REPÚBLICA DEL ECUADOR
Escuela Politécnica Nacional
"E SCIENTIA HOMINIS SALUS"

La versión digital de esta tesis está protegida por la Ley de Derechos de Autor del Ecuador.

Los derechos de autor han sido entregados a la "ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL" bajo el libre consentimiento del (los) autor(es).

Al consultar esta tesis deberá acatar con las disposiciones de la Ley y las siguientes condiciones de uso:

- **Cualquier uso que haga de estos documentos o imágenes deben ser sólo para efectos de investigación o estudio académico, y usted no puede ponerlos a disposición de otra persona.**
- **Usted deberá reconocer el derecho del autor a ser identificado y citado como el autor de esta tesis.**
- **No se podrá obtener ningún beneficio comercial y las obras derivadas tienen que estar bajo los mismos términos de licencia que el trabajo original.**

El Libre Acceso a la información, promueve el reconocimiento de la originalidad de las ideas de los demás, respetando las normas de presentación y de citación de autores con el fin de no incurrir en actos ilegítimos de copiar y hacer pasar como propias las creaciones de terceras personas.

Respeto hacia si mismo y hacia los demás.

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL SISTEMA DE CONTROL PARA UNA TERMOCUNA CON CLIMATIZACIÓN Y FOTOTERAPIA PARA NEONATOS

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y CONTROL

Chicaiza Tasinchano Angélica Patricia
angie_22p@hotmail.com

Chiliquinga Salazar Iván Santiago
ivanilution@yahoo.com

DIRECTOR: **Ing. Ana Rodas**
ana.rodas@epn.edu.ec

Quito, febrero 2009

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN I
PRESENTACIÓN..... II
CAPITULO 1 1
ESTUDIO DE LAS NECESIDADES NEONATALES 1
1.1 TEMPERATURA DEL RECIEN NACIDO (RN)..... 1
1.1.1 FACILIDAD DEL RECIÉN NACIDO PARA ENFRIARSE 2
1.1.2 LA PRODUCCIÓN DE CALOR EN EL RECIÉN NACIDO..... 3
1.1.3. EL MANEJO DEL AMBIENTE TÉRMICO DEL RECIÉN NACIDO..... 5
1.2 ICTERICIA 7
1.2.1 TIPOS DE ICTERICIA..... 8
1.2.2 CAUSAS DE LA ICTERICIA..... 9
1.2.3 MÉTODOS PARA DIAGNOSTICAR LA ICTERICIA 11
1.2.4 POR QUE LA ICTERICIA ES UNA PREOCUPACIÓN 12
1.3 TRATAMIENTOS 12
1.3.1 CONTROL DE TEMPERATURA 12
1.3.2 FOTOTERAPIA..... 13
1.3 ALTERNATIVAS EN EL MERCADO 16
1.4.1 SISTEMAS DE CALEFACCIÒN 16
1.4.2 SISTEMAS DE FOTOTERAPIA 20
1.5 EQUIPO A CONSTRUIR..... 23
CAPITULO 2 24
DISEÑO Y CONTRUCCIÒN DEL HARWARE 24
2.1 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA DE MONTAJE..... 24
2.2 DISEÑO DE LOS CIRCUITOS ELECTRÓNICOS 30
2.2.1 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA TARJETA MASTER 32
2.2.2 DISEÑO Y CONSTRUCCIÒN DE LA TARJETA DE CONTROL DE TEMPERATURA..... 51
2.2.3 DISEÑO Y CONSTRUCCIÒN DE LA TARJETA DE FOTOTERAPIA..... 57
2.2.4 ALIMENTACIÓN..... 70
CAPITULO 3 73
DISEÑO DEL SOFTWARE 73
3.1 GENERALIDADES..... 73
3.1.1 PROGRAMA MASTER O PRINCIPAL..... 73
3.1.2 PROGRAMA DE FOTOTERAPIA..... 74
3.1.3 PROGRAMA DE FOTOTERAPIA..... 74
3.1.4 PROGRAMA DEL HMI 75
3.2 DESARROLLO DEL SOFTWARE 75
3.2.1 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR MASTER 75
3.2.2 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR DE FOTOTERAPIA..... 86
3.2.3 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR DE CONTROL DE TEMPERATURA..... 91
3.3 DESARROLLO DEL HMI 96

CAPITULO 4 107
PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO 107
4.1 PRUEBAS REALIZADAS 107
4.1.1 PRUEBA # 1 107
RESULTADOS DE LA PRUEBA # 1 108
4.1.2 PRUEBA # 2 109
RESULTADOS DE LA PRUEBA # 2 110
4.1.3 PRUEBA # 3 111
RESULTADOS DE LA PRUEBA # 3 111
4.1.4 PRUEBA # 4 113
RESULTADOS DE LA PRUEBA # 4 113
4.1.5 PRUEBA # 5 114
RESULTADOS DE LA PRUEBA # 5 115
4.1.6 PRUEBA # 6 116
4.2.6 RESULTADOS DE LA PRUEBA # 6 116
4.1.7 PRUEBA # 7 118
RESULTADOS DE LA PRUEBA # 7 118
4.1.8 PRUEBA # 8 119
RESULTADOS DE LA PRUEBA # 8 119
4.2 ANÁLISIS RESULTADOS 120
4.2.1 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL CONTROL DE TEMPERATURA 120
4.2.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL CONTROL DE HUMEDAD 121
4.2.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE FOTOTERAPIA 121
CAPITULO 5 122
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 122
5.1 CONCLUSIONES 122
5.2 RECOMENDACIONES 124
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS 126
ANEXOS 127

RESUMEN

Durante la gestación, el bebé vive gracias a la sangre de la madre quien le brinda el oxigeno, los nutrientes y el mas cómodo alojamiento dentro de su vientre, hasta el instante de su nacimiento.

El vientre materno, durante nueve meses es el lugar ideal para el bebé, dentro de él cual vive con una temperatura corporal de 37 grados centígrados. Al nacer el cambio de temperatura es brusco con lo que en las primeras horas de vida el recién nacido vive un gran desafió al tratar de adaptarse a su nuevo ambiente. Para evitar que el bebe sufra daños en su sistema inmunológico es común el uso de termocunas e incluso incubadoras cuando el neonato es prematuro.

Un problema frecuente en los recién nacidos es la ictericia, una afección que hace que el hígado inmaduro del bebé sea incapaz de eliminar el exceso de bilirrubina en la sangre. Se manifiesta con una coloración amarilla en la piel. Para eliminar la ictericia se ha comprobado que la mejor opción es la aplicación de luz que se encuentre dentro de un rango de longitud de onda.

En este proyecto se trata de obtener un equipo que posea las soluciones a estos dos problemas que se presentan en los recién nacidos, y se basa en los ya existentes en el mercado, con el fin de aplicar la tecnología al desarrollo de un prototipo nacional.

PRESENTACIÓN

El presente proyecto de titulación comprende el diseño e implementación de un sistema de control de una termocuna con fototerapia en el cual también se incluye el diseño de la estructura mecánica.

Este trabajo está dividido en cinco capítulos que describen cada una de las etapas seguidas a lo largo de la realización del proyecto.

El capitulo 1 comprende una breve reseña de los problemas que se intenta solucionar con el diseño y construcción de este equipo como son: el cambio brusco de temperatura que sufre el bebé al salir del vientre y la ictericia que es un padecimiento común en los recién nacidos. También se hace un resumen de los equipos de calefacción y fototerapia existentes en el mercado para de esta manera crear el prototipo con similares características.

En el capitulo 2 se explica detalladamente el diseño del hardware del sistema de control de temperatura, control de humedad y de fototerapia; adicionalmente el diseño de la estructura mecánica donde se montará todo el sistema de control. Se expone cada uno de los elementos usados en todo el sistema como son: sensores, microprocesadores, integrados y demás.

En el capitulo 3 se presentan los diagramas de flujo de todo el software desarrollado, el cual complementa el hardware para en conjunto dar forma a la termocuna planteada como proyecto de titulación. También se encuentra en este capitulo una breve explicación de cada uno de los programas y se explica el funcionamiento de cada una de las ventanas del HMI.

En el capitulo 4 se encuentran las pruebas de funcionamiento, sus resultados y un rápido análisis de los mismos que permiten exponer al lector ventajas y desventajas del proyecto.
El capitulo 5 se dedica a la exposición de conclusiones y recomendaciones que se obtuvieron en este proyecto de titulación, en los cuales se puede notar el cumplimiento de los objetivos planteados al iniciar la construcción del prototipo

CAPITULO 1

ESTUDIO DE LAS NECESIDADES NEONATALES

En el instante que un bebé sale del vientre de la madre, se llevan a cabo las pruebas necesarias para saber si está en perfectas condiciones físicas, el diagnóstico es imprescindible para prevenir futuros quebrantos en su salud y desarrollo. Algunas de las pruebas tienen que ver con el metabolismo y la sangre, y su detección está a cargo del personal profesional. Uno de los problemas más comunes en el neonato es el impacto negativo que sufre al cambiar de temperatura drásticamente por salir del vientre de la madre, y la ictericia debido a que el hígado del recién nacido (RN) es inmaduro e incapaz de eliminar el exceso de bilirrubina en la sangre.

1.1 TEMPERATURA DEL RECIEN NACIDO (RN)

"Una de las primeras observaciones que se realiza por quienes se ocupan de los problemas del recién nacido, es la facilidad que éste tiene para enfriarse. Este hecho se acentúa especialmente en los niños prematuros y de bajo peso. El Dr. Budin a comienzos del siglo XX observó que los prematuros de menos de 1500g que se enfriaban tenían una mortalidad significativamente alta. Posteriormente el Dr. W Silverman en estudios controlados dejó establecida la importancia del ambiente térmico en la vida de los recién nacidos. De estas primeras observaciones surgió el uso de la incubadora destinada a proporcionar al prematuro un ambiente térmico adecuado que lo aislara de las variaciones de la temperatura ambiental. Estas medidas relativamente simples significaron probablemente la más importante mejoría en la vida de niños prematuros en la historia de la neonatología"[1].

[1] http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ManualPed/RNTermorreg.html

1.1.1 FACILIDAD DEL RECIÉN NACIDO PARA ENFRIARSE

Los seres vivos tienen la capacidad de mantener una temperatura corporal estable por medio de mecanismos que regulan las pérdidas y la producción de calor. En esto consiste la termorregulación. La estabilidad de la temperatura corporal es expresión de un equilibrio entre la producción de calor y la pérdida de calor."El recién nacido, y especialmente el prematuro, tiene mayor facilidad para enfriarse que en etapas posteriores de la vida a condiciones ambientales semejantes, como se lo muestra en la tabla 1.1.

	Adulto	**Recién Nacidos 3 Kg**	**Recién Nacidos Prematuros 1,5 kg**
Mayor relación superficie/volumen	1	2,7	3,5
Mayor conductancia de la piel	1	1,4	1,6
Total mayores pérdidas de calor por kg de peso	1	4,0	5 o más

Tabla 1.1 Pérdidas de calor en el recién nacido y el adulto (Desnudos 28ºC de temperatura ambiental, 50% de humedad)

- **Alta relación de superficie/volumen**. Esta relación depende del tamaño del recién nacido y de su forma. Mientras más pequeño el recién nacido, más alta es esta relación y mayor es la superficie expuesta al ambiente externo por la cual se pierde calor. El prematuro además tiene una forma más plana, lo que también influye en que esta relación sea alta.

- **Menor aislamiento cutáneo**. La piel y el tejido subcutáneo son también más escasos en el recién nacido, lo que es más notorio a mayor prematurez y bajo peso. Los niños de muy bajo peso (<1500g) tienen además una piel muy delgada que facilita las pérdidas por evaporación.

- **Control vasomotor**. La forma como el organismo se aisla del frío externo es por medio de la vasoconstricción cutánea. Este mecanismo está bien desarrollado en los recién nacidos a término (RNT) a los pocos días de vida. En el caso de los

prematuros el control vasomotor no es tan efectivo. Es más inmaduro a mayor prematurez.

- **Postura corporal**. La postura es un mecanismo de defensa frente al frío. Es la tendencia a "acurrucarse" que tienen todos los mamíferos de manera de disminuir la exposición de superficie corporal al medio ambiente. El recién nacido a termino (RNT) no puede cambiar su posición en flexión de las 4 extremidades. El prematuro de menos de 34 semanas de gestación (figura 1.1), tiene una posición con todos sus miembros extendidos y posteriormente presenta una postura con sus extremidades inferiores en flexión. De tal manera que éste es también una factor que limita sus defensa frente a ambientes fríos.

