

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CUNA
RADIANTE”**

TÓPICO DE GRADUACIÓN

Previo a la obtención del Título de:

**INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

Presentada por:

Verónica Alexandra Soto Vera

Pablo Santiago Jácome Ruiz

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2005

DEDICATORIA

A NUESTROS PADRES
A NUESTROS HERMANOS

TRIBUNAL DE GRADO

Ing. Carlos Monsalve A.
DECANO DE LA FIEC

Ing. Miguel Yapur A.
DIRECTOR DE TÓPICO

Ing. Dennis Cortez.
VOCAL PRINCIPAL

Ing. Wilmer Naranjo.
VOCAL PRINCIPAL

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido de este Trabajo de Tópico, nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”.

(Reglamento de Graduación de la ESPOL).

Verónica Soto Vera

Pablo Jácome Ruiz

RESUMEN

El proyecto consiste en el diseño e implementación de una cuna térmica, la cual es un dispositivo que emite calor radiante y mantiene al recién nacido (neonato) en una temperatura óptima para su desarrollo (36-37 ° C).

El sistema de control de la temperatura se basa en un microcontrolador, el cual está programado para regular el porcentaje de energía aplicado al elemento emisor de calor. Este porcentaje dependerá de la diferencia (en grados centígrados) entre el valor ajustado por la enfermera o cuidador y la temperatura de la piel del paciente (neonato). Para establecer la temperatura deseada se cuenta con un teclado digital y su visualización se la realiza mediante una pantalla LCD, incrementándose así la exactitud. En esta pantalla también se

mostrará la temperatura de la piel del neonato. En caso de cualquier condición anormal (falla de energía eléctrica, falla del sensor, exceso de temperatura o tiempo de exposición del neonato a la radiación, etc.) el sistema cuenta con alarmas visuales y auditivas.

Además, dependiendo de la condición anormal detectada, el sistema realiza los ajustes necesarios a fin de reducir los efectos de éstas al neonato.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
ÍNDICE GENERAL.....	I
ÍNDICE DE FIGURAS.....	V
ÍNDICE DE TABLAS.....	VI
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1	
TERMORREGULACIÓN.....	2
1.1 Conceptos básicos de neonatología.....	2
1.2 Control de temperatura en el cuerpo humano.....	4
1.3 Producción de calor en el recién nacido.....	6
1.4 Temperatura térmica neutral.....	7
CAPÍTULO 2	
CUNA TÉRMICA.....	10
2.1 Descripción general.....	11
2.2 Modos de control de la temperatura.....	15
4.1.1 Control manual.....	15
4.1.2 Control del paciente o control servo.....	16
4.1.3 Mixto.....	17
CAPÍTULO 3	
DISEÑO DE UNA CUNA TÉRMICA.....	18
3.1 Generalidades.....	18
3.2 Diagrama de flujo de uso.....	20
3.3 Descripción de las entradas y salidas del sistema	22
3.4 Diagrama de bloques.....	24
3.5 Descripción general de los bloques del sistema...	25

CAPÍTULO 4		
SISTEMA ELECTRÓNICO	28
4.1	Sistema calentador.....	29
4.1.1	Relé protector.....	30
4.1.2	Bobina Shunt y circuito comparador.....	30
4.1.3	Sistema de potencia.....	31
4.2	Circuito detector de cruce por cero.....	32
4.3	Alimentación del sistema.....	34
4.4	Detección térmica.....	35
4.4.1	Sensor LM35.....	35
4.4.2	Voltaje de referencia.....	36
4.5	Interfaz con el operador.....	37
4.5.1	Pantalla LCD.....	37
4.5.2	Alarma sonora, de desconexión de línea y de batería baja.....	38
4.5.3	Alarmas y teclado.....	40
4.6	Sistema controlador.....	40
CAPÍTULO 5		
UNIDAD DE CONTROL	41
5.1	Diagrama de flujo de programación.....	41
5.1.1	Diagrama de flujo del programa principal	42
5.1.2	Diagrama de flujo del servicio de interrupción.....	44
5.2	Programa en lenguaje MPASM.....	45
5.2.1	Definición de variables.....	45
5.2.2	Inicio.....	47
5.2.3	Macro visual.....	50
5.2.4	Rutina out.....	50
5.2.5	Rutina delay.....	51
5.2.6	Rutina delay2.....	52
5.2.7	Rutina enable.....	52
5.2.8	Rutina lcd_ini.....	53
5.2.9	Rutina send_char.....	53
5.2.10	Rutina send_cmd.....	54

5.2.11	Rutina inter.....	55
5.2.12	Rutina decre_seg.....	56
5.2.13	Rutina retardo.....	57
5.2.14	Rutina conversión de binario a BCD.....	57
5.2.15	Rutina view_bank.....	58
5.2.16	Rutina ver_set.....	59
5.2.17	Rutina ver_temp.....	60
5.2.18	Rutina decrementar, e incrementar.....	60
5.2.19	Rutina pro_dec.....	62
5.2.20	Rutina pro_inc.....	63
5.2.21	Incre_min y decre_min.....	63
5.2.22	Pro_dmin y pro_imin.....	65
5.2.23	Pro_stop.....	66
5.2.24	Ver_clk.....	67
5.2.25	D_sub (ACCb-ACCa→ACCb).....	67
5.2.26	Load_AB.....	68
5.2.27	Verificar.....	68
5.2.28	Adquirir.....	69
5.2.29	Tabla.....	70
4.5.30	Menu.....	73

CAPÍTULO 6		
CARACTERÍSTICAS FÍSICAS.....		75

CAPÍTULO 7		
MANUAL DE USUARIO.....		78

7.1	Panel de control.....	78
7.1.1	Pantalla LCD.....	79
7.1.2	Alarmas.....	80
7.1.3	Temporizador.....	81
7.1.4	Temperatura.....	82
7.1.5	Encender/apagar.....	82
7.2	Procedimiento de instalación y utilización.....	83
7.2.1	Verificación mecánica.....	83
7.2.2	Verificación del controlador.....	84
7.2.3	Instrucciones de uso.....	85

7.2.4	Consideraciones importantes.....	86
7.3	Descripción de las alarmas e indicadores del sistema.....	88
7.3.1	Alarma general.....	88
7.3.2	Fallo de sonda.....	89
7.3.3	Temperatura alta.....	90
7.3.4	Desconexión de línea.....	90
7.3.5	Tiempo completo.....	91
7.3.6	Alarma de verificación de condición del paciente.....	91
7.3.7	Indicador de batería baja.....	92
7.3.8	Indicador de tierra abierta apagado.....	93
7.4	Limpieza y desinfección.....	93
7.5	Mantenimiento.....	94

CONCLUSIONES.....	95
RECOMENDACIONES.....	97

**APÉNDICES.
BIBLIOGRAFÍA.**

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.	
Figura 1.1	Proceso de Termorregulación del cuerpo humano.....	5
Figura 1.2	Distribución de la grasa parda en un neonato.....	7
Figura 2.1	Incubadora.....	13
Figura 2.2	Cuna de calor radiante.....	14
Figura 2.3	Transformación de cuna térmica a incubadora en la Giraffe Omnibed.....	15
Figura 2.4	Sistemas de encendido y apagado de elemento calefactor.....	17
Figura 3.1	Diagrama de flujo de uso de una cuna de calor radiante.....	21
Figura 3.2	Entradas y salidas del sistema.....	22
Figura 3.3	Diagrama de bloques del control electrónico de la cuna de calor radiante.....	24
Figura 4.1	Sistema calentador.....	29
Figura 4.2	Circuito detector de cruce por cero.....	32
Figura 4.3	Circuito de alimentación eléctrica del sistema.....	34
Figura 4.4	Sensor LM35 – circuito de detección térmica.....	35
Figura 4.5	Voltaje de referencia.....	36
Figura 4.6	Circuito de control de pantalla LCD.....	38
Figura 4.7	Circuito de buzzer, alarma de desconexión de línea y batería baja.....	39
Figura 4.8	Conexión de alarmas y teclado.....	40
Figura 5.1	Diagrama de flujo del programa principal. Parte A	42
Figura 5.2	Diagrama de flujo del programa principal. Parte B	43
Figura 5.3	Diagrama de flujo del servicio de interrupción.....	44
Figura 6.1	Estructura física.....	76
Figura 6.2	Dimensiones físicas.....	77
Figura 7.1	Vista del panel de control.....	79
Figura 7.2	Despliegue visual de la pantalla LCD.....	79
Figura 7.3	Panel de control – Alarmas.....	81
Figura 7.4	Panel de control – Tiempo.....	81
Figura 7.5	Panel de control – Temperatura.....	82
Figura 7.6	Panel de control – Encender/apagar.....	82
Figura B.1	Circuito electrónico del proyecto.	
Figura C.1	Diagrama del PIN OUT del PIC16F877A.	

- Figura C.2 Principales características del PIC16F877A
- Figura E.1 Led indicador de batería baja.
- Figura E.2 Batería interna.
- Figura E.3 Rendimiento miliamperios-horas de la batería interna.
- Figura E.4 Voltaje vs. horas de utilización de la batería.
- Figura F.1 Forma de onda del sistema de potencia.
- Figura H.1 Sonda de ajuste.
- Figura H.2 Potenciómetro de precisión interno.

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla I Clasificación del neonato.....	3
Tabla II Mortalidad relacionada con las medidas de protección contra las pérdidas de calor.....	9
Tabla A.I Tabla de temperatura termoneutral.	
Tabla D.I Costo de los componentes electrónicos.	
Tabla D.II Costo de estructura física y conectores.	
Tabla F.I Tabla de correspondencia entre diferencia de temperatura y tiempo de disparo del triac.	

INTRODUCCIÓN

Uno de los principios básicos de la neonatología es proporcionar al recién nacido condiciones térmicas favorables para su desarrollo; para lograr este propósito, en los hospitales, maternidades y salas de asistencia neonatal, es común el uso de equipos médicos como cunas de calor radiante e incubadoras.

El presente proyecto se orienta al diseño e implementación de una cuna de calor radiante, la cual deberá cumplir con todos los requisitos necesarios para este tipo de equipos y ofrecer una ventaja en precios con respecto a equipos similares existentes en el mercado sin descuidar la calidad. Además, esta cuna térmica contará con una interfaz amigable (enfermera-dispositivo) para su fácil utilización.

Durante el desarrollo del proyecto se analizaron los elementos óptimos y se procedió a realizar pruebas de funcionamiento necesarias hasta lograr obtener resultados precisos y confiables.

CAPÍTULO 1

TERMORREGULACIÓN

1.1 Conceptos básicos de neonatología.

Neonatología es la rama de la pediatría que se ocupa del estudio de los recién nacidos (tanto sanos como enfermos). Su estudio ha sido fundamental para establecer los procedimientos adecuados de asistencia al neonato.

Al momento del nacimiento, al neonato se lo puede clasificar según su edad gestacional, peso y de los resultados obtenidos por el llamado "Test de Apgar". El Test de Apgar es una prueba que se realiza tanto al primer minuto como a los cinco minutos de vida del neonato; estudia cinco variables clínicas: frecuencia cardíaca, respiración, tono muscular, coloración de la piel y la

actividad refleja. A cada variable se le da una puntuación de 0, 1 ó 2; los resultados luego se suman. La máxima puntuación posible es de 10, lo que indica que un recién está en buenas condiciones. Una baja puntuación indica que el neonato presenta un estado clínico desfavorable. La **Tabla I** muestra la clasificación del neonato.

Tabla I. Clasificación del neonato.

CLASIFICACIÓN DE LOS NEONATOS SEGÚN EDAD GESTACIONAL, PESO Y RESULTADOS APGAR	
EDAD GESTACIONAL	<p><i>Normal o a término:</i> nacido entre las semanas 38 y 42 del embarazo. Un embarazo normal dura 40 semanas.</p> <p><i>Prematuro o pretérmino:</i> nacido antes de la semana 37.</p> <p><i>Postérmino:</i> nacido después de la semana 42.</p>
PESO	<p><i>De peso normal o adecuado:</i> más de 2500gr.</p> <p><i>De bajo peso:</i> entre 1500 y 2500gr.</p> <p><i>De muy bajo peso:</i> menos de 1500gr.</p>
RESULTADOS APGAR	<p><i>Normal:</i> puntuación de 7 a 10.</p> <p><i>Ligeramente deprimido:</i> puntuación de 4 a 6.- Necesidad de terapia de oxígeno y ventilación.</p> <p><i>Crítico:</i> puntuación de 0 a 3.- Necesidad de terapia intensiva.</p>

Un neonato prematuro y/o de bajo peso, en la mayoría de los casos, tiene insuficientes reservas energéticas, pulmones y sistema tracto-digestivo inmaduros, así como escaso desarrollo del sistema cardiovascular, inmunológico y termorregulador. Para aumentar su probabilidad de supervivencia, es necesario brindarle el tratamiento adecuado que permita que todos sus mecanismos vitales se desarrollen.

1.2 Control de temperatura en el cuerpo humano.

Termorregulación se define como el control de la temperatura corporal para mantenerla en un valor dentro de los límites. En el ser humano, el centro del control de la temperatura está en el Hipotálamo, el cual recibe, interpreta, procesa y emite las instrucciones necesarias para conservar y regular la energía calórica en el organismo. Ver **Figura 1.1**.

A continuación se describe el proceso de termorregulación:

1. **Detección térmica:** Al Hipotálamo llega la información desde los sensores de calor o frío ubicados en el organismo.

2. **Regulación central:** En el centro de control térmico y energético del Hipotálamo se analizan los datos y se procesa la información para la respuesta ideal. En el hombre, la temperatura correcta es de 37°C en un intervalo de +/-0.5°C.

3. **Respuesta termorreguladora:** El centro de control del Hipotálamo envía órdenes hacia los diferentes puntos del organismo con el fin de estabilizar la temperatura corporal. El cuerpo logra estabilizar la temperatura a través del metabolismo, el cual al transforma los alimentos en proteínas, hidratos de carbono y grasas, y libera energía en forma de calor. La actividad muscular aumenta el metabolismo. El temblor es una respuesta de termorregulación que incrementa la actividad metabólica mediante el movimiento de algunos músculos, generando así calor.

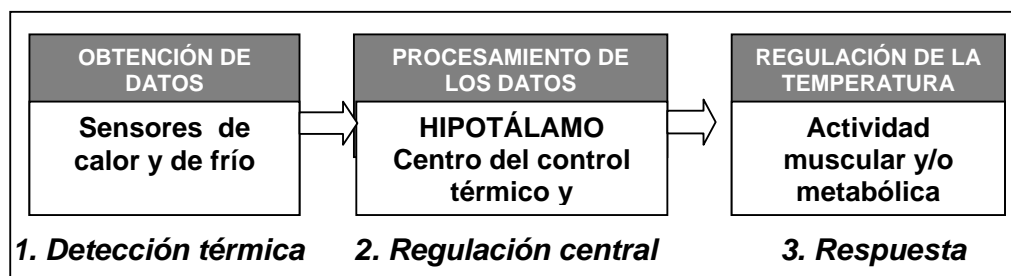


Figura 1.1.- Proceso de termorregulación del cuerpo humano.

1.3 Producción de calor en el recién nacido.

Durante el embarazo los mecanismos de termorregulación maternos mantienen la temperatura estable a 37,5°C aproximadamente. Al momento del nacimiento el recién nacido se enfrenta a un ambiente de hasta 15°C por debajo de la temperatura normal, disminuye entonces su temperatura cutánea y empieza a operar el sistema regulador autónomo para producir calor en respuesta al ambiente frío.

Al contrario de un adulto, el recién nacido tiene limitada la capacidad de producir calor por medio de la actividad muscular. La producción de calor se basa en el metabolismo de la “grasa parda”, la cual es un tejido graso especial con alta capacidad de producir calor a través de reacciones químicas. Esta grasa se encuentra distribuida en diferentes partes del cuerpo, alrededor de los vasos y músculos del cuello, en la axila, en el mediastino entre el esófago y la traquea y alrededor de los riñones. En la **Figura 1.2** se muestra la distribución de la grasa parda en un recién nacido.

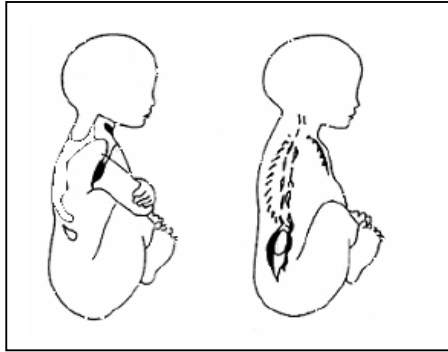


Figura 1.2.- Distribución de la grasa parda en un neonato (REF.1).

Los neonatos prematuros o de bajo peso presentan una importante disminución de grasa parda, convirtiéndolos en criaturas con mecanismo termorregulador deficiente e incapaces de regular su temperatura corporal.

1.4 Temperatura térmica neutral.

Al momento de nacer, empieza el intercambio de calor entre el organismo del neonato y el medio ambiente frío de una sala de maternidad. El neonato empieza a perder energía calórica y tiende a adquirir la temperatura del ambiente en busca del equilibrio térmico. Es posible minimizar estas pérdidas de energía calórica, regulando la temperatura ambiental hasta proporcionar un *ambiente térmico neutral*.

Definición de la Comisión Internacional de Sociedades Fisiológicas: “Ambiente térmico neutral es el rango de temperatura ambiental en el cual el gasto metabólico se mantiene en el mínimo y la regulación de la temperatura se efectúa por mecanismos físicos no evaporativos, manteniendo la temperatura corporal profunda en rangos normales” (REF. 3).

Se logra obtener un ambiente térmico neutral eliminando las fuentes de frío (ventanas o aire acondicionado), y utilizando diferentes fuentes que suministren calor como instrumentos y ropas calientes, incubadoras y cunas radiantes.

El recién nacido puesto bajo ambiente térmico neutral recobra su temperatura normal en una o dos horas al contrario de aquellos en los cuales se los maneja de forma convencional que tardan de 12 a 24 horas. La tabla de termoneutral muestra las temperaturas ideales para lograr un ambiente térmico neutral de acuerdo al peso y edad gestacional del neonato. Esta tabla se encuentra en el Apéndice A.

En la zona térmica neutral, el consumo de oxígeno y el gasto metabólico se reducen al mínimo logrando que las calorías y

nutrientes que ingiera el neonato se dediquen a la maduración, desarrollo y crecimiento del organismo.

La **Tabla II**, muestra los resultados de las observaciones realizadas por expertos en neonatología sobre la mortalidad de neonatos dentro de ambientes con diferentes niveles de protección contra las pérdidas de calor. Estas observaciones demostraron que en ambientes con mayor protección (ambiente térmico neutral) existe mayor posibilidad de supervivencia.

Tabla II. Mortalidad relacionada con las medidas de protección contra las pérdidas de calor (REF. 2).

Observaciones realizadas por	Mayor Protección		Menor Protección	
	Número	Muertes (%)	Número	Muertes (%)
Silverman (1985)	91	16	91	32
Beatow (1964)	89	42	69	54
Day (1964)	60	23	65	37
Pertsein (1976)	105	22	105	35
Total	345	26	330	40

CAPÍTULO 2

CUNA TÉRMICA

A partir de resultados de observaciones realizadas en el siglo XVIII, respecto a la influencia de la temperatura ambiente en el neonato, empezaron a desarrollarse diversos métodos de termorregulación en las salas de asistencia neonatal.

