administre oxígeno se debe utilizar un monitor para el control del oxígeno [4].

### *Temperatura en la superficie del radiador*

Junto al radiador debe haber una señal de aviso o un rótulo que indique que existe alta temperatura en su superficie. En la figura 1.2 se aprecia un ejemplo de marcado común para una superficie caliente.



**Figura 1.2** Ejemplo de marcado con un ícono de aviso

### *Dispositivos de mando*

Los mandos de temperatura deben estar marcados claramente con los ajustes de la temperatura situados sobre o cerca del mando. Los intervalos de los ajustes de la temperatura no deben exceder de 0.5 °C para las incubadoras reguladas por aire, y de 0.25 °C para las incubadoras reguladas por la temperatura del bebé, el marcado de los valores máximo y mínimo de los mandos e indicadores debe ser tal que no exista confusión posible con respecto a la posición del mando o de los valores indicados [4].

En la tabla 1.5 se indican los avisos y consignas de seguridad para incubadoras neonatales en cumplimiento con la norma.

<b>Avisos y consignas de seguridad</b>
La incubadora debe ser utilizada por personal formado y bajo la dirección de personal médico capacitado que esté familiarizado con los riesgos y los beneficios de la utilización de incubadoras
La luz solar directa u otras fuentes de calor radiante pueden elevar la temperatura de la incubadora hasta niveles peligrosos
El empleo de oxígeno aumenta el peligro de incendio y los equipos auxiliares producen chispas, por lo que no se deben situar en la incubadora
Riesgos de incendio en caso de dejar en la incubadora agentes inflamables tales como éter o alcohol, aún en pequeñas cantidades, al combinarse con el oxígeno
Indicar el peso máximo permitido de equipo adicional que se pueda colocar sobre los estantes acoplados a la incubadora
En las incubadoras con partes aplicables de tipo B, en las que el bebé no pueda estar aislado eléctricamente de tierra se debe tener cuidado especial para garantizar que cualquier equipo adicional que se conecte al bebé debe ser eléctricamente seguro
La administración de oxígeno puede aumentar el nivel de ruido para el bebé dentro de la incubadora
Una explicación del funcionamiento del equipo inhalador de oxígeno suplementario suministrado para ser utilizado con la incubadora
Se debe utilizar un analizador de oxígeno cuando se suministre oxígeno al bebé
Detalles de todas las combinaciones especificadas de equipos médicos
No utilizar el sensor de temperatura cutánea como sensor de temperatura rectal, si tal aviso es aplicable

**Tabla 1.5 Avisos y Consignas de Seguridad [4]**

## **1.2.2 Protección contra peligros mecánicos de los equipos y sistemas médicos**

### **Nivel sonoro en el interior del HABITÁCULO DEL BEBÉ**

En utilización normal, el nivel sonoro en el interior del habitáculo del bebé no debe exceder un nivel de presión acústica de 60 dBA [4].

El nivel sonoro estipulado en la norma se comprueba mediante el micrófono de un sonómetro situado a una distancia comprendida entre 100 milímetros y 150 milímetros por encima del centro de la base de soporte del BEBÉ, el nivel sonoro medido no debe exceder los valores especificados. Para este ensayo la incubadora debe estar funcionando a una temperatura de mando de 36 °C y con una humedad máxima. El nivel sonoro del ruido de fondo medido en el interior del habitáculo del bebé debe ser al menos de 10 dB inferior al que se mide durante el ensayo [4].

### ***Nivel sonoro de las alarmas audibles***

Las señales de alarma audibles deben tener un nivel sonoro de al menos 65 dBA a una distancia de 3 metros perpendicular al frontal de la unidad de mando en un local reflectante. El operador puede regular el nivel de la alarma auditiva hasta un nivel inferior de 50 dBA mínimo. Si la frecuencia de las alarmas auditivas es regulable por el operador, estos requisitos se aplican a todas las frecuencias individuales regulables [4].

La conformidad se verifica por inspección y medición del nivel sonoro de la alarma utilizando un sonómetro, situado a una distancia de 1,5 m por encima del suelo y a 3 m de la unidad de mando. Para este ensayo, la incubadora debe funcionar a una temperatura de mando de 36 °C y con la humedad máxima. El nivel sonoro del ruido de fondo medido debe ser al menos 10 dBA inferior al medido durante el ensayo [4].

### ***Nivel sonoro de las alarmas audibles en el interior del habitáculo del bebé***

Cuando cualquier alarma de la incubadora esté sonando, el nivel sonoro en el habitáculo del bebé no debe exceder de 80 dBA. Si la frecuencia de las alarmas auditivas puede ser regulada por el operador, este requisito se debe aplicar a todas las frecuencias individuales que se pueden seleccionar.

### ***Resistencia de los soportes o sistemas de suspensión del paciente o del operador***

El bebé debe estar retenido de forma segura dentro del habitáculo por medio de barreras como paredes o paneles laterales, las barreras previstas para ser abiertas o retiradas para tener acceso al bebé, como puertas, orificios, etc. deben cerrar de manera que no se abran bajo las condiciones de ensayo que se especifican más adelante. No debe ser posible que las barreras queden cerradas o empestilladas de forma insegura aunque parezca que están sujetas. La integridad mecánica de la incubadora se debe mantener bajo las siguientes condiciones de ensayo: con todas las puertas de acceso colocadas deliberadamente en la forma más insegura posible, sin utilizar ninguna herramienta, mientras parezca que están sujetas, se debe aplicar una

fuerza horizontal en el centro de la puerta de acceso. La fuerza se debe aumentar gradualmente desde cero hasta 20 Newtons en un intervalo de tiempo de 5 segundos a 10 segundos, y se debe mantener un máximo de 5 segundos [4].

### ***Bandeja del colchón***

Si la bandeja del colchón se puede agrandar fuera de su recinto, debe estar provista de un sistema de retención que garantice que la bandeja queda sujeta a la incubadora, que queda apoyada y que no se inclina bajo el peso del bebé.

La conformidad se verifica por el ensayo siguiente: con la bandeja del colchón en posición de totalmente extendida, sobre el centro de su borde exterior se aplica una fuerza vertical dirigida hacia abajo que aumente gradualmente. La fuerza se va aumentando en intervalos de 5 segundos a 10 segundos hasta que sea igual a 100 Newton y se mantiene durante un periodo de 1 min. La bandeja no debe inclinarse más de 5° con respecto al eje horizontal de la incubadora, y no deben aparecer evidencias visibles de daños en las estructuras de soporte [4].

### ***Soportes y consolas de montaje para los accesorios***

Los soportes y las consolas para el montaje de accesorios deben ser adecuados y tener la resistencia necesaria para la función prevista.

La conformidad se verifica por inspección y el siguiente ensayo: en el centro de los soportes y de las consolas de montaje, por ejemplo, una estantería para accesorios colocada en posición extendida y sometida a la carga recomendada por el fabricante, se aplica una fuerza vertical que aumente gradualmente. La fuerza se aumenta en intervalos de 5 segundos a 10 segundos desde cero hasta que sea igual a tres veces la carga recomendada, y se mantiene durante 1 min. En los elementos sometidos a ensayo no deben aparecer evidencias de daños [4].

### **1.2.3 Protección contra temperaturas excesivas y otros peligros**

La temperatura de las superficies destinadas a estar en contacto con el paciente no debe exceder de 40 °C. La temperatura de otras partes accesibles al paciente no debe exceder de 40 °C si se trata de superficies metálicas o de 43 °C cuando sean de otros materiales [4].

Estos requisitos se aplican en condiciones normales y en condiciones de primer defecto, incluyendo fallo de la circulación de aire, fallo de un termostato y desconexión del sensor de temperatura cutánea.

#### ***Desbordamiento en los equipos médicos***

Si un depósito de agua forma parte integral de la incubadora, debe tener un indicador del nivel de agua con las marcaciones de "máx." y "mín." cuando el nivel del agua en el depósito no se pueda ver, el depósito debe estar diseñado de manera que se pueda vaciar sin necesidad de inclinar la incubadora [4].

#### ***Derrames sobre equipos médicos y sistemas médicos***

Las incubadoras deben estar construidas de manera que los derrames no mojen partes que puedan provocar un peligro que afecte a la seguridad. La conformidad se verifica por el ensayo siguiente: el equipo se debe colocar en posición de utilización normal, con la cubierta en posición normal; se vierten 200 mililitros de agua sobre cualquier punto de la superficie superior del equipo médico, luego de finalizado este ensayo el equipo debe cumplir los requisitos de esta norma [4].

#### ***Limpieza y desinfección de los equipos médicos y de los sistemas médicos***

Si se dispone de humidificador, éste debe estar diseñado de manera que permita la aplicación de procedimientos de descontaminación microbiológica entre cada dos utilizaciones [4].

### ***Interrupción del suministro de energía/red de alimentación al equipo médico***

El equipo debe estar diseñado de manera que una interrupción y una restauración del suministro de energía de hasta 10 minutos no modifique la temperatura de mando u otros valores previamente regulados. La conformidad se verifica desconectando la red de alimentación y volviendo a conectarla después, e inspeccionando a continuación el equipo médico [4].

#### **1.2.4 Precisión de los mandos e instrumentos y protección contra salidas peligrosas**

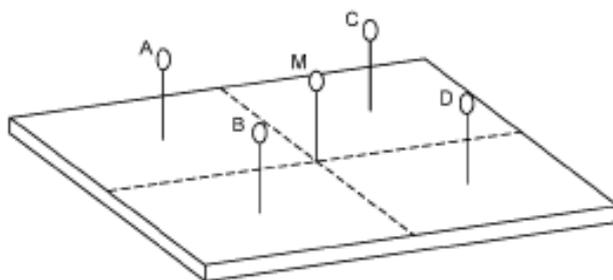
##### ***Estabilidad de la temperatura de la incubadora***

Durante la condición de temperatura estabilizada, la temperatura de la incubadora no debe diferir de la temperatura media de la incubadora en más de 0.5 °C. La conformidad se verifica midiendo las temperaturas de mando a 32 °C y a 36 °C durante un periodo de tiempo de 1 hora como mínimo [4].

##### ***Uniformidad de la temperatura de la incubadora***

En una incubadora funcionando como una incubadora regulada por aire y con la temperatura de mando ajustada a cualquier temperatura que esté dentro de su intervalo, la temperatura media en cada uno de los puntos A, B, C y D especificados en las instrucciones de ensayo no debe diferir de la temperatura media de la incubadora en más de 0.8 °C en la condición de uso normal. Para una posición cualquiera del colchón estando inclinado, no debe diferir en más de 1 °C.

La conformidad se verifica por el ensayo siguiente: en cinco puntos de un plano paralelo a la superficie del colchón y situado a 10 centímetros por encima de dicha superficie se deben colocar sensores de temperatura calibrados. El punto M debe ser el punto situado a 10 centímetros por encima del centro del colchón como se observa en la figura 1.3. Los otros puntos deben estar sobre los centros de las cuatro partes formadas por los ejes de simetría del colchón [4].



**Figura1.3** Posicionamiento de los sensores de temperatura del aire [4]

La temperatura media en cada uno de estos cinco puntos se debe medir a las temperaturas de mando de 32 °C y 36 °C.

#### ***Precisión del sensor de piel e indicación de la temperatura de la incubadora***

La precisión del sensor de piel debe estar dentro de  $\pm 0.3$  °C, la temperatura de la incubadora debe ser indicada por un medio que sea independiente del cualquier dispositivo que se utilice para el mando de la temperatura de la incubadora, se debe utilizar exclusivamente para la indicación de la temperatura de la incubadora y debe estar situado de manera que se pueda leer fácilmente sin tener que abrir la incubadora, la lectura del dispositivo de medición de la temperatura media no debe diferir de la temperatura media de la incubadora, medida con un termómetro estándar, en más de 0,8 °C, menos el error del termómetro estándar. La conformidad se verifica por inspección y mediciones a las temperaturas de mando de 32 °C y 36 °C. No se debe utilizar un termómetro de mercurio de vidrio [4].

#### ***Tiempo de calentamiento***

El tiempo de calentamiento del equipo no debe diferir en más del 20% del tiempo de calentamiento especificado en las instrucciones de utilización.

La conformidad se verifica por el ensayo siguiente: con la temperatura de mando ajustada a 12 °C por encima de la temperatura ambiente, con la tensión de alimentación igual a la tensión asignada, y con el equipo médico funcionando como una incubadora regulada por aire, se conecta la incubadora arrancando desde la condición de estado frío. Se mide el tiempo que transcurre hasta que la temperatura

de la incubadora alcance 11 °C. Si se dispone de mando de humedad, se debe ajustar al valor máximo. El nivel de agua del depósito del humidificador debe ser normal. En dicho depósito el agua debe estar a temperatura ambiente [4].

### ***Precisión de la indicación de la humedad relativa***

Cualquier valor indicado de humedad relativa debe tener una precisión de  $\pm 10\%$  del valor real medido. La conformidad se verifica midiendo la humedad relativa con un higrómetro<sup>3</sup> situado en el centro del recinto. La temperatura de mando se debe ajustar a un valor comprendido entre 32 °C y 36 °C.

## **1.2.5 Sistemas de alarma**

### ***Ventilador de circulación del aire***

Si la incubadora está equipada con un ventilador de circulación del aire, una alarma audible e identificable visualmente se debe activar y el suministro de energía al calentador se debe desconectar antes de que se produzca una situación peligrosa en caso de: fallo del ventilador al girar; bloqueo de las salidas de aire del habitáculo de la incubadora y cuando pueda ocurrir, el bloqueo de la entrada de aire.

En el caso de un fallo del ventilador, el equipo médico no debe desprender llamas, metales fundidos, o gases venenosos o inflamables, y las partes accesibles al bebé no deben exceder las temperaturas especificadas.

La conformidad se verifica simulando que: el ventilador está fuera de servicio; la salida de circulación de aire al recinto del habitáculo del bebé está bloqueada por una pieza de tejido bien apretada. Si existen varias entradas de aire independientes o si la entrada de aire está protegida contra un bloqueo accidental; la entrada de aire está bloqueada, cuando esto pueda ocurrir.

---

<sup>3</sup> Instrumento usado para medir el grado de humedad del aire, u otro gas.

### ***Alarma por interrupción de la alimentación eléctrica***

La posible interrupción eventual de la alimentación de energía eléctrica a la incubadora debe ser avisada por una alarma audible y una indicación visual, lo anterior se verifica desconectando la alimentación de energía eléctrica a la incubadora mientras la incubadora se encuentra conectada. La indicación audible y visual del fallo de la alimentación de energía eléctrica se debe mantener durante un tiempo mínimo de 10 minutos [4].

### ***Audio silenciado de la alarma audible***

Las alarmas audibles silenciadas deliberadamente deben mantener activada la indicación visual. El periodo de tiempo de audio silenciado de una incubadora que se encuentre en fase de calentamiento partiendo de la condición de estado frío, puede ser de hasta 30 min [4].

## **1.2.6 Fabricación del equipo médico**

### ***Acceso al recién nacido***

La incubadora debe disponer de medios que permitan introducir y retirar al bebé sin necesidad de retirar totalmente la cubierta ni de desconectar tubos, cordones, cables y elementos similares del bebé [4].

### ***Conectores de sensores de temperatura***

Todos los sensores de temperatura (incluidos los sensores de piel) deben estar claramente marcados con la función para la que están previstos. No debe ser posible conectar un sensor a una toma inapropiada del equipo médico [4].



<b>STM32F103ZET6</b>	
<b>Núcleo</b>	ARM Cortex-M3 32-bit RISC
<b>Frecuencia de operación</b>	72MHz, 1.25 DMIPS/MHz
<b>Capacidad de memoria de programa</b>	512KB Flash
<b>Capacidad de RAM</b>	64KB
<b>Convertidores A/D &amp; D/A</b>	3xA/D (12bit, 1 $\mu$ s, 21 canales compartidos) 2xD/A (12bit);
<b>Interfaces de comunicación</b>	3xSPI, 5xUSART, 2xI2S, 2xI2C, 1xFSMC, 1xLCD, 1xSDIO, 1xUSB, 1xCAN;
<b>Programador</b>	Soporta interfaz JTAG/SWD (cable serial)
<b>Tensión de operación</b>	2-3.6V
<b>Temperatura de operación</b>	-40 °C ~ 85 °C
<b>No. de entradas/salidas</b>	112
<b>Paquete/Encapsulado</b>	LQFP-144

**Tabla 1.6.** Características técnicas del microcontrolador [7]

### 1.3.2 Entradas/Salidas de Propósito General

La mayoría de los pines de la STM32 se pueden configurar como entrada o salida y puede ser conectado a cualquiera de los puertos GPIO u otros periféricos. Como convención de nomenclatura estándar, los pines son llamados por su función GPIO - por ejemplo PA0 (bit 0 del puerto A) o PB9 (bit 9 del puerto B). Sujeto a las limitaciones específicas de hardware, cada patilla se puede configurar en los modos indicados en la tabla 1.7.

<b>Modos de configuración</b>	<b>Función Librería</b>
Alternate function open-drain	GPIO_Mode_AF_OD
Alternate function push-pull	GPIO_Mode_AF_PP
Analog	GPIO_Mode_AIN
Input floating	GPIO_Mode_IN_FLOATING
Input pull-down	GPIO_Mode_IPD
Input pull-up	GPIO_Mode_IPU
Output open-drain	GPIO_Mode_Out_OD
Output push-pull	GPIO_Mode_Out_PP

**Tabla 1.7.** Modos de configuración de entradas/salidas

Por defecto, la mayoría de pines se encuentran configurados como "Entrada Flotante" esto asegura que no exista conflictos de hardware se produce cuando el sistema se está encendiendo.

Al configurar una salida como se indicó en la tabla 1, se tiene tres opciones para fijar la velocidad del Puerto: 50 MHz, 10 MHz y 2 MHz. En general, por razones de consumo de energía y ruido, es deseable utilizar la menor velocidad constante con los requisitos de entrada/salida.

El campo GPIO\_Pin es un vector de bits y es posible configurar multiples pines asociados con un único puerto en una sola línea, esto mediante el operador "|".

```
GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = GPIO_Pin_x|GPIO_Pin_z;
```

Para referirse a un puerto del microcontrolador por ejemplo el puerto B se lo hace mediante "GPIOB", de forma similar con los puertos restantes: GPIOA, GPIOC, GPIOD o GPIOE.