Figura 1.1 Bebé prematuro de 24 semanas de gestación

1.1.2 LA PRODUCCIÓN DE CALOR EN EL RECIÉN NACIDO

La producción de calor en el cuerpo es el resultado del metabolismo basal, la actividad y la llamada acción térmica de los alimentos. Esta es la llamada **"termogénesis no termorreguladora"**. Cuando las pérdidas de calor superan esta forma de producción de calor el organismo responde con mecanismos que disminuyen las pérdidas (postura y vasoconstricción) y con una forma de producción de calor que es una respuesta específica a los ambientes fríos. Esta es la "termogénesis termorreguladora". El recién nacido tiene una forma especial y muy eficiente de termogénesis termorreguladora que es realizada por el metabolismo de la llamada grasa parda. Este es un tejido graso especial muy vascular y con

una alta capacidad para producir calor a través de reacciones químicas exotérmicas. La grasa parda se encuentra distribuida principalmente en la región ínter escapular, alrededor de los vasos y músculos del cuello, en la axila, en el mediastino entre el esófago y la tráquea y alrededor de los riñones (figura 1.2)

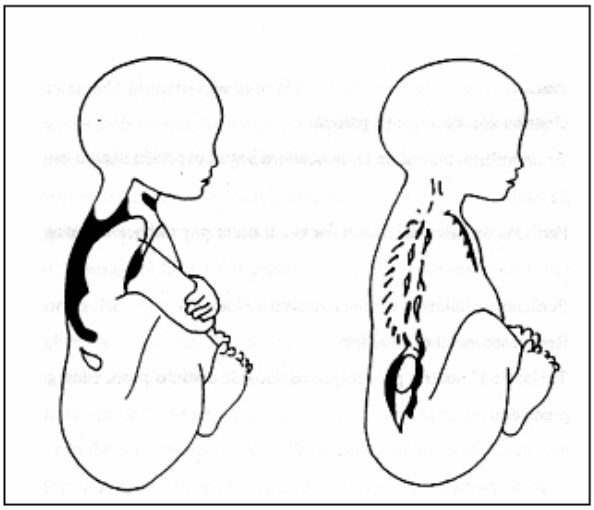


Figura 1.2 Distribución de la grasa parda

La capacidad termogénica del recién nacido, es baja en las primeras horas de vida. La respuesta metabólica al frío mejora en el curso de las horas y días llegando en el recién nacido de término a cifras semejantes a las del adulto. En el prematuro la respuesta termogénica es menor (Tabla 1.2)

Tiempo desde el nacimiento	**Horas y días de vida**					
	0 a 6 horas		2 a 3 días		4 a 6 días	
Temperatura ambiental T en (ºC)	Si T 32º - 34º	Si T 23º	Si T 32º - 34º	Si T 23º	Si T 32º - 34º	Si T 23º
Respuesta Metabólica en kcal/kg/h o capacidad termogénica:						
RN de término	1,63	2,98	1,58	3,57	1,58	3,8
Prematuros 1.000 a 2.000 g	1,44	2,04	1,40	2,63	1,47	2,96

Tabla 1.2 Respuesta metabólica al frío.

La termogénesis termorreguladora está influida por diversos factores. Debe existir una función tiroides normal. En el hipotiroidismo congénito hay dificultad para regular la temperatura. La asfixia, los bloqueadores beta adrenérgicos, el diazepam y algunos anestésicos, disminuyen la respuesta metabólica al frío.

"En conclusión, la habilidad térmica del recién nacido se debe principalmente a que éste tiene mayores pérdidas de calor y en menor grado a las limitaciones en la producción de calor especialmente en las primeras horas de vida ".[2]

1.1.3. EL MANEJO DEL AMBIENTE TÉRMICO DEL RECIÉN NACIDO

El buen manejo del ambiente térmico es un aspecto fundamental en el cuidado del recién nacido, especialmente del prematuro. Para comprender las medidas que se deben tomar se debe recordar las cuatro formas a través de las que se pierde el calor:

1.1.3.1. Mecanismos de transmisión y pérdida de calor.

- **La conducción** es la pérdida de calor a través de dos cuerpos en contacto de diferente temperatura. En el recién nacido es la pérdida de calor hacia las superficies que están en contacto directo con su piel: ropa, colchón, sábanas, etc.

- **La radiación** se da entre cuerpos a distancia por ondas del espectro electromagnético. El recién nacido perderá calor hacia cualquier objeto más frío que lo rodee: paredes de la incubadora, ventanas. Ganará calor de objetos calientes a los que esté expuesto: rayos solares, radiadores de calefacción, fototerapia etc.

- **La convección**, es propia de los fluidos (ej. el aire, el flujo sanguíneo, etc.), El recién nacido pierde calor hacia el aire que lo rodea o que respira.

- **La evaporación**. Es la pérdida de calor por el gasto energético del paso del agua a vapor de agua. Un gramo de agua evaporada consume 0.58 calorías.

---

[2] http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ManualPed/RNTermorreg.html

"En las primeras horas de vida el recién nacido corre un especial riesgo de enfriarse con rapidez. Es preciso colocarlo bajo emisores de calor, los cuales deben ser precalentados y mantener una temperatura ambiental de alrededor de 35 a 37º C ".[3]

1.1.3.2. Las primeras horas de vida.

Como ya se ha mencionado, es en las primeras horas de vida es donde hay mayor riesgo de enfriamiento para el recién nacido, esta condición es empeorada por que los niños nacen desnudos y mojados. La sala de partos tiene generalmente una temperatura muy por debajo de lo que es un ATN (temperatura térmica neutral). "Durante la vida intrauterina, el feto vive en un ambiente de estabilidad térmica. Este tiene una temperatura 1 Celsius más alta que la de la madre. La primera experiencia de frío para el ser humano es al nacimiento y su sistema termorregulador comienza por primera vez a funcionar, lo que probablemente explique la falta de una respuesta adecuada en la producción de calor en las primeras horas". [4]

Figura 1.3 Bebé en el vientre materno

Si en el momento del nacimiento no se toman medidas especiales, el recién nacido se enfriará y en algunos casos el recién nacido puede llegar a una hipotermia. Si el niño ha nacido en buenas condiciones, puede ser colocado con su madre en contacto piel a piel y bien cubierto, lo que le dará un ambiente térmico adecuado en la mayoría de las veces.

---

[3]Manual de Cuidados Neonatales Pág. 96

[4] http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ManualPed/RNTermorreg.html

Idealmente debe permanecer junto a su madre verificando que la temperatura del niño se estabilice entre 36.5 y 37°.

En el caso de un niño que nace con problema o que es prematuro, es de regla atenderlo bajo un calefactor radiante, con lo cual el niño no se enfriará y podrá ser evaluado y tratado sin necesidad que esté totalmente cubierto.

1.1.3.2. Humedad ambiental.

Un factor importante para evitar trastornos de salud en los recién nacidos es la humedad. Los expertos recomiendan que en los 10 primeros días de vida se mantenga sobre el 50%.
"En el RN 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, falta de equilibrio de líquido y electrolitos, lesión del estrato córneo superficial y posible absorción percutánea de tóxicos". [5]
Una forma para mantener la humedad dentro de la incubadora o en la termocuna es colocando un mezclador aire/oxigeno o un flujometro a la red de aire con un vaso humidificador administrando solo aire a través de un corrugado.

1.2 ICTERICIA

"La ictericia es un trastorno que se presenta de manera frecuente en los recién nacidos, se refiere al color amarillento de la piel y blanco en los ojos provocado por un exceso de bilirrubina en la sangre. La bilirrubina es el producto resultante de la descomposición normal de los glóbulos rojos. Normalmente la bilirrubina es procesada por el hígado y se excreta en forma de bilis a través de los intestinos. La ictericia aparece cuando la bilirrubina se acumula más deprisa de lo que el hígado del recién nacido es capaz de descomponer y eliminarla del cuerpo, ya que el hígado del recién nacido todavía se está desarrollando y su inmadurez no le permite eliminar la cantidad adecuada de bilirrubina de la sangre" [6].

---

[5] http://www.prematuros.cl/webenfermerianeonatal/abril07/Fototerapia/fundamentos_fototerapia.htm
[6] Cuidados Neonatales , Cuarta edición , Pág. 215

Figura 1.4 Bebé ictérico

1.2.1 TIPOS DE ICTERICIA

Hay varios tipos de ictericia, siendo los más comunes la ictericia fisiológica y la patológica. El primer paso a seguir al evaluar un recién nacido ictérico es precisar si se esta ante la presencia de una ictericia fisiológica o una ictericia patológica, esto no siempre es fácil ya que la existencia de una concentración alta de bilirrubina en el llamado rango fisiológico, no excluye la posibilidad de que ésta represente un proceso patológico.

1.2.1.1 Ictericia Fisiológica

La ictericia fisiológica se presenta como una respuesta "normal" a la capacidad limitada del bebé para excretar bilirrubina durante los primeros días de vida, generalmente aparece a los 2 o tres días de vida y desaparece antes del décimo día. Aproximadamente del 60 al 70 % de los neonatos maduros y más el 80% de los neonatos inmaduros se muestran clínicamente ictéricos.

Criterios de ictericia neonatal fisiológica

- Aparición a partir del segundo día.
- Cifras máximas de bilirrubina inferiores a:
    - 13 mg/dl en RN a término alimentados con leche de fórmula.
    - 17 mg/dl en RN a término alimentados con leche materna.

  - 15 mg/dl en RN pretérmino alimentados con leche de fórmula.
- Ictericia exclusivamente a expensas de bilirrubina.
- El incremento diario de bilirrubina no es superior a 5 mg/dl.
- Duración inferior a:
  - Una semana en RN a término.
  - Dos semanas en RN pretérmino.

Incidencia. En los primeros tres días luego del nacimiento, la ictericia neonatal afecta al 60% de los niños nacidos a término y al 80% de los pretérmino. Entre los factores que provocan un aumento de la incidencia se puede nombrar a la alimentación con leche materna, probablemente a causa de los elevados niveles de beta-glucoronidasa en leche materna, además de una mayor concentración de la enzima en el intestino de los neonatos." [7]

1.2.1.2 Ictericia Patológica

"Se produce en las primeras 24 horas de vida, en presencia de un incremento superior a los 0,5 mg% por hora o los 5 mg% diarios; o bien, en caso de que supere los 15 mg% o 10 mg% en neonatos término y pretérmino, respectivamente ".[8]

1.2.2 CAUSAS DE LA ICTERICIA

Las causas de ictericia se pueden dividir en cuatro grupos: por hiperproducciòn, por secreción insuficiente, mixta y por mecanismo dudoso.

HIPERPRODUCCIÒN

- Incompatibilidad feto materna, esto se debe a grupos sanguíneos
- Esferocitosis, eliptositosis y estomatocitos hereditarias
- Déficit de G6PD y fármacos
- Déficit de enzimas eritrocitarias
- Hemólisis adquirida debido a vitamina K: La ictericia puede presentarse como resultado de la destrucción de los glóbulos rojos debida a una enfermedad

[7] Cuidados Neonatales , Cuarta edición
[8] http://d.scribd.com/docs/14va92e43u58ohx1ixkh.pdf

hemolítica del recién nacido (enfermedad Rh), una excesiva cantidad de glóbulos rojos o el sangrado.

- Sangre extravascular
  - hematomas
  - hemorragia pulmonar, cerebral o hemorragia oculta.

- Policitemia
  - transfusión fetomaterna
  - retraso del pinzamiento del cordón umbilical

SECRECIÒN INSUFICIENTE

- Alteraciones Obstructivas
  - Nutrición prenatal
  - Atresia biliar

- Situaciones metabólicas y endocrinas
  - Galactosemia
  - Ictericia no hemolítica familiar tipos I y II
  - Fármacos y hormonas
  - Hijos de madres diabéticas
  - Prematuridad

MIXTA

- Infecciones intrauterinas
- Rubéola
- Coagulación intravascular diseminada
- Herpes simple
- Sífilis
- Hepatitis
- Asfixia

MECANISMO DUDOSO

- Neonatos chinos, japoneses, coreanos e indios norteamericanos
- Ictericia por leche materna" [9]

1.2.3 MÉTODOS PARA DIAGNOSTICAR LA ICTERICIA

Uno de los factores que contribuye con el diagnóstico es el momento en que se presenta la ictericia. Si se presenta durante las primeras 24 horas, significa que es bastante grave y generalmente requiere un tratamiento inmediato. Cuando se presenta durante el segundo o tercer día, generalmente es "fisiológica". No obstante, éste puede ser el tipo más serio de ictericia. Cuando se presenta entre el tercer día y la primera semana, puede ser la consecuencia de una infección. La aparición tardía de la ictericia, es decir, durante la segunda semana, a menudo está asociada a la lactancia, pero puede tener otras causas.

1.2.2.1 Exploración física: la ictericia se detecta ejerciendo presión con el dedo observando el color de la piel y los tejidos subcutáneos. La ictericia progresa en dirección celafocaudal. Una concentración muy elevada de la bilirrubina se asocia a la ictericia por debajo de las rodillas y en las manos. No obstante la inspección visual no es un indicador fiable de la concentración sérica de la bilirrubina.

1.2.2.2 Pruebas de laboratorio

Las pruebas de laboratorio para el diagnóstico de la hiperbilirrubinemia son las siguientes:

- Concentración sérica de bilirrubina total: Reflejan si la bilirrubina está ligada a otras sustancias por el hígado para que pueda ser excretada (directa), o si es parte de la circulación sanguínea (indirecta)

- Grupo sanguíneo , RH y prueba de Coombs directa del recién nacido

Al nacer los hijos de mujeres RH negativas deben someterse a un examen del grupo sanguíneo, RH y la prueba de Coombs. Es probable que la tipificación sanguínea y prueba de Coombs sistemáticas de todos los hijos de mujeres O positivas para determinar si corren

[9] Cuidados Neonatales , Cuarta edición

un riesgo de incompatibilidad ABO sea innecesaria. Estas pruebas se reservan para neonatos con una ictericia significativa.