Uno de los primeros métodos que se utilizaron fueron botellas de vidrio con agua previamente calientes durante el traslado del neonato para evitar su enfriamiento durante los primeros minutos de nacido. Otro método empleado fue una flama regulada a mano que calentaba la sala de maternidad proporcionándole calor al infante. Fue en la década de 1940 cuando aparecieron equipos médicos destinados únicamente a estabilizar la temperatura del neonato.

El colchón térmico, las incubadoras y las cunas de calor radiante ayudan a regular la temperatura corporal del neonato controlando la temperatura del medio ambiente donde reposa y brindándole las condiciones favorables para su crecimiento. Operan básicamente como fuentes generadoras de calor, el cual, se transmite al neonato permitiéndole alcanzar el equilibrio térmico.

2.1 Descripción general.

El principio de operación de las cunas térmicas es la transferencia de energía calórica. El calor como una forma de energía se transmite hacia los objetos más fríos de las siguientes formas:

- **Conducción:** transmisión de calor través del contacto.
- **Convección:** transmisión de calor por conducción en movimiento de gases y líquidos.
- **Radiación:** transmisión de calor a distancia por medio de rayos infrarrojos.

Los tres tipos principales de equipos termorreguladores se describen a continuación:

1. *COLCHÓN TÉRMICO*: Proporciona calor al neonato por medio de conducción. Consiste básicamente en una resistencia colocada debajo del colchón. Mantiene la temperatura de las sábanas estable y son muy útiles durante los primeros minutos de vida del infante. Disminuye el impacto de la diferencia de temperatura del útero materno y la sala de partos. No son muy difundidas y generalmente forman parte de las incubadoras y cunas de calor radiante.
2. *INCUBADORA*: Son las más conocidas. La transmisión de calor al neonato es por convección. Su sistema calefactor consiste en la circulación forzada de aire caliente dentro de una urna de cristal que aísla al paciente del medio ambiente y lo protege de condiciones externas desfavorables y de infecciones. La urna es totalmente transparente permitiendo la visibilidad del paciente.



Figura 2.1.- Incubadora (REF.3).

3. *CUNA DE CALOR RADIANTE*: Una cuna de calor radiante utiliza un elemento infrarrojo o resistencia calefactora como fuente de calor, el cual se transfiere al neonato por medio de radiación. El calor emitido por la resistencia calefactora, es controlado y está en proporción a la diferencia térmica entre la temperatura del paciente y la deseada. El recién nacido descansa sobre una plataforma totalmente abierta al ambiente con paredes de muy poca altura que evitan caídas inesperadas. El personal médico tiene acceso total para realizar maniobras de intubación de sondas y catéteres.



Figura 2.2.- Cuna de calor radiante (REF.3).

En la actualidad existen equipos médicos con capacidad de transformarse de incubadoras a cunas radiantes y viceversa en cuestión de segundos. Estos equipos permiten usar en cualquier momento la más adecuada. Aunque realmente no hay mucha diferencia en usar la una o la otra, básicamente lo determina el nivel de acceso al neonato. En la **Figura 2.3** se muestra una cuna térmica marca Giraffe Omnibed funcionando como incubadora y cuna radiante.



Figura 2.3.- Transformación de cuna térmica a incubadora en la Giraffe Omnibed (REF.3).

2.2 Modos de control de la temperatura.

Existen tres modos de funcionamiento: control manual, control servo y mixto.

2.2.1 Control manual.

Se especifica la “temperatura control” como la temperatura máxima a la que debe llegar el colchón en una cuna radiante o el aire en el caso de las incubadoras, y es fijada por el operador. Cuando la cuna térmica está en modo manual, es necesario revisar constantemente la temperatura del paciente para evitar

problemas de hipertermia y quemaduras, debido a que la temperatura corporal del paciente no se sensa.

2.2.2 Control del paciente o control servo.

La temperatura de control es la temperatura deseada en el paciente y es fijada previamente por el operador. En este caso es necesario el uso de un sensor colocado en la piel del paciente. El aumento o disminución de calor generado por el sistema calefactor dependerá de la diferencia entre la temperatura de control y la temperatura real del paciente.

En un principio el mecanismo de control de la temperatura era de encendido y apagado (ON-OFF), la fuente se apagaba cuando la temperatura del neonato superaba la temperatura de control y se volvía a encender cuando era menor; esto ocasionaba grandes oscilaciones en la temperatura del paciente y estrés térmico al tratar de mantener su temperatura.

En la actualidad este problema se ha solucionado con el diseño de un sistema de encendido y apagado en cascada, en donde la

potencia de salida del calefactor está en función de la temperatura cutánea; es decir, aumenta la potencia de salida de calor si la temperatura de control es mayor a la del paciente y disminuye si es menor.

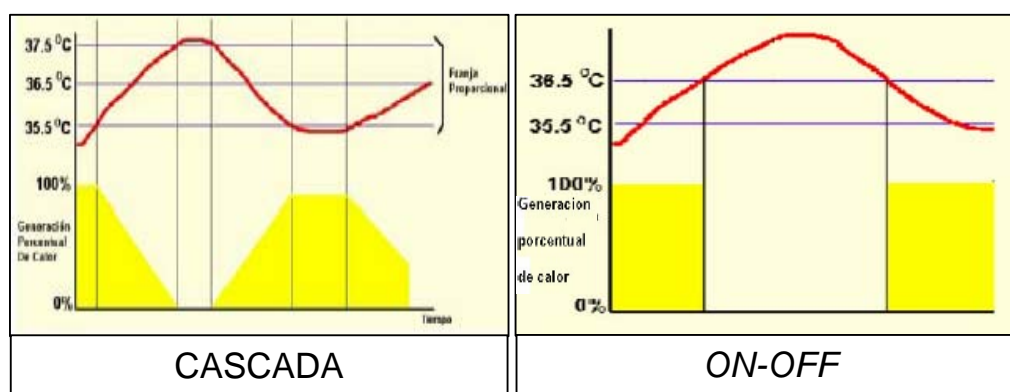


Figura 2.4.- Sistemas de encendido y apagado de elemento calefactor (REF.3).

2.2.3 Mixto.

Es un sistema de control servo y manual, en donde se establece una temperatura límite que puede generar el sistema como medida de precaución en caso de que los sensores corporales lleguen a fallar.

CAPÍTULO 3

DISEÑO DE UNA CUNA TÉRMICA

3.1 Generalidades.

Para que una cuna de calor radiante pueda proporcionar la terapia necesaria a los prematuros dentro de las unidades de cuidados neonatales, debe cumplir con las siguientes características:

- a. Unidad electrónica basada en un microcontrolador programado para controlar la temperatura del recién nacido en un medio abierto.
- b. Despliegues visuales en pantalla:
 - Temperatura del paciente.

- Temperatura de control.
 - Temporizador.
- c. Control de temperatura desde 35°C a 37,5°C. Con resolución mínima de 0.1°C.
- d. Parámetros establecidos por el operador:
- Temperatura de control (temperatura deseada del neonato) – Indispensable.
 - Tiempo de revisión (temporizador) – Opcional.
- e. Alarmas auditivas y visuales:
- Alarma general.
 - Falla del sensor de temperatura del paciente.
 - Temperatura de paciente alta.
 - Desconexión de línea.
 - Alarma indicadora de período de revisión del neonato.
 - Batería baja.

- Indicador de tierra.
- Sistema calentador al 100% de su potencia por más de 12 minutos.
- Silenciador de alarmas.

f. Elemento calefactor radiante.

g. Estructura de soporte con ruedas para facilitar movilidad.

Es posible agregar accesorios adicionales como lámparas de examinación y de fototerapia, sistemas de reanimación, porta chasis de rayos X, tanques de oxígeno, etc., los cuales facilitan la operación de la cuna pero también aumentan los costos de adquisición y mantenimiento.

3.2 Diagrama de flujo de uso.

El siguiente diagrama describe el flujo de pasos que debe seguir el operador de la cuna de calor radiante:

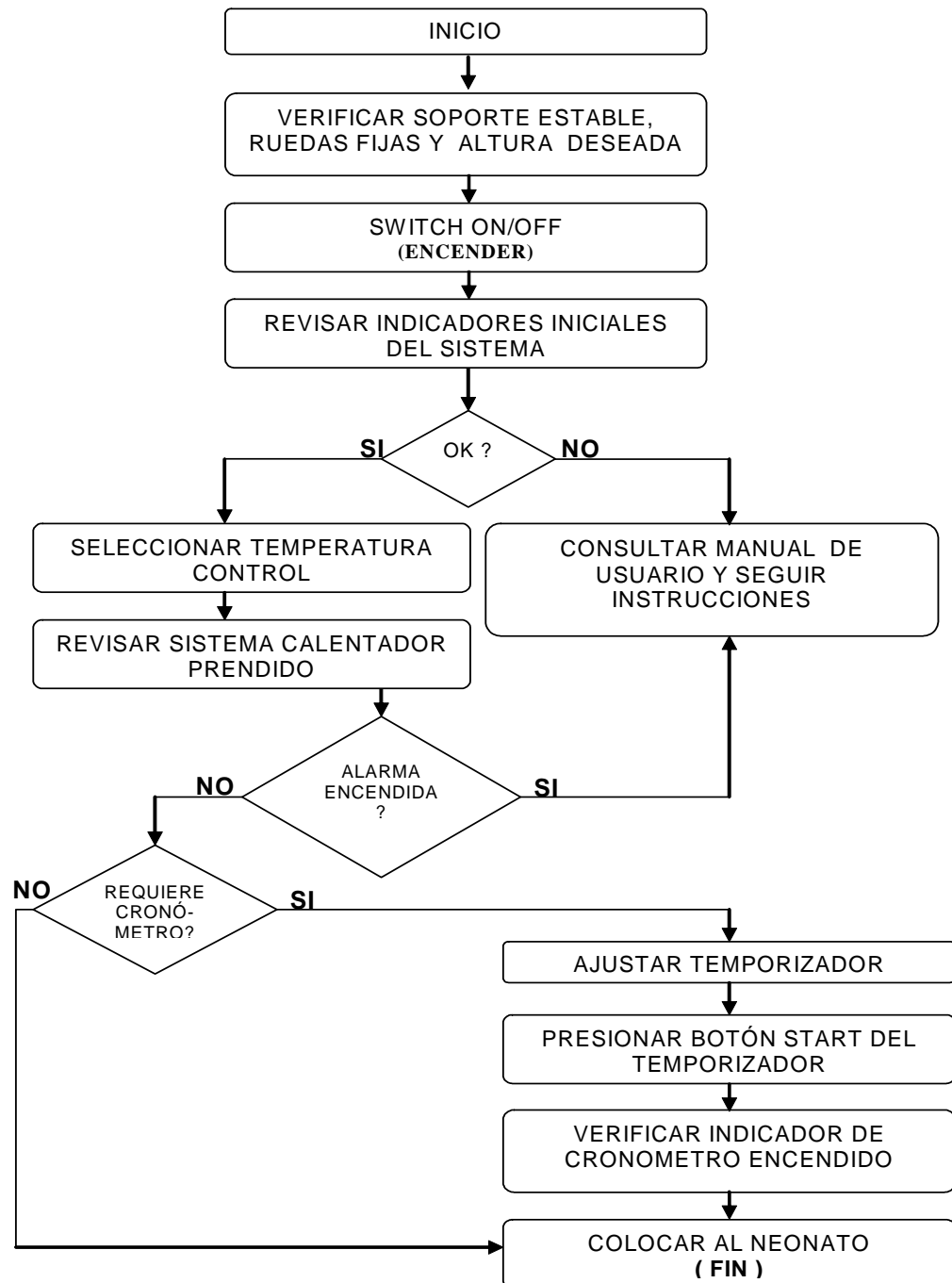


Figura 3.1.- Diagrama de flujo de uso de una cuna de calor radiante.

3.3 Descripción de las entradas y salidas del sistema.

A continuación se describen las entradas y Salidas del sistema:

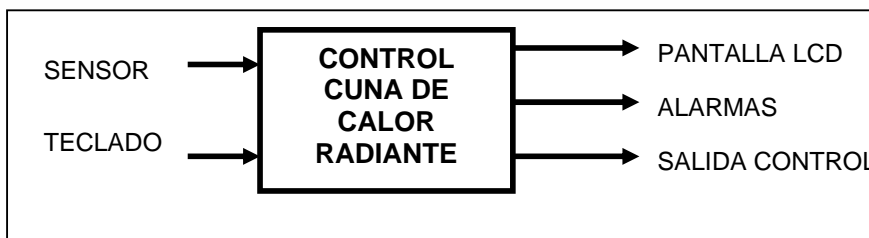


Figura 3.2.- Entradas y Salidas del Sistema.

ENTRADAS:

- **TECLADO:** permite al operador seleccionar parámetros de control. Consta de siete teclas:
 - INCREMENTAR TEMPERATURA: permite aumentar la temperatura de control.
 - DECREMENTAR TEMPERATURA: permite reducir la temperatura de control.
 - INCREMENTAR MINUTOS: permite incrementar minutos en el temporizador.
 - DECREMENTAR MINUTOS: usado para reducir los minutos del temporizador.

- INICIO/PARAR: activa/detiene el temporizador.
 - SILENCIADOR DE ALARMA SONORA.
- SENSOR: sensor digital de temperatura, varía 10mV por cada grado centígrado.

SALIDAS:

- PANTALLA LCD: despliegue visual que muestra la temperatura actual del paciente, el valor de la temperatura de control y el estado del temporizador.
- ALARMAS: audibles (bocina) y visibles (conjunto de diodos Leds) que se encienden cuando el sistema detecta alguna anomalía.
- SALIDA DE CONTROL: esta salida controla el porcentaje de energía aplicada a la resistencia calentadora en función de la temperatura instantánea en la piel del paciente; trabaja dependiendo de las alarmas.

3.4 Diagrama de bloques.

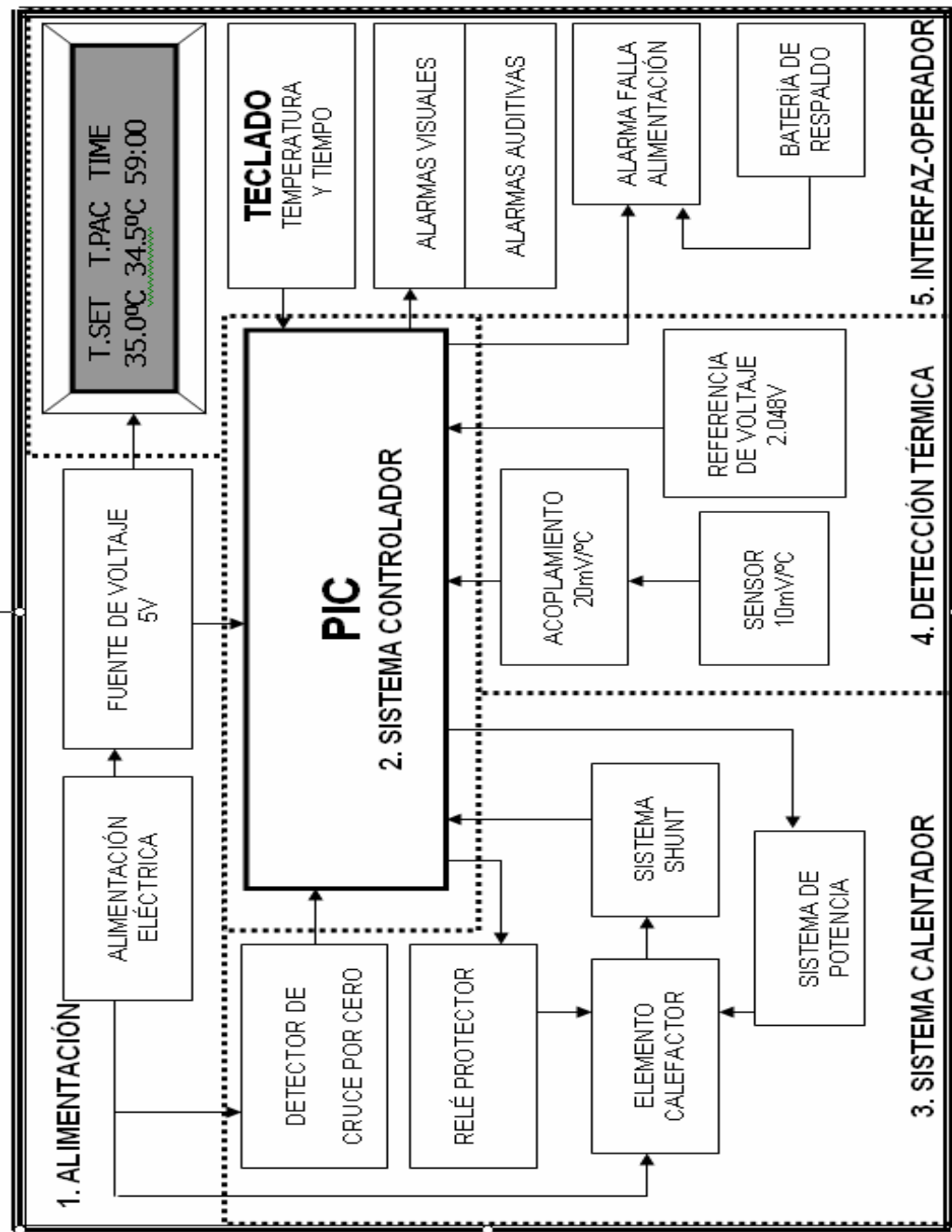


Figura 3.3.- Diagrama de bloques del control electrónico de la cuna de calor radiante.

3.5 Descripción general de los bloques del sistema.

Como se muestra en el diagrama anterior, el sistema de cuna radiante se divide en cinco bloques funcionales: alimentación del sistema, sistema controlador, detección térmica, interfaz con el operador y sistema calentador. Cada bloque a su vez está compuesto de sub-sistemas que le permiten ejecutar una función determinada:

Alimentación del sistema.- El circuito se alimenta con 110VAC y mediante un transformador, circuito rectificador, filtro y regulador de voltaje se entrega al sistema de control una tensión de 5VDC; el elemento calefactor recibe directamente los 110VAC a través del relé protector.

Sistema controlado.- Está constituido por un microcontrolador (PIC 16F877A) previamente programado para procesar la información recibida por los demás elementos del sistema y generar respuestas. Es el cerebro de todo el circuito; es análogo al Hipotálamo en el cuerpo humano, ya que de acuerdo al análisis

de la temperatura recibida del neonato, envía una señal al sistema calefactor para que éste genere calor.

Sistema de detección térmica.- Es la interfaz entre el controlador y el paciente, constituido principalmente por el sensor LM35 que es el encargado de obtener los datos de la temperatura corporal del neonato e introducir el valor medido al sistema. Este bloque está formado por componentes electrónicos adicionales de acoplamiento y voltaje de referencia que permiten la obtención de valores de temperatura con una resolución de 0.1°C.

Interfaz con el operador.- Básicamente es el panel de control del sistema y está compuesto por una pantalla LCD, teclado, bocina y conjunto de Leds. Estos elementos permiten al usuario establecer los parámetros de funcionamiento del equipo, visualizar los datos medidos y recibir las alarmas visuales y acústicas. Mediante el teclado el operador puede seleccionar la temperatura de control y establecer el tiempo del temporizador para aviso de verificación del paciente. En la pantalla LCD son visibles tres datos: temperatura de control, temperatura del

paciente y el temporizador. La batería interna alimenta la alarma de desconexión de línea.