La orden que abre la configuración de puertos (en este caso el puerto B)

```
GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure; /* Inicia estructura, se  
ha de poner antes del main( ) */
```

Se activa el puerto B, asociándolo al bus interno APB2 (Advanced Peripheral Bus)

```
RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_GPIOB, ENABLE); /*  
Activa puerto B conectándolo a bus interno APB2 */
```

Seguidamente la velocidad de este puerto, eligiendo para el APB2 entre tres opciones: 2, 10 y 50 Mhz.

```
GPIO_InitStructure.GPIO_Speed = GPIO_Speed_50MHz; /*  
Establece velocidad a 50 Mhz */
```

Pueden asignarse distintas configuraciones a otros pines del mismo puerto, pero siempre hay que cerrar estas asignaciones con "GPIO\_Init(GPIOB,

&GPIO\_InitStructure);" Observar el siguiente fragmento de código, que configura el pin1 como salida Push-Pull y el pin2 como entrada en flotación:

```
GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_Out_PP;
/*siguientes pin como Salida Digital en modo Push-Pull */
GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = GPIO_Pin_1;
/* inicia pin 1, como Salida Digital */
GPIO_Init(GPIOB, &GPIO_InitStructure);
/* cerrar configuración */
```

```
GPIO_InitStructure.GPIO_Mode = GPIO_Mode_IN_FLOATING;
/*siguiente pin como Entrada Digital en modo Flotación */
GPIO_InitStructure.GPIO_Pin = GPIO_Pin_2;
/* inicia pin 2 como Entrada Digital */
GPIO_Init(GPIOB, &GPIO_InitStructure);
/* cerrar configuración */
```

Para leer el valor actual de un pin se ejecuta lo siguiente:

```
/* Lee estado (1-0) del Pin x del puerto B y lo carga en la
variable "valor" */
valor = GPIO_ReadInputDataBit(GPIOB, GPIO_Pin_x);
```

Mediante la línea anterior se asigna a una variable el valor binario 1 - 0 del pin configurado.

Para activar/desactivar un pin se uede usar cualquiera de estas funciones:

```
GPIO_WriteBit(GPIOB, GPIO_Pin_x, Bit_SET); /*Activa el pin x
del puerto B */
GPIO_WriteBit(GPIOB, GPIO_Pin_x, Bit_RESET); /*Desactiva el pin
x del puerto B */
GPIO_SetBits(GPIOB, GPIO_Pin_x); /*Activa el pin x del puerto
B */
GPIO_ResetBits(GPIOB, GPIO_Pin_x); /*Desactiva el pin x del
puerto B */
```

### 1.3.3 Fuentes de reloj

Tres fuentes de reloj diferentes pueden ser usadas para manejar el reloj del sistema (SYSCLK): *HSI oscillator clock*, *HSE oscillator clock*, *PLL clock*

Los dispositivos tienen las siguientes fuentes de reloj:

1. 40 kHz bajo interno RC velocidad (LSI RC) que impulsa el organismo de control independiente y opcionalmente el RTC utilizado para auto-activación del modo Stop / Standby.
2. 32.768 kHz Velocidad baja externa de cristal (cristal LSE), que lleva opcionalmente, el reloj en tiempo real (RTCCLK)

Cada fuente de reloj se puede activar o desactivar de forma independiente, cuando no es usada, para optimizar el consumo de energía.

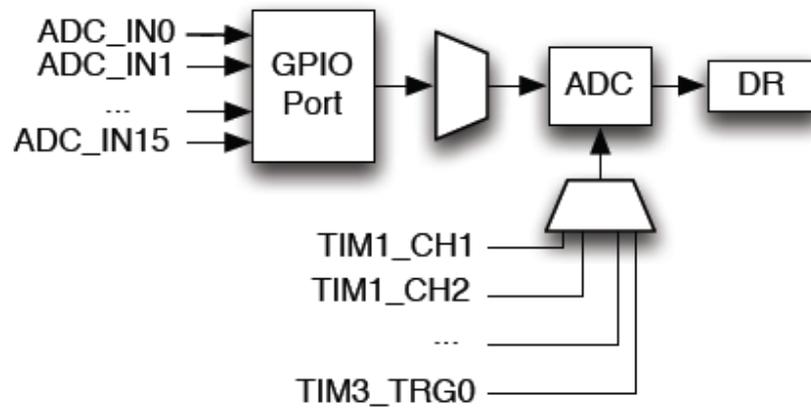
### **1.3.4 Convertidor Analógico/Digital**

Los procesadores STM32 incluyen uno o más periféricos ADC. El convertidor analógico-digital del STM32 utiliza aproximaciones sucesivas, tiene la capacidad de generar un conjunto discreto de tensiones y para comparar estas contra un voltaje de entrada muestreada, esencialmente realiza la búsqueda binaria para encontrar la mejor aproximación [5].

Para 12 bits de precisión, la STM32 toma por lo menos 14 ciclos de reloj de la ADC (un múltiplo del reloj del sistema) - los 2 ciclos adicionales se encuentran por encima, debido al muestreo. Así, con un reloj de 12 MHz, el ADC STM32 puede realizar una muestra en un poco más de 1µs. La arquitectura básica se muestra en la figura 1.5.

Hay dos modos básicos de operación - simple y de conversión continua. Con la conversión simple, una vez que el ADC es activado, convierte una sola entrada y almacena el resultado en el registro de datos (DR). La activación puede provenir de software o señal, tal como un temporizador. En el modo continuo, el convertidor analógico-digital comenzará otra conversión tan pronto como se termina una. El convertidor analógico-digital también puede operar en el modo de escaneo donde un conjunto de entradas que hay que analizar es configurado. Una sola conversión se realiza para cada entrada configurada en sucesión. El escaneo puede ser continuo en

el sentido de que una nueva exploración comienza tan pronto como uno se haya completado.

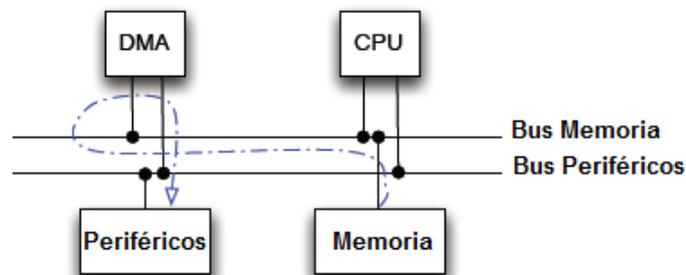


**Figura 1.5.** Convertidor analógico-digital. [5]

### 1.3.5 Acceso directo a la memoria: DMA

El uso de acceso directo a memoria (DMA) disminuye el costo del procesador de transferencia de bloques de datos entre la memoria y los periféricos [5].

DMA se implementa en los procesadores con dispositivos de hardware dedicados. Estos dispositivos comparten el bus de memoria y buses periféricos con procesador (CPU), como se ilustra en la figura 1.6. En este diagrama, el dispositivo de DMA lee de la memoria en el bus de memoria y escribe a un periférico en el bus periférico. La situación con el STM32 es algo más complicado porque hay varios buses periféricos, pero el principio es el mismo.

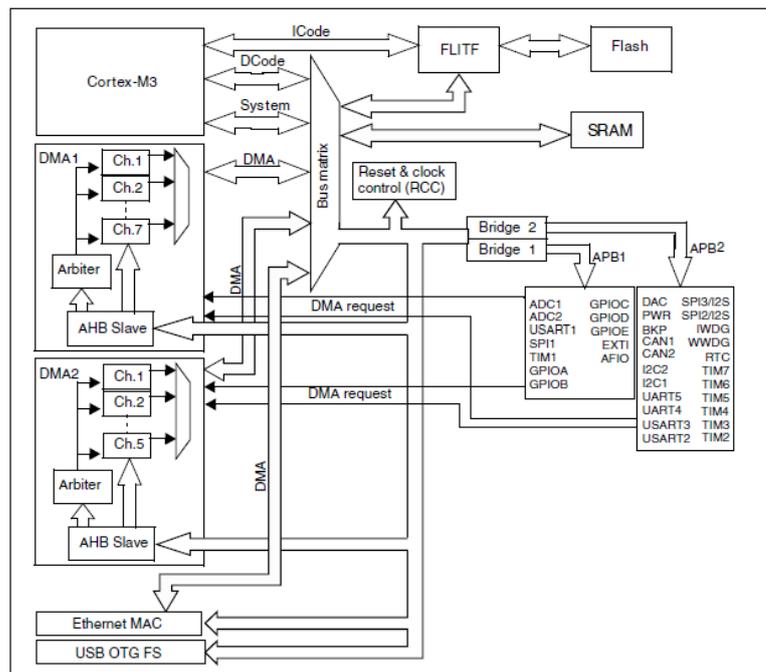


**Figura 1.6.** Transferencia DMA. [5]

Los flexibles 7 canales de propósito general DMA pueden gestionar las transferencias de memoria a la memoria, periférico a memoria y la memoria-a-periféricos. El controlador de DMA soporta la gestión de memoria cíclica evitando la

generación de interrupciones cuando el controlador alcanza el final de la memoria. El DMA puede operar con los periféricos principales: SPI, DAC, I2C, USART, todos los temporizadores y ADC.

El STM32 tiene dos periféricos DMA cada uno de los cuales tiene múltiples canales configurables de forma independiente (7 para DMA1 y 5 para DMA2). Para inicializar DMA entre un periférico y la memoria, es necesario configurar el canal apropiado.



**Figura 1.7.** Diagrama de bloques DMA. [6]

Antes de utilizar los periféricos DMA, deben ser activados sus relojes, por ejemplo:

```
RCC_AHBPeriphClockCmd(RCC_AHBPeriph_DMA1 , ENABLE);
```

Configurar un canal consiste en establecer los parámetros apropiados a través de una estructura:

```
DMA_InitTypeDef:
```

```
typedef struct
{
    uint32_t DMA_PeripheralBaseAddr
```

```

uint32_t DMA_MemoryBaseAddr;
uint32_t DMA_DIR;
uint32_t DMA_BufferSize;
uint32_t DMA_PeripheralInc;
uint32_t DMA_MemoryInc;
uint32_t DMA_PeripheralDataSize;
uint32_t DMA_MemoryDataSize;
uint32_t DMA_Mode;
uint32_t DMA_Priority;
uint32_t DMA_M2M;
}

DMA_InitTypeDef;

```

Los parámetros incluyen la dirección base del periférico (por ejemplo SPI1->DR), la dirección de memoria del búfer, la dirección de transferencia, el tamaño del buffer, etc. Una vez que el canal DMA está inicializado, debe estar activado.

### ***ADC + DMA***

El ADC tiene un registro único de datos, por lo que al escanear múltiples entradas analógicas, es esencial que los datos se lean entre muestras. Esto se puede lograr a través de un sondeo (software puede monitorear una bandera, las interrupciones, o DMA). Las interrupciones y DMA puede ser activadas al final de cada conversión. Es necesario el uso de DMA para la conversión de más de un canal regular. Esto evita la pérdida de datos ya almacenados en el registro ADC\_DR.

Sólo al final de la conversión de un canal regular genera una solicitud de DMA, que permite la transferencia de sus datos convertidos de registro ADC\_DR a la ubicación de destino seleccionada por el usuario.

### **1.3.6 Interrupciones**

Las interrupciones son un mecanismo fundamental de hardware para permitir a los periféricos informar a un programa de eventos críticos. Por ejemplo cuando se configura un temporizador para generar interrupciones a intervalos precisos. Cuando la alarma configurada ocurre, el procesador cambia la ejecución del programa, a un controlador de interrupción especial que puede atender, el evento de interrupción.

Una vez que el controlador de interrupciones ha completado su tarea, el procesador reanuda la ejecución del programa de aplicación.

Los procesadores Cortex-M3 admiten dos modos de operación, el modo thread y el modo handler. El modo thread se entra en Reset, y puede ser introducido a través de una declaración de excepción. El modo de handler se introduce como un resultado de una excepción que se está produciendo.

Los procesadores Cortex-M3 admite dos punteros de pila distintos. Fuera de reset, todo el código utiliza la pila principal, sin embargo, el procesador puede estar configurado de manera que el código de aplicación utiliza una “pila de proceso” separada.

Cada vez que el procesador invoca una excepción, el controlador se ejecuta utilizando la pila principal, y cuando la ejecución vuelve desde una excepción, el procesador reanuda usando la pila utilizada antes de la excepción. Cuando se invoca una excepción, el estado del código que se está ejecutando se deben guardar en la pila principal y se restablecerá cuando el controlador de excepciones termina.

Cuando se utiliza un sistema operativo que soporte threads, se considera generalmente deseable usar una pila separada para el manejo de excepciones y ejecución dentro del núcleo del sistema operativo.

### ***Habilitación de Interrupciones y Ajuste de Prioridad***

El núcleo Cortex-M3 define un mecanismo de prioridad sofisticado que permite a las fuentes de interrupción a ser asignadas una prioridad y una sub-prioridad. En un nivel de prioridad dado, dos fuentes de interrupción son atendidos por orden de sub-prioridad (número inferior tiene prioridad). Si un controlador de interrupción está activo y otra interrupción llega con un número de prioridad más baja, el controlador del activo será anulado. El Cortex-M3 define hasta 8 bits de nivel de prioridad que puedan ser divididas entre los campos de prioridad y sub-prioridad. El procesador STM32 implementa sólo 4 de estos bits.

El mecanismo de prioridad de interrupción es administrado a través de la NVIC (Control del Vector de Interrupciones Integrado) que es un periférico estándar para todos los procesadores Cortex-M3 base. La NVIC ofrece las siguientes funciones para cada fuente de interrupción:

- Prioridad y la configuración de sub-prioridad.
- Habilitar (deshabilitar) interrupción.
- Set / Clear bit de interrupción pendiente.

### ***Configuración del NVIC (Control del Vector de Interrupciones Integrado)***

El Control del Vector de Interrupciones Integrado soporta 16 niveles distintos de prioridades y sub-prioridades soportados por 4 bits repartidos entre estas dos funciones. Interrupciones con diferentes prioridades puede adelantarse entre sí (bajo número de prioridades tienen importancia), mientras que las sub-prioridades con una única prioridad sólo afectan a la elección de una interrupción cuando dos o más están pendientes.

El fragmento de código siguiente configura y habilita la interrupción TIM2. Tenga en cuenta que esto se debe seguir para configurar cualquier dispositivo.

```
NVIC_InitTypeDef NVIC_InitStructure;  
NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannel = TIM2_IRQn;  
NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannelSubPriority = 3;  
NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannelPreemptionPriority = 0;  
NVIC_InitStructure.NVIC_IRQChannelCmd = ENABLE;  
NVIC_Init (& NVIC_InitStructure);
```

Por ejemplo para una interrupción por timer, además de configurar el temporizador, es necesario configurar el NVIC para el vector de interrupción correspondiente y activar el temporizador para generar interrupciones. Los temporizadores pueden generar interrupciones en varias condiciones. Finalmente, se necesita un controlador que, como mínimo, borra la interrupción pendiente.

## *Interrupciones externas*

El microcontrolador STM32F1XX proporciona hasta 20 posibles fuentes de interrupción externa, aunque en muchos casos las distintas fuentes comparten un único vector de interrupción. Las fuentes posibles y su correspondiente evento/vector se muestran en la tabla 1.8.

<b>Evento</b>	<b>Fuente</b>	<b>Vector</b>
EXT0	PA0-PG0	EXT0_IRQHandler
EXT1	PA1-PG1	EXT1_IRQHandler
EXT2	PA2-PG2	EXT2_IRQHandler
EXT3	PA3-PG3	EXT3_IRQHandler
EXT4	PA4-PG4	EXT4_IRQHandler
EXT5	PA5-PG5	EXT9_5_IRQHandler
...	...	...
EXT15	PA15-PG15	EXT1_10_IRQHandler
EXT16	PVD	PVD_IRQHandler
EXT17	RTC	Alarm RTC_WKUP
EXT18	USB	Wakeup not on STM32 F100
EXT19	Ethernet	Wakeup not on STM32 F100

**Tabla 1.8.** Fuentes de interrupción

La configuración de una interrupción externa se compone de varios pasos:

- Configure la NVIC para el vector correspondiente.
- Para los pines GPIO, configure el registro AFIO\_EXTICRx apropiado. Seleccione el PIN correcto (por ejemplo PA0).
- Establecer la condición de disparo (subida/bajada o ambos).
- Establecer el bit correspondiente en el registro de máscara de eventos.

Las siguientes líneas de programa permiten configurar PA0 en flanco ascendente y generar una interrupción:

```
// Connect EXTI0 to PA0
GPIO_EXTILineConfig(GPIO_PortSourceGPIOA , GPIO_PinSource0);
// Configure EXTI0 line // see stm32f10x_exti.h
EXTI_InitStructure.EXTI_Line = EXTI_Line0;
EXTI_InitStructure.EXTI_Mode = EXTI_Mode_Interrupt;
```

```

EXTI_InitStructure.EXTI_Trigger = EXTI_Trigger_Rising;
EXTI_InitStructure.EXTI_LineCmd = ENABLE;
EXTI_Init (& EXTI_InitStructure);
// Configure NVIC EXTI0_IRQn

```

Un manejador (handler) básico debe comprobar el estado de la interrupción y borrar cualquier bit pendiente;

```

void EXTI0_IRQHandler(void)
{ if (EXTI_GetITStatus(EXTI_Line0) != RESET)
  { ... EXTI_ClearITPendingBit(EXTI_Line0); }
}

```

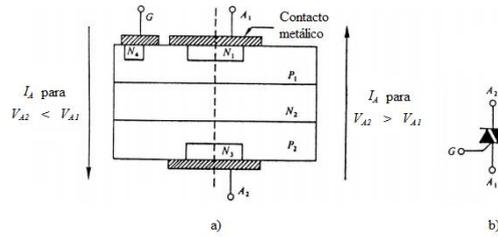
### 1.3.7 Entornos integrados de desarrollo IDE

Para programar en C se usa programas de IDE (Entorno Integrados de Desarrollo), que consisten en una serie de herramientas unidas en un mismo paquete, que nos permiten escribir el código en C, corregir la sintaxis, añadir la librerías necesarias, compilar y depurar el código ensamblador resultante, e incluso cargarlo en el microcontrolador. Hay bastantes programas IDE, la mayoría de pago, como el Keil uVision, el Atollic TrueStudio o el CrossWorks, aunque también pueden encontrarse soluciones de código libre como el Coccox. Para realizar la programación del microcontrolador se optó por el software Keil uVision.

## 1.4 DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS DE POTENCIA

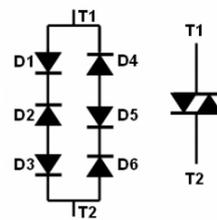
### 1.4.1 Triacs

El triac (triodo de corriente alterna) es un componente de tres terminales y derivado del tiristor, puede ser considerado eléctricamente como dos tiristores en anti-paralelo como se observa en la figura 1.8. El paso del estado de bloqueo al estado conductor se realiza por la aplicación de un impulso de corriente en el electrodo de mando, en cambio el paso del estado conductor al estado de bloqueo se produce por aplicación de una tensión de polaridad inversa o por la disminución de la corriente por debajo del valor de mantenimiento [7].