1.2.4 POR QUE LA ICTERICIA ES UNA PREOCUPACIÓN

Aunque generalmente los bajos niveles de bilirrubina no son un problema, es posible que grandes cantidades de esta sustancia afecten los tejidos del cerebro y provoquen convulsiones y daño cerebral. Este trastorno se denomina kernicterus.

1.3 TRATAMIENTOS

Para prevenir los distintos problemas que acarrea que un bebé no sea atendido adecuadamente en sus primeras horas de vida, los avances de la ciencia han creado una infinidad de alternativas. Para mantener al niño en un ambiente térmico adecuado se tiene las termocunas y las conocidas incubadoras, siendo las últimas usadas cuando los niños requieren de cuidados especiales. Mientras que la fototerapia es el único método no invasivo para eliminar la ictericia.

1.3.1 CONTROL DE TEMPERATURA

"Cuando el feto se encuentra dentro del útero, la producción de calor se disipa a través de la placenta a la madre. En condiciones normales, la temperatura del feto es hasta 1°C mayor que la de la madre. El sistema funciona bien para el feto.

DESPUÉS DEL NACIMIENTO.

Al nacer disminuye con rapidez la temperatura central del niño debido sobre todo a evaporación en su cuerpo húmedo. La cantidad pequeña de tejido subcutáneo y la relación del área de superficie con la masa del recién nacido, en comparación con el adulto, además del aire y las paredes frías de la sala de partos, también inducen grandes pérdidas de calor radiante y conectivo. Siempre es necesario entibiar el oxígeno frío. Por consiguiente, bajo las condiciones habituales de la sala de partos, la temperatura corporal profunda de los recién nacidos puede disminuir 2 a 3°C a menos que se tomen precauciones especiales.

El enfriamiento de los receptores de la piel puede tener un papel importante en el inicio de la respiración y la estimulación de la función tiroidea. Con el enfriamiento intenso es posible que se presente un círculo vicioso cuyo efecto es grave e incluso la muerte El neonatólogo ha preferido conservar el calor del recién nacido después del parto para prevenir reacciones reflejas peligrosas al enfriamiento." [10]

Para un mejor manejo del niño en sus primeras horas de vida se cuenta con distintos modelos cada uno acorde con las necesidades de cada individuo.

1.3.2 FOTOTERAPIA

"La fototerapia convierte la bilirrubina que está presente en los capilares superficiales a isómeros solubles en agua que son excretables sin pasar por el metabolismo del hígado Maisels, un notable experto en bilirrubina, sugiere que la fototerapia se parece mucho a una droga percutànea. Cuando la fototerapia ilumina la piel, una infusión de fotones de energía, como moléculas de una medicina, es absorbida por la bilirrubina de la misma manera que una molécula de medicina se une a un receptor.

Las moléculas de bilirrubina en la piel expuestas a la luz sufren las reacciones fotoquímicas relativamente rápido, isomerización configuracional, isomerización estructural, y la forma de foto oxidación no tóxica, isómeros excretables. Estos isómeros de bilirrubina tienen formas diferentes del isómero natal, y pueden ser excretados del hígado en la bilis sin sufrir la conjugación o requerir transporte especial para su excreción. La eliminación urinaria y gastrointestinal son ambas importantes en reducir la carga de bilirrubina" [11] (figura 1.5).

---

[10] http://www.drrondonpediatra.com/ambiente_fisico_incubadoras.htm)
[11] http://www.elbebe.com/index.php/es/salud/enfermedades-bebes/la-ictericia

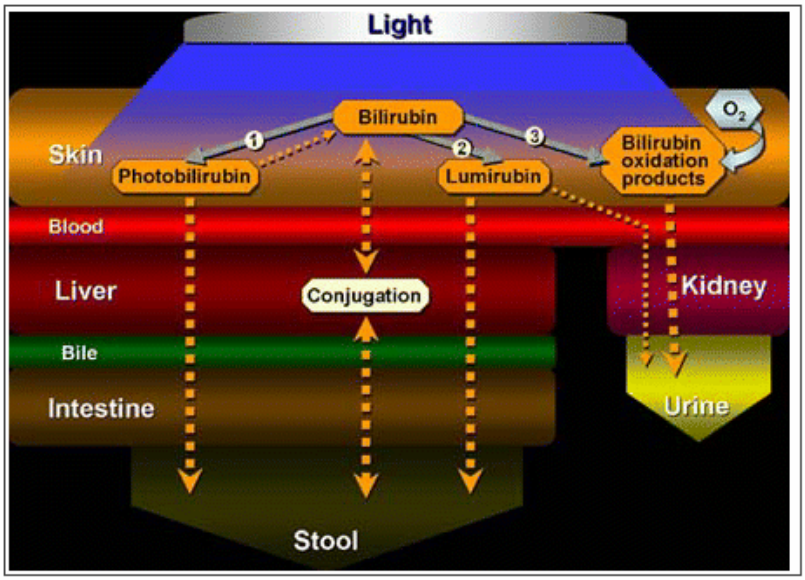


Figura 1.5 Proceso de la fototerapia

1.3.2.1Tratamiento para la ictericia: La bilirrubina debe ser eliminada por el hígado, pero en el bebé, las enzimas que se ocupan de este proceso, son algo inmaduras. Se ha observado que, si se pone al bebé bajo un foco especial de luz, una parte de la bilirrubina se disuelve más fácilmente y es eliminada sin tener que pasar por el hígado. La fototerapia se utiliza en caso de que la bilirrubina supere cierto nivel que es diferente según la edad y el peso del bebé. La forma más habitual de aplicar fototerapia es dejando al bebé desnudo, bajo el foco, pero dentro de una incubadora o termocuna. Se le debe proteger los ojos de esa luz y, de vez en cuando, se le debe cambiar de postura.

Existen unas mantas especiales para fototerapia que producen ese tipo de luz, y que permiten hacer fototerapia en la propia casa, sin tener que hospitalizar al bebé (aunque conviene analizar la sangre periódicamente).

La recomendación tradicional de poner al bebé al sol, para que disminuya la ictericia no está demostrado científicamente que sea eficaz, puesto que sólo es una pequeña fracción de la luz visible natural la que disuelve la bilirrubina. Además, el bebé está expuesto a algunos peligros tales como: quemaduras solares, enfriamientos y lesiones de la retina por la luz solar.

A pesar de que la bilirrubina absorbe la luz visible con longitudes de onda alrededor de 400 a 500 nm, las luces mas eficaces para fototerapia son aquellas que se encuentran dentro del espectro azul con una potencia máxima de 425 a 475 nm. La luz blanca fría no suele ser adecuada para el tratamiento.

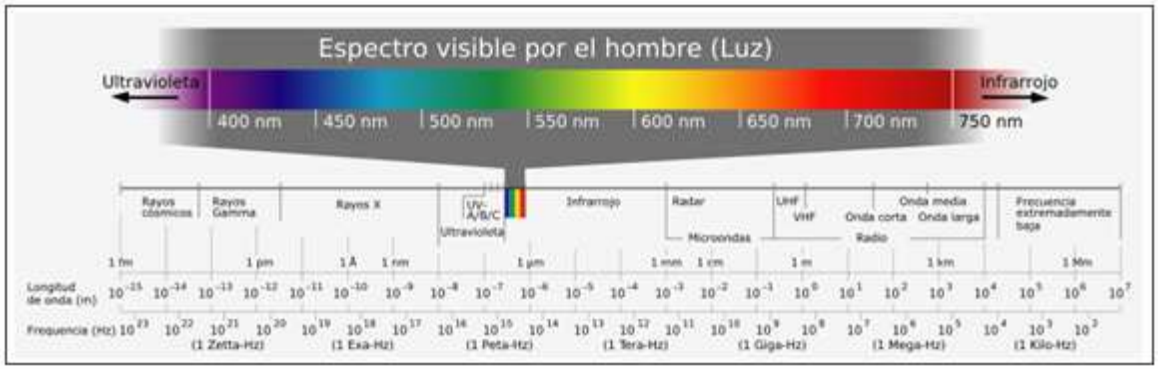


Figura 1.6 Espectro de luz visible

1.3.2.2 Irradiación

"La irradiación es la intensidad de luz, o el número de fotones, entregados por centímetro cuadrado de superficie al cuerpo expuesto. La irradiación entregada determina la eficacia de la fototerapia; más alta irradiación, más rápido la disminución del nivel de bilirrubina en el suero. El espectro de irradiación, cuantificado en µW/cm2/nm, en gran parte depende del diseño de la fuente luminosa. Puede ser medido con un radiómetro sensible a la longitud de onda eficaz de la luz. La fototerapia intensiva requiere una irradiación espectral de 30 µW/cm2/nm, entregada a tanta superficie del cuerpo como sea posible." [12]

1.3.2.3Distancia desde la luz

La intensidad de la luz es inversamente relacionada con la distancia entre la luz y la superficie del cuerpo. Un modo simple de aumentar la irradiación es de acercar la luz al recién nacido (RN). Debe ser usada con precaución colocando lámparas de fototerapia

[12] **http://www.prematuros.cl/webenfermerianeonatal/abril07/Fototerapia/fundamentos_fototerapia.htm**

hasta la distancia máxima recomendada por los fabricantes sin incurrir en el riesgo de una quemadura.

1.3.2.4 Superficie del cuerpo expuesta

A mayor superficie del cuerpo expuesta a la luz, más rápido disminuye la bilirrubina sérica. Muchas fuentes luminosas usadas en el cuidado neonatal no exponen un área suficiente de piel a la luz. La fuente luminosa podría tener espectro de irradiación adecuada en el centro de la luz; sin embargo, la irradiación disminuye considerablemente en la periferia de la luz. El resultado es que solamente un pequeño porcentaje de la superficie del cuerpo del RN recibe el tratamiento efectivo. Este problema puede ser solucionado usando varias fuentes luminosas para una cobertura más cuidadosa.

1.3 ALTERNATIVAS EN EL MERCADO

En el mercado ecuatoriano hay una serie de alternativas en termocunas y fototerapia por separado, ninguna de fabricación nacional.
A continuación se citan algunas alternativas para identificar sus características.

1.4.1 SISTEMAS DE CALEFACCIÒN

Tradicionalmente el calentamiento se ha conseguido utilizando la clásica incubadora, recientemente se han introducido otro tipo de calefactores como son los colchones y mantas térmicas, pero estas tienen algunas deficiencias.

1.4.1.1 Incubadora

Funciona como una especie de útero artificial. El bebé ya no depende de su madre para desarrollarse, pero tampoco es capaz de evolucionar por sí mismo.

Por eso necesita permanecer allí, seguro y asilado de gérmenes y ruidos, el tiempo que los médicos determinen dependiendo de las semanas que tenga el bebé, el nivel de desarrollo de sus sistemas vitales y de acuerdo a cómo el recién nacido vaya evolucionando.

Hay bebés que necesitan permanecer en la incubadora solamente unas horas para proporcionarle calor constante y un aislamiento tranquilo, mientras que otros bebés muy prematuros deben permanecer allí meses con cuidados especiales.

Figura 1.7 Incubadora

1.4.1.2 Cuna térmica

Es una cuna especial que tiene un foco de calor encima para ayudar al bebé que sale de la incubadora a que se adapte de forma paulatina a la temperatura ambiente, de modo que poco a poco sea capaz de regular por sí mismo la temperatura de su cuerpo.

Figura 1.8 Cuna térmica

1.4.1.3 Colchón térmico

La unidad electrónica controla continuamente la temperatura seleccionada y monitorea la temperatura real del agua del colchón. Los circuitos de seguridad avisan de las alzas y disminuciones de la temperatura ó fallos del equipo. Se cuenta con selección de temperatura de 34°C a 38°C. La placa térmica funciona a baja tensión de alimentación (24V), es flexible, impermeable al agua y de fácil aseo.

Figura 1.9 Colchón térmico

1.4.1.4 Manta térmica

La manta térmica proporciona sujeción al bebé así como calor constante gracias a la bolsa removible que lleva semillas naturales que contiene a lo largo del centro de la manta.

Se coloca al bebé en la manta térmica y se sujeta por la parte delantera sin restringir las manos ni los pies. La temperatura de la manta permanece estable mientras el bebé está envuelto en ella.

Figura 1.10 Manta térmica

1.4.1.5 Calefactor tradicional

En algunos centros médicos debido al exceso de pacientes o a la falta de equipos adecuados, se utilizan calefactores tradicionales para dar calor a recién nacidos; sin embargo, esto no se recomienda ya que este tipo de sistemas le resta rápidamente humedad al ambiente y el calor irradiado por estos sólo cubre una pequeña área cercana a su ubicación.

Figura 1.11 Calefactor

1.4.1.6 Focos incandescentes

Otro medio de dar calefacción a un recién nacido es mediante focos incandescentes que al igual que los calefactores tradicionales le restan en gran medida, humedad al ambiente y pueden producir graves quemaduras.

Figura 1.12 Sistema de calefacción con focos incandescentes

1.4.2 SISTEMAS DE FOTOTERAPIA

Un número de fuentes luminosas están disponibles en el comercio para la fototerapia neonatal. Cada una tiene ventajas y desventajas. Varios sistemas de fototerapia neonatales alcanzan niveles de irradiación infinitamente diferentes, afectando su eficacia clínica.