Sistema calentador.- Es el conjunto de elementos que dependiendo de las señales enviadas por el microcontrolador, incrementan o disminuyen el calor emitido por la resistencia calentadora. Es la respuesta termorreguladora en analogía con el proceso de termorregulación del cuerpo humano. Este bloque está formado por un elemento opto-acoplador, un relé de protección, un sistema de potencia, un circuito detector de cruce por cero, una bobina V_{VSI} (Shunt), un circuito comparador y el elemento calefactor.

CAPÍTULO 4

SISTEMA ELECTRÓNICO

El sistema electrónico de la cuna radiante se divide en cinco bloques funcionales: sistema calentador, alimentación, detección térmica, interfaz con el operador y sistema controlador; cada uno de ellos a su vez está constituido por sub-sistemas encargados de una función específica.

A continuación se muestra en detalle el circuito electrónico de cada uno de los bloques, seguidos de una descripción de los componentes y funciones principales. En el Apéndice B se muestra el esquema completo del circuito electrónico.

4.1 Sistema calentador.

La **Figura 4.1** muestra el diseño electrónico del bloque sistema calentador, el cual está constituido por un relé protector de 20A con bobina de 12VDC, una bobina Shunt, el circuito comparador, el elemento calefactor de 600W, el circuito de interfaz de potencia y el circuito detector de cruce por cero, los cuales en conjunto con las señales de control enviadas y/o recibidas por el PIC16F877A, permiten controlar el calor emitido por el elemento radiante.

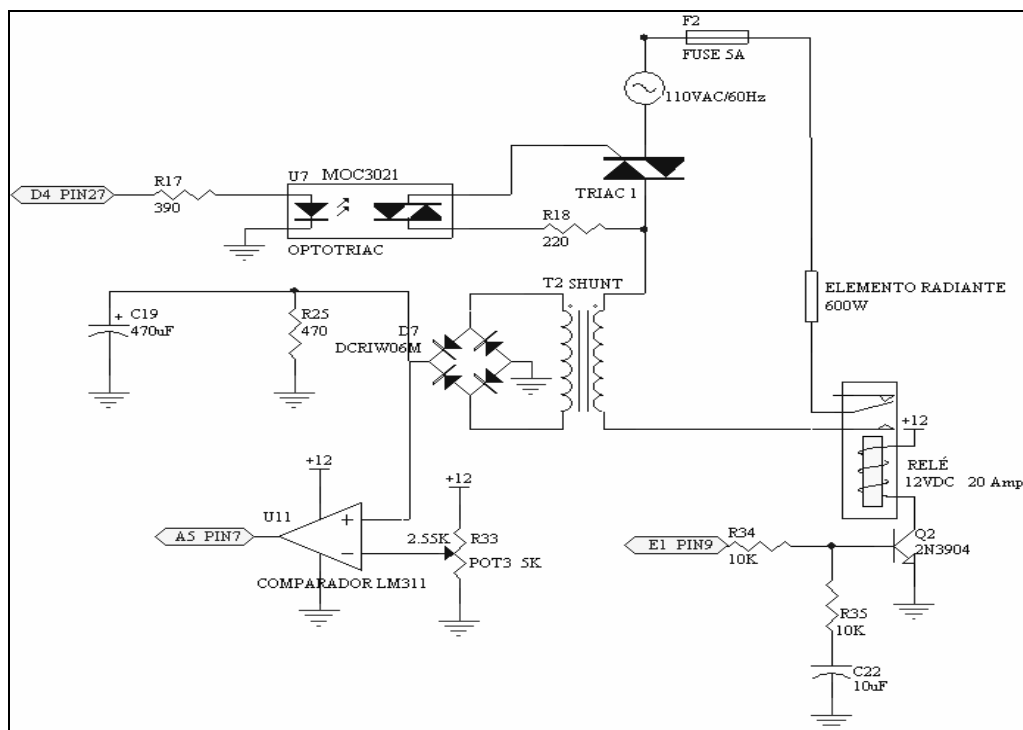


Figura 4.1.- Sistema calentador.

4.1.1 Relé protector.

La señal E1, proveniente del PIC 16F877A (PIN 9) es la señal de activación del relé. En condiciones normales el relé está activado y su función es apagar al calefactor en caso de que el sistema detecte algún problema como: alarma por fallo de sonda, de temperatura alta y más de 12 minutos al 100% de potencia.

4.1.2 Bobina Shunt y circuito comparador.

La función básica de este circuito es la generación de un voltaje en función proporcional a la corriente que circula por el elemento calefactor; cuando el elemento radiante opera al 100% de su potencia a la salida del circuito comparador existirá un 0 lógico (0VDC) y es usada para revisar la activación de alarma 12 minutos al 100%.

La bobina Shunt, genera un voltaje en función de la corriente que circula por ella. Este voltaje pasa por un puente rectificador de 1A para convertirlo en DC y posteriormente es comparado con un

voltaje de referencia (valor al cual el elemento calefactor está al 100% de tensión aplicada), producto de la división de tensión producida por el potenciómetro POT1 de 5K.

El integrado LM311 realiza la comparación y envía los resultados hacia el microcontrolador mediante la señal A5 en el PIN7 del PIC 16F877A.

Si A5 tiene un valor de 5V el calefactor opera a una potencia menor al 100%, si su valor es 0V, el calefactor opera al 100% de su potencia.

4.1.3 Sistema de potencia.

Su función es controlar el porcentaje de potencia entregado al elemento calefactor realizando una modulación por ancho de pulso (PWM).

La señal D4 es la señal controladora; ésta es generada por el microcontrolador (PIN 27). Si esta señal es de 5V el integrado MOC3021 activa al triac del circuito calentador encendiendo el elemento calefactor. Si su valor es de 0V, el triac no se activa y

el calefactor no enciende. El triac utilizado es de 400V, 40A, y necesita disipador de calor debido a los 5A que conmuta al elemento calefactor.

La potencia entregada al sistema calefactor depende del tiempo de duración o ancho de pulso; mientras más tiempo dure la señal mayor es la potencia. Ver en Apéndice F las formas de onda de la potencia entregada.

El integrado MOC3021 está constituido internamente por un diodo Led y un opto-triac que permite aislar al sistema calentador del circuito controlador evitando así la inmersión de ruido.

4.2 Circuito detector de cruce por cero.

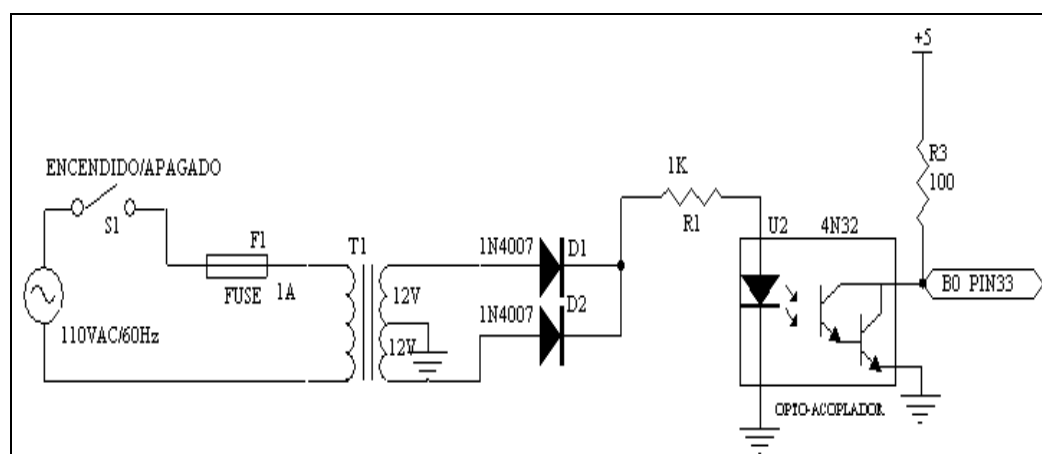


Figura 4.2.- Circuito detector de cruce por cero.

El transformador con derivación central entrega un voltaje de 12V, los diodos D1 y D2, ambos 1N4007, funcionan como rectificadores de onda completa. Esta señal no filtrada es enviada al opto-acoplador 4N32, como se muestra en la **Figura 4.6**; éste está constituido por un diodo Led y un opto-transistor en configuración darlington. Cuando el valor del voltaje recibido es diferente de cero el Led interno se enciende, y activa al opto-transistor el cual conmuta al estado de saturación actuando como un cortocircuito a tierra; esta señal es recibida por la entrada RB0 (PIN 33) del PIC16F877A configurada para generar una interrupción cuando el nivel de voltaje en este pin cambia de bajo a alto.

Si el voltaje recibido por el integrado 4N32 tiene un valor igual a cero (cuando la onda cruza por cero), el Led interno no se activa y el opto-transistor se comporta como circuito abierto. En estas circunstancias el valor de la señal B0 es de 5V debido a la fuente de 5V. De esta forma se genera un pulso o señal cada vez que la

onda de voltaje cruza por cero y es enviada al microcontrolador por el PIN 33.

4.3 Alimentación del sistema.

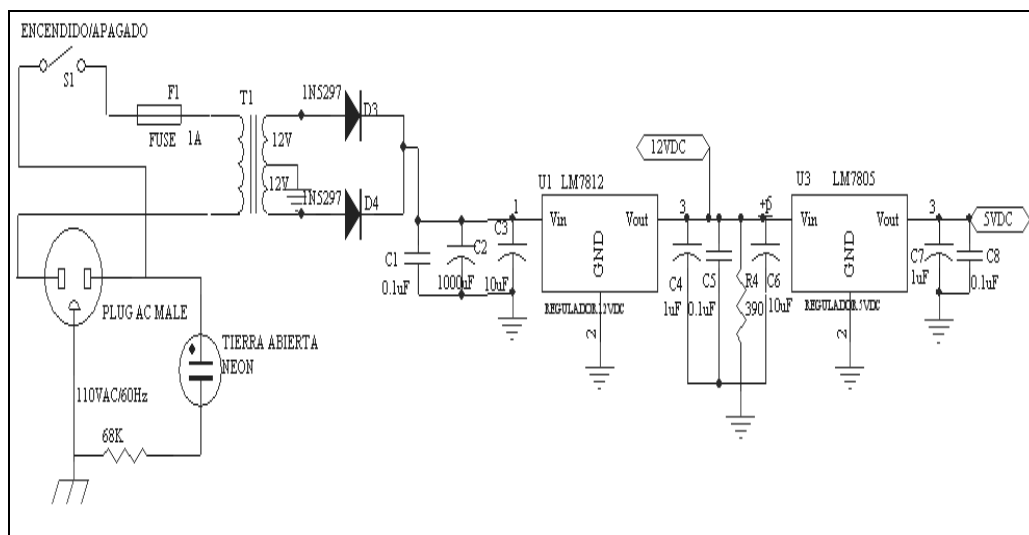


Figura 4.3.- Circuito de alimentación eléctrica del sistema.

Este bloque está constituido por un regulador de voltaje LM7805 el cual entrega un voltaje de salida de 5VDC.

Se usa un transformador de de 120 VAC a 12 – 0 – 12 VAC, el cual se lo conecta en configuración de derivación central; luego de las etapas de rectificación y de filtrado se obtiene un voltaje de $12\sqrt{2} = 16.92$, el cual es regulado a 12 VDC por medio del integrado LM7812, para alimentar a la bobina del relé.

4.4 Detección térmica.

El bloque de detección térmica está formado por el sensor LM35, el circuito de acoplamiento y por un circuito de referencia de voltaje.

4.4.1 Sensor LM35.

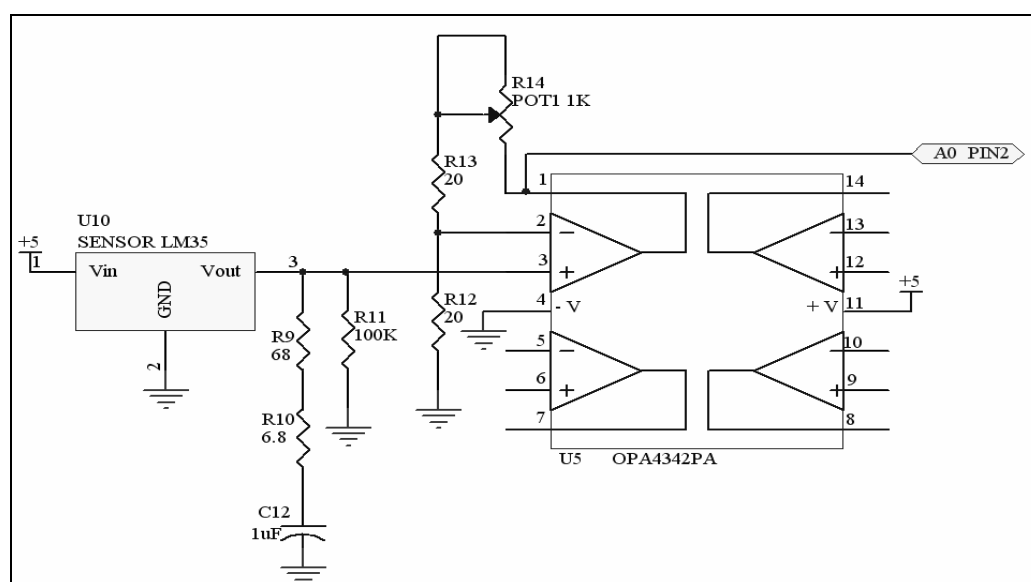


Figura 4.4.- Sensor LM35 – circuito de detección térmica.

El sensor LM35 tiene una resolución de $10 \text{ mV}/^{\circ}\text{C}$, genera un voltaje proporcional a la temperatura corporal del neonato; este integrado es el único elemento del sistema electrónico en

contacto con el paciente. En esta etapa el voltaje entregado por el sensor es duplicado por la configuración de resistencias R12, R13 y R14 y el integrado OPA4342.

La señal duplicada es aplicada al PIN 2 del microcontrolador, configurado como entrada analógica.

4.4.2 Voltaje de referencia.

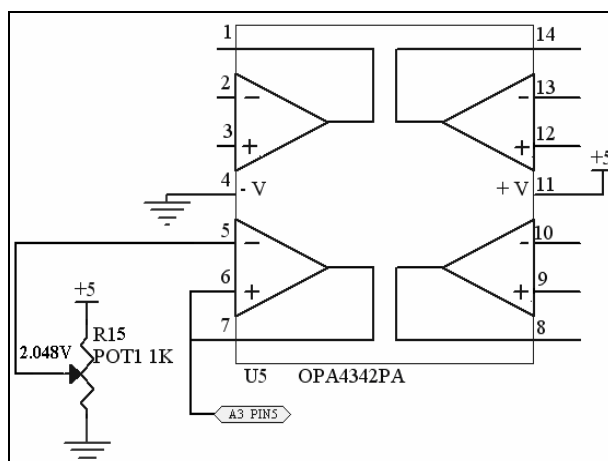


Figura 4.5.- Voltaje de referencia.

Este circuito provee al microcontrolador de un voltaje de referencia de 2.048V para el conversor análogo-digital del PIC16F877A de 10 bits; el opamp OPA335 acopla su impedancia de salida con la impedancia de entrada del PIC.

4.5 Interfaz con el operador.

Este bloque está formado por la pantalla LCD, el teclado y las alarmas visuales y sonoras. El circuito electrónico del bloque completo se muestra en el Apéndice B.

4.5.1 Pantalla LCD.

La **Figura 4.6** muestra el diagrama de conexión de la pantalla LCD de 20 caracteres x 2 filas; se lo configura para un bus de 4 bits. La pantalla LCD tiene el siguiente PIN OUT:

<i>PIN</i>	<i>FUNCIÓN</i>
1	GND
2	VCC
3	Contraste
4	R/W = Lectura/Escritura
5	R/S = Datos/Comandos
6	Enable
7- 14	Datos (D0-D14)

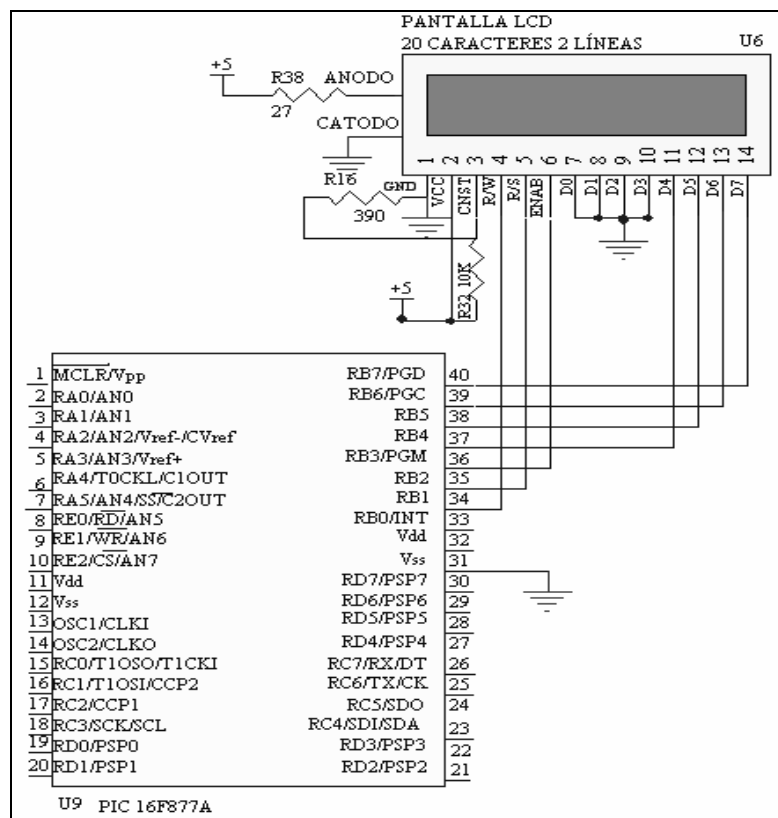


Figura 4.6.- Circuito de control de pantalla LCD.

4.5.2 Alarmas sonora, de desconexión de línea y de batería baja.

La señal de control D7 activa al buzzer para producir el sonido de indicador de alarma. La señal es enviada por el microcontrolador al sistema por el PIN 30. Se utiliza el integrado 555 en configuración astable para producir un sonido intermitente. La

alarma sonora se puede silenciar con el botón silenciar alarma del panel de control.

En caso de desconexión de línea, la batería de 9V (ver **Figura 4.7**), ocasiona que el transistor 2N3906 se sature simulando un cortocircuito que enciende tanto al diodo Led como al buzzer indicando alarma de desconexión de línea.