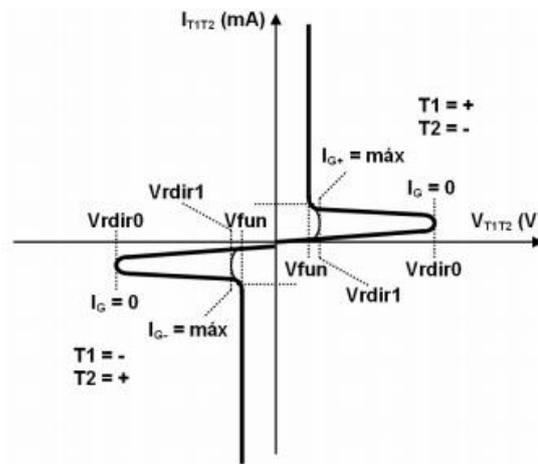
**Figura 1.9.** Triac (a) Estructura Interna. (b) Símbolo dos tiristores [7]

Internamente está formado por seis capas de semiconductor, su representación más común se indica en la figura 1.9 (b), la tensión a ser controlada es aplicada entre el terminal (A2) y el terminal 1 (A1), el electrodo de control es denominado puerta (G).



**Figura 1.8.** Conexión antiparalelo de Tiristores [7]

Para pasar al estado de conducción, el voltaje entre los terminales debe superar el voltaje de ruptura directo, la función de la compuerta del triac es disminuir el voltaje de ruptura directo con el objetivo de facilitar la conducción del TRIAC en la dirección establecida por la polaridad del voltaje aplicado entre los terminales.



**Figura 1.10.** Curva característica de un triac [7]

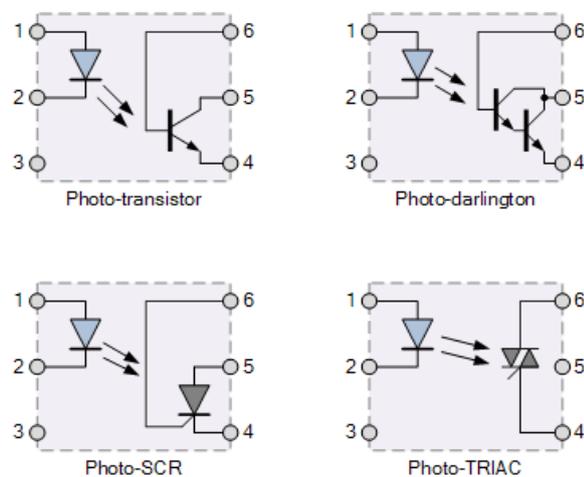
La figura 1.10, muestra que para una corriente de compuerta igual a cero, un triac funciona de forma similar que un diac, sin embargo al aplicar un pulso de voltaje entre la puerta (G) y cualquiera de los terminales, se establece una corriente suficiente y el voltaje de ruptura directa disminuye considerablemente.

Una de las aplicaciones del triac es como regulador de la potencia media entregada a una carga y dada su característica de conducción bidireccional, será únicamente ventajoso en aquellas cargas que no necesiten de rectificación. Una manera de controlar la potencia entregada a la carga es variando el ángulo de conducción.

### 1.4.2 Optoacopladores

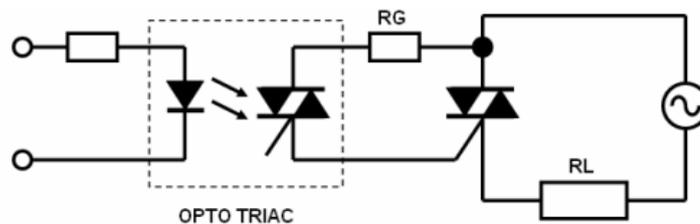
Un sistema microcontrolador que genera señales digitales para manejar a una determinada carga que requiere de elevadas corrientes necesita de un acoplamiento entre sí, de manera que permita aislar el sistema digital del sistema de potencia, para cumplir con ello se utilizan dispositivos denominados optoacopladores los que permiten aislar eléctricamente ambos sistemas.

Existen varios tipos de optoacopladores cuya diferencia entre sí depende de los dispositivos de salida que se inserten en el mismo, en la figura 1.11 se observa varias clases de optoacopladores y su representación.



**Figura 1.11.** Tipos de acopladores ópticos comunes [8]

Una de las aplicaciones con optoacopladores es controlar una carga en corriente alterna mediante un opto triac; un circuito muy común usado se muestra en la figura 1.12, internamente un optotriac posee un diodo infrarrojo y un triac con su compuerta activada por luz, la configuración indicada permite activar un triac bajo cualquier polaridad aplicada entre sus terminales.



**Figura 1.12.** Optoacoplador para el manejo de carga en corriente alterna [8]

### 1.4.3 Niquelinas

Son resistencias calefactoras tubulares fabricadas de níquel-cromo que calientan el aire a su paso mediante la radiación de calor. Se pueden fabricar en cualquier diámetro, longitud y forma lo que permite obtener elementos para calentamiento de aire, líquidos o sólidos, en la tabla 1.9 se indican las principales características de la niquelina para calentamiento de aire.

<b>Blindaje</b>	Los elementos calefactores blindados resisten los impactos, vibración y corrosión se diseñan en función del medio a calentar y la temperatura de utilización.
<b>Aislante</b>	Compuesto de óxido de magnesio electrofundido (MgO), asegura un perfecto aislamiento, rigidez dieléctrica y conducción térmica.
<b>Hilo resistivo</b>	Espiral de níquel cromo.
<b>Sellado</b>	A base de resinas o siliconas, asegura la estanqueidad contra la humedad ambiental.
<b>Aislador</b>	Cerámico que asegura el aislamiento dieléctrico entre el blindaje y la conexión.

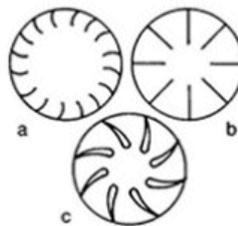
**Tabla 1.9.** Características básicas de niquelina para calentamiento de aire [9]



**Figura 1.13.** Niquelina tubular de baja potencia [10]

#### 1.4.4 Ventilador

Un ventilador es una máquina rotativa que pone el aire, o un gas, en movimiento, está formado por un motor de accionamiento, generalmente eléctrico y un propulsor giratorio que se encuentra en contacto con el aire. En los ventiladores centrífugos la trayectoria del aire sigue una dirección axial a la entrada y paralela a un plano radial a la salida; la entrada y salida están en ángulo recto. Se observa en la figura 1.14 que el rodete de estos ventiladores está compuesto de álabes que pueden ser hacia adelante, radiales o hacia atrás [11].



**Figura 1.14.** Disposición de álabes en ventiladores centrífugos: (a) hacia adelante (b) radiales (c) hacia atrás [11]

Los ventiladores de álabes curvados hacia adelante denominados también como de jaula de ardilla, tienen una hélice o rodete con álabes curvados en el mismo sentido del giro. Estos ventiladores necesitan poco espacio, poseen baja velocidad periférica y son silenciosos ver figura 1.15.



**Figura 1.15.** Ventilador álabes Centrífugo [11]

# CAPÍTULO II

## DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE INCUBADORA

La incubadora es un equipo médico que permite generar un medio ambiente controlado dentro de una cámara llamada habitáculo. Algunos de los parámetros que pueden controlar dependiendo del tipo de la incubadora son: la temperatura, la humedad y la oxigenación del aire que rodea al paciente. Las paredes del habitáculo se construyen con material transparente, lo que permite aislar al paciente manteniendo contacto visual con él.

En general el calor puede ser transferido de tres maneras: conducción, convección y radiación. La incubadora transfiere calor al paciente principalmente por convección, es decir, la transferencia de calor se realiza por medio de un fluido (aire) en movimiento. La circulación del aire se logra gracias a un ventilador que lo toma del exterior y lo pasa a través de una manguera antes de llevarlo hacia el interior de la cámara donde se encuentra el paciente.

La variable de control puede ser la temperatura del aire de la incubadora o bien la temperatura de la piel de la región abdominal anterior del neonato.

Con base a la norma el diseño del conjunto mecánico y el sistema de control debe ser analizado de manera que se realice el proceso de regulación de temperatura y monitoreo en la incubadora de una pared atendiendo a las siguientes consideraciones:

- Durante la condición de temperatura estabilizada, la temperatura de la incubadora no debe diferir de la temperatura media de la incubadora en más de 0.5 °C.
- La temperatura de referencia debe estar entre los 32° y 36° centígrados, pudiendo ser configurable en pasos de 0.5°C.
- La precisión del sensor de temperatura cutánea utilizado para medir la temperatura de la piel debe estar dentro de  $\pm 0.3$  °C.
- Un sistema de alarma para temperatura alta o baja respecto de la temperatura de referencia, así como también para fallas eléctricas.
- Se requiere de un elemento calefactor de una potencia adecuada y dimensiones físicas acordes con la estructura de circulación de aire.

## **2.1 Diseño y construcción del conjunto mecánico y habitáculo para la incubadora**

### *Consideraciones técnicas de construcción*

Las consideraciones técnicas comprenden las dimensiones tanto del conjunto mecánico como del habitáculo del neonato, en la tabla 2.1 se indican las consideraciones físicas que proporcionan la información más relevante para la construcción mecánica.

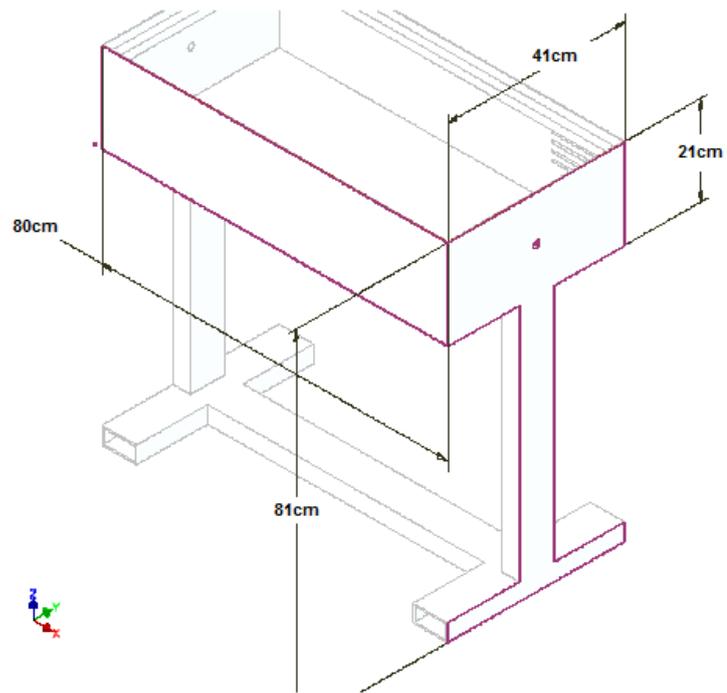
<b>Estructura Mecánica</b>	<p>Manijas laterales para facilitar el desplazamiento, con freno al menos en dos de las cuatro ruedas.</p> <p>El aire obtenido del medio ambiente debe pasar a través de un microfiltro que retenga partículas de 0.5 micras o mayores.</p> <p>Un lugar que permita colocar o remover el módulo electrónico de control.</p> <p>El ángulo de volcadura de la incubadora deberá ser igual o mayor a 10 grados, con respecto a la vertical.</p>
<b>Bandeja de circulación de Aire</b>	Integrado con un calentador o niquelina, y un ventilador para la circulación del aire.
<b>Habitáculo del recién nacido</b>	Ambiente controlado destinado a albergar un neonato, fabricado de un material de fácil inspección visual, limpieza y mantenimiento.
<b>Barreras</b>	Paneles laterales, previstos con puertas de acceso para colocar y retirar de manera adecuada al recién nacido sin necesidad de remover todo el habitáculo o tubos de oxígeno y sensores que estén conectados al neonato, no deberá abrirse accidentalmente y deberá poseer compuertas a los lados para la manipulación del tratante como también orificios para el ingreso de mangueras de oxígeno y sensores de monitoreo.
<b>Bandeja de soporte y Colchón</b>	<p>Debe soportar al recién nacido, el colchón será de material antialérgico.</p> <p>La bandeja que recibe al colchón puede salir hacia fuera de su recinto, debe estar provista de un sistema de retención que no se inclina bajo el peso del neonato.</p>

**Tabla 2.1** Consideraciones técnicas de construcción

Para el diseño de la estructura mecánica y habitáculo del bebe se empleó el uso de herramientas CAD en el software Autodesk Inventor 2010.

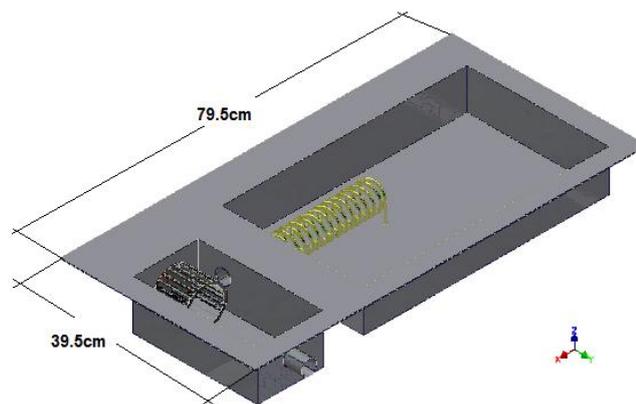
### *Diseño de la estructura mecánica*

La estructura mecánica tiene 80 cm de largo por 41 cm de ancho por 81cm de alto como se aprecia en la figura 2.1.



**Figura 2.1** Estructura mecánica

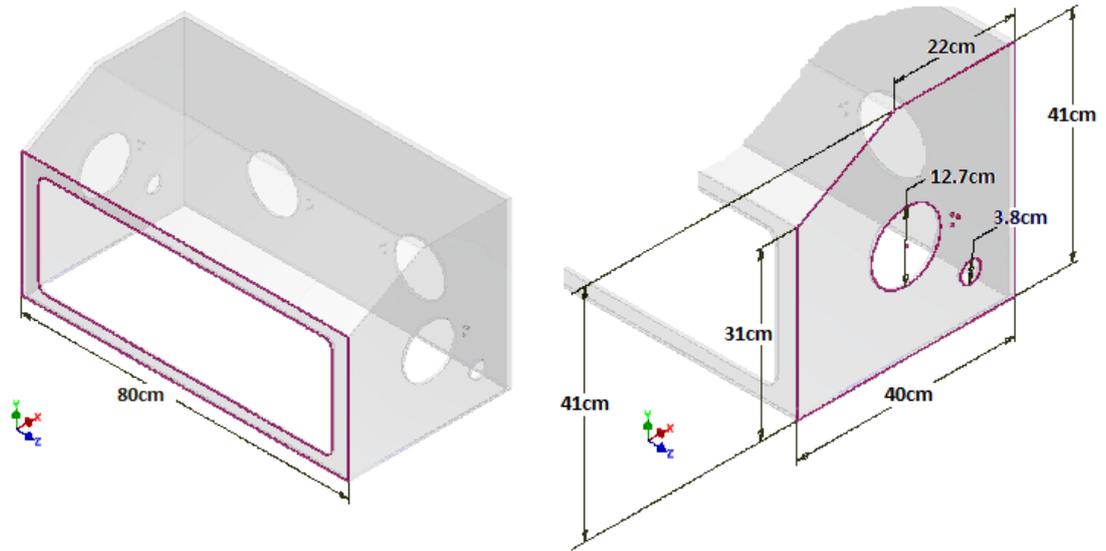
La bandeja de circulación de aire posee dos cavidades: en la primera se ubica el ventilador que extrae el aire del exterior y lo envía a través de una conexión tubular a la cavidad siguiente en la cual esta ensamblada la niquelina como se observa en la figura 2.2 , las dimensiones de esta bandeja son de 79.5 cm. de largo por 39.5 cm. de ancho.



**Figura 2.2** Bandeja de circulación de aire

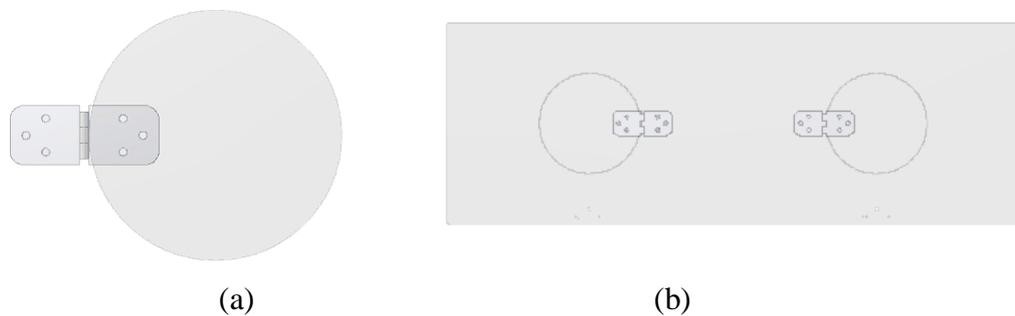
### *Diseño del habitáculo del bebé*

El diseño del habitáculo se muestra en la figura 2.3 con sus medidas respectivas, la estructura posee orificios en el panel posterior y paneles laterales para la colocación de las puertas de acceso.



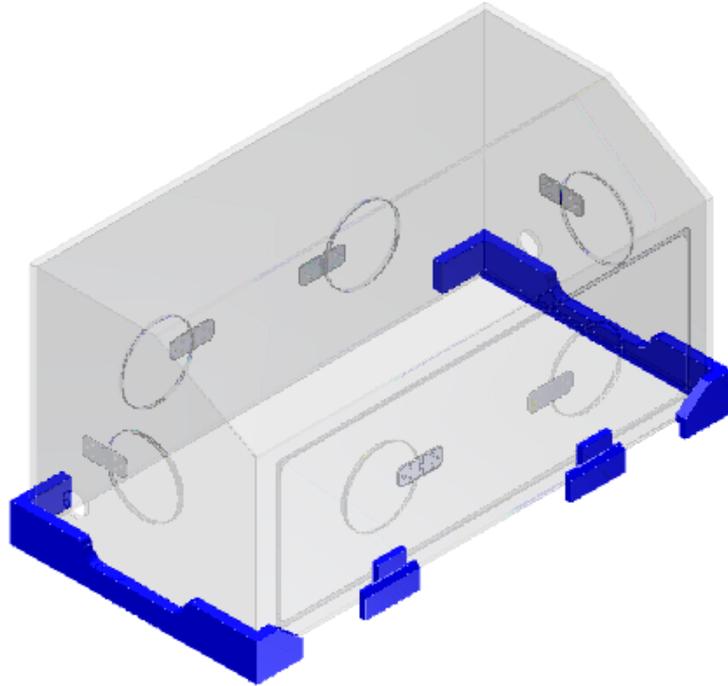
**Figura 2.3** Habitáculo

El diseño de las puertas de acceso se indica en la figura 2.4 (a), para todos los orificios de la incubadora y para los orificios de la puerta frontal se usó un diseño similar como se muestra en la figura 2.4 (b).