1.4.2.1 Fototerapia con Diodos

El gallium nutride Led es una innovación reciente en fototerapia (Figura 1.13). Estos dispositivos proporcionan alta irradiación en azul al espectro verde sin generación de calor excesiva. Las unidades de diodo electro luminiscentes son eficientes, duraderas y rentables.

Figura 1.13 Sistema de fototerapia basada en leds

1.4.2.2 Lámparas halógenas

Las lámparas de halógeno para fototerapia usan al menos un bulbo de cuarzo halógeno (Figura 1.14). Es posible alcanzar la irradiación suficiente con fuentes luminosas de halógeno; sin embargo, los dispositivos con una sola lámpara producen un círculo de luz con alta irradiación sólo en el centro. Los sistemas de halógeno son compactos, pero ellos tienen la desventaja de generar cantidades significativas de calor. Las recomendaciones del fabricante para la distancia segura mínima deberían ser seguidas con cuidado para evitar quemaduras.

Figura 1.14 Sistema de fototerapia con lámpara halógena

1.4.2.3 Tubos fluorescentes

A menudo llamadas cajas de luz, los dispositivos de fototerapia de tubos fluorescentes han estado más tiempo en el mercado (Figura 1.15). No todos los tubos fluorescentes son iguales. Los bulbos usados en estas unidades incluyen luz clara, blanca, azul, azul especial (la más eficaz), o una combinación de estos. Existen diferencias dramáticas en la irradiación producida por los diferentes tipos de tubos fluorescentes, aún dentro de los 425 a 475 nm de longitud de onda.

A menudo los tubos fluorescentes son colocadas demasiado lejos del RN para ser eficaces. Ellos deberían ser colocados cerca del RN como sea posible. Se recomienda colocar estas unidades 10 cm por sobre el RN de término desnudo para una fototerapia efectiva. Este método alcanza irradiación de 50 μW/cm2 manteniendo normal la temperatura de cuerpo pero en un espectro de luz demasiado amplio.

Figura 1.15 Sistema de fototerapia con tubos fluorescentes

1.4.2.4 Mantas de fibra óptica

Los dispositivos de fibra óptica contienen un bulbo de tungsteno-halógeno que entrega la luz vía un cable dentro en una almohadilla plástica que contiene fibras ópticas (Figura 1.16). Los restos de almohadilla se enfrían y pueden ser colocados directamente bajo un RN para aumentar la superficie de la piel que es expuesta. La almohadilla también puede ser colocada alrededor de la parte central del RN para proporcionar fototerapia mientras el RN está siendo sostenido. Como el poder espectral de la almohadilla es bajo, comúnmente es usado con lámparas de techo para doble fototerapia.

Figura 1.16 Manta de fibra óptica

1.4.2.5 Luz solar

La irradiación y la superficie expuesta a unidades de fototerapia en el hogar son inferiores que las usadas en el hospital, son menos eficientes en la disminución de los niveles de bilirrubina sérica. La indicación de fototerapia en el hogar es cuestionable; directrices declaran que en una bilirrubina alta el tratamiento debería ser manejado en el hospital.

En el pasado, a veces se decía a padres que expongan a sus RN ictéricos a la luz del sol. Esta práctica no es considerada un modo seguro o confiable para tratar la ictericia. Hay informes en la literatura de recién nacidos que desarrollaron kernicterus que es un tipo de daño cerebral que causa parálisis cerebral, después de que sus padres fueron instruidos para tratar su ictericia en casa exponiéndolos a la luz del sol. La luz del sol es

ineficaz y también contribuye a tardanzas en el reconocimiento de la severidad de la hiperbilirrubinemia y en el tratamiento apropiado.

1.5 EQUIPO A CONSTRUIR

El equipo a diseñarse para dar solución al cambio brusco de temperatura después de que el bebé nace y para combatir la ictericia, debe cumplir las con las siguientes funciones:

- Controlar la temperatura ambiente con respecto al set point de esta variable, de tal manera que la temperatura a la que el bebé esté expuesto no sufra variaciones considerables.
- Proveer la humedad relativa del aire que se encuentre dentro de un rango de variación máximo del 10% referido al set point de humedad.
- Dos tipos de luminosidad para fototerapia utilizando luz azul de leds.

CAPITULO 2

DISEÑO Y CONTRUCCIÒN DEL HARWARE

Para la construcción de la termocuna con fototerapia se parte del diseño de la estructura mecánica donde se va instalar cada uno de los controles del sistema.

El sistema electrónico está encargado de monitorear y controlar cada una de las variables que intervienen en la termocuna, temperatura y humedad relativa del ambiente, así también permite escoger el tipo de fototerapia a aplicarse a un paciente, adicionalmente a estas funciones maneja mensajes de alarmas sonoras y visibles.

Para el diseño del sistema de control de la termocuna con fototerapia se toma en cuenta cuatro variables temperatura ambiental, temperatura corporal y humedad relativa para el sistema de climatización, mientras que se trabaja con la radiación emitida por los leds para la fototerapia.

2.1 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA DE MONTAJE

El diseño de la estructura para el sistema de control para un termocuna con fototerapia ha tomado como modelo de referencia a una termocuna de la compañía Air Shields y a un aparato de fototerapia de la compañía Bilitron, ya que estos cumplen con normas de seguridad para equipos médicos.

La estructura diseñada donde está montado todo el sistema de control y de alimentación es fabricado en acero inoxidable, tiene la forma de una caja con un centro hueco donde se

encuentra ubicado en panel calefactor de Omega Ecuador, permitiendo que este envie la mayor cantidad de calor hacia abajo donde se encontrará el bebé.

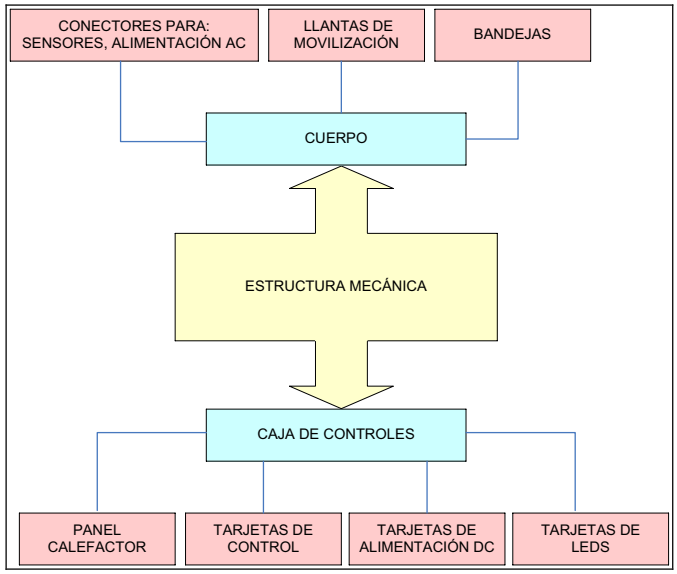


Figura 2.1 Diagrama de flujo de la estructura mecánica

Se cuenta con un panel principal donde se encuentran ubicados los elementos visualizadores, lcds, leds, display y los pulsantes para ingreso de parámetros.

Las tarjetas de los leds de fototerapia están ubicados con un ángulo de aproximadamente 30ºC con respecto a la horizontal.

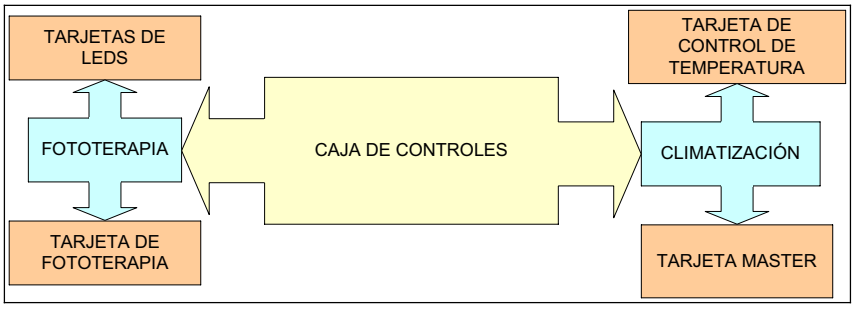


Figura 2.2 Diagrama de flujo de la caja de controles

El cuerpo y la base de la estructura están fabricados de hierro recubierto de pintura electrostática. La base es el soporte del resto de la estructura y cuenta con cuatro llantas, mismas que son utilizadas en equipos médicos de similares características; estas llantas sirven para trasladar al equipo de un lugar a otro aplicando un mínimo esfuerzo.

Figura 2.3 Cuerpo de la estructura mecánica vista lateral derecha

Figura 2.4 Cuerpo de la estructura mecánica vista frontal

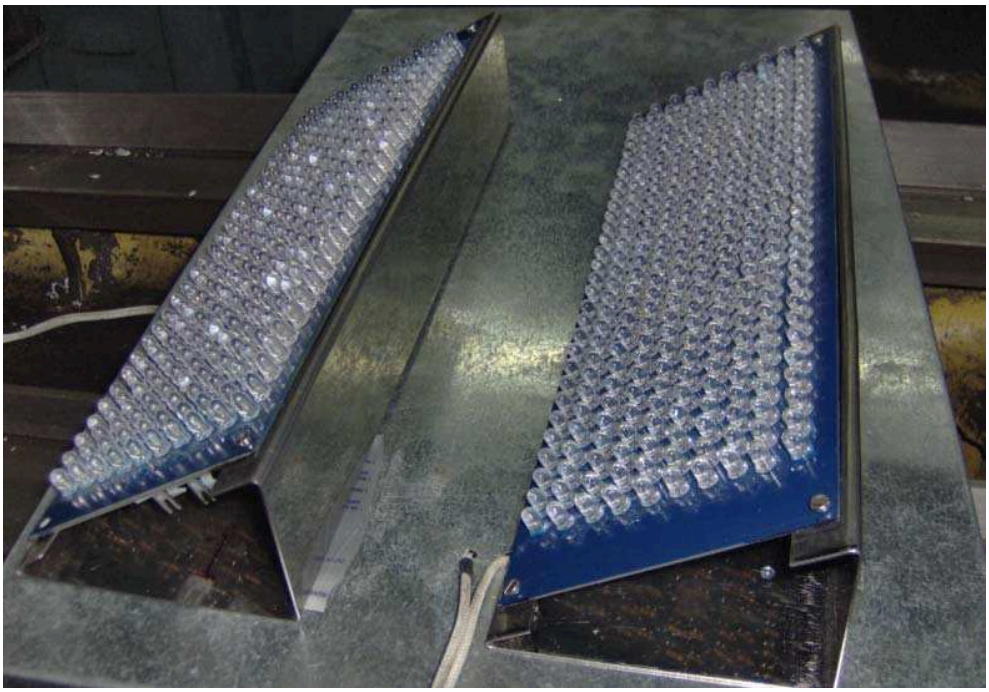


Figura 2.5 Montaje de las matrices de leds

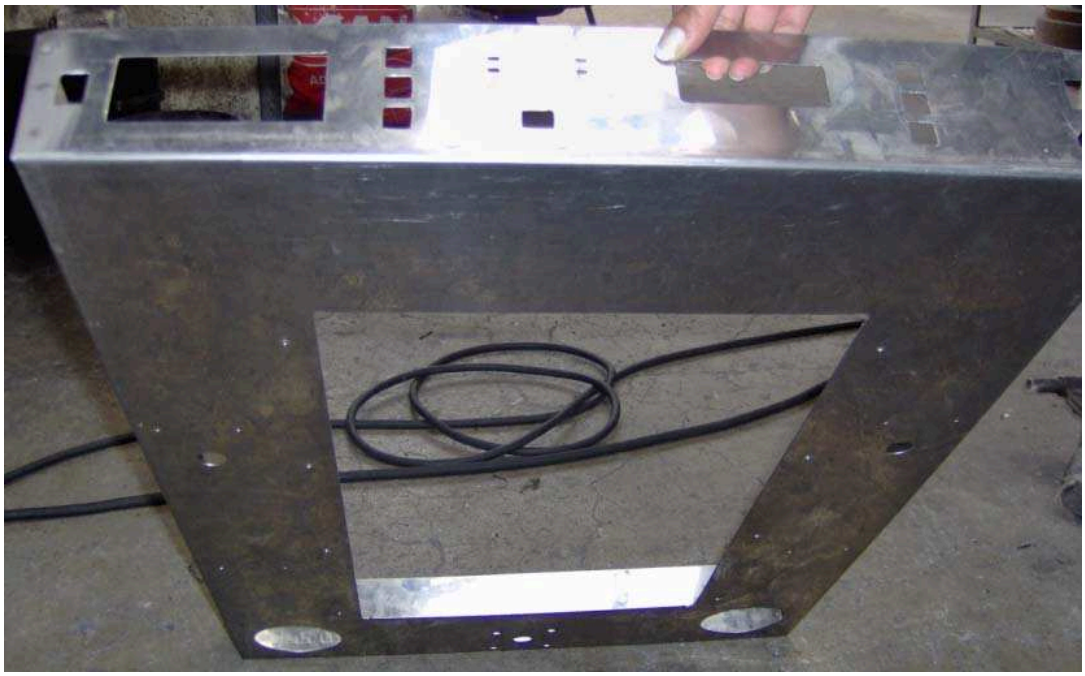


Figura 2.6 Caja de controles

2.2 DISEÑO DE LOS CIRCUITOS ELECTRÓNICOS

La termocuna con fototerapia tiene dos controles principales que son: la climatización y la fototerapia.