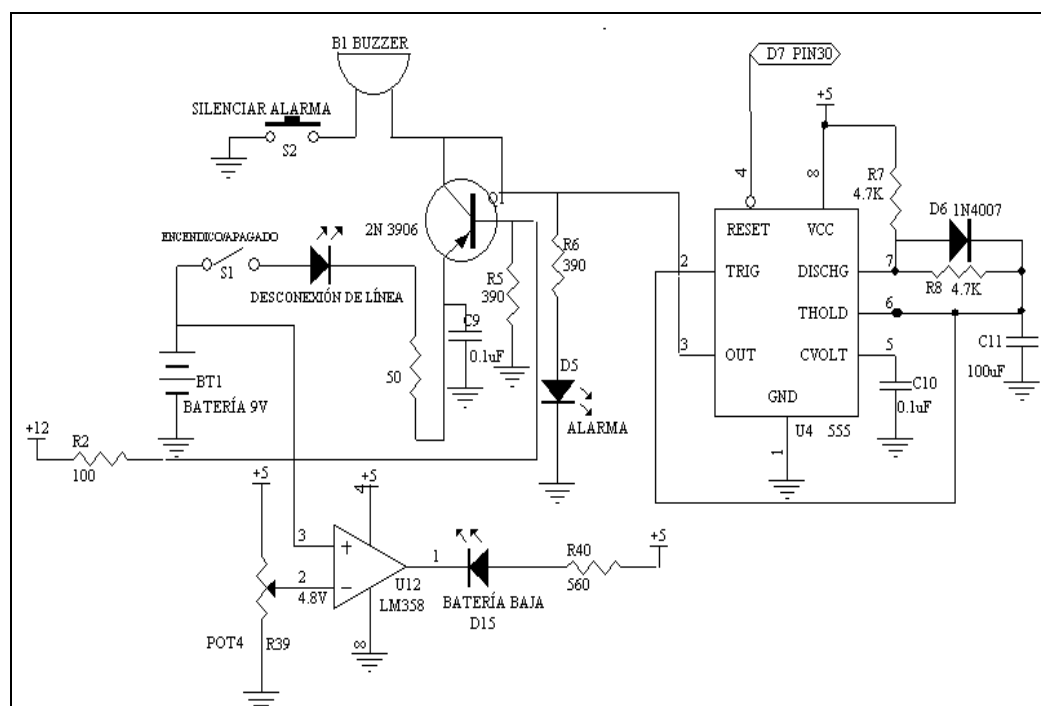


Figura 4.7.- Circuito de buzzer, alarma de desconexión de línea y batería baja.

El LM358 enciende el Led indicador de batería baja cuando el voltaje de la batería es menor a 4.8V.

4.5.3 Alarmas y teclado.

El esquema de conexión de las alarmas y el teclado del sistema se muestran en la siguiente figura.

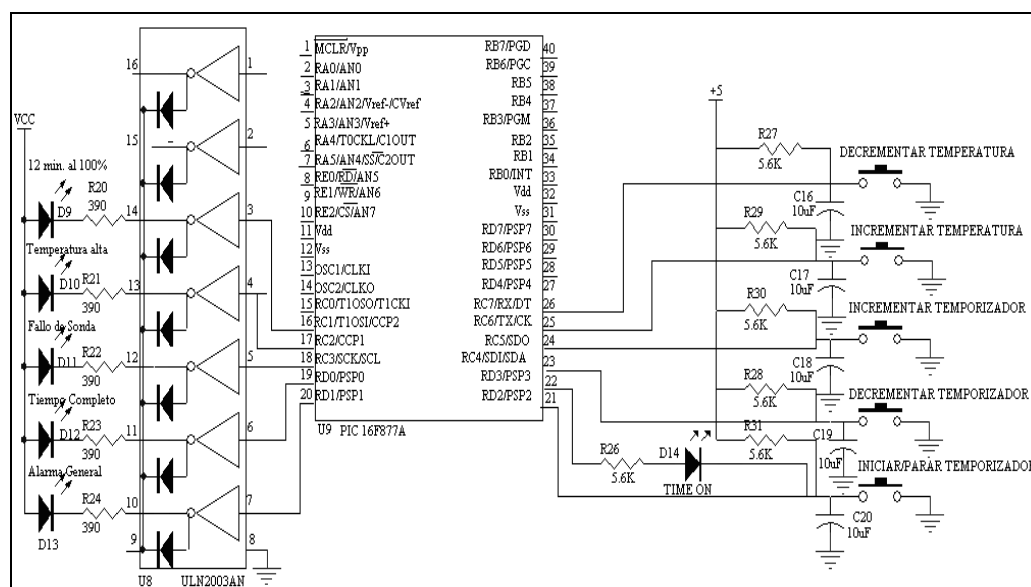


Figura 4.8.- Conexión de alarmas y teclado.

4.6 Sistema controlador.

PIC16F877A: Microcontrolador del fabricante MICROCHIP, posee 25 puertos de entrada/salida digitales, 8 entradas analógicas alimentación de 5VDC, CAD de resolución de 10bits, etc. Ver Apéndice C.

CAPÍTULO 5

UNIDAD DE CONTROL

5.1 Diagrama de flujo de programación.

A continuación se muestra el diagrama de flujo del programa principal del microcontrolador y del servicio de interrupción.

5.1.1 Diagrama de flujo del programa principal.

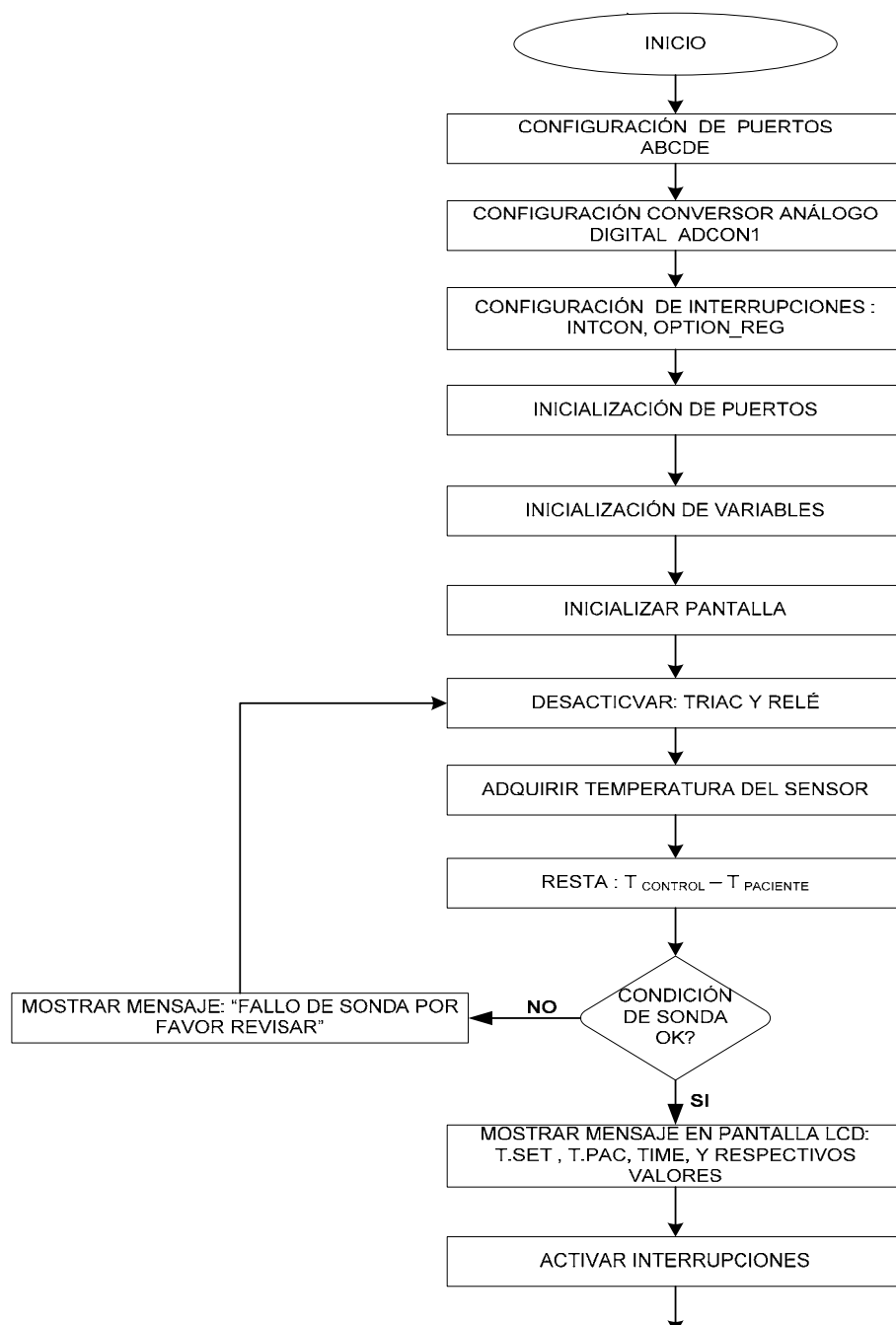


Figura 5.1.- Diagrama de flujo del programa principal. Parte A.

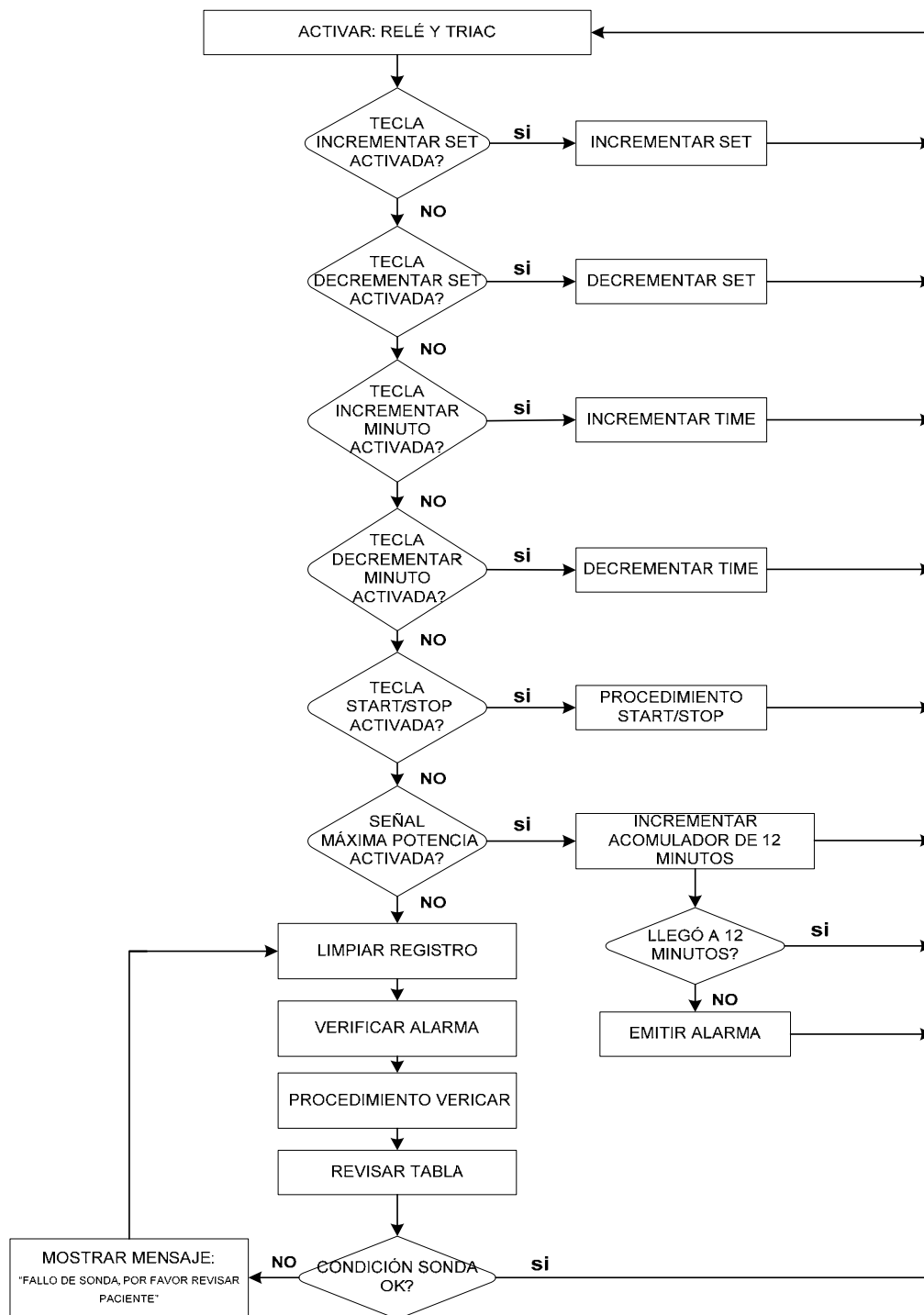


Figura 5.2.- Diagrama de flujo de programa principal. Parte B.

5.1.2 Diagrama de flujo del servicio de interrupción.

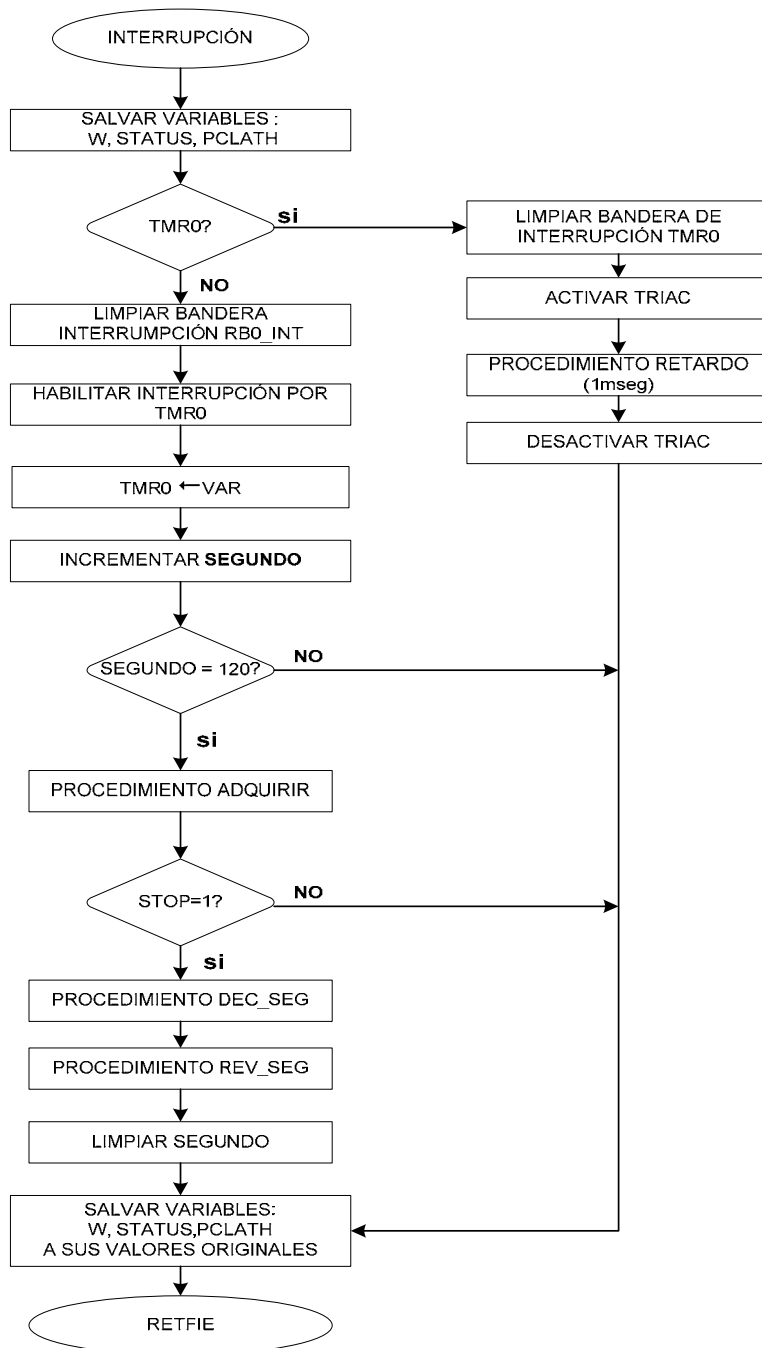


Figura 5.3.- Diagrama de flujo del servicio de interrupción.

5.2 Programa en lenguaje MPASM.

5.2.1 Definición de variables.

```

LIST P=16F877A
RADIX      HEX
INCLUDE    <P16F877A.INC> ; Encabezados, indican el tipo de
                                ; Procesador a usarse

W_TEMP      equ    0X20
PCLATH_TEMP equ    0X21
STATUS_TEMP equ    0X22
COUNTA     equ    0x23 ; Usados en delay
COUNTB     equ    0x24 ; Usados en delay
COUNTC     equ    0x25
COUNTD     equ    0x26
VALOR       equ    0X27 ; Contiene el valor a enviarse a la
BYTE        equ    0x28 ; pantalla LCD
AUX         equ    0X29
count       equ    0X2A
temp        equ    0X2B
H_BIN       equ    0x2C
L_BIN       equ    0x2D
R0          equ    0X2E
R1          equ    0X2F
R2          equ    0X30
SETH        equ    0x31 ; Contienen valores de set en binario
SETL        equ    0x32
COUNTE     equ    0x33
COUNTF     equ    0x34
COUNTH      equ    0x35
VAR         equ    0x36
ACCaLO     equ    0x37
ACCaHI     equ    0x38
ACCbLO     equ    0x39
ACCbHI     equ    0x3A
SEGUNDO     equ    0x3B
SIGNO       equ    0X3C
STOP        equ    0x3D
TEMP_1      equ    0X40 ; Variables para temperatura
TEMP_2      equ    0X41
TEMP_3      equ    0X42

```

```

TEMP_4      equ    0X43
TEMP_5      equ    0X44
TEMP_6      equ    0X45

SET_1       equ    0X46 ;Variables para valores de ajuste
SET_2       equ    0X47
SET_3       equ    0X48
SET_4       equ    0X49
SET_5       equ    0X4A
SET_6       equ    0X4B

CLK_1       equ    0X4C ;Variables para valores del sistema
CLK_2       equ    0X4D ;temporizador
CLK_3       equ    0X4E
CLK_4       equ    0X4F
CLK_5       equ    0X50
CLK_6       equ    0X51

CLKT_1      equ    0x52
CLKT_2      equ    0x53
CLKT_3      equ    0x54
CLKT_4      equ    0x55
CLKT_5      equ    0x56

#define BANCO_0  BANKSEL  PORTA
#define BANCO_1  BANKSEL  TRISA
#define INC_SET   PORTC,4
#define DEC_SET   PORTC,5
#define INC_MIN   PORTC,6
#define DEC_MIN   PORTC,7
#define LIMITE_S  b'10001011'
#define LIMITE_I  b'00110110'
#define TRIAC     PORTD,4
#define T_STOP    PORTD,2

ORG         0
goto       INICIO      ;Ir al inicio del Programa
ORG         4
goto       INTER
ORG         5

```

5.2.2 Inicio.

Inicio de programa.

```

INICIO      bcf      STATUS,5
            bcf      STATUS,6      ;Inicialización en el banco 0
            clrf     PORTA
            clrf     PORTB
            clrf     PORTC      ;Inicialización de los puertos
            BANCO_1
            movlw    b'00000001'   ;entrada RB0 interrupción
            movwf    TRISB&0x07f   ;y RB1-RB7 para el LCD
            movlw    b'11110000'
            movwf    TRISC&0x07f
            movlw    b'00000100'
            movwf    TRISD&0x07f
            movlw    b'11000101'
            movwf    ADCON1&0x07f  ;Alineación derecha
            movlw    b'00001011'   ;A3 = Vref, -Vref = GND,A0
            movwf    TRISA&0x07f
            movlw    B'01000111'   ;Resistencias rpull-up ON
            movwf    OPTION_REG&0x07f ;Pulsos de reloj interno
            Movlw    b'00110000'   ;Habilitadas las
interrupciones
            Movwf    INTCON
            BANCO_0
            call     DELAY
            call     DELAY      ;Retardo para esperar inicializar pantalla
            call     DELAY      ;Retardo para esperar inicializar pantalla
            clrf     PORTA
            clrf     PORTB
            clrf     PORTC
            clrf     PORTD
            clrf     AUX
            clrf     VALOR      ;valor-> carácter a LCD
            movlw    "."
            movwf    TEMP_3      ;Inicialización de valores en la variables de
            movwf    SET_3      ;set, temperatura y temporizador
            movlw    b'11011111'
            movwf    TEMP_5
            movwf    SET_5