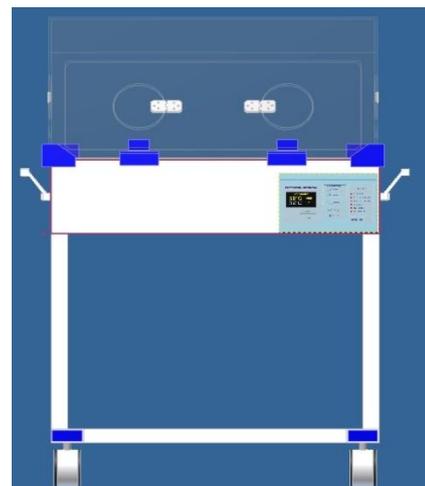
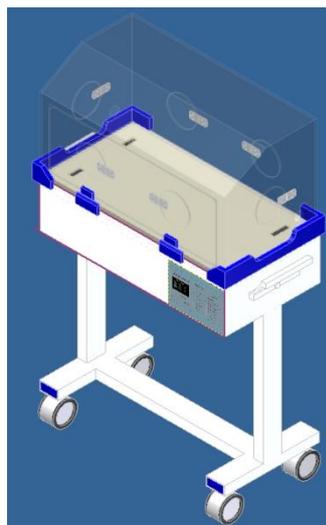
**Figura 2.4** (a) Compuertas (b) Panel frontal

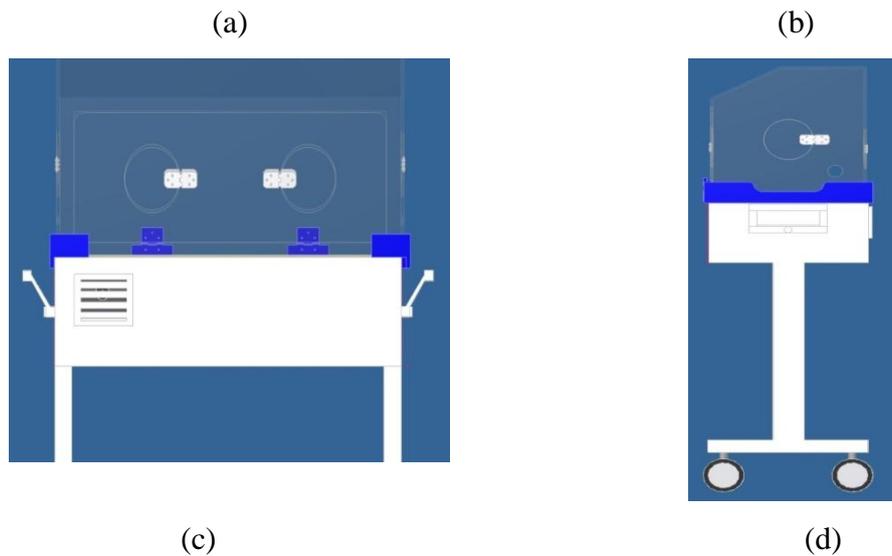
En el diseño del habitáculo se adicionaron unos marcos para el reforzado de la estructura del habitáculo como se observa en la figura 2.5.



**Figura 2.5** Diseño del habitáculo terminado

El diseño final de la incubadora con todas sus piezas ensambladas se muestra en la figura 2.6.





**Figura 2.6** Diseño final de la incubadora. a) Perspectiva b) Vista frontal c) Vista posterior d) Vista lateral

### 2.1.1 Construcción del conjunto mecánico y habitáculo

Para la construcción del conjunto mecánico se partió de los diseños anteriormente mencionados, la estructura mecánica cuenta con los soportes laterales junto con la base fabricadas de hierro y un cajón de tol galvanizado de 3 milímetros de espesor que forman un solo conjunto mecánico que posee un recubrimiento de pintura automotriz tratada al horno como se indica en la figura 2.7 (a). Posee cuatro ruedas con freno cada una y haladeras laterales para su deslizamiento en una superficie horizontal.



(a) (b)  
**Figura 2.7** Construcción de la estructura mecánica

La bandeja de circulación de aire está fabricada con aluminio en sus bordes y las cavidades de acero inoxidable que se conectan entre sí para el paso de aire, dispone de un ingreso de aire del exterior que es enviado por el ventilador a la niquelina que se encarga de calentar el aire del sistema figura 2.7 (b)

El habitáculo se fabricó de acrílico transparente de 8 milímetros de espesor como se observa en la figura 2.9 (a) ya que este material presenta las características mencionadas en las consideraciones técnicas, para el mecanizado de las piezas se empleó una caladora eléctrica como se aprecia en la figura 2.9 (b).



(a)



(b)

**Figura 2.9** Fabricación del habitáculo. a) Acrílico b) Caladora eléctrica

El termo formado del habitáculo se lo realizo con una niquelina que opera a 150° centígrados como se observa en la figura 2.10.



**Figura 2.10** Estructura elaborada para el termoformado del habitáculo

Luego del proceso de termoformado se observa el habitáculo en la figura 2.11(a), todavía sin los orificios de acceso, el siguiente paso es mecanizar las barreras laterales y los orificios para las puertas mediante la caladora eléctrica y el pegado de los paneles laterales de acrílico con cloruro de metileno obteniendo lo que se describe en la figura 2.11 (b).



(a)



(b)

**Figura 2.11** Fabricación del habitáculo. a) Habitáculo luego del proceso de termoformado b) Elaboración de orificios de acceso.

Los marcos laterales para reforzar el habitáculo se fabricaron con policarbonato azul de 15 milímetros de espesor.



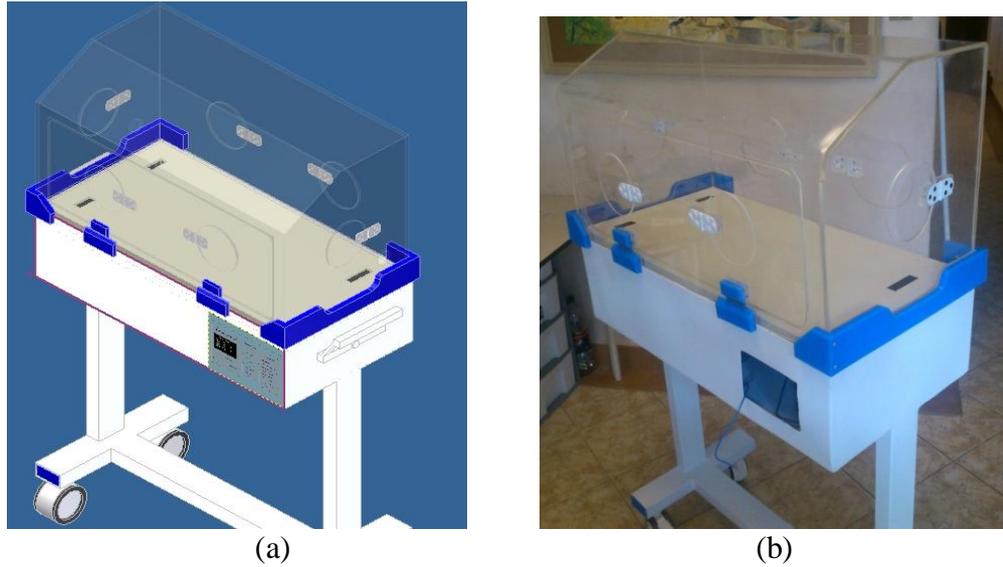
**Figura 2.12** Marcos laterales

Las compuertas y puerta de acceso frontal están fabricadas de acrílico de 4 milímetros de espesor están acopladas con bisagras metálicas al habitáculo.



**Figura 2.13** Puerta de acceso frontal

El conjunto mecánico ensamblado en su totalidad se muestra en la figura 2.14



**Figura 2.14** Incubadora neonatal. a) Diseño completo b) Conjunto mecánico ensamblado

## 2.2 Diseño del hardware del sistema de control de temperatura

### *Microcontrolador*

El microcontrolador SM32F103ZET6 es el encargado de controlar y estabilizar la temperatura del habitáculo, además realizara las funciones de lectura de sensores, adaptación de señal, control proporcional integral derivativo (PID) y activación de elementos de potencia.

### *Fuente de Alimentación*

Se realizó la adquisición de una fuente de alimentación médica, las características técnicas se muestran en la tabla 2.2.

Voltaje de entrada AC	90~264 VAC, 47~440Hz, 127~370VDC
Corriente de entrada AC	Máxima corriente de entrada 2.9A a 115VAC, 60Hz o 1.7A a 230VAC, 60Hz con carga de salida del 100%
Voltaje de salida	5V-10A/12V-4.4A/-12V/1A
Potencia	120W
Temperatura de trabajo	-20~70°C
Humedad	20~90% RH

**Tabla 2.2** Características técnicas fuente de alimentación MPT-120B [12]

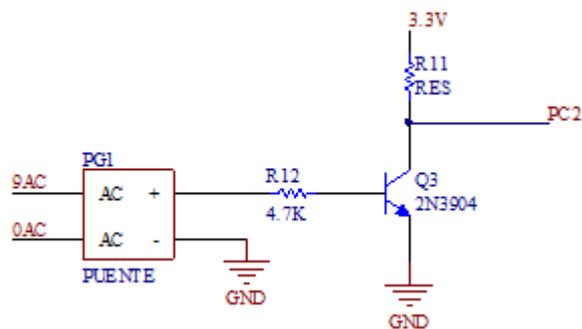


**Figura 2.15** Fuente de Alimentación Médica [12]

La fuente médica cumple con los siguientes estándares de seguridad: UL60601-1, TUV EN60601-1.

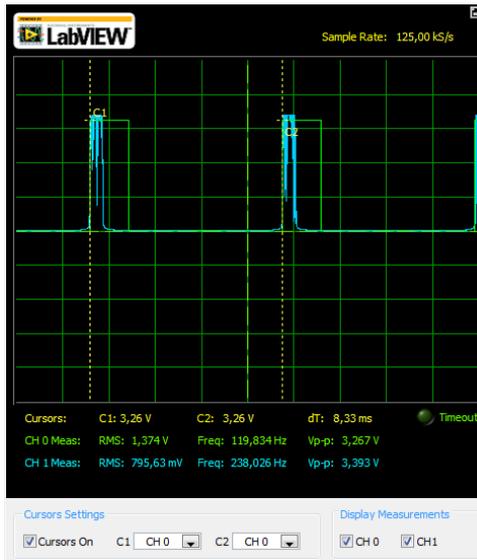
### *Detector de cruce por cero*

La configuración observada en la figura 2.16 permite detectar el cruce por cero de la onda de tensión alterna. La señal es obtenida del colector del transistor NPN que está trabajando en la zona de corte y saturación; cuando la señal rectificada tiene un valor de cero, la señal de salida tiene un valor de 3.3 voltios, cuando la señal rectificada tiene un valor suficiente para polarizar al transistor el voltaje en el colector es cero voltios. Dicha señal ingresa al puerto PC2 del microcontrolador, dicho puerto es configurado como entrada para detectar flancos ascendentes.



**Figura 2.16** Detector de cruce por cero

La gráfica 2.17 muestra la señal de voltaje obtenida en el colector del transistor (CH1) y la señal de salida del microcontrolador (CH0), se observa que la diferencia de tiempo entre los cursores C1 y C2 es de 8.33 milisegundos correspondientes a la duración de un semiciclo.



**Figura 2.17** Detección del cruce por cero obtenida mediante NI myDAQ

*Variación del período en la señal de salida.*

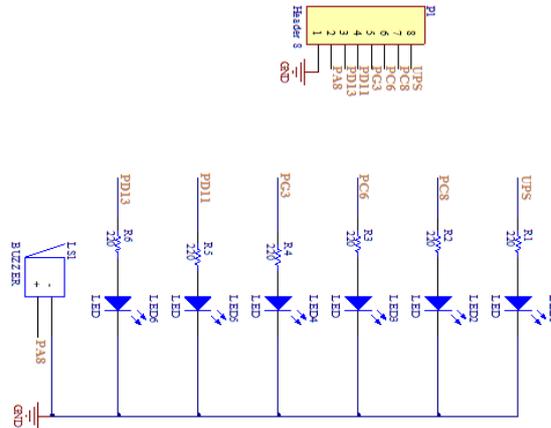
Las pruebas iniciales realizadas con los conversores analógicos digitales son mediante el uso de potenciómetros, por lo que variación de dicho período corresponde a la lectura del mismo.



**Figura 2.18** Variación del periodo en la señal de salida a) 4.40ms b) 1.01ms

## Sistema de Alarma

El sistema cuenta con un buzzer y leds indicadores, estos permiten avisar al usuario, sobre comportamientos inesperados de la temperatura. Para la activación del buzzer se usó el puerto PD9 del microcontrolador conectado de forma directa, como se indica en la figura 2.19.



**Figura 2.19** Leds indicadores y alarma sonora

Los leds indicadores se activarán cuando se presenten los siguientes eventos:

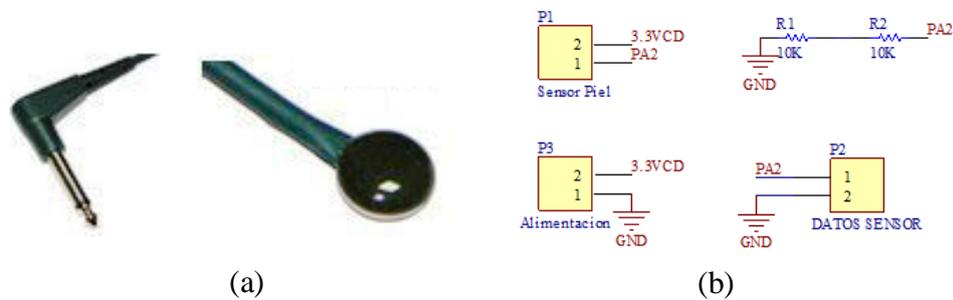
1. El sistema se encuentra encendido
2. Desconexión de energía eléctrica
3. Si la temperatura de la piel se encuentra fuera del rango establecido en el software, se activara el led indicando temperatura baja.
4. Si la temperatura del aire es menor a la temperatura de referencia, se activara el led indicando temperatura baja.
5. Si la temperatura de la piel es mayor a la temperatura de referencia, se activara el led indicando temperatura alta.
6. Para cualquiera de las condiciones 3, 4 y 5 se activará la alarma sonora.

## Acoplamiento de Sensores

El sensor de temperatura cutánea usado es el W0001A (Med-link Electronics Tech Co., Ltd. Shenzhen, China), con precisión de  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$  este dispositivo contiene un termistor NTC, por lo tanto la resistencia disminuye con el incremento de

temperatura. Dado que todas las mediciones realizadas con termistor se reducen a la detección de los cambios en la resistencia, el termistor debe ser colocado en un circuito y los cambios de resistencia registrados en términos de los cambios de tensión correspondientes [13].

Lo anterior se logra colocando el termistor en un circuito divisor de tensión con una resistencia de referencia, como se muestra en la figura 2.20 (b). El valor de la resistencia de referencia debe ser aproximadamente el mismo que el valor del termistor en torno a las temperaturas de interés con el objetivo de un uso eficiente del rango de voltaje a la entrada del conversor analógico/digital.



**Figura 2.20** (a) Sensor de temperatura cutánea W0001A, (b) Divisor de voltaje

La ecuación para una red de divisor de tensión, que consiste en las resistencias R1 y R2 en serie, es la siguiente, donde Vout es la caída de voltaje a través de R1. El valor óptimo de R1 fue de 20Kohms. Los valores de voltaje y temperatura obtenidos se muestran en la tabla 2.3.

$$V_{out} = V_{in} \frac{R_1}{R_1 + R_T} \quad (1)$$

Voltaje (V)	Temperatura(°C)
1,42	18
1,57	23
1,65	25
1,66	25,5
1,67	26
1,86	31
1,96	35

**Tabla 2.3** Valores medidos de sensor de temperatura cutánea

Para obtener la ecuación que permitirá relacionar la temperatura con el voltaje, se obtiene una ecuación de la recta partiendo de dos puntos conocidos.

$$y - y_1 = m(x - x_1) \quad (2)$$

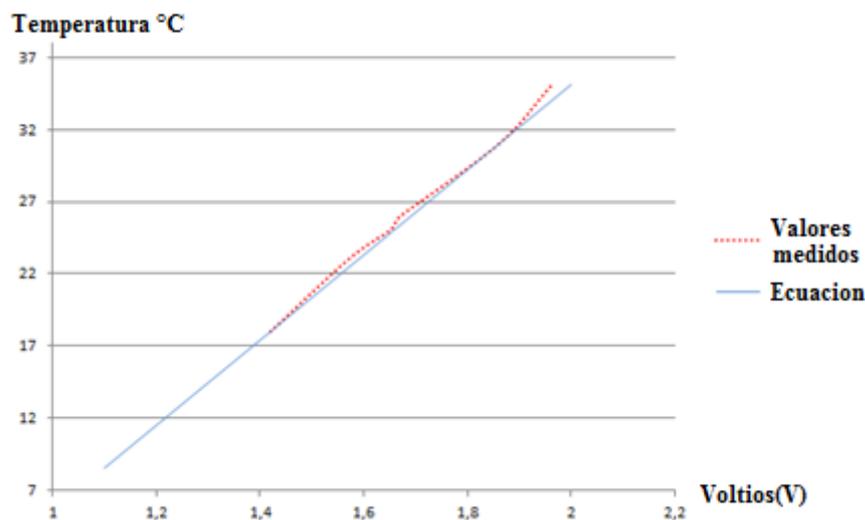
Para obtener la pendiente de la recta se toman los valores medidos de la tabla 1.

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (3)$$

Reemplazando valores:

$$m = \frac{31 - 18}{1.86 - 1.42} = 29.54$$

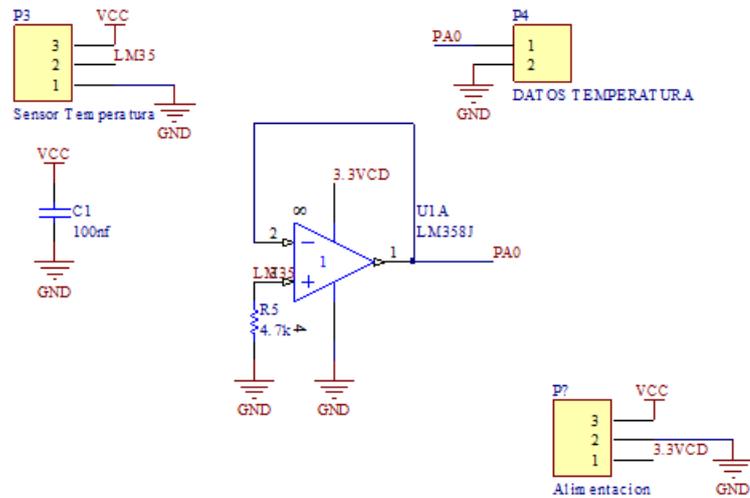
$$y = 29.54x - 23.96 \quad (4)$$



**Figura 2.21** Valores medidos y ecuación de la recta obtenida

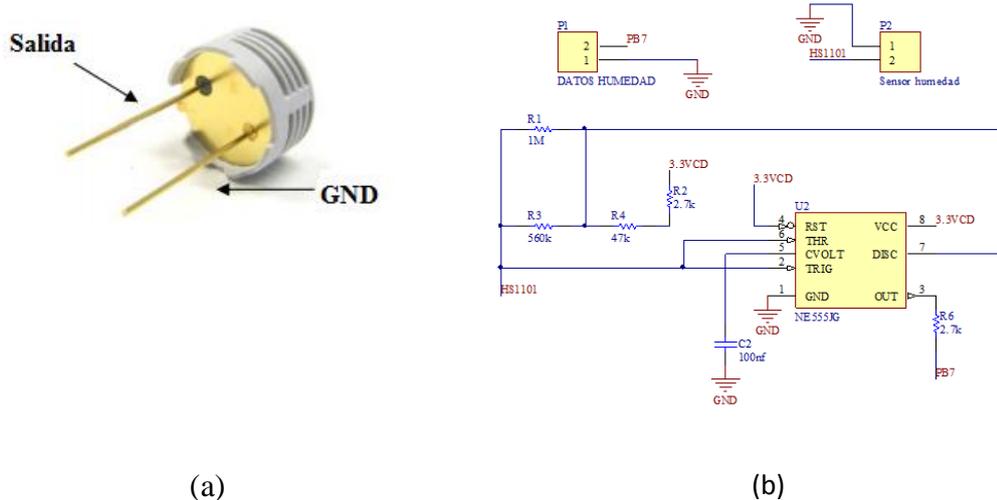
El sensor de temperatura usado es el sensor LM35DZ (Ver Anexo 2.4) posee una precisión de 0.5°C y una salida calibrada en grados Celsius, el acoplamiento se realiza usando un seguidor de tensión implementado con un amplificador operacional LM358N con el objetivo de acoplar impedancias entre el sensor y el conversor analógico/digital del microcontrolador, además es necesario colocar un condensador cerámico de desacople cercano a los pines de alimentación, la configuración de

resistencia a tierra estabiliza la señal de entrada al sistema, como se observa en la figura 2.22.