La climatización consiste en que mediante el sensor de temperatura el LM35DT y el sensor de humedad HIH3610 se recoge los datos de temperatura ambiente y humedad relativa respectivamente, los cuales son ingresados al microprocesador PIC16F877A, el cual se encarga de mantener al panel calefactor en la temperatura requerida y a la humedad dentro de un rango preestablecido usando un humidificador comercial. Tanto los set point de temperatura ambiente como el de humedad se los puede ingresar mediante teclado o por un HMI y visualizar en un LCD o por HMI. También se tiene la opción de visualización de la temperatura corporal del recién nacido, esto se logra con el sensor de temperatura AIR SHIELD SKIN TEMP PROBE 68 - 209 – 70, el cual es un termistor adecuado para la aplicación en neonatos.

El control con fototerapia consiste en brindar al médico la opción de escoger entre dos tipos de intensidad luminosa (llamados en lo posterior normal e intensa), la que se obtiene mediante dos matrices de 300 leds cada una, y el número de horas de tratamiento, este sistema está continuamente informando el tiempo de tratamiento transcurrido y las horas de vida útil de los leds.

Para realizar el control de las variables mencionadas anteriormente se han diseñado 3 tarjetas de control y 2 tarjetas de matrices de leds necesarios para la aplicación de fototerapia. Se diseñó tres tarjetas de control para que el sistema de climatización pueda ser utilizado independiente del de fototerapia.

2.2.1 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA TARJETA MASTER

La termocuna con fototerapia tiene como principal a la tarjeta master, módulo central de procesamiento digital basado en el microprocesador PIC16F877A. En esta tarjeta se realiza las funciones correspondientes a conversión A/D, control de temperatura, control de humedad, comunicación con el HMI, y además está relacionada parcialmente con el funcionamiento de las demás partes del sistema.

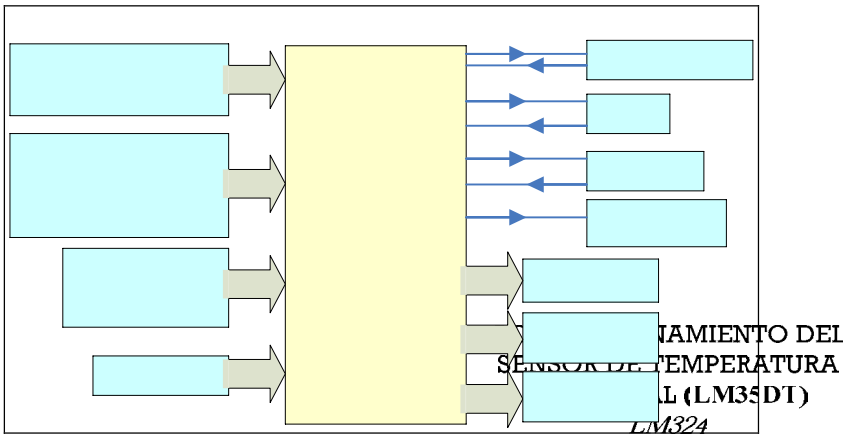


Figura 2.7 Diagrama de flujo de la tarjeta master

A esta tarjeta llegan las señales de todos los sensores y sus respectivos acondicionamientos que van a tres entradas análogas del microprocesador.

Pin	Nombre	Función
1	MCLR	Master on reset
2	RA0	Entrada para acondicionamiento del sensor de temperatura ambiente LM35DT
3	RA1	Entrada para acondicionamiento del sensor de temperatura corporal
4	RA2	Salida para buzer de alarma
5	RA3	Entrada para el sensor de temperatura humedad HIH3610
8	RE0	Salida para control on/off del humidificador comercial
13	OSC1	Pin para conectar oscilador de 20MHz
14	OSC1	Pin para conectar oscilador de 20MHz
15	RC0	Pin de datos para manejo del LCD
16	RC1	Pin de datos para manejo del LCD
17	RC2	Pin de datos para manejo del LCD
18	RC3	Pin de datos para manejo del LCD
23	RC4	Pin de R/S del LCD
24	RC5	Pin E del LCD
25	RC6	Pin para transmisión de datos hacia el pic de control de temperatura

19	RD0	Salida led de alarma por sobre temperatura
20	RD1	Salida led de alarma por baja humedad
21	RD2	Pin de transmisión de datos hacia el max232 (pin 12) para comunicación con la PC
22	RD3	Pin de recepción de datos desde el max232 (pin 11) para comunicación con la PC
34	RB1	Entrada para pulsante de menú ENTER
35	RB2	Entrada para pulsante de menú SUBIR
36	RB3	Entrada para pulsante de menú BAJAR
37	RB4	Pin de transmisión de datos para pic de fototerapia
38	RB5	Pin de recepción de datos de datos del pic de fototerapia
39	RB6	DPIN pin de datos I2C para escribir y leer el reloj DS1307
40	RB7	CPIN pin de señal de reloj I2C

Tabla 2.1 Funciones de la tarjeta master

2.2.1.1 Sensores utilizados

1) Temperatura ambiental

Para la manipulación de la temperatura ambiental, la cual no será mayor a 40 ºC se eligió utilizar el sensor de temperatura LM35DT.

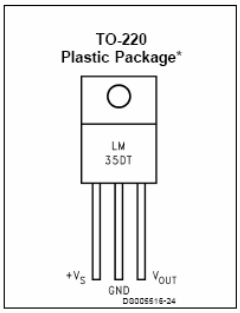


Figura 2.8 Sensor de temperatura LM35DT

Parámetro	Valor
Voltaje de alimentación	4 – 30 V
Rango de temperatura	-55 – 150ºC
Voltaje de salida	10mV/ºC

Tabla 2.2 Características principales del sensor de temperatura LM35DT

Como se observa en la tabla 2.2 el sensor da una señal eléctrica, sin embargo no está dentro del rango que manipula el microprocesador (0-5V) por lo que se requiere que este sea amplificado.

Circuito acondicionador

El acondicionamiento está diseñado para que a 0ºC obtener 0V y a 50ºC obtener 5V.

$$Vin_{0^oC} = 0V$$

$$Vin_{50^oC} = 50 \times 10mV = 500mV$$

Si a:

$$Vout_{0^oC} = 0V$$

$$Vout_{50^oC} = 5V$$

Entonces requerimos una ganancia de:

$$G = \frac{Vout_{50^oC}}{Vin_{50^oC}} = \frac{5V}{0{,}5V} = 10$$

Al conocer la ganancia se elije un amplificador no inversor de G=10:

$$G = 10 = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Asumo R1= 1KΩ

HALLO R2=9KΩ≈9.1KΩ

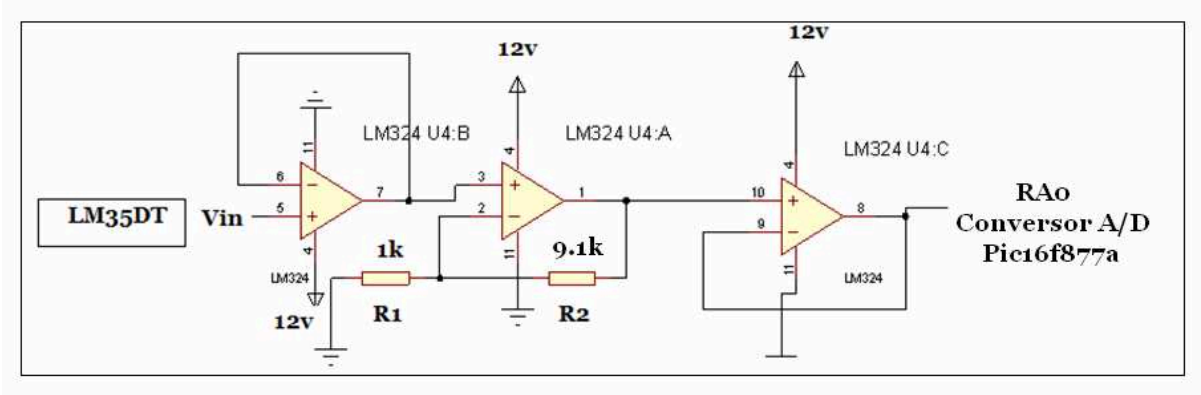


Figura 2.9 Circuito acondicionador DEL LM35DT

2) Temperatura corporal

Para la medición de temperatura corporal se trabaja con una sonda de temperatura AIR-SHIELDS, que en realidad es un termistor NTC. Los termistores NTC se fabrican a base de mezclar y sinterizar óxidos dopados de metales como el níquel, cobalto, manganeso, hierro y cobre. El proceso se realiza en una atmósfera controlada dándoles la forma y tamaño deseados. La proporción de óxidos determina la resistencia y el coeficiente de temperatura.

La principal característica de este tipo de resistencias es que tienen una sensibilidad del orden de 10 veces mayor que las resistencias metálicas y aumentan su resistencia al disminuir la temperatura.

Los termistores se fabrican por sintetización del semiconductor en polvo, lo que permite preparar resistencias del valor más adecuado y de tamaño reducido, del orden de milímetros. Este procedimiento de preparación, junto a sus características eléctricas, hace de los termistores elementos que pueden realizar la medida de temperaturas en una región muy reducida, casi puntual, y además debido a que su calor específico es pequeño, ofrecen una velocidad de respuesta muy elevada.

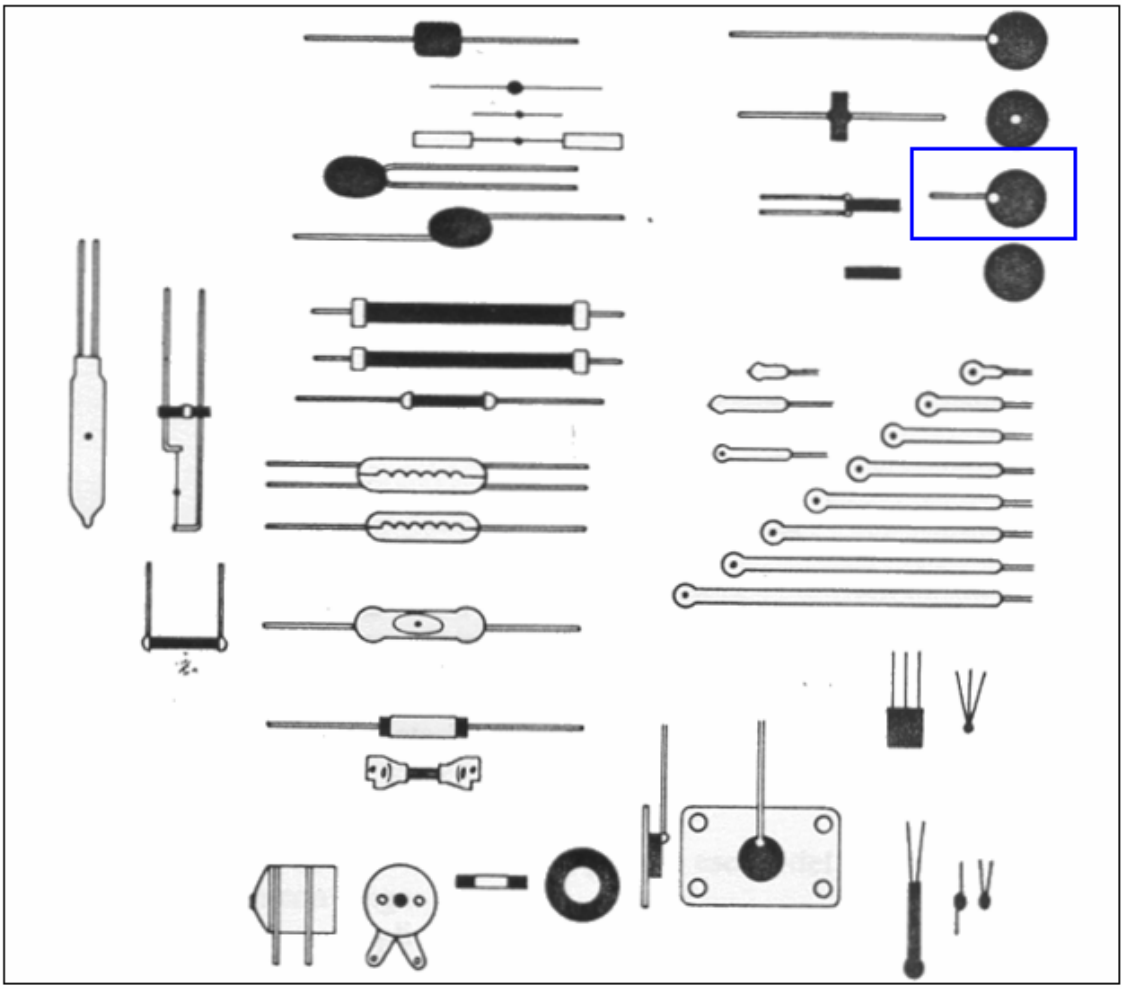


Figura 2.10 Distintas formas de los termistores NTC

La estabilidad de un termistor depende de su preparación y de las condiciones de utilización. El rango de utilización de los termistores se extiende hasta temperaturas cercanas a la del helio líquido pero sólo puede subir hasta unos 300 °C. Hay que tener en cuenta que la temperatura de licuación de estos materiales es bastante baja en comparación con los metales. Como contrapartida, resulta necesario calibrar cada uno de los termistores, pues no son intercambiables los valores de uno a otro elemento.