```

```

movlw    "C"
movwf    TEMP_6
movwf    SET_6
movlw    ":"
movwf    CLKT_3
movlw    d'4'           ;Número de caracteres en el banco
movwf    COUNTD
movlw    D'235'
movwf    VAR
clrf     COUNTC
clrf     CLK_1
clrf     CLK_2
clrf     CLK_4
clrf     CLK_5
clrf     SEGUNDO
clrf     SIGNO
clrf     TMR0
clrf     STOP
movlw    b'00000001'
movwf    SETH
movlw    LIMITE_I
movwf    SETL
call     LCD_INI
call     DELAY
bsf     PORTD,0
VISUAL  B'10000000', M2
call     DELAY
bsf     INTCON,GIE     ;habilitar todas las
nop                                           ; interrupciones
movlw   D'235'
movwf   VAR

```

```

EMPEZAR  nop
          nop
          nop
          nop
          movf     SETH,0
          movwf    H_BIN
          movlw    LIMITE_I
          movwf    L_BIN
          call     B2_BCD
          call     VER_SET
          call     VER_CLK

```

```

BUCLE23  nop
          nop
          btfsc      INC_SET
          goto      BUCLE20
          call      PRO_INC

BUCLE20  btfsc      DEC_SET
          goto      BUCLE21
          call      PRO_DEC

BUCLE21  btfsc      INC_MIN
          goto      BUCLE22
          call      PRO_IMIN

BUCLE22  btfsc      DEC_MIN
          goto      BUCLE32
          call      PRO_DMIN

BUCLE32  btfsc      T_STOP
          Goto      BUCLE33
          call      PRO_STOP

BUCLE33  movf        ADRESH,0
          movwf     H_BIN
          BANCO_1
          movf        ADRESL,0
          BANCO_0
          movwf     L_BIN
          call      B2_BCD           ; After conversion the Decimal
Number
          call      VER_TEMP
          call      VERIFICAR
          call      TABLA
          call      VER_CLK
          goto      BUCLE23

```

```

ORG 0X420
M1  goto  MEN1
M2  goto  MEN2
M3  goto  MEN3
M4  goto  MEN4

```

M5 goto MEN5

5.2.3 Macro visual.

Permite mostrar textos contenidos en la variable MENSAJE.

```

VISUAL    MACRO    DIRECCION, MENSAJE
          LOCAL    BUCLE1, TERMINA1
          Movlw    DIRECCION    ;Dirección en la que se
          call     SEND_CMD     ;comienza escribir en la pantalla
          movlw    0x04
          movwf    PCLATH       ;Copiar valor correcto en el
          movlw    0x00         ;Contador de programa
BUCLE1    movwf    AUX          ;AUX, contiene el desplazamiento en
          call     MENSAJE     ;la tabla MENSAJE y retornar valor
          andlw    0x0FF        ; ASCII
          btfsc   STATUS,Z     ;Revisar si terminó la tabla
          goto    TERMINA1    ;Terminó?, salir
          call     SEND_CHAR   ;No terminó, no salir
          movf    AUX,0
          addlw   1             ;Adicionar 1 a AUX
          goto    BUCLE1
TERMINA1  nop
          ENDM

```

5.2.4 Rutina out.

Rutina que inserta un comando o carácter a la pantalla.

```

OUT  movwf    BYTE    ;Byte contiene nibble a ser enviado
     rlf     BYTE,1   ;Revisar primer bit
     btfss   STATUS, C
     bcf     PORTB,7
     btfsc   STATUS, C
     bsf     PORTB,7
     rlf     BYTE,1   ;Revisar segundo bit

```

```

btfss    STATUS, C
bcf      PORTB,6
btfsc   STATUS, C
bsf      PORTB,6
rlf      BYTE,1      ;Revisar tercer bit
btfss   STATUS, C
bcf      PORTB,5
btfsc   STATUS, C
bsf      PORTB,5
rlf      BYTE,1      ;Revisar cuarto bit
btfss   STATUS, C
bcf      PORTB,4
btfsc   STATUS, C
bsf      PORTB,4
return

```

5.2.5 Rutina delay.

Rutina que da un retardo de 5 milisegundos.

```

DELAY    movlw    .105
          movwf   COUNTA
PLoop1   movlw    .23
          movwf   COUNTB
PLoop2   nop
          nop
          Decfsz  COUNTB,1
          goto   PLoop2
          decfsz  COUNTA, 1
          goto   PLoop1
          return

```

5.2.6 Rutina delay2.

Rutina que da un retardo de 350 milisegundos.


```

DELAY2    movlw    D'70'
           movwf   COUNT1
BUCLE31   nop
           call    DELAY
           decfsz  COUNT1,1
           goto    BUCLE31
           return

```

5.2.7 Rutina enable.

Habilita el despliegue visual LCD por medio de PORTB3.

```

ENABLE    nop
           nop
           nop    ;Retardo de 1.6 micro segundos
           nop
           bsf    PORTB,3
           nop
           nop
           nop    ;Retardo de 1.6 micro segundos
           nop
           nop
           bcf    PORTB,3
           nop
           nop    ;Retardo de 1.6 micro segundos
           nop
           nop
           return

```

5.2.8 Rutina lcd_ini.

Rutina para inicializar la pantalla LCD.

```

LCD_INI
    call    DELAY
    call    DELAY    ;15 mili segundos (según
    call    DELAY    ;recomendaciones del fabricante)
    movlw   b'00110000' ;Comando de inicialización
    call    OUT      ;Enviar el comando anterior
    call    ENABLE   ;Activar el LCD
    call    DELAY   ;5 milisegundos
    movlw   b'00110000' ;Comando de inicialización
    call    OUT      ;Enviar el comando anterior
    call    ENABLE   ;Activar el LCD
    call    DELAY   ;5 milisegundos
    movlw   b'00110000' ;Comando de inicialización
    call    OUT      ;Enviar el comando anterior
    call    ENABLE   ;Activar el LCD
    call    DELAY   ;5 milisegundos
    movlw   b'00100000' ;Pantalla a manejarse a interfaz a cuatro bits
    call    OUT      ;Enviar el comando anterior call  ENABLE
    movlw   b'00101000' ;Caracteres a presentarse con dos líneas; 5x7
    call    SEND_CMD ; caracteres y enviar comando
    movlw   b'00000001' ;Limpiar LCD
    call    SEND_CMD ;Enviar comando
    movlw   b'00000110' ;Incrementar dirección cada vez que se escribe
    call    SEND_CMD
    movlw   b'00001100' ;Activar pantalla
    call    SEND_CMD
    movlw   b'10000011' ;Ubicar cursor en la posición 83 en la pantalla
    call    SEND_CMD
    return

```

5.2.9 Rutina send_char.

Rutina usada para enviar un carácter en ASCII a la pantalla LCD.

```

SEND_CHAR    movwf   VALOR
             call    DELAY
             movf   VALOR,0    ;Valor, contiene carácter en
             andlw  0x0F0      ;ASCII a mostrarse
             call   OUT        ;Enviar primer nibble
             bcf   PORTB,2

```

```

bsf          PORTB,1    ;escritura de carácter
call        ENABLE     ;Activar pantalla LCD
swapf       VALOR,0    ;Enviar nibble restante
andlw      0x0F0
call        OUT
call        ENABLE     ;Activar pantalla LCD
return

```

5.2.10 Rutina send_cmd.

Rutina usada para enviar un comando a la pantalla LCD.

```

SEND_CMD    movwf      VALOR
            call       DELAY
            movf       VALOR,0
            andlw     0X0F0    ;Enviar primer nibble
            call      OUT
            bcf       PORTB,1  ;escritura de comando
            bcf       PORTB,2  ;Activar pantalla LCD
            call      ENABLE   ;Enviar nibble restante
            swapf     VALOR,0
            andlw     0x0F0
            call      OUT
            call      ENABLE   ;Activar pantalla LCD
            return

```

5.2.11 Rutina inter.

Servicio de interrupción por detección de cruce por cero (B0) y desborde de TMR0.

```

INTER      movwf      W_TEMP
            swapf     STATUS,W
            clrf      STATUS

```

```

movwf STATUS_TEMP
movf PCLATH,W
movwf PCLATH_TEMP
clrf PCLATH
btfss INTCON,1 ;Interrupciones
goto INT_TMR0
goto INT_ZERO

INT_ZERO bcf INTCON,1 ;Interrupcion cruce por cero
bsf INTCON,5
bcf INTCON,2
movf VAR,0 ;Activa el TMR0 con valor
Movwf TMR0 ;(nombre de variable)
incf SEGUNDO,1
movlw d'120'
xorwf SEGUNDO,0
btfss STATUS,Z
goto BUCLE74
call ADQUIRIR
btfss STOP,0
goto BUCLE74
call DEC_SEG
clrf SEGUNDO
goto BUCLE74

INT_TMR0 clrf TMR0 ;Interrupcion por TMR0
bcf INTCON,2
bsf TRIAC
call RETARDO ;Activa la salida RA1 con 250
bcf TRIAC ; useg para disparar triac

BUCLE74 movf PCLATH_TEMP,W
movwf PCLATH
swapf STATUS_TEMP,W
movwf STATUS
swapf W_TEMP,F
swapf W_TEMP,W
retfie

```

5.2.12 Rutina decre_seg.

Decrementa cada segundo.

```

DEC_SEG      decf      CLK_5,1
             movlw    0xFF
             xorwf    CLK_5,0
             btfsc   STATUS,2
             goto     DDEC_SEG3
             return

DDEC_SEG3    movlw    0x09
             movwf   CLK_5
             decf    CLK_4,1
             movlw   0xFF
             xorwf   CLK_4,0
             btfsc   STATUS,2
             goto    DMIN3
             return

DMIN3        movlw    0x05
             movwf   CLK_4
             decf    CLK_2,1
             movlw   0xFF
             xorwf   CLK_2,0
             btfsc   STATUS,2
             goto    DDEC_MIN3
             return

DDEC_MIN3    movlw    0x09
             movwf   CLK_2
             decf    CLK_1,1
             movlw   0xFF
             xorwf   CLK_1,0
             btfsc   STATUS,2
             goto    SET_ALLE
             return

SET_ALLE     movlw    0x05
             movwf   CLK_1
             return

```

5.2.13 Rutina retardo.

Realiza un retardo de 250 micro segundos.

```

RETARDO    movlw    D'250'
           movwf    COUNTH
BUCLE78    nop
           nop
           decfsz   COUNTH,1
           goto     BUCLE78
           retlw

```

5.2.14 Rutina conversión de binario a BCD.

```

B2_BCD     bcf      STATUS,0           ;Limpiar el bit de acarreo
           movlw   .16
           movwf   count
           clrf    R0
           clrf    R1
           clrf    R2

LOOP16     rlf     L_BIN, F
           rlf     H_BIN, F
           rlf     R2, F
           rlf     R1, F
           rlf     R0, F
           decfsz  count, F
           goto    adjDEC
           retlw   0

adjDEC     movlw   R2
           movwf   FSR
           call    adjBCD
           movlw   R1
           movwf   FSR
           call    adjBCD

```

```

        movlw    R0
        movwf   FSR
        call    adjBCD
        goto    LOOP16

adjBCD  movlw    3
        addwf   INDF,W
        movwf   temp
        btfsc  temp,3
        movwf   0
        movlw   30
        addwf   INDF,W
        movwf   temp
        btfsc  temp,7
        movwf   0
        retlw  0

```

5.2.15 Rutina view_bank.

Permite visualizar en la pantalla el BANCO apuntado por FSR.

```

VIEW_BANK  nop

BUCLE44    movf   INDF,0
           call  SEND_CHAR
           decfsz COUNTD,1
           goto  BUCLE43
           goto  BUCLE45

BUCLE43    incf   FSR,1
           goto  BUCLE44

BUCLE45    movlw  d'5'
           movwf  COUNTD
           return

```

5.2.16 Rutina ver_set.

Permite visualizar en la pantalla el valor de temperatura prefijada por el usuario contenido en el banco de variables SET_X.

```

VER_SET    movlw      b'00001111'
           andwf      R2,W
           movwf      SET_4
           swapf      R2,F
           movlw      b'00001111'
           andwf      R2,W
           movwf      SET_2
           movlw      b'00001111'
           andwf      R1,W
           movwf      SET_1
           movlw      b'00110000' ;Convertir en ASCII los valores
           iorwf      SET_1,1    ; contenidos en el banco de variabLES
           iorwf      SET_2,1    ; de temperatura
           iorwf      SET_4,1
           movlw      b'11000000' ;Ubicar cursor en la posición C5 en la
           call       SEND_CMD ; pantalla
           movlw      SET_1
           movwf      FSR
           call       VIEW_BANK
           return

```

5.2.17 Rutina ver_temp.

Permite visualizar en la pantalla el valor de temperatura contenido en el banco de variables TEMP_X.

```

VER_TEMP  movlw      b'00001111'
           andwf      R2,W
           movwf      TEMP_4
           swapf      R2,F

```



```

movlw      b'00001111'
andwf     R2,W
movwf     TEMP_2
movlw     b'00001111'
andwf     R1,W
movwf     TEMP_1
movlw     b'00110000' ;Convertir en ASCII los valores
iorwf    TEMP_1,1 ;contenidos en el banco de variables
iorwf    TEMP_2,1 ; de temperatura
iorwf    TEMP_4,1
movlw     TEMP_1
movwf     FSR
movlw     b'11000110' ;Ubicar cursor en la posición C0 en la
call     SEND_CMD ;pantalla
call     VIEW_BANK
return

```

5.2.18 Rutina decrementar e incrementar.

Permite decrementar o incrementar temperatura de control, TSET.

```

DECREMENTAR  decf      SETL,1
              Movlw    LIMITE_I-1
              Xorwf    SETL,0
              btfsc    STATUS,Z
              goto     BUCLE51
              movf     SETH,0
              movwf    H_BIN
              movf     SETL,0
              movwf    L_BIN
              call     B2_BCD
              call     VER_SET
              return

```

```
BUCLE51      movlw      b'00000001'  
             movwf      SETH  
             movwf      H_BIN  
             movlw      LIMITE_S  
             movwf      SETL  
             movwf      L_BIN  
             call       B2_BCD  
             call       VER_SET  
             return  
  
INCREMENTAR  incf        SETL,1  
             movlw      LIMITE_S  
             xorwf      SETL,0  
             btfsc     STATUS,Z  
             goto      BUCLE27  
             movf       SETH,0  
             movwf      H_BIN  
             movf       SETL,0  
             movwf      L_BIN  
             call       B2_BCD  
             call       VER_SET  
             return  
  
BUCLE27      movlw      b'00000001'  
             movwf      SETH  
             movwf      H_BIN  
             movlw      b'00110110'  
             movwf      SETL  
             movwf      L_BIN  
             call       B2_BCD  
             call       VER_SET  
             return
```

5.2.19 Rutina pro_dec.

Procesa la tecla DECREMENTAR.

PRO_DEC	call	DELAY
	call	DELAY
	call	DECREMENTAR
BUCLE52	call	DELAY
	incf	COUNTC,1
	movlw	d'250'
	xorwf	COUNTC,0
	btfs	STATUS,Z
	goto	BUCLE53
	btfs	DEC_SET
	goto	BUCLE52
	return	
BUCLE53	btfs	DEC_SET
	goto	BUCLE54
	call	DECREMENTAR
	call	DELAY2
	goto	BUCLE53
BUCLE54	clrf	COUNTC
	return	

5.2.20 Rutina pro_inc.

Procesa la tecla incrementar SET.

PRO_INC	call	DELAY
	call	DELAY
	call	INCREMENTAR
BUCLE28	call	DELAY
	incf	COUNTC,1
	movlw	d'250'
	xorwf	COUNTC,0
	btfs	STATUS,Z
	goto	BUCLE29

```

        btfss    INC_SET
        goto     BUCLE28
        return

BUCLE29  btfsc    INC_SET
        goto     BUCLE37
        call    INCREMENTAR
        call    DELAY2
        goto     BUCLE29

BUCLE37  clrf    COUNTC
        return

```

5.2.21 Rutina incre_min y decre_min.

Permite incrementar o decrementar minutos de temporizador.

```

INCRE_MIN  incf    CLK_2,1
           movlw  0x0A
           xorwf  CLK_2,0
           btfsc  STATUS,2
           goto  AUDEC
           goto  BUCLE64
AUDEC      clrf    CLK_2
           incf   CLK_1,1
           movlw  0x06
           xorwf  CLK_1,0
           btfsc  STATUS,2
           goto  CLEAR_ALL
           goto  BUCLE64

CLEAR_ALL  clrf    CLK_1
           goto   BUCLE64

DECRE_MIN  decf    CLK_2,1
           movlw  0xFF
           xorwf  CLK_2,0
           btfsc  STATUS,2

```

```

                                goto    DDEC
                                goto    BUCLE64

DDEC                            movlw   0x09
                                movwf   CLK_2
                                decf    CLK_1,1
                                movlw   0xFF
                                xorwf   CLK_1,0
                                btfsc   STATUS,2
                                goto    SET_ALL
                                goto    BUCLE64

SET_ALL                          movlw   0x05
                                movwf   CLK_1

BUCLE64                          clrf    CLK_4
                                Clrf    CLK_5
                                call    VER_CLK
                                return

```

5.2.22 Pro_dmin y pro_imin.

Procesa las teclas de decrementar minutos e incrementar minutos.

```

PRO_DMIN  call    DELAY
           call    DELAY
           call    DECRE_MIN

BUCLE58   call    DELAY
           incf   COUNTC,1
           movlw  d'250'

```

	xorwf	COUNTC,0
	btfsc	STATUS,Z
	goto	BUCLE59
	btfss	DEC_MIN
	goto	BUCLE58
	return	
BUCLE59	btfsc	DEC_MIN
	goto	BUCLE60
	call	DECRE_MIN
	call	DELAY2
	goto	BUCLE59
BUCLE60	clrf	COUNTC
	return	
PRO_IMIN	call	DELAY
	call	DELAY
	call	INCRE_MIN
BUCLE55	call	DELAY
	incf	COUNTC,1
	movlw	d'250'
	xorwf	COUNTC,0
	btfsc	STATUS,Z
	goto	BUCLE56
	btfss	INC_MIN
	goto	BUCLE55
	return	
BUCLE56	btfsc	INC_MIN
	goto	BUCLE57
	call	INCRE_MIN
	call	DELAY2
	goto	BUCLE56
BUCLE57	clrf	COUNTC
	return	

5.2.23 Pro_stop.

Procesa la tecla Inicio/Parada.

```

PRO_STOP  call    DELAY
          call    DELAY
          incf    STOP,1

BUCLE155  call    DELAY
          incf    COUNTC,1
          movlw   d'150'
          xorwf   COUNTC,0
          btfsc   STATUS,Z
          goto    BUCLE156
          btfss   T_STOP
          goto    BUCLE155
          return

BUCLE156  clrf    COUNTC
          Return

```

5.2.24 Ver_clk.

Permite visualizar en la pantalla LCD el valor del temporizador.

```

VER_CLK   movf    CLK_1,0
          movwf   CLKT_1
          movf    CLK_2,0
          movwf   CLKT_2
          movf    CLK_4,0
          movwf   CLKT_4
          movf    CLK_5,0
          movwf   CLKT_5
          movlw   b'00110000' ; Convertir en ASCII los valores
          iorwf   CLKT_1,1 ; contenidos en el banco de variables
          iorwf   CLKT_2,1 ; de temperatura

```

```

iorwf    CLKT_4,1
iorwf    CLKT_5,1
movlw    CLKT_1
movwf    FSR
movlw    b'11001011'      ; Ubicar cursor en la posición
call     SEND_CMD ;C0 en la pantalla
call     VIEW_BANK
return

```

5.2.25 D_sub (ACCb - ACCa -> ACCb).

Retorna el valor de la diferencia entre la temperatura del paciente y la temperatura de control.

```

D_SUB    call     NEG_R
          movf    ACCaLO,W
          addwf   ACCbLO, F      ;añadir lsb
          btfsc  STATUS,C      ;añadir en carry
          incf   ACCbHI, F
          movf   ACCaHI,W
          addwf  ACCbHI, F      ;añadir msb
          retlw  0

NEG_R    comf    ACCaLO, F      ;negar ACCa ( -ACCa -> ACCa )
          incf   ACCaLO, F
          btfsc  STATUS,Z
          decf   ACCaHI, F
          comf   ACCaHI, F
          retlw  0

```


5.2.26 Load_AB.

Carga los valores a ser restados.

```

LOAD_AB  movf      ADRESH,0
         movwf    ACCaHI

         BANCO_1
         movf      ADRESL,0

         BANCO_0
         movwf    ACCaLO
         movf      SETH,0
         movwf    ACCbHI
         movf      SETL,0
         movwf    ACCbLO
         retlw    0

```

5.2.27 Verificar.

Revisa el valor de temperatura con respecto al valor de control.