**Figura 2.22** Esquema de acoplamiento de sensor de temperatura.

El sensor de humedad relativa (RH) usado es el HS1101 (Ver anexo 2.4) basado en una célula capacitiva con precisión de  $\pm 5^{\circ}\text{C}$ , el rango de medición está comprendido entre 1%-99% RH. La señal de salida varía su capacitancia en respuesta a los cambios de humedad. El circuito de acoplamiento se muestra en la figura 2.23, se observa la configuración típica del 555 como multivibrador astable. El HS110/HS1101, se utiliza como condensador variable, se conecta a las entradas TRIG (2) y THRES (6) y al pin 7 se conecta la resistencia R4. El condensador equivalente formado por el HS110/HS1101 se carga a través de las resistencias R1, R3 y R4 hasta llegar a la tensión umbral (aproximadamente  $0.67 V_{cc}$ ) y se descarga solo a través de R1 y R3 hasta llegar a la tensión de Trigger (aproximadamente  $0.333 V_{cc}$ ) ya que en descarga la resistencia R4 está conectada a tierra a través del pin 7 (transistor en saturación). La resistencia R5 protege contra cortocircuitos [10].



**Figura 2.23** a) Sensor de humedad HS1101 b) Esquema de acoplamiento

Se debe colocar una resistencia en paralelo al sensor de humedad para desequilibrar la compensación de temperatura interna del 555 e introducir un coeficiente de temperatura emparejado al del sensor. La compensación de temperatura interior del 555 cambia de un fabricante a otro, en la tabla 2.4 se indican dichos valores, el valor de esta resistencia (R1 en la tabla 2.4) debe adaptarse al chip específico. Para mantener la frecuencia nominal de 6660Hz al 55% RH, las resistencias en paralelo (R1-R3) también hay que ajustarlas al valor especificado (R2 en la tabla 2.4) [14].

Frecuencia=6660Hz a 55%RH			
555	R1	R2	CI
TLC555 (Texas)	909KΩ	576KΩ	
TS555 (STM)		523KΩ	100nF
7555 (Harris)	1732KΩ	549KΩ	
LMC555 (National)	1238KΩ	562KΩ	

**Tabla 2.4** Valores de los componentes [10].

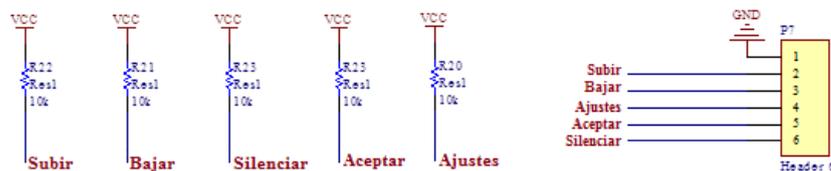
La humedad relativa se obtiene aplicando la siguiente ecuación:

$$F_{mes(HZ)} = F_{55(HZ)}(1.1038 - 1.936810^{-3})RH + 3.011410^{-6}(RH)^2 - 3.440310^{-8}(RH)^3 \quad (5)$$

Las capacitancias parásitas deben ser minimizadas, los condensadores que se agreguen al circuito de acoplamiento actúan como un condensador en paralelo con el sensor y crean un error de medida.

### *Pulsantes de control*

El panel frontal de control cuenta con un circuito de entrada para pulsantes para modificar los parámetros de la incubadora, las entradas para el operador son cinco en total: subir/bajar temperatura de referencia, pantalla de ajustes, aceptar cambios y silenciador de alarma, como se indica en la figura 2.24.



**Figura 2.24** Esquema de conexión de pulsantes de control

### *Señales de entrada y salida manejadas por el microcontrolador*

En la tabla 2.5 se detallan los pines de entrada para adquisición de datos referentes a temperatura, humedad, botoneras y detector de cruce por cero así como las señales de salida de alarma y control de actuadores del sistema.

<b>PA0</b>	Sensor de temperatura habitáculo	<b>PC6</b>	Señal de alarma. Sensor piel
<b>PA2</b>	Sensor de temperatura cutánea	<b>PC8</b>	Señal de alarma. Silenciar
<b>PA6</b>	Señal de control de niquelina	<b>PD11</b>	Señal de alarma. Alta temperatura
<b>PA8</b>	Señal de alarma sonora	<b>PD13</b>	Señal de encendido
<b>PB7</b>	Sensor de humedad relativa	<b>PF6</b>	Señal de control para optoacoplador
<b>PC0</b>	Pulsante. Subir temperatura de referencia	<b>PF7</b>	Señal de control para ventilador
<b>PC1</b>	Pulsante. Bajar temperatura de referencia	<b>PF8</b>	Pulsante. Silenciar alarma
<b>PC2</b>	Detector de cruce por cero	<b>PF12</b>	Pulsante. Confirmar cambio
<b>PC4</b>	Pulsante. Pantalla de ajustes	<b>PG3</b>	Señal de alarma. Baja temperatura

**Tabla 2.5** Señales de entrada y salida manejadas por el microcontrolador

En la figura 2.25 se indica el esquema completo de conexión del microcontrolador.

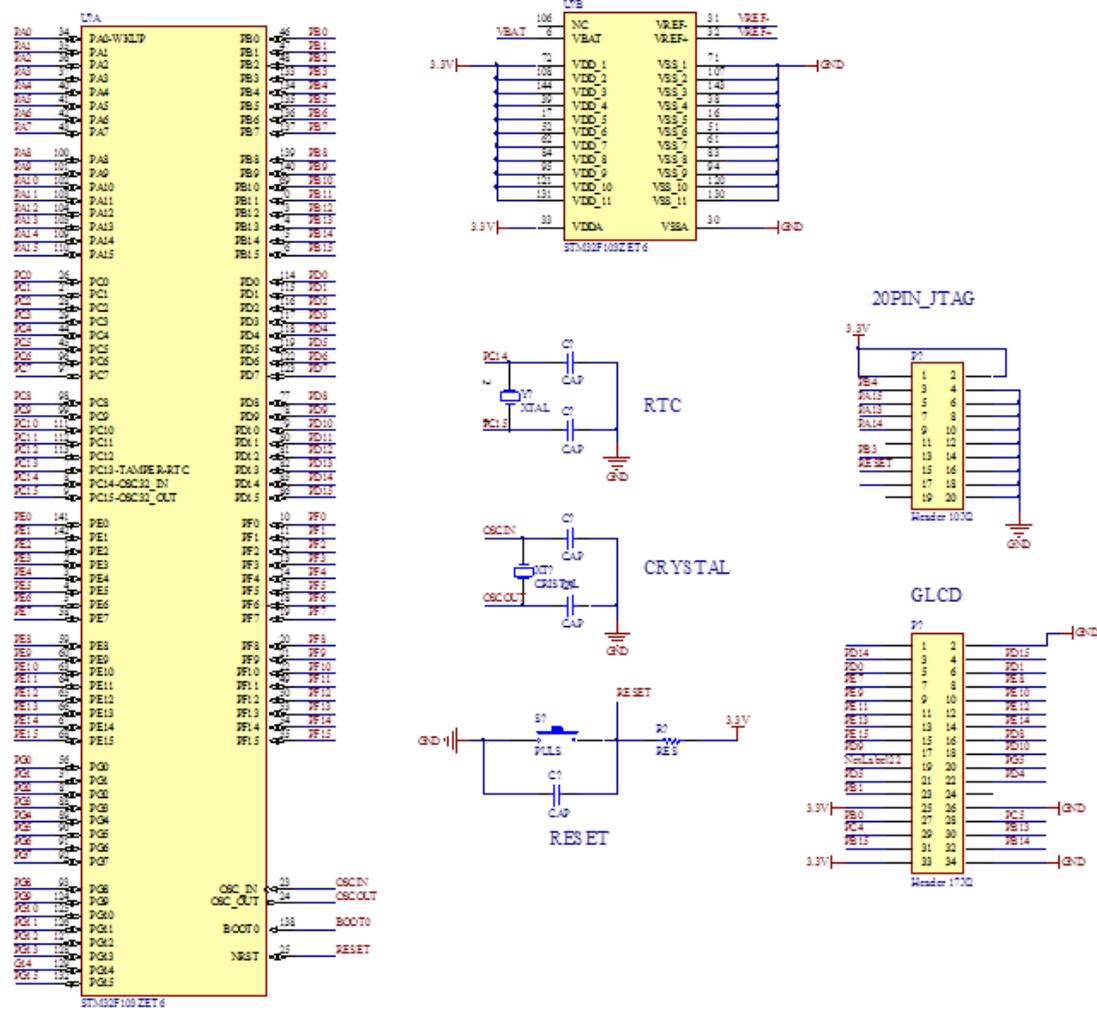
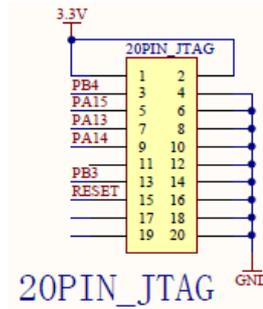


Figura 2.25 Esquema de conexión del STM32F103ZET6

### ***Periférico de grabación del microcontrolador***

El panel frontal cuenta con una peinetas de grabación del microcontrolador que se conecta al dispositivo ST-LINK/V2 que es un depurador y programador en circuito para las familias de microcontroladores STM8 y STM32. El módulo de interfaz de cable único (SWIM) y las interfaces de depuración de cable JTAG/serial (SWD) se utilizan para la comunicación con cualquier microcontrolador STM8 o STM32.

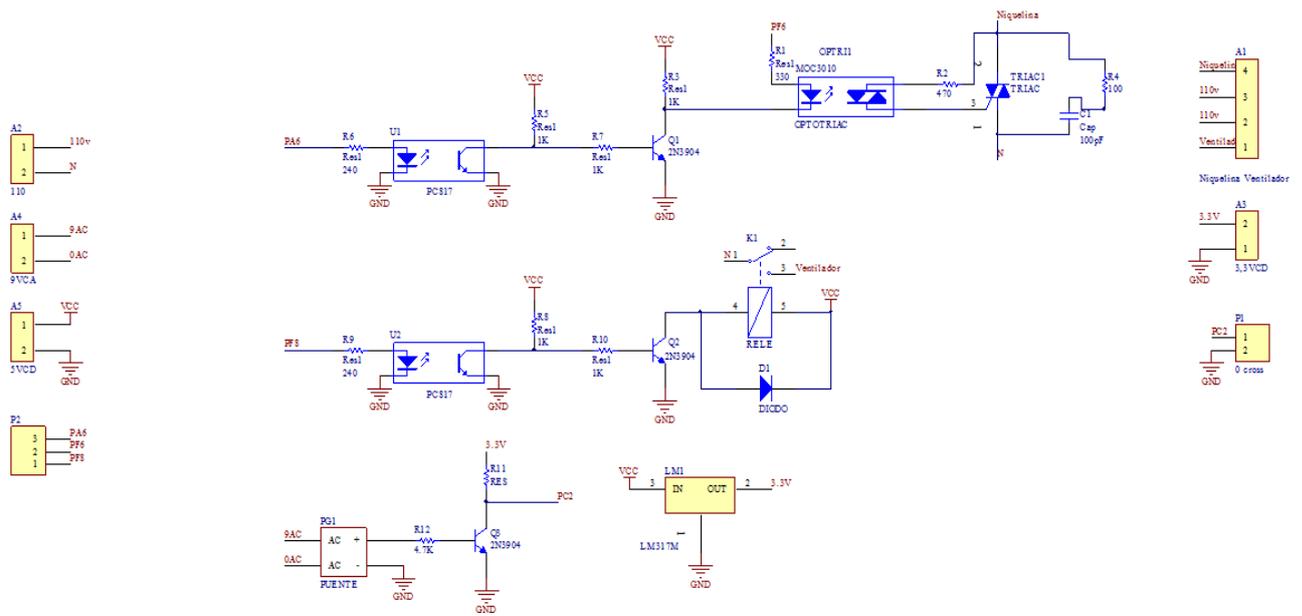


**Figura 2.26** Peinetas de Grabación

### ***Etapas de Potencia***

Las señales del microcontrolador encargadas de controlar al módulo de potencia corresponden a los puertos PF7, PF6 y PA6. Su función es variar la potencia media entregada a la carga usando un Triac, variando el tiempo por ciclo de conducción del mismo, de esta manera la tensión aplicada a la niquelina cambia al igual que el nivel de calentamiento.

Simultáneamente al variar el tiempo por ciclo de conducción del triac varía el ángulo de conducción de la señal alterna que llega a la niquelina. Dado que se maneja una señal digital para controlar la etapa de potencia es necesario un optoacoplamiento de dichas señales, implementado mediante un PC817, esta señal es amplificada mediante un transistor NPN y conectada al optotriac, el pin F6 se usa de manera para evitar que la niquelina se active durante la programación. El pulso de salida del optotriac será conectado al gate del Triac para que este se comporte como circuito abierto o cerrado de acuerdo con el control, en la figura 2.27 se indica el esquema de potencia.



**Figura 2.27** Etapa de potencia

Para activar el ventilador se usa el pin PF7 como una salida digital conectada a un optoacoplador y posteriormente a un transistor que comanda un relé.

### **Interfaz gráfica**

El módulo de visualización permite indicar las variables de temperatura de la cúpula y del neonato así como la humedad del sistema.

### **Características de la Pantalla**

La pantalla en cuestión es una LCD-TFT HY32D de 3,2", con una resolución de 320 x 240 pixels, capaz de representar 262.144 colores, en la figura 2.28 se observa el programa demo incluido para la placa de entrenamiento.



**Figura 2.28** Pantalla GLCD

Para el manejo de la pantalla existen entornos gráficos que permiten configurar entornos similares a los primeros Windows, además de librerías gráficas con funciones que permiten modificar tamaño de texto, manejo de imágenes, etc. La librería gráfica usada se denomina emWIN de la empresa SEGGER Microcontroller GmbH & Co.

### ***Librería gráfica***

- Convertidor de mapa de bits
- Dibujo muy rápido de círculos y polígonos
- Diferentes modos de dibujo
- Variedad de fuentes
- Rutinas para visualizar valores decimales, binarios, hexadecimales y cualquier fuente.

### ***Conexión GLCD.***

Para la conexión se usa una peineta doble de 17 pines que es el número de pines del GLCD, en la figura 2.29 (b) se aprecia la conexión con la placa de entrenamiento para pruebas iniciales.

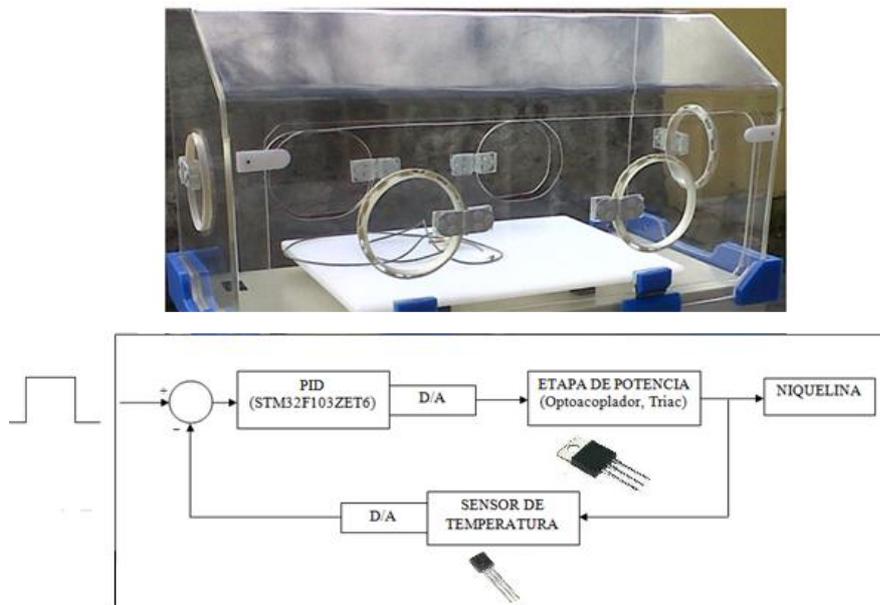


niquelina de 300 Watts que funciona como el elemento calefactor del sistema, la variable de control es la temperatura del sensor de aire (LM35DZ). El controlador PID estará embebido en el microcontrolador STM32F103ZET6 que a través de la variación del periodo del ángulo de disparo nos permitirá controlar la temperatura de la incubadora.

La estabilización de la temperatura dentro de la incubadora no requiere de tiempos de procesamiento muy elevados que se encuentran alrededor de los 60 segundos por grado centígrado con un máximo sobresalto de  $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ . El sistema tiene un cambio de temperatura relativamente lento.

### 2.3.1 Cálculo de la función de transferencia del sistema

Para controlar el sistema se debe aplicar una señal de entrada al sistema de función rampa, escalón o parábola; las respuestas que el sistema entrega son la respuesta transitoria y la respuesta en estado estable, siendo la primera la que brinda el comportamiento dinámico del sistema y la segunda el tipo de error que deberá ser corregido.



**Figura 2.31** Esquema del controlador PID de la incubadora

Para el cálculo de la función de transferencia, la señal de entrada será de tipo escalón, puesto que nos dará las características de comportamiento del sistema en la figura 2.31 se indica el esquema del controlador PID.