Figura 2.11 Sensor de temperatura corporal

Parámetro	**Valor**
Marca	AIR SHIELD
Código	SKIN TEMP PROBE 68 - 209 – 70
Resistencia	5,9kΩ a 25ºC
Rango de temperatura	-25 a 125ºC
Constante de disipación	8.5 mW/°C

Tabla 2.3 Características principales del sensor de temperatura corporal

Circuito de acondicionamiento:

Los termistores funcionan acorde a la formula:

$$R_f = R_o e^{\beta\left(\frac{1}{T_1}-\frac{1}{T_o}\right)}$$

Donde:

$R_t =$ Resistencia en ohmios a la temperatura absoluta T

$Ro =$ Resistencia en ohmios a la temperatura absoluta de referencia (25ºC= 298,15ºK)=5,9KΩ

T = Temperatura en grados Kelvin

R = Resistencia del termistor

El valor de B se puede encontrar midiendo la resistencia del termistor a dos temperaturas conocidas To y T_1 Si la resistencia respectiva es R_1 y R_2 tendremos:

$$\beta = \frac{In(R1 \div R2)}{\left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2}\right)}$$

TEMPERATURA ºC	TEMPERATURA ºK	RESISTENCIA kΩ
30	303,15	5,3
40	313,15	4,3

Tabla 2.4 Resistencia experimental a dos temperaturas distintas

Entonces beta es:

$$\beta = \frac{In(5{,}3k \div 4{,}3k)}{\left(\frac{1}{303{,}15} - \frac{1}{313{,}15}\right)} = \frac{0{,}20909}{1{,}05339 \times 10^{-4}} = 1984{,}93818 \approx 1985$$

Aplicando la formula:

$$R_f = R_o e^{\beta\left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_o}\right)}$$

Se obtiene el siguiente cuadro de valores teóricos, se puede observar que el termistor no es lineal.

TEMPERATURA ºC	TEMPERATURA ºK	RESISTENCIA kΩ
0	273,15	10,87
10	283,15	8,4
20	293,15	6,6
30	303,15	5,3
40	313,15	4,3
50	323,15	3,5

Tabla 2.5 Resistencia teórica a temperaturas distintas

Al tratarse de un sensor resistivo no lineal se requiere linealizar la señal. En este caso se utilizó el método de la resistencia en paralelo, para obtener la mayor linealidad se trabaja con la resistencia de la mitad del rango de medición.

$$R_L = R_{T_C} \frac{B - 2T_C}{B + 2T_C}$$

Si el rango de medición es de 0 ºC a 50ºC la resistencia a 25ºC es: R_{T_C} =5,9KΩ

$$R_L = 5{,}9K\Omega \frac{1985 - 2(298{,}15)}{1985 + 2(298{,}15)}$$

$$R_L = 3{,}17K\Omega \approx 3{,}2K\Omega \text{ Resistencia de linealizaciòn}$$

Para obtener una señal eléctrica de una señal resistiva se ubica al sensor en puente de resistencias donde $R_L = R_1 = R_2 = R_3 = 3{,}3K\Omega$

Valores a 50ºC:

$$V_2 = 12V \times \frac{3{,}3k\Omega}{3{,}3\Omega + 3{,}3k\Omega} = 6V$$

$$V_1 = 12V \times \frac{3{,}3k\Omega}{3{,}3k\Omega + 4{,}97k\Omega \coprod 3{,}3k\Omega} = 12V \times \frac{3{,}3k\Omega}{3{,}3k\Omega + 1{,}98k\Omega}$$

$$V_1 = 7{,}5\text{V}$$

Valor de voltaje que ingresa al amplificador de instrumentación AD620:

$$V_2 - V_1 = 7{,}5V - 6V = 1{,}5V$$

Por lo que se requiere una ganancia de:

$$G = \frac{Vout_{50^oC}}{Vin_{50^oC}} = \frac{5V}{1{,}5V} = 3{,}33$$

Utilizando el amplificador de instrumentación AD620 se requiere la resistencia Rg:

$$R_g = \frac{49{,}4k\Omega}{G-1}$$

$$R_g = \frac{49{,}4k\Omega}{3{,}33-1} = 21{,}2K\Omega$$

Parámetro	**Valor**
Voltaje de alimentación	±2.8V a ±18V
Voltaje de salida	±10V
Ganancia	$1+\frac{49.4K\Omega}{R_g}$
RL	2KΩ

Tabla 2.6 Características principales del amplificador AD620

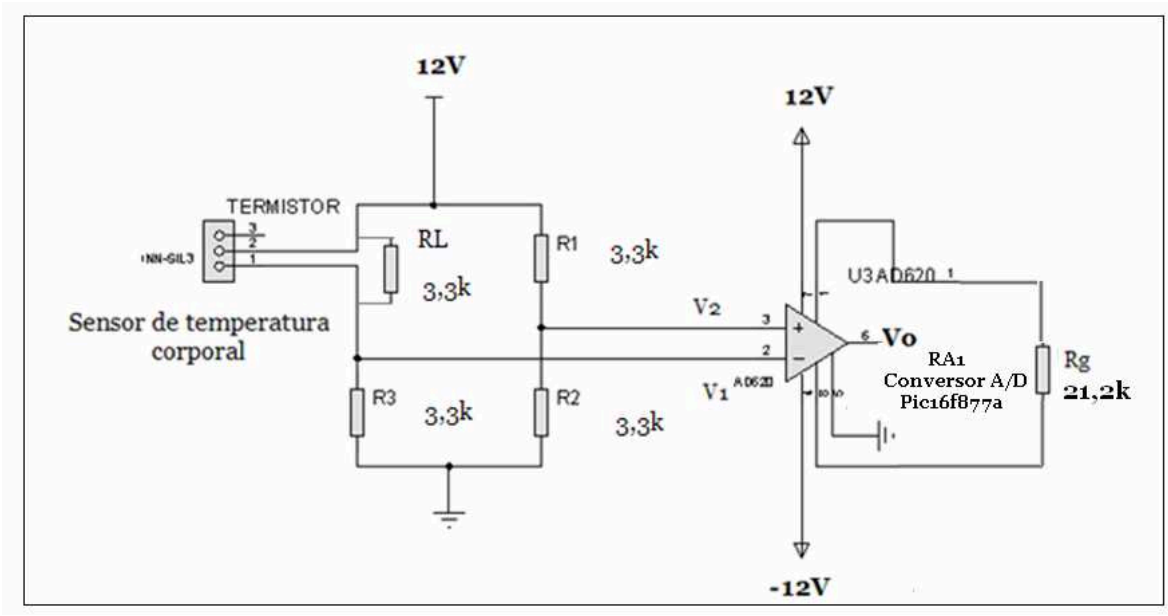


Figura 2.12: Circuito acondicionador del termistor (sensor de temperatura corporal)

El sensor de temperatura ambiental y su respectivo acondicionamiento son utilizados para visualizar continuamente la temperatura del bebé.

3) Humedad

Para registrar los valores de humedad relativa del ambiente donde se encuentre ubicado el sistema se utilizó el sensor inteligente HIH3610, el cual no necesita acondicionamiento y a 5V se encuentra calibrado.

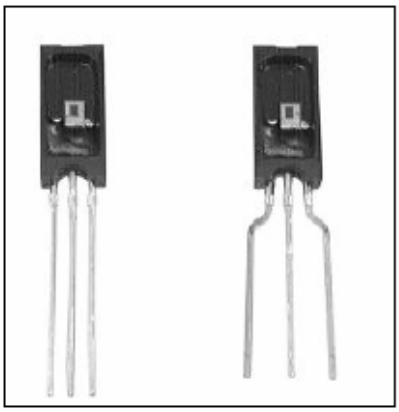


Figura 2.13 : Sensor de humedad HIH3610

Parámetro	**Valor**
Voltaje de alimentación	5 V
Rango de humedad	0 – 100 %
Voltaje de salida	0,8 – 4,07

Tabla 2.7 Características principales del sensor de humedad HIH3610

En la figura 2.14 se observa el gráfico de la respuesta del sensor de humedad. Cuando se conecta a un microprocesador, la tensión de salida del sensor se mide con el convertidor analógico digital interno (ADC) y se almacena en una variable como un número entre 0 y 255. Cada escalón del ADC es 5V/256 = 0.0195, usando una fuente de alimentación de 5V.

El gráfico de la figura 2.10 muestra un corrimiento de aproximadamente 0,8V, lo que significa un valor del ADC de 41 (0,8 / 0,0195). La pendiente de humedad relativa RH se establece en aproximadamente 0,0306V por %RH, o sea, 1,57 pasos del ADC por %RH.

El %RH real se puede calcular mediante la siguiente fórmula:

%RH = (Valor del ADC - Corrimiento) / Pendiente del gráfico = (Valor del ADC - 41) / 1,57.

Sin embargo, el lenguaje de programación del microprocesador no se puede manejar fracciones, de manera que la división por 1,57 en realidad se ejecuta multiplicando primero por 100 y dividiendo luego por 157 así:

%RH = ((Valor del ADC - 41) X 100) / 157

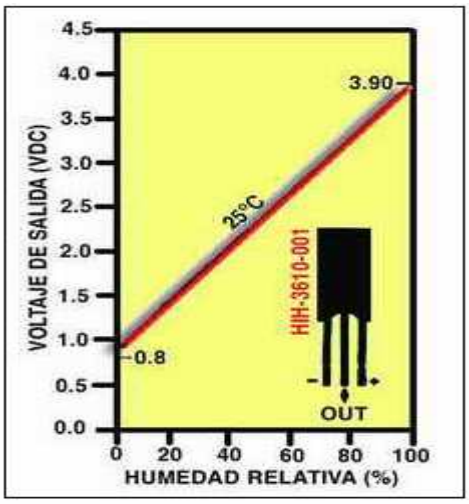


Figura 2.14 Respuesta del sensor de humedad HIH3610

Después de obtener en la tarjeta master los valores de las variables ya en digital se los visualiza en un LCD de 20 x 4, en esta tarjeta se cuenta también con tres pulsantes que permiten seleccionar determinados valores de set point para temperatura ambiental y humedad. Adicionalmente se puede visualizar hora y fecha continuamente, información que se consigue utilizando el reloj comercial DS1307.

La humedad es controlada mediante un relé (RL1), el cual activa o desactiva un humidificador comercial. El relé mantiene activado al humidificador si la humedad relativa es 10% menor del valor de set point de humedad seteado y lo desactiva si el valor de humedad relativa es igual o mayor al set point de humedad.

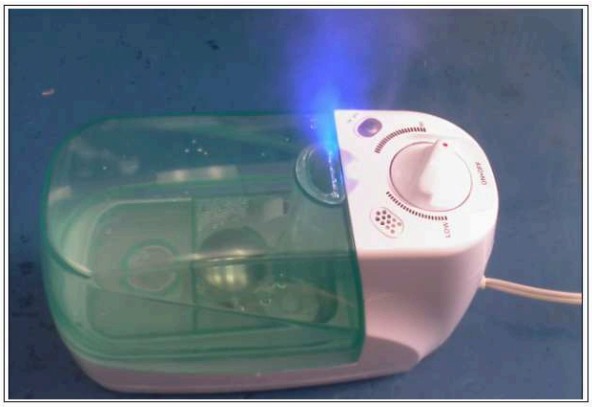


Figura 2.15 Humidificador comercial

Comunicaciones

El prototipo utiliza varias comunicaciones las cuales las realiza la tarjeta master y son:

- Comunicación SERIAL RS232 (transmisión y recepción) con PC.
- Comunicación I2C (lectura y escritura) con DS1307 (reloj en tiempo real).
- Comunicación SERIAL (transmisión y recepción) con tarjeta de fototerapia.
- Comunicación SERIAL (transmisión) con tarjeta de control de temperatura.

El microcontrolador de la tarjeta master es el único que se comunica con la PC y sirve de enlace de comunicación con la tarjeta de fototerapia y la tarjeta de control de temperatura.

La tarjeta master tiene comunicación SERIAL RS232 con una PC mediante un HMI utilizando el circuito integrado MAX232. El HMI es capaz de recibir datos de temperatura ambiental, temperatura corporal, humedad, tipo de fototerapia y las horas de tratamiento aplicadas con el fin de almacenarlos en una tabla y mantener en un registro los datos que podrán ser utilizados cuando el médico lo considere necesario.

Se podrá enviar los set point de temperatura ambiental, humedad, tipo de fototerapia, horas de aplicación de la fototerapia y encerar el registro del contador de vida útil de los leds.

Para que el HMI visualice e ingrese valores de horas y tipo de fototerapia, la tarjeta master se comunica en modo SERIAL con la tarjeta de fototerapia. La tarjeta de fototerapia tiene comunicación serial con la tarjeta master en modo de recepción y transmisión.

En modo transmisión envía datos de tipo de fototerapia (normal o intensa) y horas de fototerapia aplicada al neonato (1 a 9 horas), condiciones que varían según el tipo de ictericia que presente el neonato, y solamente se los podrá visualizar en tiempo real cuando se lo conecte a una PC.