Temperatura de control – temperatura de paciente (TC-TP).

```

VERIFICAR call      LOAD_AB ;result of subtracting ACCb - ACCa
         call      D_SUB   ;->ACCb, here Accb = resultado
         btfsc    STATUS,C
         goto     BUCLE98
         comf     ACCbLO, F
         incf     ACCbLO, F
         btfsc    STATUS,Z
         decf     ACCbHI, F
         comf     ACCbHI, F
         bsf      SIGNO,0
         retlw    0

```

```

BUCLE98   bcf      SIGNO,0
          Retlw   0

```

5.2.28 Adquirir.

Obtiene los resultados de la conversión.

```

ADQUIRIR  nop
          movlw   b'10000001' ;Configuración del CA/D:
          movwf   ADCON0     ;TAD=64Tosc(para 10MHz)
          nop      ;canal AN0, activación de CA/D
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          nop
          bcf     PIR1,ADIF   ;Restaurar la bandera del conversor
          bsf     ADCON0,GO   ;Iniciar conversión
          btfsc   ADCON0,GO
          goto    $ -1        ;Esperar a terminar conversión
          return             ;según flag ADIF

```

5.2.29 Tabla.

Dependiendo del valor de la diferencia entre la temperatura de control y la temperatura del paciente retorna en la variable VALOR el porcentaje de potencia entregado al elemento calefactor.

TABLA	btfsc	SIGNO,1
	goto	BUCLE100
	movlw	d'1'
	xorwf	ACCbLO,0
	btfss	STATUS,Z
	goto	BUCLE101
	movlw	d'175'
	movwf	VAR
	return	
BUCLE101	movlw	d'2'
	xorwf	ACCbLO,0
	btfss	STATUS,Z
	goto	BUCLE102
	movlw	d'180'
	movwf	VAR
	return	
BUCLE102	movlw	d'3'
	xorwf	ACCbLO,0
	btfss	STATUS,Z
	goto	BUCLE103
	movlw	d'185'
	movwf	VAR
	return	

BUCLE103	movlw xorwf btfss goto movlw movwf return	d'4' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE104 d'195' VAR
BUCLE104	movlw xorwf btfss goto movlw movwf return	d'5' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE105 d'198' VAR
BUCLE105	movlw xorwf btfss goto movlw movwf return	d'6' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE106 d'205' VAR
BUCLE106	movlw xorwf btfss goto movlw movwf return	d'7' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE107 d'209' VAR
BUCLE107	movlw xorwf btfss goto movlw movwf return	d'8' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE108 d'216' VAR

BUCLE108	movlw xorwf btfss goto movlw movwf return	d'9' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE109 d'220' VAR
BUCLE109	movlw xorwf btfss return movlw movwf return	d'10' ACCbLO,0 STATUS,Z d'235' VAR
BUCLE100	movlw xorwf btfss goto movlw movwf return	d'1' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE112 d'172' VAR
BUCLE112	movlw xorwf btfss GOTO movlw movwf return	d'2' ACCbLO,0 STATUS,Z BUCLE113 d'165' VAR
BUCLE113	movlw movwf return	d'105' VAR

5.2.30 Menu.

Tablas que contienen los mensajes textuales a ser presentados en la pantalla LCD.

```
MEN1 addwf PCL,1
      retlw "F"
      retlw "A"
      retlw "L"
      retlw "L"
      retlw " "
      retlw "D"
      retlw "E"
      retlw " "
      retlw "S"
      retlw "O"
      retlw "N"
      retlw "D"
      retlw "A"
      retlw 0X00
```

```
MEN2 addwf PCL,1
      retlw "T"
      retlw "."
      retlw " "
      retlw "S"
      retlw "T"
      retlw " "
      retlw "T"
      retlw "."
      retlw " "
      retlw "P"
      retlw "T"
      retlw " "
      retlw "T"
      retlw "I"
      retlw "M"
      retlw "E"
      retlw 0X00
```

MEN4 addwf PCL,1

```
retlw "F"  
retlw "A"  
retlw "V"  
retlw "O"  
retlw "R"  
retlw " "  
retlw "R"  
retlw "E"  
retlw "V"  
retlw "I"  
retlw "S"  
retlw "A"  
retlw "R"  
retlw 0X00
```

MEN5 addwf PCL,1

```
retlw "A"  
retlw " "  
retlw "P"  
retlw "A"  
retlw "C"  
retlw "I"  
retlw "E"  
retlw "N"  
retlw "T"  
retlw "E"  
retlw 0X00
```

CAPÍTULO 6

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS

La **Figura 6.1**, muestra el diseño de la estructura física de la cuna y la ubicación del sistema electrónico y de la unidad de calor radiante.

La estructura de soporte de la cuna térmica es hecha a base de tubos cuadrados de aluminio de 2.5cm de grosor y con cuatro ruedas con giro de 360° que permiten total movilidad. El panel de control es hecho de aluminio de 3mm de grosor.

La resistencia calentadora esta sujeta por zócalos o terminales de cerámica para evitar el calentamiento de borde. Para conectar la resistencia al circuito de control se utiliza un cable No.6.

El panel deflector esta hecho de acero inoxidable y es doblado en forma de curva con el fin de proporcionar un calor uniforme al paciente.

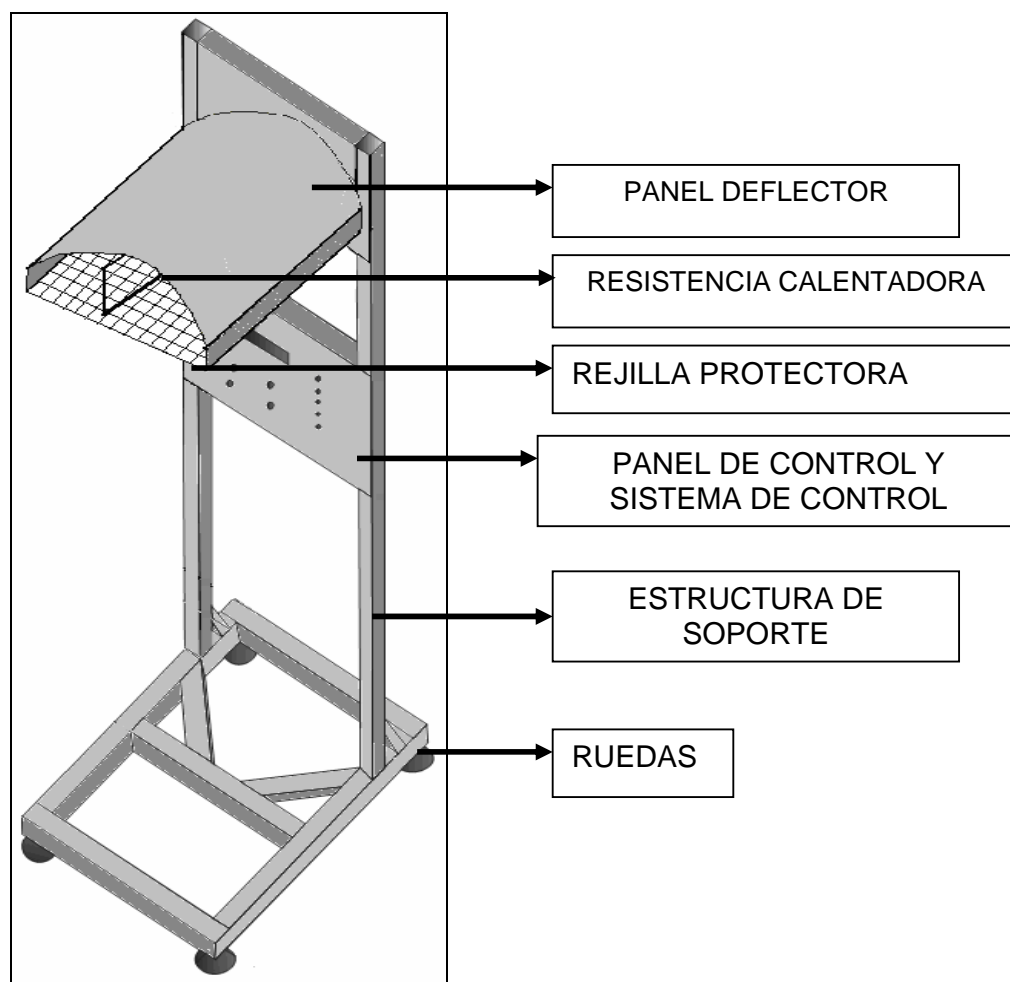


Figura 6.1.- Estructura física.

La **Figura 6.2** muestra las dimensiones físicas de la estructura.

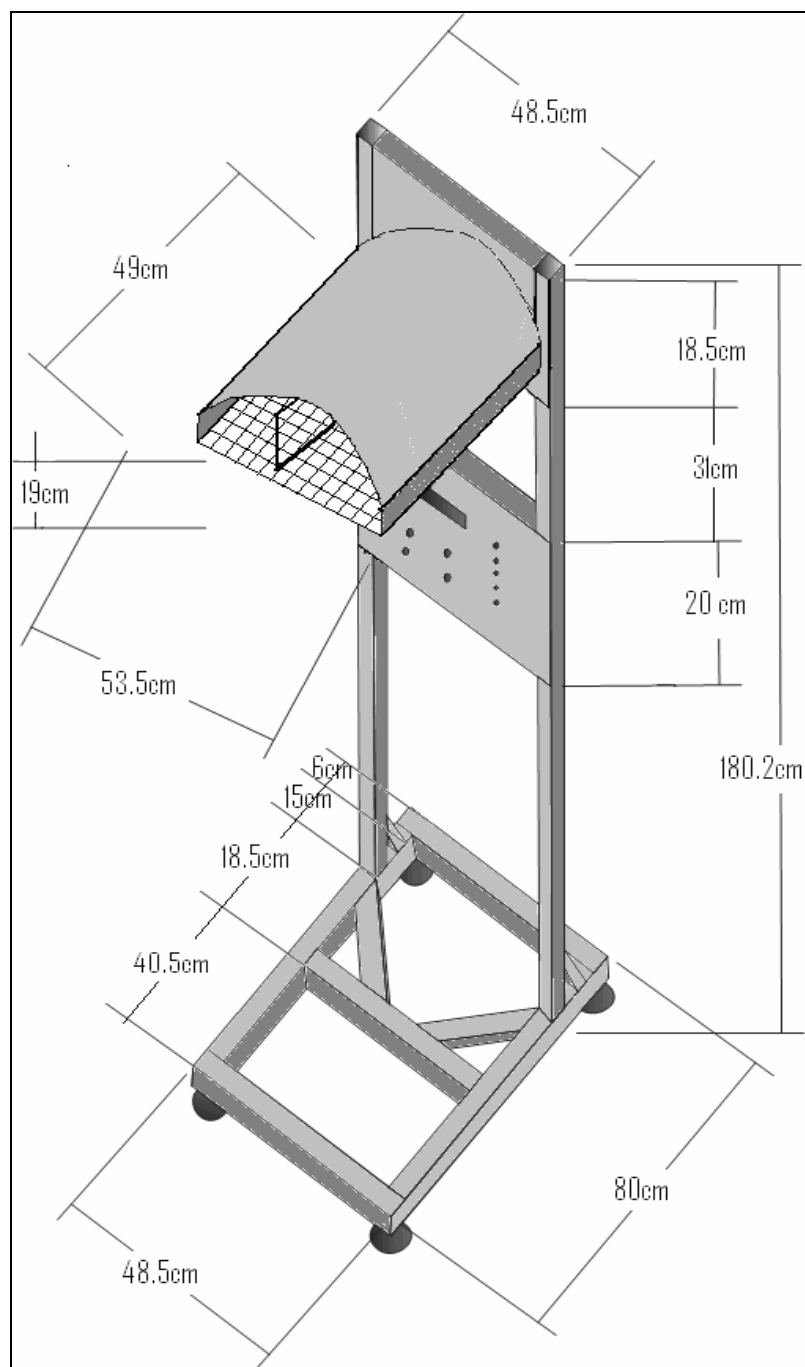


Figura 6.2.- Dimensiones físicas.

CAPÍTULO 7

MANUAL DE USUARIO

7.1 Panel de control.

El panel de control es la interfaz de comunicación del sistema con el usuario, por esta razón, es importante definir cada uno de sus componentes. El gráfico a continuación muestra en detalle el panel de control del sistema.

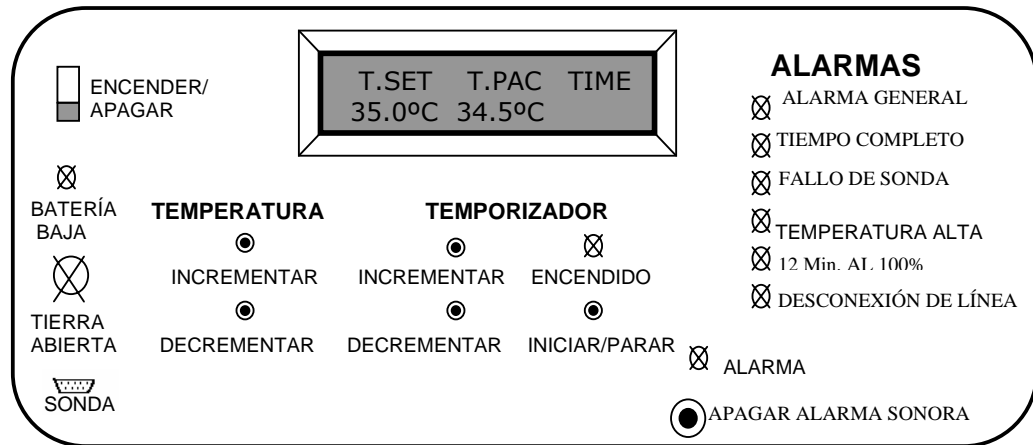


Figura 7.1.- Vista del panel de control.

7.1.1 Pantalla LCD.

Despliegue visual de la siguiente información:

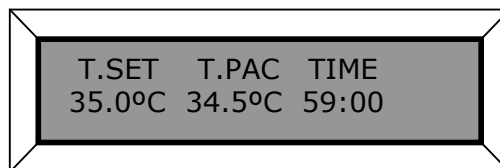


Figura 7.2.- Despliegue visual de la pantalla LCD.

- T.SET (*Temperatura seleccionada*): Temperatura de control seleccionada por el operador. Es la temperatura que se desea que el paciente adquiera y se mantenga constante. Su rango de operación es entre 35 °C y 37.5 °C. Se la controla con las teclas incrementar y decrementar temperatura.

- T.PAC (*Temperatura del paciente*): Es la temperatura instantánea del paciente.
- TIME (*Tiempo*): Es un temporizador, cuyo tiempo de duración puede ser establecido por el operador mediante las teclas incrementar y decrementar temporizador, desde 1 a 60 minutos.
- MENSAJE: "*Fallo de Sonda Por Favor Revisar*", este mensaje es mostrado cuando el sistema detecta fallo de sonda por desconexión o por daño.

7.1.2 Alarmas.

Se tienen las siguientes alarmas:

- Alarma general.
- Fallo de sonda.
- Temperatura alta.
- Desconexión de línea.
- Tiempo temporizador.
- Alarma 12 minutos al 100% de potencia.



Figura 7.3.- Panel de control – Alarmas.

7.1.3 Temporizador.

Existen teclas para controlar el temporizador. Su formato es mm:ss (minutos:segundos). Puede fijarse hasta en 59:00 (cincuenta y nueve minutos: cero segundos).

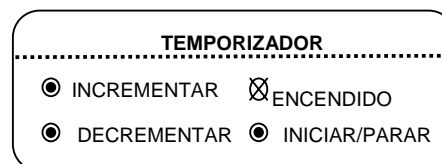


Figura 7.4.- Panel de control - Tiempo.

- INICIAR/APAGAR: Activa /desactiva temporizador.
- INCREMENTAR: Incrementa minutos.
- DECREMENTAR: Decrementa minutos.
- ENCENDIDO: Led que se enciende cuando está el temporizador activado.

7.1.4 Temperatura.

Teclado para seleccionar la temperatura de control.

- INCREMENTAR: Aumenta el valor de la temperatura. Máximo valor: 37.5°C.
- DECREMENTAR: Disminuye el valor de la temperatura. Mínimo valor: 35°C.

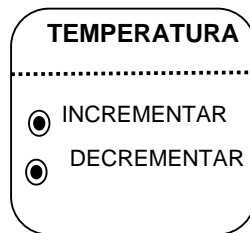


Figura 7.5.- Panel de control – Temperatura.

7.1.5 Encender/apagar.

Interruptor para encender o apagar el sistema.



Figura 7.6.- Panel de control – Encender/apagar.

7.2 Procedimiento de instalación y utilización.

Antes de instalar la cuna de calor radiante es recomendable realizar los siguientes pasos de comprobación a fin de verificar la condición de la misma y así evitar riesgos innecesarios.

7.2.1 Verificación mecánica.

1. Desconecte el cable de alimentación.
2. Inspeccione el cable de alimentación. Si muestra signos de deterioro contacte al personal técnico para el procedimiento de reemplazo o reparación.
3. Compruebe la apariencia general del sistema calentador. No debe haber ningún daño evidente.
4. Compruebe que las ruedas estén completas y se asientan fijamente en el suelo; se debe también verificar que las cuatro ruedas puedan girar y desplazarse con facilidad.