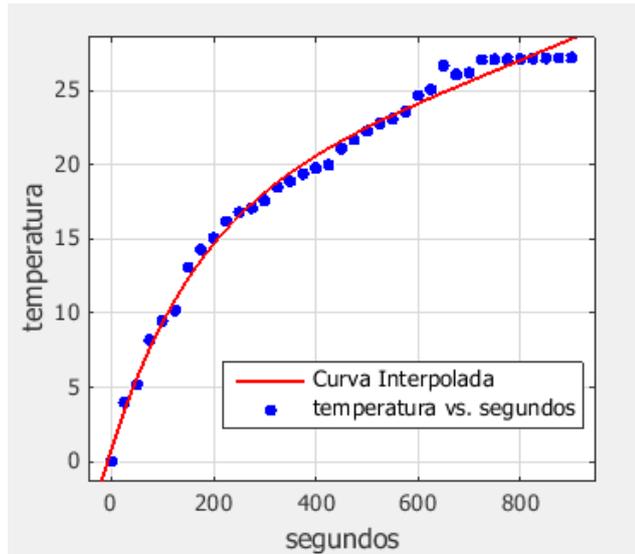
### 2.3.2 Ecuación característica del sistema por el método de aproximación

Para obtener esta ecuación se toman los datos de temperatura en un intervalo de tiempo, la niquelina se encuentra trabajando a 30% del voltaje total de la red eléctrica en un tiempo de 900 segundos los valores obtenidos como se observa en la tabla 2.6.

Tiempo (s)	Temperatura (°C)	Tiempo (s)	Temperatura (°C)
25	4	475	21,7
50	5,2	500	22,3
75	8,2	525	22,8
100	9,5	550	23,1
125	10,2	575	23,6
150	13,1	600	24,7
175	14,3	625	25,1
200	15,1	650	26,7
225	16,2	675	26,1
250	16,8	700	26,2
275	17,1	725	27,1
300	17,6	750	27,12
325	18,5	775	27,14
350	18,9	800	27,16
375	19,4	825	27,18
400	19,8	850	27,2
425	20	875	27,22
450	21,1	900	27,24

**Tabla 2.6** Valores de temperatura a través del tiempo

Para hallar la ecuación temperatura vs. tiempo se usa la herramienta fitting de Matlab, previamente los datos son ingresados y luego se elige el tipo de ecuación, se da click en Fit, aparecerá la ecuación y en la ventana del curve fitting tool se graficará la aproximación dada por la herramienta, esto nos permite inmediatamente ver si la gráfica proporcionada se acerca a los valores ingresados.



**Figura 2.32** Aproximación exponencial de datos del sistema

La ecuación del sistema aproximada simula una entrada de tipo escalón que es la siguiente:

$$f(x) = a(\exp(bx)) + c(\exp(dx)) \quad (6)$$

Donde los coeficientes obtenidos con Matlab son:

Coefficients (with 95% confidence bounds):

$$\begin{aligned} a &= 18.51 \quad (16.27, 20.75) \\ b &= 0.0004838 \quad (0.0003338, 0.0006338) \\ c &= -17.7 \quad (-19.76, -15.65) \\ d &= -0.00564 \quad (-0.007036, -0.004243) \end{aligned}$$

Goodness of fit:

$$\begin{aligned} \text{SSE: } &17.34 \\ \text{R-square: } &0.9912 \\ \text{Adjusted R-square: } &0.9905 \\ \text{RMSE: } &0.724 \end{aligned}$$

La ecuación del sistema en el dominio del tiempo reemplazando los coeficientes queda expresa de la siguiente manera:

$$y(t) = 18.51e^{0.0004838(t)} - 17.7e^{-0.00564(t)} \quad (7)$$

Se obtiene la transformada de Laplace para trabajar en el plano S:

$$L \{y(t)\} = Y(S) = L \{18.51e^{0.0004838(t)} - 17.7e^{-0.00564(t)}\} \quad (8)$$

$$Y(S)=G(S)= \frac{0.81s + 0.1129}{s^2+0.0052s-2.7286 \times 10^{-6}} \quad (9)$$

Se obtiene la función de transferencia en lazo cerrado del sistema, tomando una retroalimentación unitaria.

```
>> GS=tf([n1 n2],[d1 d2 d3])
```

```
Transfer function:
```

```
    0.81 s + 0.1129
-----
s^2 + 0.0052 s + 2.729e-006
```

```
>> syst=feedback(GS,1)
```

```
Transfer function:
```

```
    0.81 s + 0.1129
-----
s^2 + 0.8152 s + 0.1129
```

Una vez que se tiene la función de transferencia en lazo cerrado de sistema se aplica la técnica de mantenedor de orden cero (ZOH) con un tiempo de muestreo de 0.01 segundos [16].

```
>> T=0.01;
```

```
>> GZ1=c2d(GS,T,'zoh')
```

```
Transfer function:
```

```
0.008105 z - 0.008094
-----
z^2 - 2 z + 0.9999
```

```
Sampling time (seconds): 0.01
```

Aplicando el método de correspondencia entre polos y ceros en Matlab se obtiene lo siguiente:

```
>> GZ1p=zpk(GZ1)
```

```
Zero/pole/gain:
```

```
0.0081054 (z-0.9986)
```

```
-----
```

```
(z-1) (z-1)
```

```
Sampling time (seconds): 0.01
```

Donde nuestra transformada Z de la función de transferencia es la siguiente:

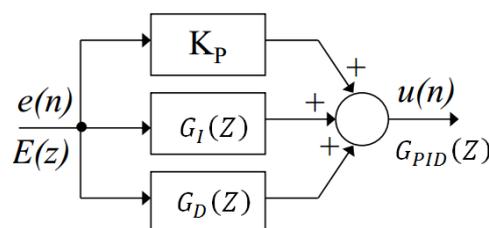
$$G(z) = \frac{0.008105 z - 0.008094}{z^2 - 2z + 0.9999} \quad (10)$$

Se realiza la cancelación de polo-cero de a función de transferencia  $G(z)$  y se obtiene:

$$G(z) = \frac{0.008105}{(z-1)} \quad (11)$$

### 2.3.3 Implementación del control Digital PID

El control PID suma todas las acciones del control proporcional, integral y derivativo y ofrece mayor libertad en el diseño del controlador al momento de implementarlo como algoritmo en la figura 2.33 se indica el diagrama de bloques del controlador [16].



**Figura 2.33** Diagrama de Bloques de los componentes del controlador

La función de transferencia del control PID en el tiempo discreto es la siguiente:

$$G_{PID}(Z) = k_p + k_i \frac{T}{2} \cdot \frac{z+1}{z-1} + k_d \cdot \frac{z-1}{T \cdot z} \quad (12)$$

Dónde :

$k_p$ = Constante proporcional

$k_i$ = Constante integrativa

$k_d$ = Constante derivativa

$T$ = Tiempo de muestreo (0.01s)

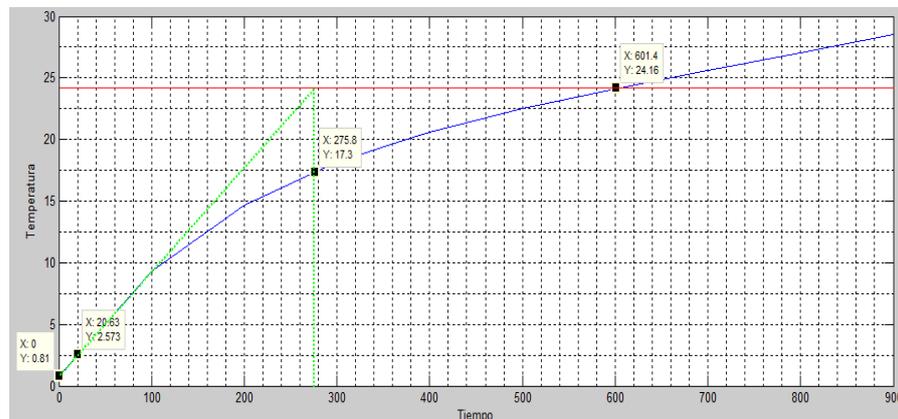
Ahora la función total para el sistema es la siguiente

$$G_{PIDeq}(Z) = G_{PID}(Z)G(Z) \quad (13)$$

Para establecer el control se analiza los polos cuando  $z = 0$  y cuando  $z = 1$  en la ecuación (12) y al evaluar estas condiciones se observa que este control es similar al control Proporcional integrativo PI debido a que la parte derivativa en la condición  $z=0$  no existe teniendo como resultado la siguiente ecuación PID de control:

$$G_{PIeq}(Z) = \left( k_p + k_i \frac{T}{2} \cdot \frac{z+1}{z-1} \right) \frac{0.008105}{(z-1)} \quad (14)$$

Para obtener las constantes del sistema se aplica el método de sintonización para controladores de Ziegler-Nichols [17] analizando la gráfica de la ecuación (7) como se observa en la figura 2.31.



**Figura 2.34** Respuesta de salida ante una entrada tipo escalón al 30%

Para el análisis de la gráfica se aplican las siguientes ecuaciones donde:

$$\tau_0 = t_1 - t_0 \quad (15)$$

$$\gamma_0 = t_2 - t_1 \quad (16)$$

$$k_0 = \frac{y_1 - y_0}{u_1 - u_0} \quad (17)$$

Reemplazando valores y calculando el valor de cada parámetro se tiene que:

$$\tau_0 = 10.63 - 0 = 10.63$$

$$\gamma_0 = 275.8 - 20.63 = 255.17$$

$$k_0 = \frac{27.5 - 0.81}{4 - 0} = 6.672$$

La relación de estos coeficientes con los parámetros del controlador son:

$$k_p = 1.2 \frac{\gamma_0}{k_0 \tau_0} \quad (18)$$

$$T_i = 2\tau_0 \quad (19)$$

$$T_d = 0.5\tau_0 \quad (20)$$

Reemplazando los valores anteriormente calculados se tiene que:

$$k_p = 1.2 \cdot \frac{255.17}{6.672 \cdot 20.63} = 2.224$$

$$T_i = 2 \cdot 20.63 = 21.26$$

$$T_d = 0.5 \cdot 20.63 = 5.315$$

Reemplazando estos valores en las ecuaciones con un tiempo de muestreo  $T=0.01$  segundos:

$$k_p = 2.224$$

$$k_i = \frac{k_p T}{T_i} = 0.00104$$

$$k_d = \frac{k_p T_d}{T} = 1182.056$$

Reemplazando los valores obtenidos en la ecuación (14).

$$G_{PIeq}(Z) = \left( 2.224 + 0.0052 \cdot 10^{-3} \cdot \frac{z+1}{z-1} \right) \frac{0.008105}{(z-1)} \quad (21)$$

Para poder implementar el control PID en nuestro microcontrolador se usa la aproximación rectangular con el algoritmo de velocidad como se indica en la ecuación 22 [16].

$$u(n) = u(n - 2) + k_1 e(n) + k_2 e(n - 1) + k_3 e(n - 2) \quad (22)$$

Donde:

$$k_1 = k_p + \frac{k_d}{T} + k_i T$$

$$k_2 = k_i T - \frac{2k_d}{T}$$

$$k_3 = \frac{k_d}{T} - k_p$$

Reemplazando se tiene que:

$$k_1 = 118207.82$$

$$k_2 = -236411.2$$

$$k_3 = 118203.37$$

## 2.4 Diseño de tarjetas electrónicas

Los diseños de PCB fueron realizados en el software Altium Designer<sup>4</sup>, para el diseño de las placas se tomó en consideración la ubicación de filtros para los diferentes componentes y el tamaño de las pistas para señales de control y potencia.

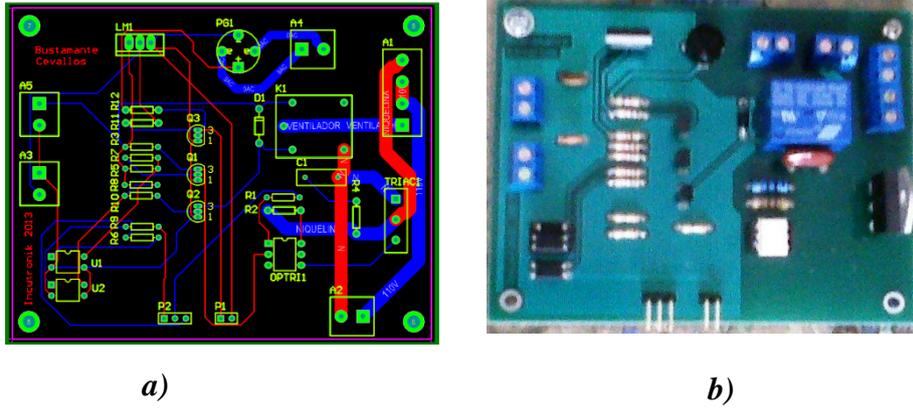
### 2.4.1 Construcción etapa de potencia

Existen tres peinetas correspondientes a las señales del microcontrolador para activar la niquelina, ventilador y optoacoplador, además de dos peinetas para la señal de cruce por cero. Se adicionaron borneras correspondientes a las entradas de voltaje del transformador de 9 voltios de corriente alterna, el voltaje de la red eléctrica y los voltajes de alimentación de las señales digitales.

Es necesario la colocación de un disipador de calor para el triac BT41600B por lo tanto un espacio mayor debe ser considerado para su ubicación en el PCB.

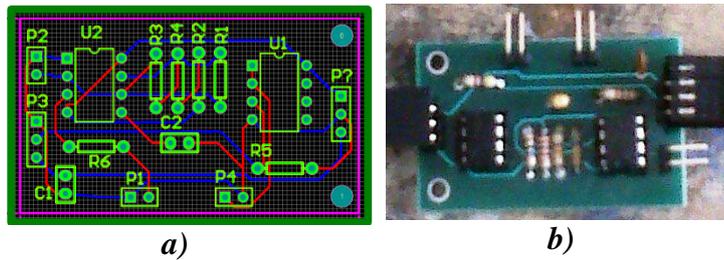
---

<sup>4</sup> [www.altium.com](http://www.altium.com)



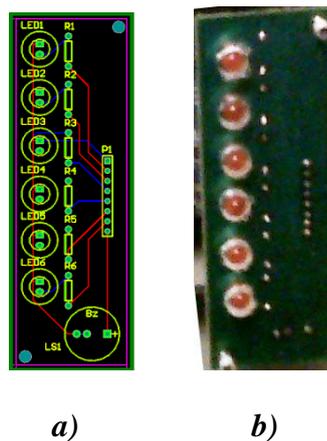
**Figura 2.35** PCB de etapa de potencia. a) Diseño b) Montaje de elementos

Para la conexión de sensores y puertos de entrada del microcontrolador se usaron peinetas y cable flexible. Los voltajes de alimentación de esta placa son de 5V para el sensor de temperatura LM35DZ y de 3.3V para los circuitos de acoplamiento.

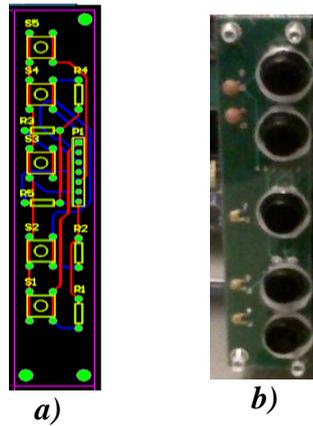


**Figura 2.36** PCB de sensores. a) Diseño b) Montaje de elementos

Se ubicaron los leds de alarmas de forma vertical con su respectiva resistencia limitadora y en esta misma placa se añadió el buzzer.



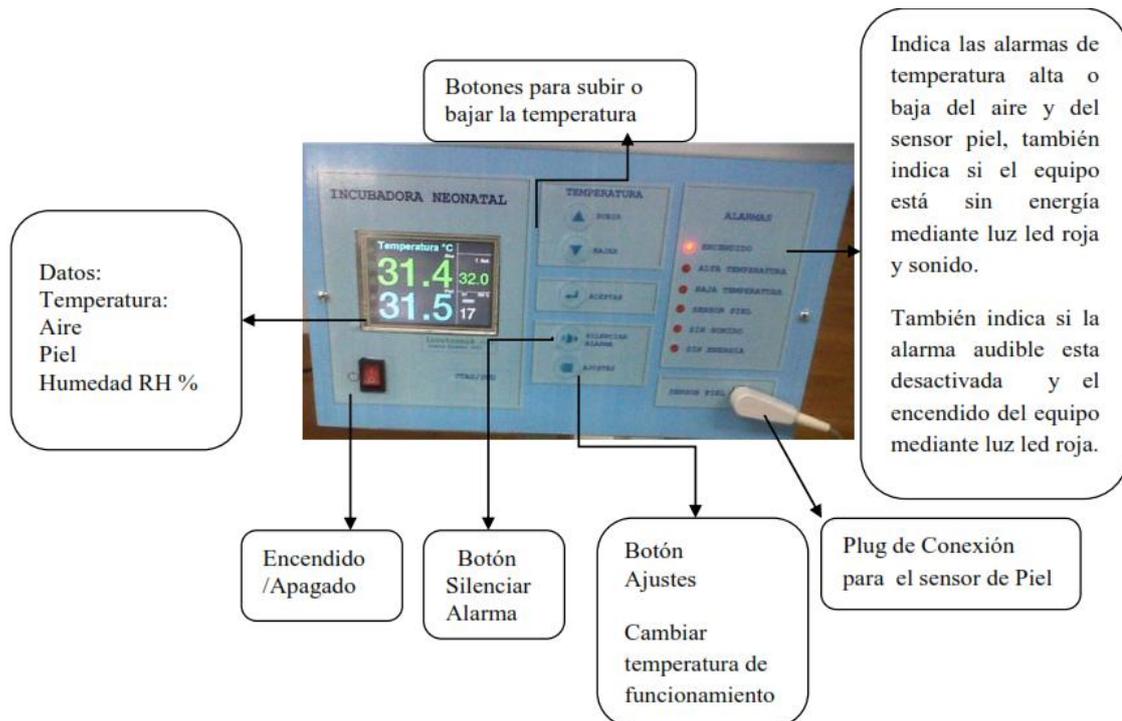
**Figura 2.37** PCB de indicadores de alarmas. a) Diseño b) Montaje de elementos



**Figura 2.38** PCB de Pulsantes de mando. a) Diseño b) Montaje de elemento

## 2.5 Panel de control de la incubadora

El panel de control de la incubadora permite el control mediante los mandos de configuración y el monitoreo de la temperatura mediante la visualización de datos en el GLCD junto con las alarmas visuales y auditivas.