En modo recepción recibe valores de tipo de fototerapia y horas de fototerapia cuando esté conectado a una PC a través del HMI.

La tarjeta de control de temperatura se comunica en forma serial con la tarjeta master trabajando solamente en modo recepción, ya que recibe set point de temperatura ambiente desde la PC o del teclado del sistema y el valor de la temperatura ambiente que proviene de la tarjeta master.

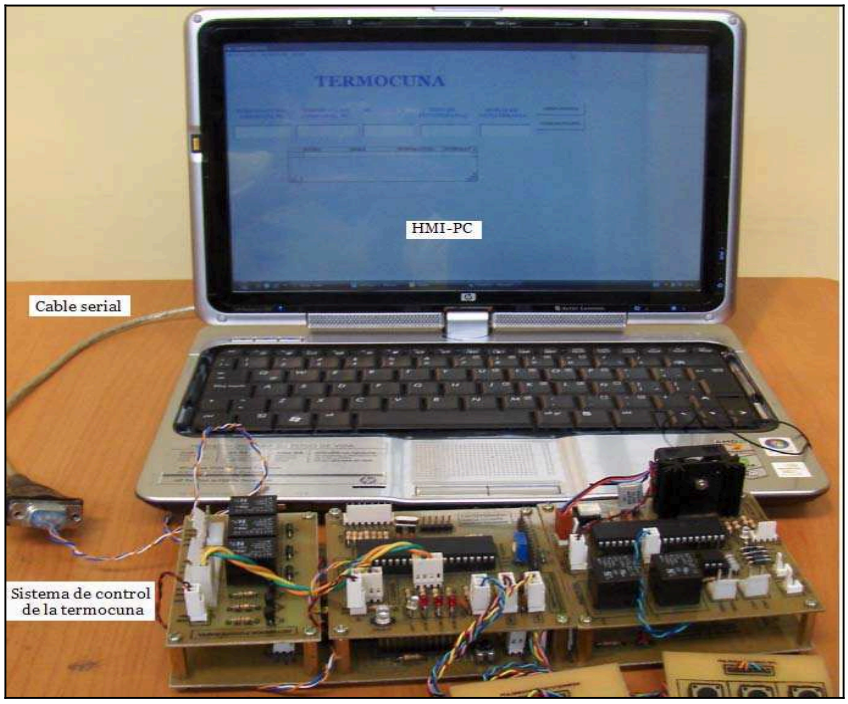


Figura 2.16 Comunicaciones de la placa master con los demás elementos

Visualización

Se emplea un LCD alfanumérico 4x20 en el cual se tiene visualización de hora, fecha, temperatura ambiente, temperatura corporal del neonato y humedad relativa del ambiente respectivamente. El LCD está conectado al PIC con un bus de datos de 4 bits para reducir el número de pines a utilizar en el micro.

Para la visualización de la hora del día y fecha del año se utiliza el circuito integrado DS1307 que es un reloj en tiempo real (RTC), el cual se comunica con el PIC a través de comunicación I2C. Una batería de 3V es la que le mantiene en funcionamiento al RTC cuando no hay alimentación DC, por tal razón cuando se apaga todo el circuito, y luego se vuelve a prender, se puede notar que el reloj no se ha desigualado.

Alarmas

El prototipo consta de una alarma visual y auditiva. La primera tiene 2 indicadores, un led se enciende cuando existe temperaturas superiores a 36 º C en el ambiente; el segundo se encenderá si la humedad desciende del 30 %. La alarma auditiva es un BUZER (chicharra) que con ayuda de un transistor 2N3904 se acciona cuando los factores antes mencionados se encuentran dentro de los parámetros establecidos.

Programación

La figura 2.17 muestra 3 pulsantes que están colocados en una placa PCB (pulsadores master) para la programación de los parámetros del prototipo. El circuito antirrobotes se encuentra en la placa PCB del master.

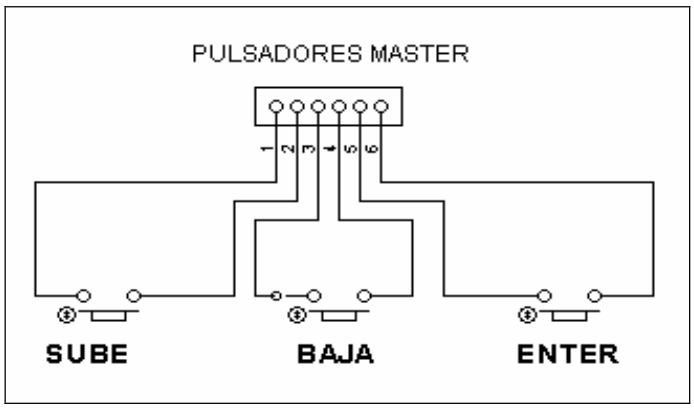


Figura 2.17 .A Circuito implementado para los pulsantes PCB

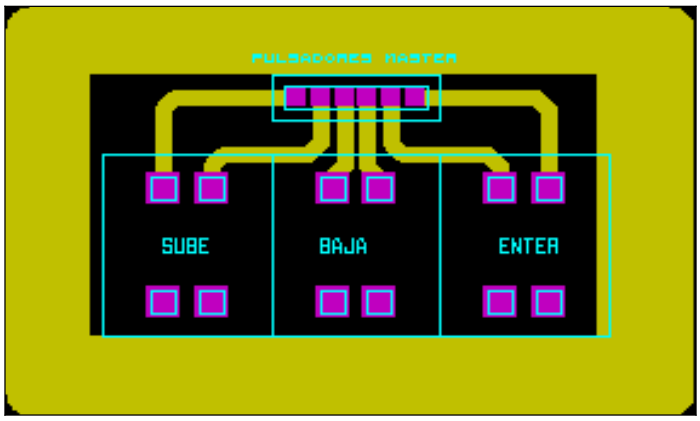


Figura 2.17 .B Circuito impreso PCB

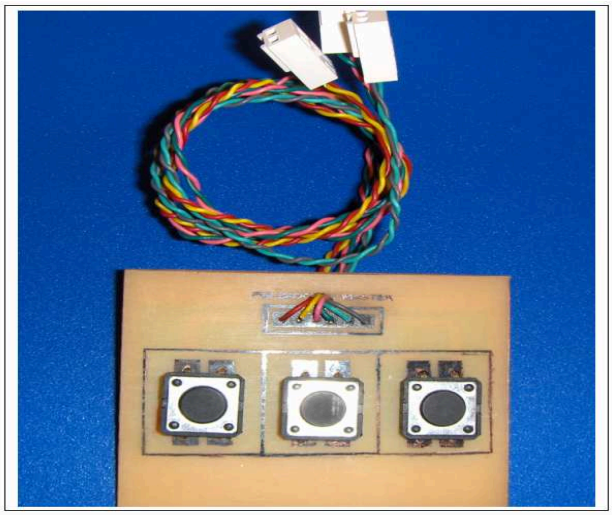


Figura 2.17 .C Circuito final de pulsante del master

TARJETA MASTER DE EL PROTOTIPO

En la figura 2.18 se muestran los esquemas de la tarjeta conformados por el microcontrolador PIC16F877A, el circuito integrado DS1307 (RTC) con su respectiva batería de respaldo de energía, el circuito integrado AD620 con un conector para la entrada del termistor usado en el sensado de temperatura corporal, el CI. LM324 con entrada para el sensor LM35DT que sirve para el sensado de temperatura ambiente, el CI. MAX232 el cual se emplea para la comunicación SERIAL con la PC, un conector para la visualización de los parámetros a través de un LCD alfanumérico 4x20, un RELE NT73-2C-10 para el control ON-OFF de la humedad y la entrada respectiva del sensor de humedad HIH3610, tres pulsadores que ayudan a la programación tanto de set points como de igualación del RTC, un BUZER que sirve de sonido auditivo para el sistema de alarmas y salida de leds indicadores que complementan el mismo; cada uno de estos con sus respectivos acondicionamientos recomendados por los fabricantes de los circuitos integrados.