5. No coloque ningún accesorio sobre la superficie de la cama ya que podría obstruir el calor radiante y permitir el enfriamiento del recién nacido.
6. No coloque objetos sobre el conjunto calefactor porque podrían evitar la ventilación, caerse y lesionar al paciente o incluso producir incendios.
7. Verifique que la resistencia calentadora no presenta deterioro y que esté firme en su puesto.

7.2.2 Verificación del controlador.

1. Cerciórese que el cable de alimentación esté conectado a una fuente de alimentación adecuada (tomacorriente aterrizado y que constantemente sea revisado por el personal de mantenimiento eléctrico). Ver Apéndice G las especificaciones técnicas de la cuna de calor radiante.
2. Encienda el sistema y verifique el funcionamiento de la pantalla LCD y de las teclas del panel de control.

3. Compruebe la sonda del paciente, caliéntela colocándola entre sus dedos y verifique que la temperatura aumenta.
4. Desconecte la sonda y verifique el funcionamiento de las alarmas visuales y audibles.

7.2.3 Instrucciones de uso.

- a) Conecte la unidad.
- b) Encienda el sistema.
- c) Precaliente la cuna antes de colocar al bebé.
- d) Seleccione la temperatura de control mediante los botones de temperatura del panel de control.
- e) Coloque al bebé en la cuna.
- f) Coloque la sonda sobre la piel del bebé, en una región que se encuentre directamente en el trayecto del calor radiante. Puede ser en la espalda, pero verifique que la piel esté limpia y seca antes de aplicarla. Si la sonda no está en contacto con la piel del bebé se obtendrán medidas inexactas, que pueden ocasionar que el paciente se caliente más o menos de lo debido. Nunca

debe usar mediciones rectales del paciente en control térmico en modo servo.

7.2.4 Consideraciones importantes.

- Vigilancia permanente del bebé; compruebe periódicamente su temperatura.
- Mantenga alejada la sonda del bebé de cables y equipos que generen campos eléctricos (equipo de microcirugía); se puede inducir ruido en los cables que interconectan la sonda con el controlador o calentamiento indirecto, produciendo de esta manera mediciones incorrectas.
- Las cunas radiantes aumentan las pérdidas de agua del bebé. Se deben tomar las medidas necesarias para mantener al neonato adecuadamente hidratado.
- La energía radiante puede afectar adversamente a los componentes de la sangre. Cuando se utilicen vías intravenosas para administrar componentes sanguíneos a

pacientes instalados en la cuna térmica, cubra los tubos con papel de aluminio.

- Cambie frecuentemente el pañal del bebé porque la energía radiante produce una evaporación más rápida de la orina.
- Es responsabilidad del operador detectar cambios de las condiciones ambientales (corrientes de aire, luz solar directa, etc.) o del paciente, que exijan ajustar el calentador. Aunque el calentador automáticamente regula el calor generado por la resistencia calentadora en función de mantener la temperatura deseada, esto reduce la necesidad de vigilancia y de realizar ajustes.
- La exposición prolongada a la radiación emitida por el calefactor puede lesionar los ojos del recién nacido. Como medida de seguridad se debe cubrir los ojos del recién nacido.

- No use calor radiante cerca de anestésicos inflamables porque puede existir peligro de explosión.

7.3 Descripción de las alarmas e indicadores del sistema.

Existen alarmas luminosas y audibles; ambas se encienden al mismo tiempo. Las luminosas están situadas en el panel de control. El tono de las alarmas acústicas consiste en un solo tono intermitente. Todas las alarmas acústicas pueden silenciarse pulsando el botón correspondiente situado en el panel de control en el bloque de alarmas.

Una vez que se ha solucionado el problema y la condición anormal que generó la alarma ya no exista, entonces el sistema calentador se enciende y vuelve a operar. El sistema calentador no se enciende bajo condición anormal alguna.

7.3.1 Alarma general.

Causa: Estará prendida siempre que se prenda cualquier otra alarma.

Consecuencia: Depende de la alarma que la activó.

Procedimiento a seguir: Verifique cuál es la alarma que la generó y reparar condición anormal.

7.3.2 Fallo de sonda.

Causa: Cuando la sonda se desconecta del sensor o ésta tiene algún desperfecto.

Consecuencia: Se apaga el calefactor y se muestra el mensaje en la pantalla LCD: “Fallo de Sonda Favor revisar”.

Procedimiento a seguir: Apagar la bocina de alarma presionando el botón silenciador de alarma ubicado en el panel de control. Revisar que la sonda esté bien colocada y funcionando correctamente. Cambiar de sonda en caso de ser necesario. Se debe vigilar atentamente al paciente para evitar posibles problemas de hipertermia o quemaduras.

7.3.3 Temperatura alta.

Causa: Esta alarma se activa cuando la temperatura del paciente es 1.0 °C superior a la temperatura de control seleccionada por el operador.

Consecuencia: El calentador se apaga al activarse esta alarma. Se enciende el Led de la alarma correspondiente y la bocina.

Procedimiento a seguir: Apagar la bocina de alarma presionando el botón silenciador de alarma ubicado en el panel de control. Revisar que la sonda esté bien colocada y funcionando correctamente. Se debe vigilar atentamente al paciente para evitar posibles problemas de hipertermia o quemaduras.

7.3.4 Desconexión de línea.

Causa: Detecta desconexión de línea.

Consecuencia: El calentador se apaga automáticamente y se activa una alarma acústica.

Procedimiento a seguir: Revisar las conexiones eléctricas, si no se detecta el problema, desconectarlo completamente y consultar al personal técnico calificado sobre su situación.

7.3.5 Tiempo completo.

Causa: Se activa cuando el valor del temporizador llega a cero.

Consecuencia: Se enciende la bocina y el Led de la alarma correspondiente.

Procedimiento a seguir: Apagar la bocina de alarma presionando el botón silenciador de alarma ubicado en el panel de control. Se debe vigilar atentamente al paciente para evitar posibles problemas de hipotermia. Presionar el botón iniciar/parar del tiempo ubicado en el panel de control para desactivar la opción de temporizador.

7.3.6 Alarma de verificación de condición del paciente.

Causa: La alarma se activa cuando el calentador trabaja al 100% de su potencia por más de 12 minutos seguidos.

Consecuencia: Se enciende el Led de la alarma correspondiente y la bocina. Se apaga el calentador.

Procedimiento a seguir: Apagar temporalmente la bocina de alarma presionando el botón silenciador de alarma ubicado en el panel de control. Revisar que la sonda esté bien colocada y funcionando correctamente.

7.3.7 Indicador de batería baja.

Causa: La batería interna del circuito, encargada de proporcionar energía a la alarma de desconexión de línea, necesita ser reemplazada. Las **Figuras E.3** y **E.4** muestran información del rendimiento y de la duración aproximada de la batería. Ambas figuras se encuentran en el Apéndice E.

Consecuencia: En caso de desconexión de accidental tanto la alarma luminosa como la audible pueden no funcionar correctamente.

Procedimiento a seguir: En el Apéndice E se describe el procedimiento a seguir para reemplazar la batería correctamente.

7.3.8 Indicador tierra abierta apagado.

Causa: Las condiciones eléctricas no son las adecuadas para el funcionamiento correcto del equipo.

Consecuencia: Riesgo de accidente eléctrico que ponga en peligro tanto al operador como al paciente.

Procedimiento a seguir: Desconectar la cuna y proceder a revisar las instalaciones eléctricas del edificio.

7.4 Limpieza y desinfección.

1. Desenchufe cable de alimentación eléctrica.
2. Limpie el calentador con una solución suave de detergente con un paño o esponja húmeda.
3. No permita que entre líquidos en la caja eléctrica.
4. Limpie la estructura metálica con desinfectantes que no dañe los materiales.

7.5 Mantenimiento.

En cuanto al mantenimiento de la cuna de calor radiante se recomienda:

- Limpieza general del equipo una vez terminada la estancia de cada bebé.
- Limpieza y revisión del elemento calentador cada tres meses.
- Cada seis meses se debe realizar una calibración al sistema de control. Este tipo de mantenimiento sólo lo puede hacer personal calificado; en caso contrario se puede ocasionar daños permanentes al sistema (como mediciones erróneas) e incluso dejarlo completamente inoperable. Ver procedimiento de calibración descrito en el Apéndice H.

CONCLUSIONES

1. El microcontrolador, PIC 16F877A, es el cerebro de todo el circuito, su función es procesar la temperatura del paciente en tiempo real y de acuerdo a la diferencia entre la temperatura del paciente y la de control se envía una señal al sistema calefactor. Es análogo a la función del Hipotálamo en el cuerpo humano.
2. La resistencia de 600W es el elemento calefactor por medio del cual el microcontrolador incrementa o disminuye el calor proporcionado al paciente. La señal aplicada por el microcontrolador es análoga a la respuesta termorreguladora del proceso de termorregulación del cuerpo humano.

3. El sensor de temperatura, LM35, envía una señal de voltaje proporcional a la temperatura del paciente, análogo al proceso de detección térmica en el hombre.

4. Este equipo pretende suplir eficazmente las deficiencias que presentan los neonatos prematuros manteniéndolos en la zona de equilibrio térmico, ayudando de esta forma a que el consumo de calorías del neonato se concentre exclusivamente en su desarrollo.

5. Con la implementación de este proyecto, queda demostrado que es posible diseñar y construir equipos médicos a un costo inferior de los equipos que se encuentran actualmente en el mercado, sin desmerecer la calidad y fiabilidad, siendo de gran utilidad en hospitales y centros de salud de escasos recursos económicos. (Ver análisis de costos en el Apéndice D).

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda revisar cuidadosamente la precisión de los elementos electrónicos utilizados en este tipo de equipos sobretodo en la sección de adquisición de datos, en donde las resistencias deben tener una tolerancia del 1% y el sensor utilizado debe ser de $\pm 1^{\circ}\text{C}$.
2. Se debe planificar la respuesta del sistema ante cualquier circunstancia anormal por más improbable que parezca y asumiendo las peores condiciones que se puedan presentar, a fin de garantizar que el sistema no afecte el bienestar del paciente.

3. Se debe tomar en cuenta que el operador del equipo no posee conocimientos técnicos, por lo cual es requisito del sistema proporcionar una interfaz de fácil uso.

4. Se debe planificar el diseño de tal modo que periódicamente se pueda realizar una calibración (utilizar potenciómetros de precisión) o actualización del programa del microcontrolador.

APÉNDICES

Apéndice A

Temperatura recomendada para un ambiente termoneutral según la edad gestacional y el peso del recién nacido.

EDAD Y PESO	TEMPERATURA	
	INICIO (°C)	RANGO (°C)
0-6 horas		
<1200gr	35.0	34.0-35.4
1200-1500 gr.	34.1	33.9-34.4
1501-2500gr	33.4	32.8-33.8
>2500 y >36 semanas de gestación	32.9	32.0-33.8
6-12 horas		
<1200gr	35.0	34.0-35.4
1200-1500 gr.	34.0	33.5-34.4
1501-2500gr	33.1	32.2-33.8
>2500 y >36 semanas de gestación	32.8	31.4-33.8
12-24 horas		
<1200gr	34.0	34.0-35.4
1200-1500 gr.	33.8	33.3-34.3
1501-2500gr	32.8	31.8-33.8
>2500 y >36 semanas de gestación	32.4	31.0-33.7
24-36 horas		
<1200gr	34.0	34.0-35.0
1200-1500 gr.	33.6	33.1-34.2
1501-2500gr	32.6	31.6-33.6
>2500 y >36 semanas de gestación	32.1	30.7-33.5
36-48 horas		
<1200gr	34.0	34.0-35.0
1200-1500 gr.	33.5	33.0-34.1
1501-2500gr	32.5	31.4-33.5
>2500 y >36 semanas de gestación	31.9	30.5-33.3
48-72 horas		
<1200gr	34.0	34.0-35.0
1200-1500 gr.	33.5	33.0-34.0
1501-2500gr	32.3	31.2-33.4
>2500 y >36 semanas de gestación	31.7	30.1-33.2
72-96 horas		
<1200gr	34.0	34.0-35.0
1200-1500 gr.	33.5	33.0-34.0
1501-2500gr	32.2	31.1-33.2
>2500 y >36 semanas de gestación	31.3	29.8-32.8
4-12 días		
<1500 gr	33.5	33.0-34.0
1501-2500gr	32.1	31.0-33.2
>2500 y >36 semanas de gestación		
4-5 días	31.0	29.5-32.6
5-6 días	30.9	29.4-32.3
6-8 días	30.6	29.0-32.2
8-10 días	30.3	29.0-31.8
10-12 días	30.1	29.0-31.4
12-14 días		
<1500 gr.	33.5	32.6-34.0
1501-2500gr	32.1	31.0-32.2
>2500 y >36 semanas de gestación	29.8	29.0-30.8
2-3 semanas		
<1500 gr.	33.1	32.2-34.0
1501-2500gr	31.7	30.5-33.0
3-4 semanas		
<1500gr	32.6	31.6-33.6
1501-2500gr	31.4	30.0-32.7
4-5 semanas		
<1500 gr.	32.0	31.2-33.0
1501-2500gr	30.9	29.5-35.2

Tabla A.I Tabla de temperatura termoneutral (REF. 4).

Apéndice B

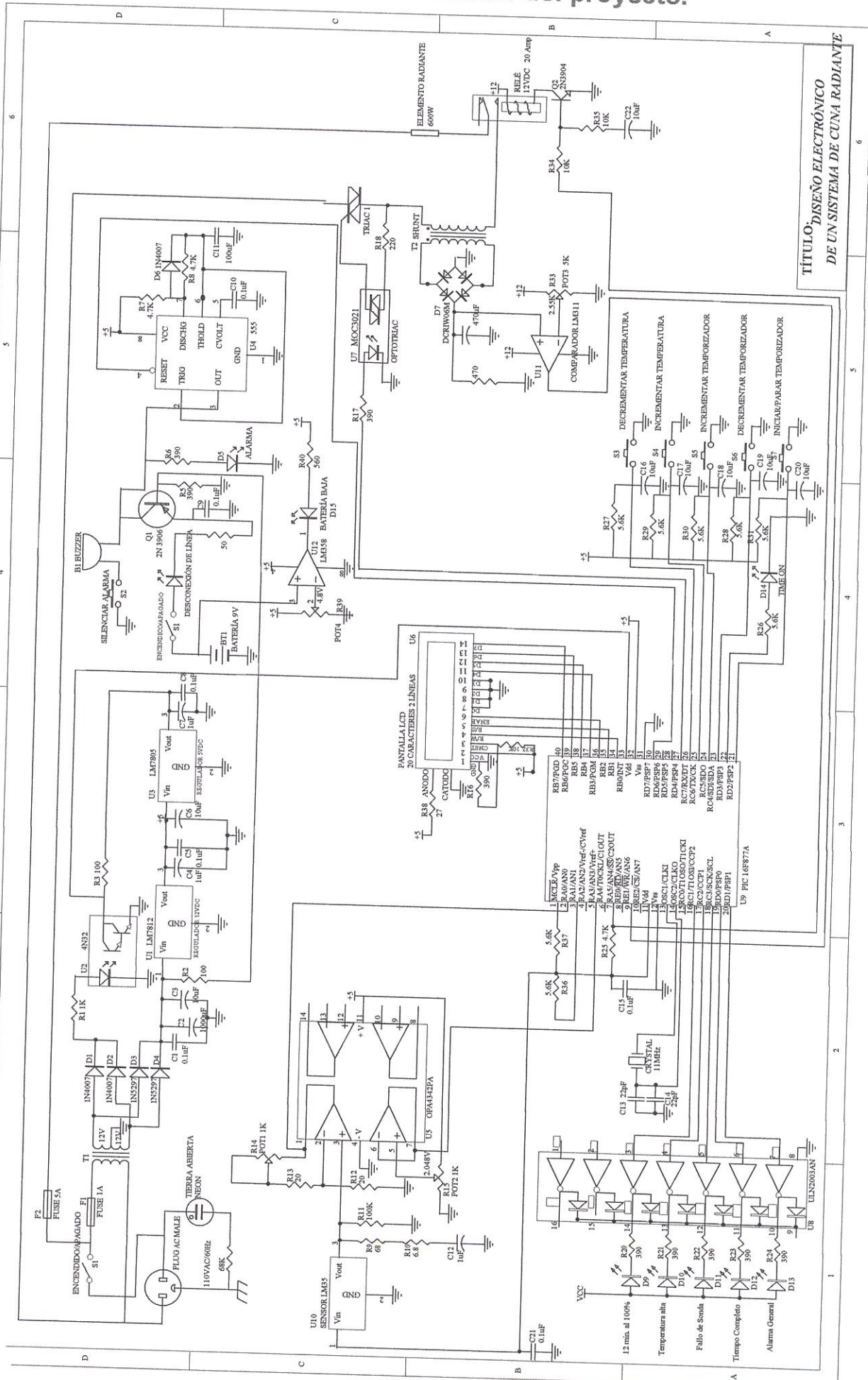
Circuito electrónico del proyecto.

Figura B.1.- Circuito electrónico del proyecto.

Circuito electrónico del proyecto.

Apéndice B

TÍTULO: DISEÑO ELECTRÓNICO DE UN SISTEMA DE CUNA RADIANTE



Apéndice C

PIC16F877A: Diagrama del PIN OUT y principales características.

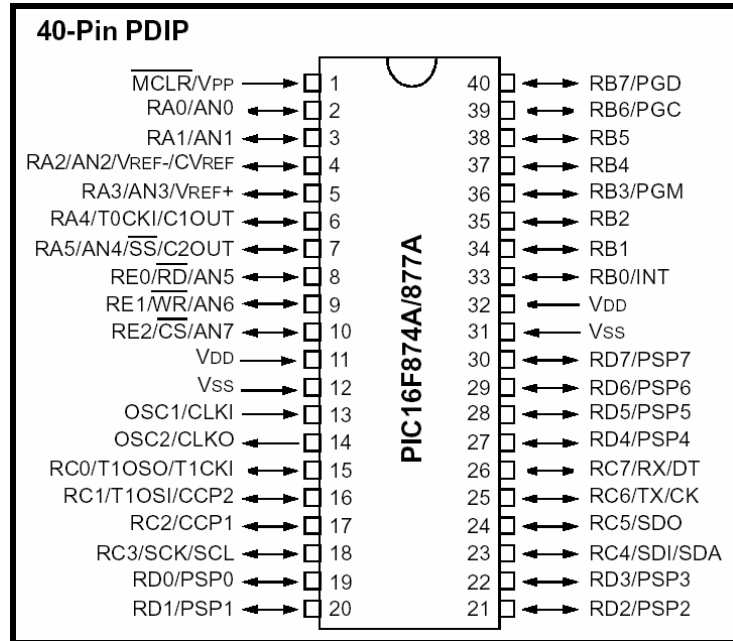


Figura C.1.- Diagrama del PIN OUT del PIC16F877A (REF.8).

Key Features	PIC16F877A
Operating Frequency	DC – 20 MHz
Resets (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)
Flash Program Memory (14-bit words)	8K
Data Memory (bytes)	368
EEPROM Data Memory (bytes)	256
Interrupts	15
I/O Ports	Ports A, B, C, D, E
Timers	3
Capture/Compare/PWM modules	2
Serial Communications	MSSP, USART
Parallel Communications	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	8 input channels
Analog Comparators	2
Instruction Set	35 Instructions
Packages	40-pin PDIP 44-pin PLCC 44-pin TQFP 44-pin QFN

Figura C.2.- Principales características del PIC16F877A (REF. 8).