**Figura 2.39** Descripción del panel de control de la incubadora

# CAPÍTULO III

## ENSAYOS DE FUNCIONAMIENTO Y PRUEBAS DE LOS REQUISITOS DESCRITOS EN LA NORMA

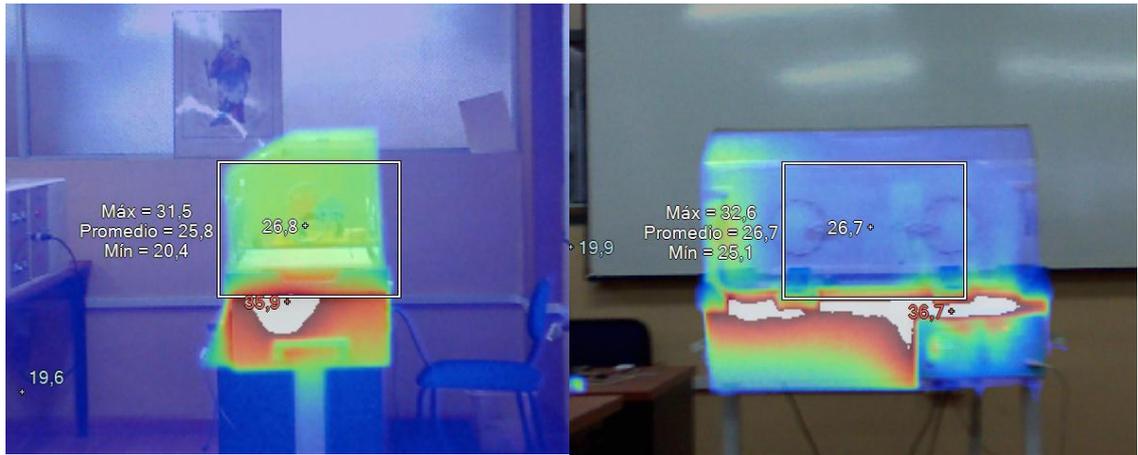
### 3.1 Pruebas Térmicas

Todos los cuerpos emiten calor de tres maneras diferentes por conducción convección y radiación una manera de comprobar el funcionamiento del equipo es mediante este principio, por ello con el uso de la cámara térmica Fluke Ti25 que no proporciono el laboratorio de electricidad de la UPS se realizó las capturas de las imágenes térmicas del equipo para obtener un análisis de su funcionamiento térmico.

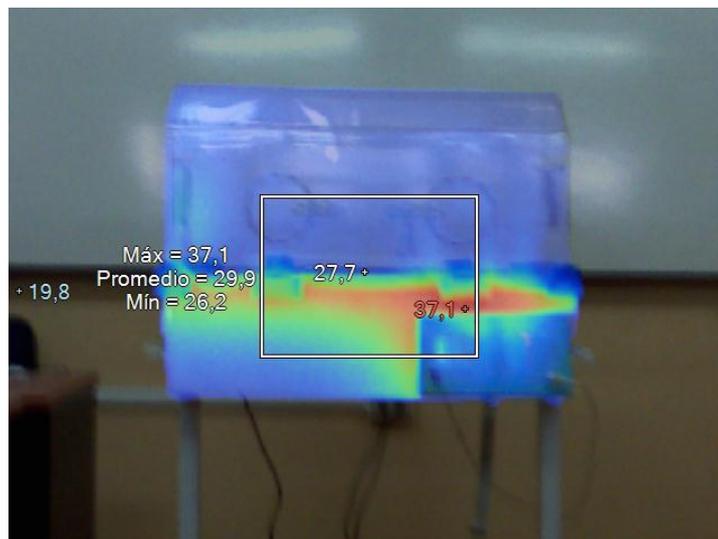
#### 3.1.1 Pruebas realizadas con la cámara térmica Fluke Ti25

Las imágenes de distribución del calor se pudieron obtener mediante la cámara térmica Fluke Ti25, la imagen proporcionada entrega datos de temperatura máxima, mínima, promedio y la temperatura en un punto central. Las imágenes térmicas se tomaron a diferentes temperaturas de referencia ajustadas por el operador. Los datos medidos se realizaron en el rango de temperatura de 32°C-36°C siendo las tres primeras imágenes térmicas mediciones durante la estabilización de la temperatura hasta alcanzar los 32 °C.

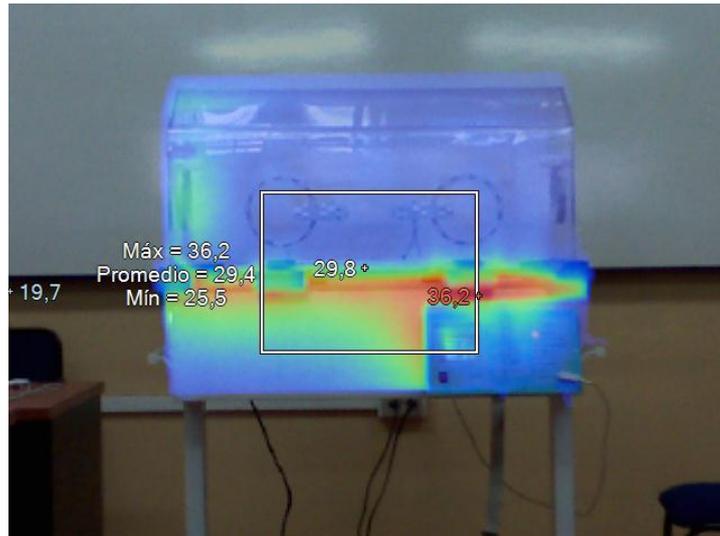
En las imágenes de la figuras 3.1, 3.2, 3.3 se aprecia las imágenes térmicas durante el tiempo de estabilización para alcanzar una temperatura deseada obsérvese que la parte en calentarse mas del equipo es la niquelina que esta en color naranja debido al control de la misma que al tener baja temperatura en le sensor de control esta hace que la niquelina se caliente al máximo y de esta manera alcance una temperatura estable.



**Figura 3.1** Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 26.8°C  
 b) Temperatura de mando=32 °C



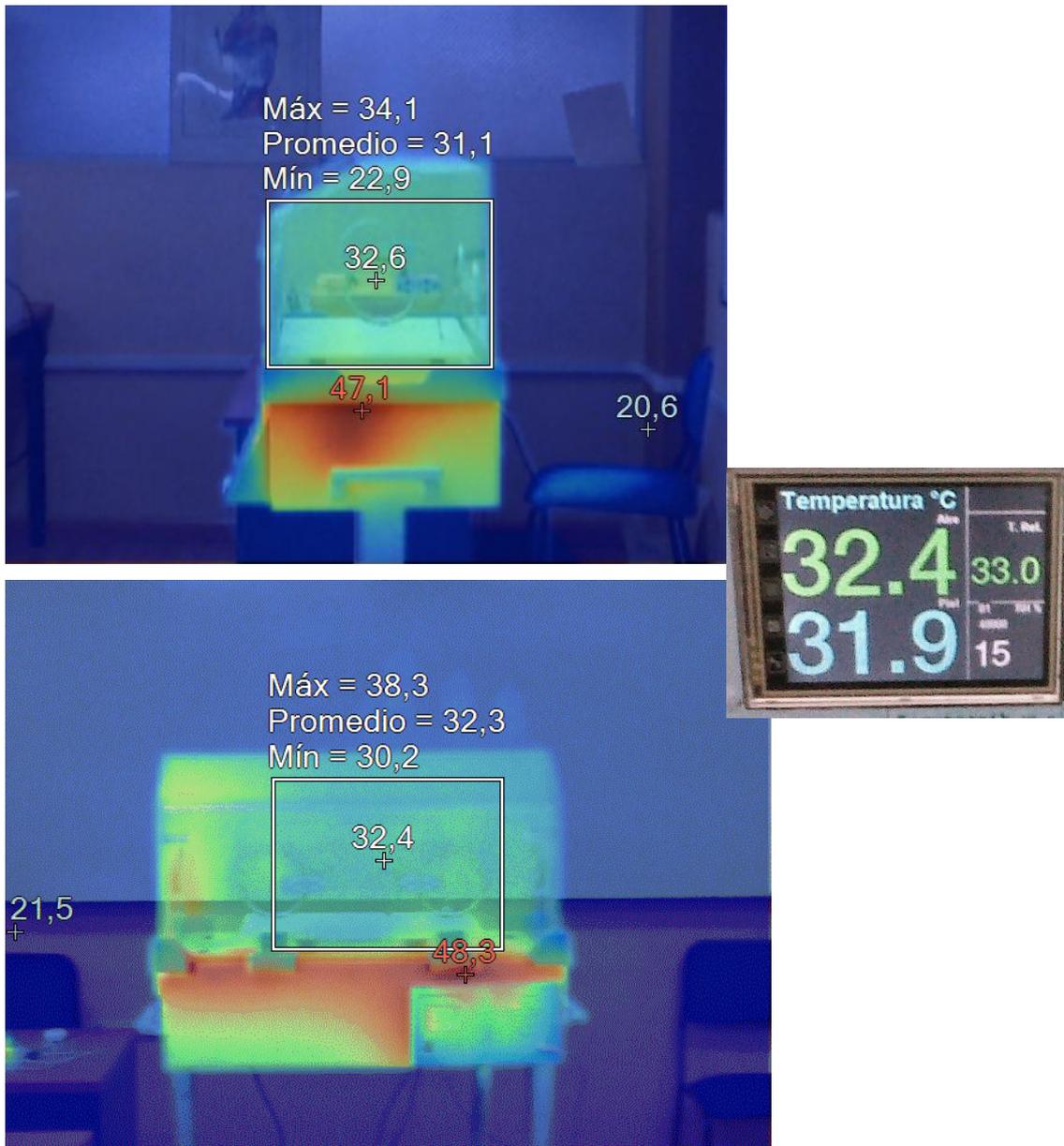
**Figura 3.2** Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 27.7°C  
 b) Temperatura de mando=32 °C



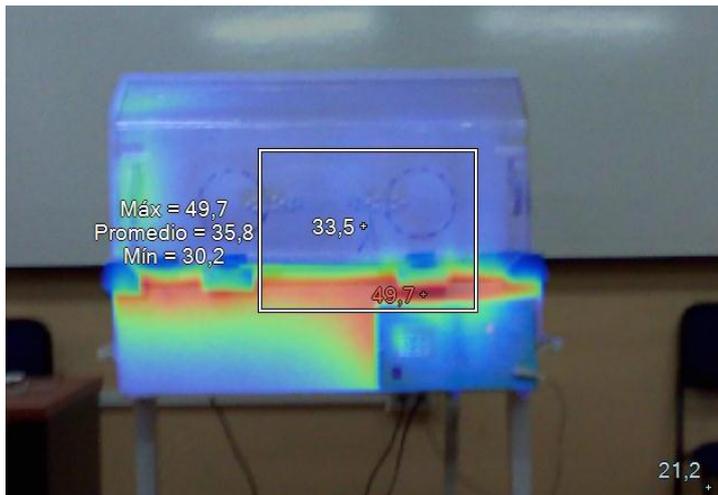
**Figura 3.3** Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 29.8°C  
b) Temperatura de mando=32 °C

En las imágenes térmicas de la figura 3.4 al ya obtener la estabilización del sistema se observa que la temperatura en el habitáculo ya alcanza uniformidad en este caso el color verde claro es el que indica la temperatura deseada, en estas graficas se contrasta las imágenes térmicas del ambiente con la incubadora.

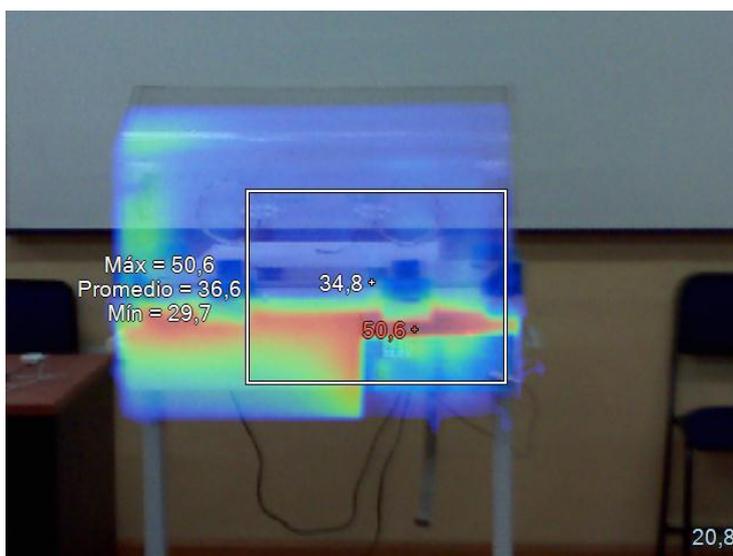
En las imágenes térmicas siguientes como son la figura 3.5, 3.6, 3.7 se observa la uniformidad térmica er en este caso los tonos azulados tienden a ser más a verdosos esto debido a que existe un incremento en la temperatura siendo este notable al subir la misma, en estas imágenes el contraste térmico es ta puesto de diferente manera solo se analiza la incubadora en si.



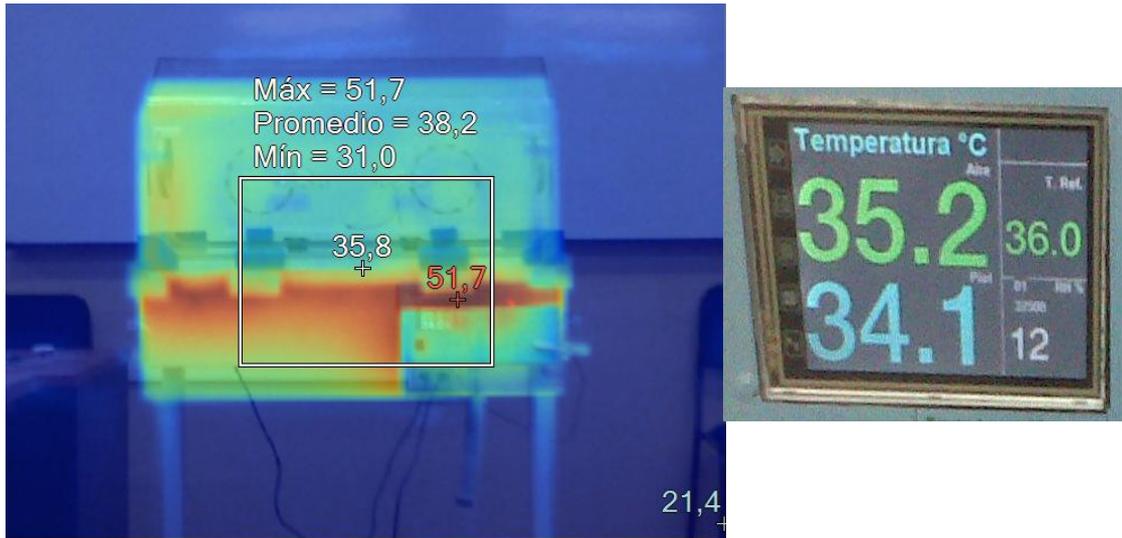
**Figura 3.4** Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 32.6°C  
 b) Temperatura de mando=33 °C



**Figura 3.5** Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 33.5°C  
b) Temperatura de mando=34 °C



**Figura 3.6** Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 34.8°C  
b) Temperatura de mando=35 °C



**Figura 3.7** Pruebas realizadas con cámara térmica. a) Temperatura medida= 35.8°C  
b) Temperatura de mando=36 °C

Como se puede apreciar en las imágenes térmicas la distribución de calor es uniforme al estabilizarse la temperatura pero durante la estabilización como se ve en la figura 3.1 en la parte izquierda del habitáculo la concentración de calor es más elevada, esto se debe a que por construcción física la circulación del aire comienza en ese lugar dando una diferencia de temperatura al inicio del control y a medida que alcanza su uniformidad térmica esta se distribuye de mejor manera en el habitáculo como se puede observar en las figuras siguientes.

### 3.1.2 Análisis de Resultados

Los datos de temperatura que se muestran en la tabla 3.1 fueron medidos en el rango de temperatura configurable por el usuario y el estipulado en la norma, desde 32°C hasta 36°C, con incrementos de 0,5°C. En la primera columna se encuentran los valores de temperatura correspondientes al sensor del aire (LM35DZ), en la segunda los valores del sensor de temperatura cutánea (W0001A), la tercera usando la cámara térmica (Fluke Ti25) y por último los valores del termómetro infrarrojo (Fluke 62MAX).

	<i>LM35DZ</i>	<i>W0001A</i>	<i>Fluke Ti25</i>	<i>Fluke 62MAX</i>
Temperatura referencia (°C)				
32	31,5	31,0	31,8	31,6
32,5	31,7	31,1	32,1	32,2
<b>33</b>	<b>32,4</b>	<b>31,9</b>	<b>32,6</b>	32,8
33,5	32,7	32,3	33,2	33,0
<b>34</b>	<b>33,5</b>	<b>32,5</b>	<b>33,5</b>	33,4
34,5	33,9	33,4	34,2	34,3
35	34,0	33,5	34,5	34,7
35,5	34,8	34,3	35,3	35,1
<b>36</b>	<b>35,2</b>	<b>34,1</b>	<b>35,8</b>	35,9

**Tabla 3.1** Valores de temperatura obtenidos durante las pruebas.

Para poder verificar la conformidad con la normativa la diferencia de temperatura entre el sensor del sistema (LM35DZ) y el sensor cutáneo debe de ser menor a 1.5°C para ello se analizara pro separado estas dos medidas como se indica en la tabla 3.2 se calculara la variación de esta entre cada medida de temperatura dentro del rango de operatividad del equipo.

Temperatura referencia °C	Temperatura sensor Cutáneo °C	Δ Temperatura °C
31,5	31,0	0,5
31,7	31,1	0,6
<b>32,4</b>	<b>31,9</b>	<b>0,5</b>
32,7	32,3	0,4
<b>33,5</b>	<b>32,5</b>	<b>1</b>
33,9	33,4	0,5
34,0	33,5	0,5
34,8	34,3	0,5
<b>35,2</b>	<b>34,1</b>	<b>1,1</b>

**Tabla 3.2** Valores de Variación de temperatura del sistema durante las pruebas.

Para conocer la exactitud del sistema se calculan los errores absolutos y relativos correspondientes al sensor de medida de temperatura del aire del sistema, aplicando las siguientes ecuaciones:

$$Ea = \text{abs}(\text{Valor medido} - \text{Valor verdadero}) \quad (23)$$

$$Er = Ea/\text{Valor medido} \quad (24)$$

En este caso el valor verdadero corresponde a la temperatura de referencia, y la exactitud no es más que la diferencia entre la media del error absoluto menos la media del error relativo.

Temperatura de referencia(°C)	LM35DZ	Error Absoluto (Ea)	Error Relativo (Er%)
32	31,5	0,5	1,587301587
32,5	31,7	0,8	2,523659306
33	32,4	0,6	1,851851852
33,5	32,7	0,8	2,44648318
34	33,5	0,5	1,492537313
34,5	33,9	0,6	1,769911504
35	34	1	2,941176471
35,5	34,8	0,7	2,011494253
36	35,2	0,8	2,272727273
<b>Exactitud</b>			67,90031747%
<b>Media Error relativo</b>			2,099682527%

**Tabla 3.3** Error absoluto y relativo del sistema

Como se observa en la tabla 3.3 el sistema presenta un error de aproximadamente el 30% frente a la temperatura de referencia esto se debe a que mediante el algoritmo de control el calentamiento de la niquelina se lo hace siempre hasta 0.5°C menos que la temperatura de referencia debido a que la normativa establece que la temperatura de la incubadora debe de establecerse a 0,5 °C de la temperatura deseada, y al comparar los valores de la cámara térmica frente a la temperatura de referencia se obtiene lo expuesto en la tabla 3.4.