Apéndice D-1

Costo del proyecto.

Costo de componentes electrónicos.

CANTIDAD	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO \$	PRECIO TOTAL \$
1	Resistencia de 600W	25,00	25,00
2	Resistencia de 10KΩ de +/-1% de tolerancia	0,10	0,20
34	Resistencia de 1/4W de +/-5% de tolerancia	0,25	8,50
2	Potenciómetro de precisión de 15 vueltas de 1KΩ	1,50	3,00
1	Potenciómetro de 10KΩ trimmer	0,12	0,12
9	Capacitor de 0,1μF/50V	0,08	0,72
10	Capacitor electrolítico de 10μF/50V	0,12	1,20
1	Capacitor electrolítico de 100μF/250V	0,16	0,16
1	Capacitor de 1000μF/25V	0,35	0,35
2	Capacitor de 0,1μF/50V	0,12	0,24
1	Capacitor de 470μF/50V	0,15	0,15
6	Diodo 1N4007	0,05	0,30
1	Transistor 2N3906	0,10	0,10
1	Transistor 2N3904	0,10	0,10
1	Sensor LM35	2,80	2,80
1	OPA4342	2,80	2,80
1	Triac de 40A	10,00	10,00
1	PIC 16F877A	9,00	9,00
1	NE555	0,25	0,25
1	4N32	0,80	0,80
1	MOC3020	0,65	0,65
1	LM7812	0,45	0,45
1	LM7805	0,45	0,45
1	Puente Rectificador de 1A	0,25	0,25
1	Pantalla LCD de 20 caracteresx2 líneas	20,00	20,00
1	Transformador Shunt	5,00	5,00
1	Relé de 20A/12VDC	8,00	8,00
1	Batería de 9V	2,50	2,50
1	Transformador 12-0-12VAC	2,80	2,80
1	Switch de120VAC/25A	4,00	4,00
1	Cristal de 11MHz	1,00	1,00
1	Disipador de 6cmx10cm	2,50	2,50
9	Leds de 5mm	0,10	0,90
1	Botonera	0,35	0,35
1	Buzzer	4,15	4,15
TOTAL \$			118,79

Tabla D.1 Costo de los componentes electrónicos.

Apéndice D-2

Costo de estructura física y conectores.

CANTIDAD	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO \$	PRECIO TOTAL \$
1	Lata de acero inoxidable de 50cmx49cm	5,00	5,00
1	Estructura de aluminio	35,00	35,00
1	Enchufe 110VAC polarizado	3,00	3,00
1	Juego de ruedas	1,50	1,50
2	Paneles de aluminio de 48cmx25cmx3mm	5,00	10,00
1	Caja de aluminio de 28cmx19cmx4,5cm	7,50	7,50
2	Borne de porcelana	1,50	3,00
7	Bornera pequeña	0,25	1,75
1	Barra de 40 pines	2,80	2,80
1	Zócalo de 14 pines	0,29	0,29
1	Zócalo de 40 pines	0,20	0,20
1	Zócalo de 8 pines	0,15	0,15
25	Tornillo con tuerca	0,05	1,25
1	Conector DB-9 macho	0,35	0,35
4	Conector de 14 pines hembra	1,50	6,00
2	Conector de 16 pines	1,50	3,00
1	Cable plano de 20 hilos de 1metro	2,50	2,50
2	Cable concéntrico 2 hilos de 1 metro	0,75	1,50
1	Placa de circuito impreso de 15cmx5cm	6,75	6,75
1	Placa de circuito impreso de 13cmx8,5cm	9,95	9,95
1	Placa de circuito impreso de 3cmx4cm	1,08	1,08
1	Placa de circuito impreso de 7cmx8cm	5,04	5,04
1	Placa de circuito impreso de 4cmx7,5cm	2,70	2,70
		TOTAL \$	110,31

Tabla D.II Costo de estructura física y conectores.

COSTO TOTAL DEL PROYECTO	\$ 229,10
---------------------------------	------------------

Apéndice E-1

Procedimiento de cambio de batería interna de 9V.

Si se detecta que el Led indicador de batería baja, ubicado en el panel de control, está encendido se debe realizar el cambio de batería.

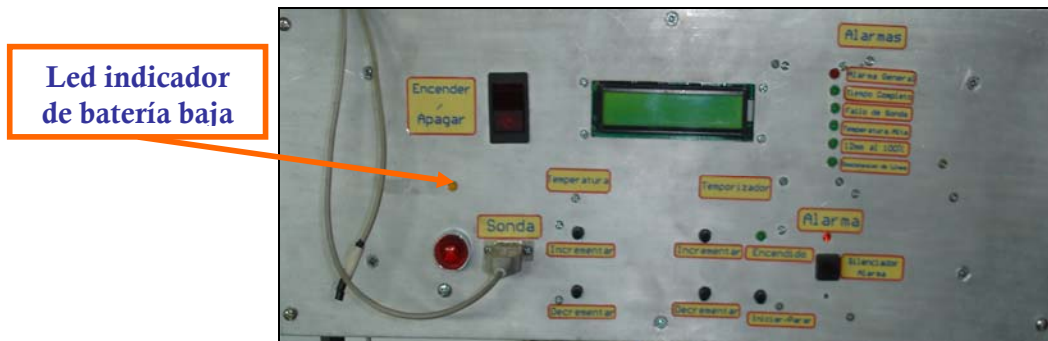


Figura E.1.- Led indicador de batería baja.

A continuación se describen los pasos a seguir:

1. Desconecte completamente el sistema.
2. Desmontar la tapa posterior del panel de control. (Ver figura E.2).
3. Una vez descubierto localizar la batería. La Figura E.2 muestra el esquema de ubicación de la batería.
4. Desconecte la batería.

Apéndice E-2

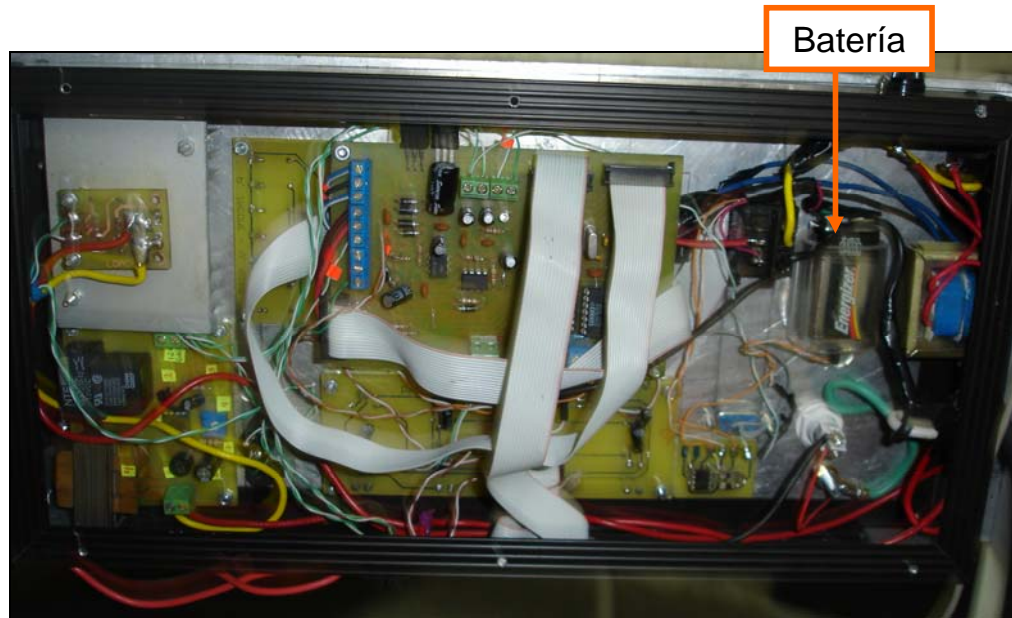


Figura E.2.- Batería interna.

5. Presione la batería levemente hacia arriba hasta retirarla del receptáculo en el que está sujeta.
6. Coloque la nueva batería y coléctela.
7. Cubra nuevamente la parte posterior del panel de control con la correspondiente tapa.
8. Conecte el sistema y verifique si el indicador luminoso correspondiente a batería baja sigue encendido.
9. En caso de que el indicador siga encendido, vuelva a revisar las conexiones y si el problema persiste consulte con el personal técnico especializado.

Apéndice E-3

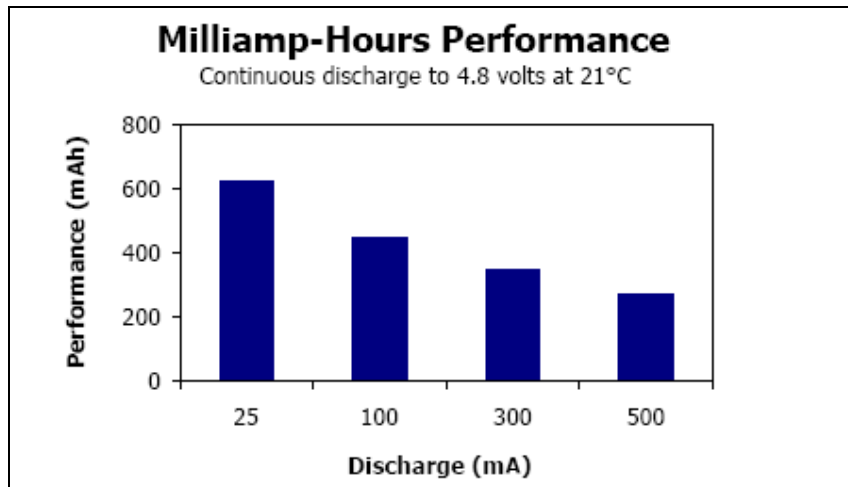


Figura E.3.- Rendimiento miliamperios-horas de la batería interna.

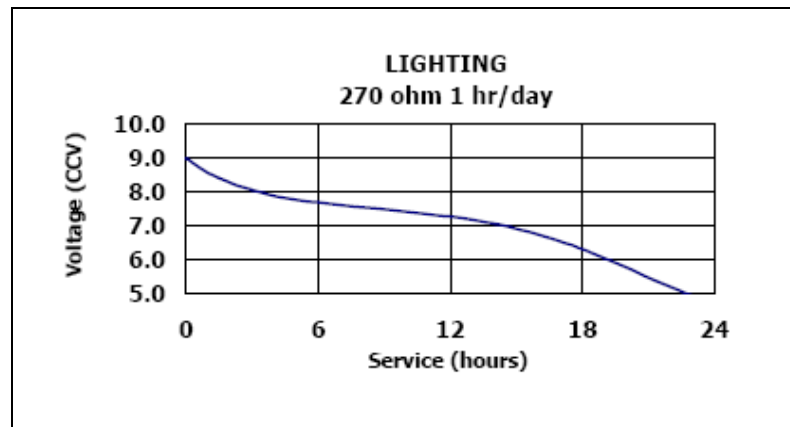


Figura E.4.- Voltaje vs. horas de utilización de la batería.

Apéndice F-1

Forma de onda del sistema de potencia.

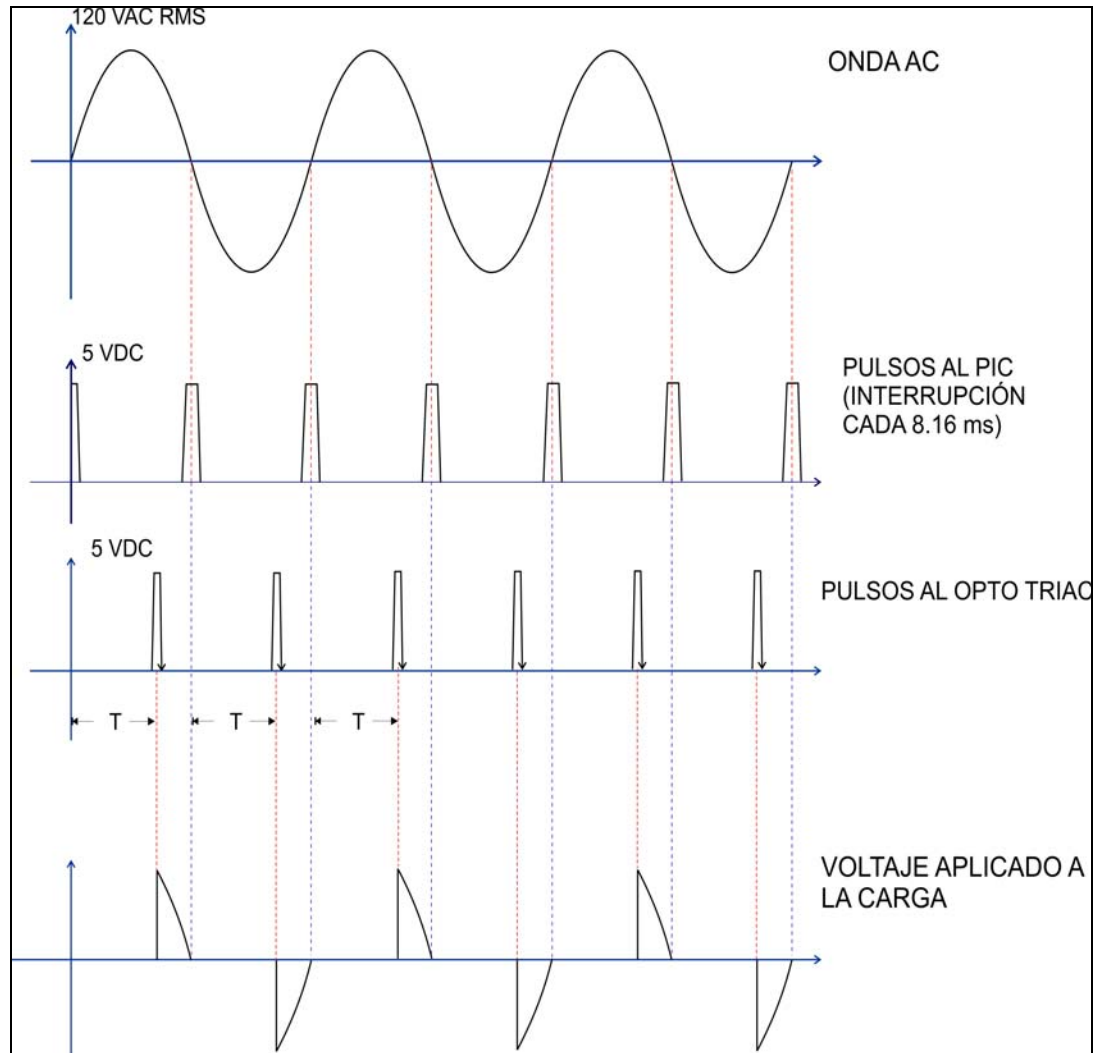


Figura F.1.- Forma de onda del sistema de potencia.

Apéndice F-2

TSET - TPAC (°C)	VARIABLE	TIEMPO DE ESPERA HASTA DISPARO (s)	VOLTAJE APLICADO (V)
-0,4	105	0,014056727	1
-0,3	105	0,014056727	1
-0,2	165	0,008471273	4,5
-0,1	172	0,007819636	11,36
0	172	0,007819636	11,36
0,1	175	0,007540364	16,61
0,2	180	0,007074909	26,22
0,3	185	0,006609455	37,2
0,4	195	0,005678545	57,4
0,5	198	0,005399273	64,2
0,6	205	0,004747636	77,5
0,7	209	0,004375273	84,0
0,8	216	0,003723636	94,4
0,9	220	0,003351273	98,6
1	235	0,001954909	107,2
1,1	254	0,000186182	115
1,2	254	0,000186182	115
1,3	254	0,000186182	115

Tabla F.1 Tabla de correspondencia entre diferencia de temperatura y tiempo de disparo del triac.

$$\text{Tiempo de espera hasta disparo} = 4 \left(\frac{1}{F_{osc}} \right) (\text{Pre} - \text{escala}) (256 - \text{Variable})$$

$$F_{osc} = 11 \text{MHz}$$

$$\text{Pre} - \text{escala} = 256$$

Apéndice G

Datos técnicos del sistema de cuna radiante.

Corriente máxima de consumo	5.45A
Potencia máxima	600W
Voltaje de operación	110 VAC
Frecuencia de operación	60Hz
Temperatura de operación máxima	55°C
Temperatura de operación mínima	2°C
Parámetro IP	IP50
Temperatura de almacenamiento	- 40°C – 55°C
Máxima temperatura del sensor	150 °C
Mínima temperatura de sensor	2°C
Unidad de temperatura	°C
Escala de medición	1mV/0.1°C (lineal)
Precisión de medición	+/-0.5 °C

Procedimiento de calibración del sistema.

Para propósitos de calibración, el equipo cuenta con un accesorio adicional denominado sonda de ajuste similar a la sonda de sensor pero de menor longitud. La sonda de ajuste consiste en un potenciómetro que simula los voltajes emitidos por la sonda de sensor.

Para calibrar se procede de la siguiente forma:

1. Apague el equipo.
2. Desconecte la sonda de sensor del equipo.
3. Coloque la sonda de ajuste en lugar de la sonda de sensor.
4. Conecte el voltímetro con escala de milivoltios. Seguir esquema de conexión mostrado en la **Figura H.1**.
5. Encienda el equipo.

Apéndice H-2



Figura H.1.- Sonda de ajuste.

6. Con un desarmador calibre el potenciómetro de precisión, hasta obtener lecturas de 300mV a 370mV en el voltímetro.
7. Verifique que en la pantalla del equipo la temperatura T.PAC corresponde a la lectura del voltímetro dividida para un factor de diez. Ejemplo: Si el voltímetro marca 361mV, el valor de T.PAC en la pantalla debe ser 36.1°C, con precisión de +/- 0.1°C.

Apéndice H-3

8. Si los valores no siguen la regla de correspondencia antes mencionada, es necesario realizar ajustes en el potenciómetro interno del equipo mostrado en la **Figura H.2** hasta obtener la correspondencia.



Figura H.2.- Potenciómetro de precisión interno.

BIBLIOGRAFIA

1. Llorente Alberto, TERMORREGULACIÓN (I),
<http://www.datex-ohmeda.es/aula-bioingenieria/numero7/Tecnologia-Termorregulacion1.htm>
2. Llorente Alberto, TERMORREGULACIÓN (2),
<http://www.datex-ohmeda.es/aula-bioingenieria/numero7/Tecnologia-Termorregulacion2.htm>
3. Maya Jiménez Miguel Adolfo, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA CÁMARA DE CONTROL DE TEMPERATURA PARA NEONATO, http://www.datex-ohmeda.es/aula-bioingenieria/numero9/Colaboracion_9.htm
4. Manuel Mauro Aceves Gómez, CONTROL DE LA TEMPERATURA CORPORAL EN EL RECIÉN NACIDO, Documento en Formato PDF.

5. CENETEC, Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud, GUÍA TECNOLÓGICA No2: CUNA DE CALOR RADIANTE (GMDN 13250), documento en formato PDF.

6. Ohmeda Medical, MANUAL DE USO Y MANTENIMIENTO DE SISTEMAS CALENTADORES OHIO PARA RECIÉN NACIDOS, TODOS LOS MODELOS, documento PDF.

7. Angulo José M. y Angulo Martínez Ignacio, MICROCONTROLADORES PIC, DISEÑO PRACTICO DE APLICACIONES, Mc Graw Hill, España 1999, 2ª edición.

8. MICROCHIP PIC 16F87XA DATA SHEET, documento en formato PDF.