Temperatura de referencia(° C)	Fluke Ti25	Error Absoluto (Ea)	Error Relativo (Er%)
31,8	31,5	0,3	0,952380952
32,1	31,7	0,4	1,261829653
32,6	32,4	0,2	0,617283951
33,2	32,7	0,5	1,529051988
33,5	33,5	0	0
34,2	33,9	0,3	0,884955752
34,5	34	0,5	1,470588235
35,3	34,8	0,5	1,436781609
35,8	35,2	0,6	1,704545455
<b>Exactitud</b>			68,90473138%
<b>Media Error relativo</b>			1,095268622%

**Tabla 3.4** Error absoluto y relativo del sistema frente a la cámara térmica

Ahora la exactitud del sensor del sistema frente a la cámara térmica difieren en aproximadamente 1% siendo más exacta la medición de la cámara térmica pero la variación del error sigue representando un 29% aproximadamente, pero como ya se menciona esto se debe al control y la temperatura siempre se estabiliza a 0.5°C por debajo de la temperatura de referencia esto quiere decir que el sistema en si es preciso y exacto ya que al cotejar las mediciones de la cámara térmica y del sensor de aire de la incubadora apenas hay una diferencia del 1% de error.

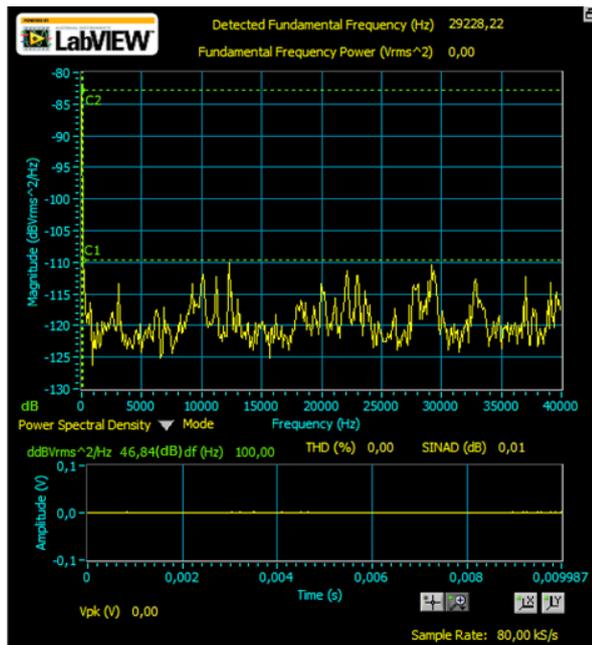
### 3.2 Pruebas Sonoras

En las pruebas auditivas se llevó a cabo lo expuesto en la norma se prueba la contaminación auditiva dentro del habitáculo con todas las alarmas activadas y el ruido no debe sobrepasar los 50 decibelios (dB), por último se tiene que a una distancia de tres metros con todas sus alarmas audibles activadas tener un ruido no mayor a los 65 dB en ambiente cerrado además de contar con un control de la alarma audible que en este caso la incubadora si lo tiene y es el botón de silenciar alarma, para el ensayo se usó un micrófono conectado a una tarjeta de adquisición de datos que permite observar la señal y cual es su medida en dB como se observa en la figura 3.8.

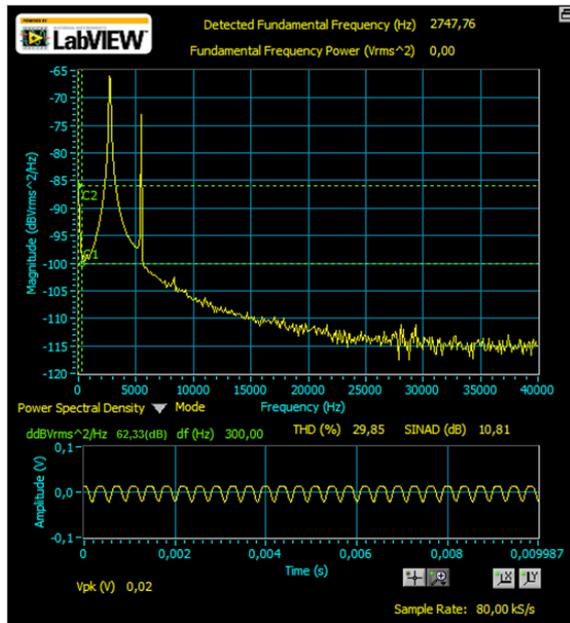


**Figura 3.8** Pruebas auditivas en la incubadora

A continuación se indican los datos obtenidos mediante la pruebas en el Analizador de Señales de NI ELVISmx de NImyDAQ:



**Figura 3.9** Pruebas auditivas en la incubadora al interior del habitáculo con todas sus alarmas encendidas



**Figura 3.10** Pruebas auditivas en la incubadora al exterior de la incubadora con todas las alarmas encendidas.

En la figura 3.9 se tiene como ruido dentro de la incubadora 46,84dB con todas las alarmas funcionando, mientras que en la figura 3.10 el ruido es de 62.33dB con todas las alarmas funcionando a una distancia de 3 metros, esto quiere decir que los datos medidos están en conformidad con la norma.

### 3.3 Manual del Usuario

Antes de la puesta en funcionamiento del equipo tome en cuenta las siguientes consideraciones



#### **ADVERTENCIAS**

- Fuentes externas de calor radiante pueden afectar la temperatura del recién nacido, así como el funcionamiento del control de temperatura y las alarmas.
- Este equipo no es adecuado para utilizarse en presencia de anestésicos inflamables.
- Si se obstruyen los pasajes para el flujo de aire con mantas, pañales u otros objetos pueden ponerse en peligro la seguridad del paciente y el rendimiento de la incubadora
- Mantenga las cerillas y otras fuentes de ignición fuera de la sala en donde se encuentra la incubadora. Las telas, aceites y otros combustibles prenden fuego con facilidad y se queman con gran intensidad en aire enriquecido con oxígeno, Pueden producirse lesiones personales o daños al equipo.
- Debe verificarse rutinariamente la temperatura del recién nacido, la temperatura de la incubadora y su funcionamiento.

### ***Precauciones***

a) El equipo debe ser usado por personal capacitado y bajo la dirección de personal médico que esté familiarizado con los riesgos y los beneficios conocidos de la utilización de incubadoras.

b) La luz solar directa u otras fuentes de calor radiante pueden elevar la temperatura de la incubadora a niveles no deseados.

c) El empleo de oxígeno aumenta el peligro de incendio ya que los equipos auxiliares producen chispas, por lo que no se deben situar en la incubadora.

d) No emplee agentes inflamables tales como éter o alcohol en la limpieza del, aún en pequeñas cantidades, al combinarse con el oxígeno es peligroso.

g) La administración de oxígeno puede aumentar el nivel de ruido para el bebé dentro de la incubadora.

### ***Panel de mando frontal***

El control de la incubadora se lo realiza a través del panel de mando como se puede observar en la figura 3.11 se indica los botones de control y la visualización una descripción más detallada se observa en la tabla 3.4 sobre el funcionamiento de los botones.



**Figura 3.11** Panel de mando frontal

1	Indicador de temperatura aire	7	Botón Silenciar Alarma
2	Indicador de temperatura cutánea	8	Ingreso para sensor de temperatura cutánea
3	Botón Encendido	9	Panel Alarmas
4	Conector JTAG/SWD	10	Botón Bajar Temperatura de Referencia
5	Indicador humedad relativa	11	Botón Subir Temperatura de Referencia
6	Botón Ajustes	12	Botón Aceptar Cambio
		13	Indicador de temperatura de referencia

**Tabla 3.4** Descripción de funcionamiento del panel de control

El panel frontal posee dos entradas:

- Conector JTAG/SWD para modificación de parámetros del equipo.
- Conector mono destinado al sensor de temperatura cutánea W0001A

### *Instalación del equipo*

1. Verifique la alimentación eléctrica de 120 voltios -60 Hertz con toma a tierra.
2. Verifique que los fusibles en la parte posterior se encuentre instalados.
  - F1:5A/120V
  - F2:0.25A/120V
3. Examinar que el contenedor de agua se encuentre al nivel adecuado.
4. Conecte el sensor de temperatura cutánea.
5. Conecte el cable de alimentación del equipo.
6. Coloque el interruptor ubicado en la parte posterior en la posición “ | ”.

7. Coloque el botón de encendido del panel frontal en la posición “|”, una vez encendido, en la pantalla GLCD se indicará:
  - Temperatura del sensor de aire (°C)
  - Temperatura del sensor de temperatura cutánea (°C)
  - Temperatura de referencia (°C)
  - Humedad Relativa (RH%)
  
8. Verifique que el panel de alarmas se encuentre funcionando correctamente:
  - El indicador de encendido deberá estar activado
  - Si la temperatura del aire o del sensor de temperatura cutánea se encuentra fuera de los rangos establecidos en ajustes se activarán los indicadores de alta/baja temperatura respectivamente.
  - Si el sensor de temperatura cutánea está desconectado, el indicador de sensor piel estará activado y en la pantalla GLCD se visualizará “- -”.
  - Si el sensor de temperatura del aire está desconectado, en la pantalla GLCD se visualizará “- -”.
  - Si cualquier indicador de alarma se encuentra activado deberá estar acompañado de la alarma sonora.
  
9. Ingrese la temperatura de referencia a la cual se estabilizará la temperatura del habitáculo.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El diseño y construcción de un prototipo de incubadora neonatal considerando los requisitos descritos en una norma internacional permite la fabricación de un equipo de altas prestaciones que pudiese ser introducido a largo plazo en el mercado de productos médicos. Es necesaria la recopilación de los procesos que permitieron el diseño y la construcción en una primera etapa y de forma conjunta con los procesos de estandarización permitirán generar las primeras correcciones y requerimientos de equipo.

Uno de los aspectos más relevantes dentro de la incubadora es la regulación de temperatura, para el diseño del controlador es necesario un análisis de cada una de las variables involucradas en el proceso para de esta manera diseñar un sistema de control eficiente, mientras se consideren un mayor número de variables se puede obtener un diseño de la planta que represente de forma precisa el comportamiento de la incubadora, las respuestas podrán cambiar dependiendo de factores como la temperatura ambiente y de factores como la humedad relativa.

El software de programación, basado en un Entorno Integrado de Desarrollo, posee una serie de herramientas unidas en un mismo paquete, que nos permiten escribir el código en C de forma rápida y organizada, existen variedad de software de este tipo, la selección del mismo dependerá del programador, el software uVision fue escogido acorde a las fuentes de información y librerías proporcionadas por el fabricante para el manejo de microcontroladores de 32 bits.

La adquisición de sensores médicos permite que las calibraciones en lectura de temperaturas sean más exactas pero es indispensable contrastar con otros instrumentos para reducir los errores de medición.

La implementación de un control PID en microcontroladores de 32 bits permite una velocidad de procesamiento mayor considerando la frecuencia de operación de los mismos de 72Mhz.

Las pruebas térmicas realizadas y las de funcionamiento nos permiten identificar deficiencias mínimas presentes en la construcción de un prototipo médico, por ello es necesario contar con los instrumentos adecuados.

A largo plazo se puede considerar el manejo de diferentes software de programación y la recopilación de información en el manejo de los módulos y periféricos del microcontrolador.

La adquisición de materiales y el presupuesto para la construcción de un prototipo son reducidos por ello para futuras investigaciones y mejoras del mismo, se pueden adquirir materiales de mejoras características físicas, de igual manera se puede optimizar las técnicas constructivas con maquinaria de tipo industrial.

## REFERENCIAS

- [1] ZURITA, Johanna. Rol de la Enfermera en la atención del recién nacido prematuro en la sala de parto y neonato. Universidad Técnica de Babahoyo, 2010.
- [2] INEC, Anuario de Estadísticas Vitales: Nacimientos y Defunciones. Tasas brutas de natalidad, mortalidad infantil y materna, 2010
- [3] CENETEC, Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. Guía Tecnológica No. 4: Incubadora Neonatal
- [4] NORMA UNE-EN 60601-2-19: Requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de las incubadoras de bebé.
- [5] STMicroelectronics, STM32F103ZE. 13/01/2013  
<http://www.wvshare.com/product/STM32F103ZET6.html>
- [6] BROWN, Geoffrey. Discovering the STM32 Microcontroller. Indiana University, 2013.
- [7]Práctica 7. Diacs y triacs. 18/04/2013  
<http://electronicavm.files.wordpress.com/2011/05/diacs-y-triacs.pdf>
- [8] Basic Electronics Tutorials Blog. Optocoupler. 10/05/2013  
<http://www.electronics-tutorials.ws/blog/optocoupler.html>
- [9] MARTINEZ, Julio. Resistencias eléctricas a medida. 10/05/2013  
<http://www.resistenciaselectricas.es/calentamiento-de-aire/resistencias-blindadas/>
- [10] MILNE, John. Nickel-chromium for electric resistance heating. 10/05/2013  
[http://www.nickelinstitute.org/~Media/Files/TechnicalLiterature/NickelChromiumAlloysforElectricResistanceHeating\\_10041\\_.pdf#page=](http://www.nickelinstitute.org/~Media/Files/TechnicalLiterature/NickelChromiumAlloysforElectricResistanceHeating_10041_.pdf#page=)
- [11]Soler & Palau Sistemas de Ventilación. Ventiladores. 08/05/2013  
[http://www.solerpalau.es/formacion\\_01\\_14.html](http://www.solerpalau.es/formacion_01_14.html)
- [12] MPT-120 Series-120W triple output open frame medical power supply. 05/03/2013  
<http://www.meanwelldirect.co.uk/products/120W-Triple-Output-Open-Frame-Medical-Power-Supply/MPT-120-Series/default.htm>
- [13] YSI 400 Series medical temperature probe. 17/03/2013  
[http://www.med-linket.com/en/product/show\\_174.html](http://www.med-linket.com/en/product/show_174.html)

[14] HS1101 Datasheet. 11/02/2013

<http://www.parallax.com/Portals/0/Downloads/docs/prod/sens/27920-HS1101-v1.0.pdf>

[15] GOMÁRIZ, Spartacus. Teoría de control. Diseño electrónico. Ediciones UPC. 03/06/2013

<http://es.scribd.com/doc/132195939/TEORIA-DE-CONTROL-DISENO-ELECTRONICO-Spartacus-Gomariz-Castro-Otros-LIBRO-ESP-SCAN-PDF>

[16] RAMOS, Rafael. Sistemas digitales de control en tiempo discreto. Departamento de Ingeniería Electrónica. Febrero 2007. 22/05/2013

<http://upcommons.upc.edu/e-prints/bitstream/2117/6123/1/TEMA6.pdf>

[17] RUGE, Ilber. Método básico para implementar un controlador digital PID en un microcontrolador PIC para desarrollo de aplicaciones a bajo costo. Universidad de Cundinamarca. 21/06/2013

[http://www.edutecne.utn.edu.ar/microcontrol\\_congr/industria/MTODOB~1.pdf](http://www.edutecne.utn.edu.ar/microcontrol_congr/industria/MTODOB~1.pdf)

## **ANEXOS**

# ANEXOS

Los anexos, son adjuntados en formato digital, (véase el disco adjunto).

Anexos [1.1]: contiene la instalación del uVision v4.54.0.0

Anexos [1.2]: contiene la instalación del STM32 ST-LINK Utility

Anexos [2.1]: contiene los diseños de la estructura mecánica en Inventor.

Anexos [2.2]: contiene el algoritmo de programación en uVision v4.54.0.0

Anexos [2.3]: contiene los diseños de las tarjetas electrónicas en Altium

Anexos [2.5]: contiene las hojas de datos de los sensores.

.

Anexos [3.1]: contiene el archivo del presupuesto y certificados

**ANEXO 3.1**  
**PRESUPUESTO**

Equipo	Descripción	Costo Aproximado USD
Incubadora	Módulo de Visualización GLCD	170
	Módulo de Potencia	200
	Módulo de Control	450
	Conjunto Mecánico	1350
Varios		
Acceso a Internet		150
Transporte y Costos de Investigación		400
Catálogos y Folletos (Copias e Impresiones)		100
Software compilador STM32		180
	<b>TOTAL</b>	<b>3000</b>

**Tabla 3.1.1** Costos totales

Equipo	Cantidad	Precio USD
Plancha de Acrílico	1	\$ 300
Plancha de Policarbonato	1	\$ 30
Bandeja de recirculación	1	\$ 80
Estructura Mecánica	1	\$ 300
Llantas médicas	4	\$ 60
Pintura al horno	1	\$ 70
Ventilador	1	\$ 90
Niquelina 300W	1	\$ 100
GLCD TFT 3.2"	1	\$ 30
Microcontrolador STM32F103ZET6	2	\$ 25
Fuente médica	1	\$ 85
Sensor de temperatura cutánea	1	\$ 80
Sensor de humedad	1	\$ 22
PCB Etapa Potencia	1	\$ 20
PCB Etapa Control	1	\$ 20
PCB Sensores	1	\$ 10
Componentes electrónicos varios	1	\$ 30
Costos de fabricación	1	\$ 3000
<b>TOTAL</b>		<b>\$ 4.352</b>

**Tabla 3.1.2** Costos específicos

Equipo	Cantidad	Precio USD
Fabricación del habitáculo	1	\$ 500
Fabricación de la estructura mecánica	1	\$ 400
Programación	1	\$ 100
Diseño de tarjetas electrónicas	3	\$ 120
Ensamblaje de tarjetas	1	\$ 50
Fabricación del panel frontal	1	\$ 80
Ensamblaje total	1	\$ 200
Honorarios	1	\$1550
<b>TOTAL</b>		<b>\$3000</b>

**Tabla 3.1.3** Costos de fabricación

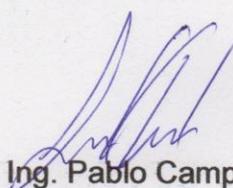
Cuenca, 10 de Julio del 2013.

A petición verbal de parte interesada, **FULLEC ELECTRONICA**

### **CERTIFICA:**

Que, los señores **JAIME ANTONIO BUSTAMANTE CAMPOVERDE, ANDRES JOSUE CEVALLOS LARREA** con cedula de identidad No. 0104238977, 0104549142 respectivamente, en su calidad de estudiantes egresados de la Carrera de Ingeniería Electrónica de la **UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA**, han realizado la construcción de un prototipo de **INCUBADORA NEONATAL**, en nuestras instalaciones y bajo la tutoría de FULLEC Electrónica, proyecto que se ha cumplido a cabalidad y plena satisfacción de la empresa

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad, autorizando a los interesados dar al presente el uso que estimaren conveniente.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Pablo Campoverde".

Ing. Pablo Campoverde.

**Representante de FULLEC Electrónica.**