Figura 2.18.A . Circuito implementado de la placa master

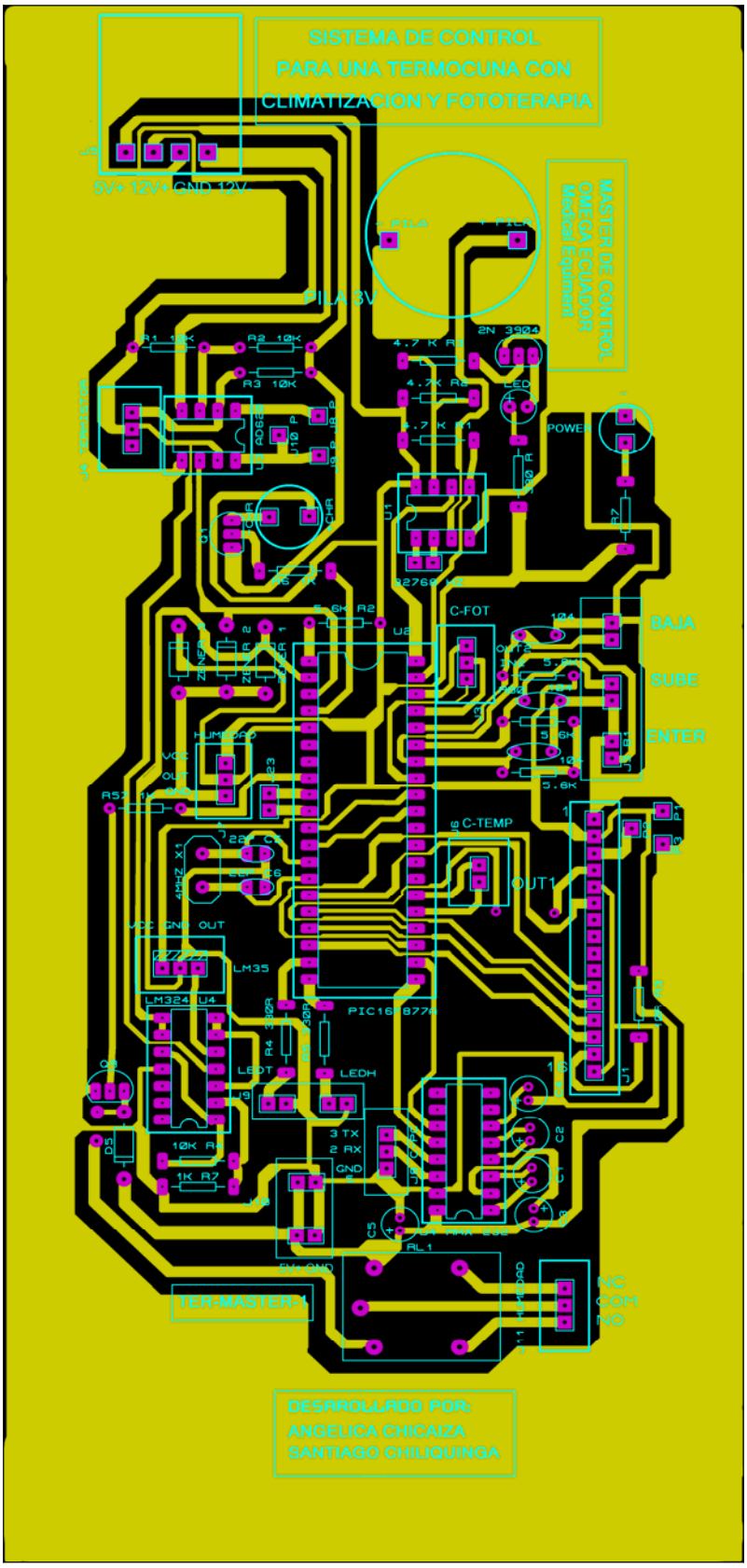


Figura 2.18.B . Circuito impreso de la placa master

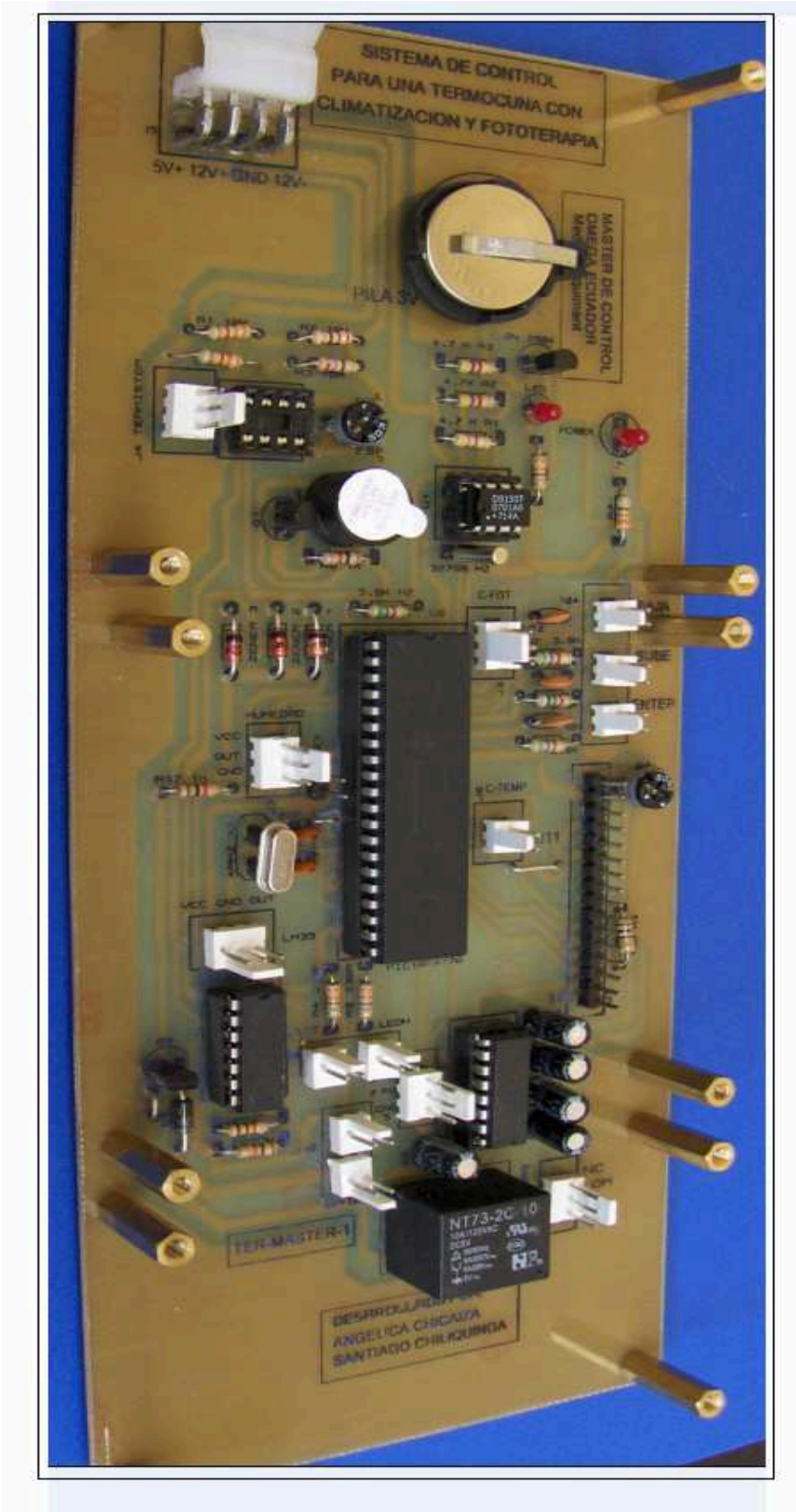


Figura 2.18.C Placa master final

2.2.2 DISEÑO Y CONSTRUCCIÒN DE LA TARJETA DE CONTROL DE TEMPERATURA

En esta tarjeta se realiza el control de temperatura de dos formas distintas control on/off y control de fase directo, según la selección del usuario. Los datos de temperatura ambiental y set point de temperatura son enviados desde la tarjeta master hacia la de control de temperatura, ésta los manipula para mantener estable la temperatura que brindará calor al recién nacido con cualquiera de los dos controles. Para recibir los datos de temperatura y set point se utiliza comunicación serial entre microprocesadores

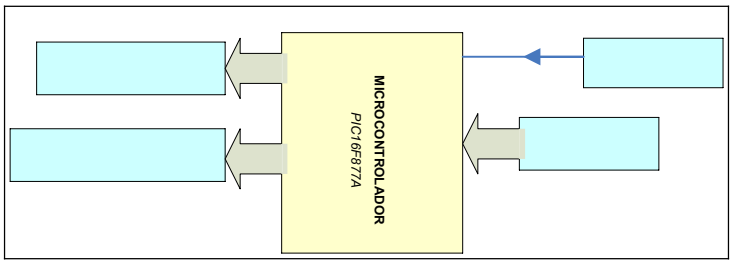


Figura 2.19 Diagrama de flujo de la tarjeta de control de temperatura

Las señales utilizadas de esta tarjeta, y las funciones que cada una realiza, se explican en la tabla 2.8

Pin	Nombre	Función
1	MCLR	Master on reset
13	OSC1	Pin para conectar oscilador de 20MHz
14	OSC1	Pin para conectar oscilador de 20MHz
15	RC0	Salida de la señal del control de fase
16	RC1	Salida de la señal para control ON/OFF
17	RC2	Salida de la señal para rele selector ON/OFF-control de fase
18	RC3	Salida para led visualizador selección ON/OFF
25	RC6	TX para comunicación con la tarjeta master
26	RC7	RX para comunicación con la tarjeta master
19	RD0	Salida led visualizador selección control de fase
20	RD1	Salida de la señal de control para el ventilador para enfriar el transistor del control de fase

33	RB0	Entrada para la señal de cruce por cero
34	RB1	Entrada para switch selector ON/OFF-control de fase

Tabla 2.8 Funciones de la tarjeta de control de temperatura

Comunicaciones

La tarjeta de control de temperatura utiliza comunicación SERIAL en modo de recepción con la tarjeta master; en forma continua recibe el valor actual de temperatura ambiente y el set point para realizar tanto el control on-off como el control de fase directo.

Circuito de Control

Como se mencionó anteriormente se dispone de dos tipos de control de temperatura on/off y control de fase directo, los mismos que puede ser seleccionados a través de un switch.

Control on/off

Para el primer caso de control se cuenta con dos reles NT73-2C-10, el primero permite elegir el tipo de control que se aplica al prototipo, y el segundo relé es el encargado de realizar el control on-off con una histéresis de 2ºC (figura 2.20). Además la selección es visualizada en un led.

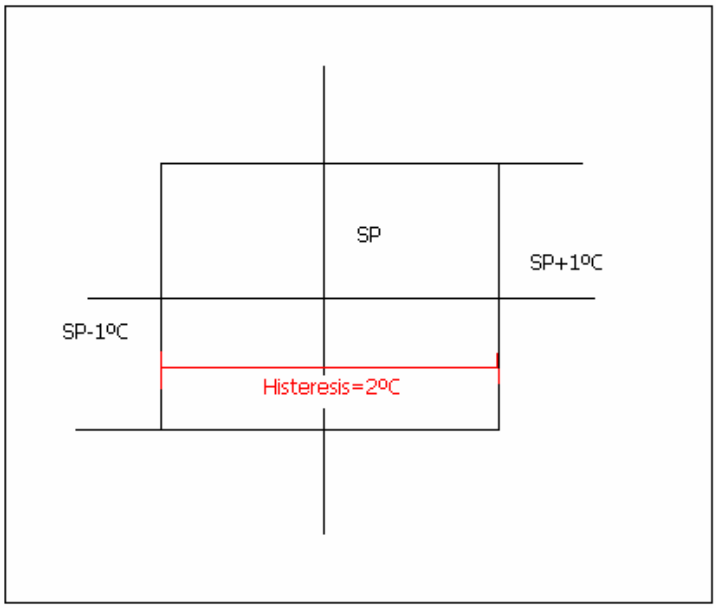


Figura 2.20: Control de temperatura con 2ºC de histéresis

Control de fase directo

Para este tipo de control se trabaja con el triac BTA41-600B debido a que cumple con los requerimientos para activar el elemento calefactor; para disparar el triac BTA41-600B se utiliza el circuito de la figura 2.21 y se tiene las siguientes relaciones:

TRIAC BTA41-600B

$$V_{GT(\max imo)} = 1{,}3V \quad se \quad escoge \quad V_{GT} \approx 1V$$
$$I_{GT(MAXIMO)} = 100mA \quad se \quad escoge \quad I_{GT} \approx 35mA$$
$$V_{R3} = Vin - V_R - V_{GT} = \sqrt{2} * 120V - 3V - 1V = 165{,}70V$$
$$R_3 = \frac{V_{R3}}{I_{GT}} = \frac{165{,}70V}{35mA} = 4{,}734K\Omega \rightarrow R_3 = 4{,}7K\Omega$$

MOC3020

$$V_F = 1{,}5V$$
$$V_R = 3V$$
$$I_{F(MAXIMA)} = 60mA \rightarrow 10mA$$
$$V_{R1} = 5V - V_F = 5V - 1{,}5V = 3{,}5V$$
$$R_1 = \frac{V_{R1}}{I_F} = \frac{3{,}5V}{10mA} = 350\Omega \rightarrow R_1 = 330\Omega$$

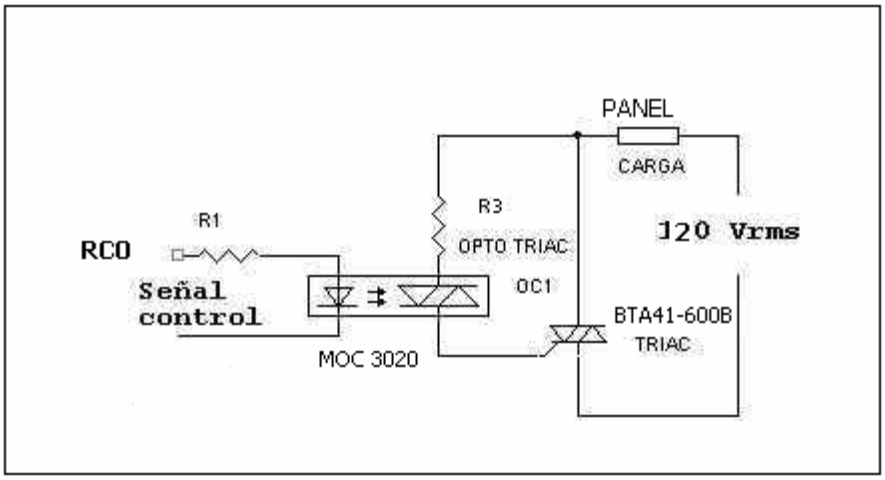


Figura 2.21: Circuito de disparo del triac

Para el disparo del TRIAC la señal de control proviene del microcontrolador PIC16F877A el cual entrega un pulso de disparo de amplitud 5V y ancho de pulso aproximadamente de

180 *uSeg* **(**figura 2.22) , para que el ángulo de disparo pueda ser controlado desde 0 a 180 grados.

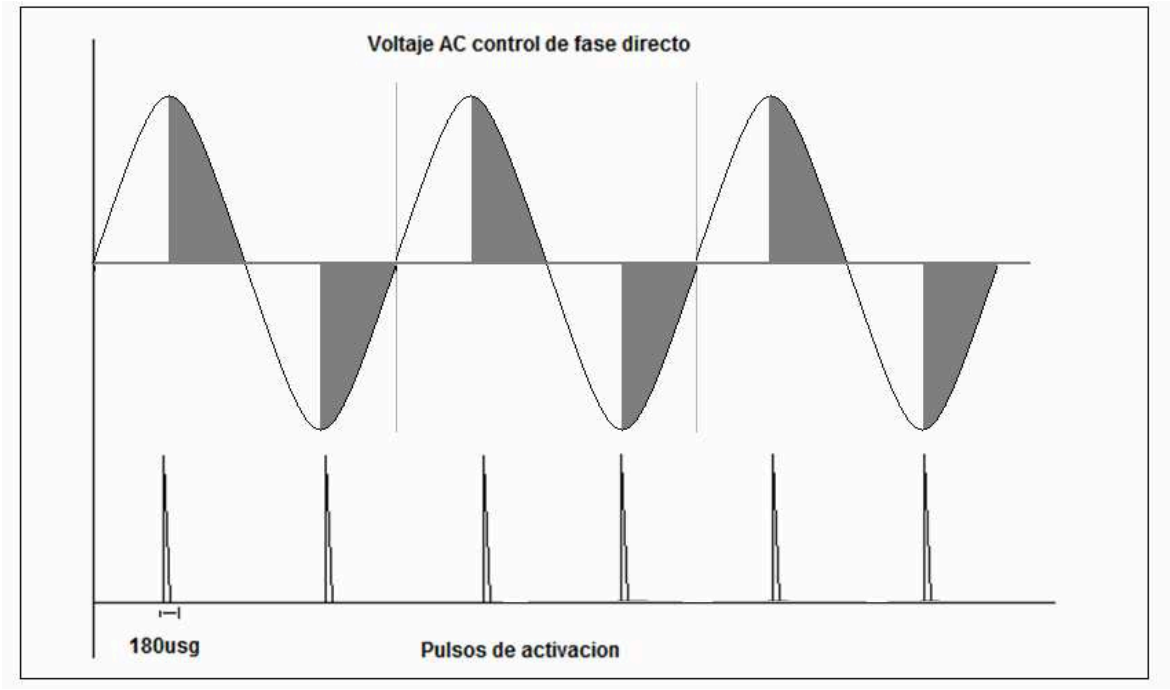


Figura 2.22 Control de fase directo

Para que el control de fase directo esté sincronizado con la red se utiliza el opto acoplador 4N35 el cual está configurado en bajo para entregar la señal de cruce por cero al microcontrolador. Se evita emplear resistencias de potencia a la entrada del 4N35 conectando antes un transformador de 120V/12V a más de servir de aislamiento para las tarjetas del prototipo.

TARJETA DE CONTROL DE TEMPERATURA DEL PROTOTIPO

En la figura 2.23 se ilustra los esquemas con su respectiva placa de circuito impreso que conforma el PIC16F877A, el triac BTA41-600B con su ventilador de 5V, MOC3020, el 4N35, diodos rectificadores, resistencias, transistores 2N3904 con las configuraciones respectivas de cada fabricante de los dispositivos.

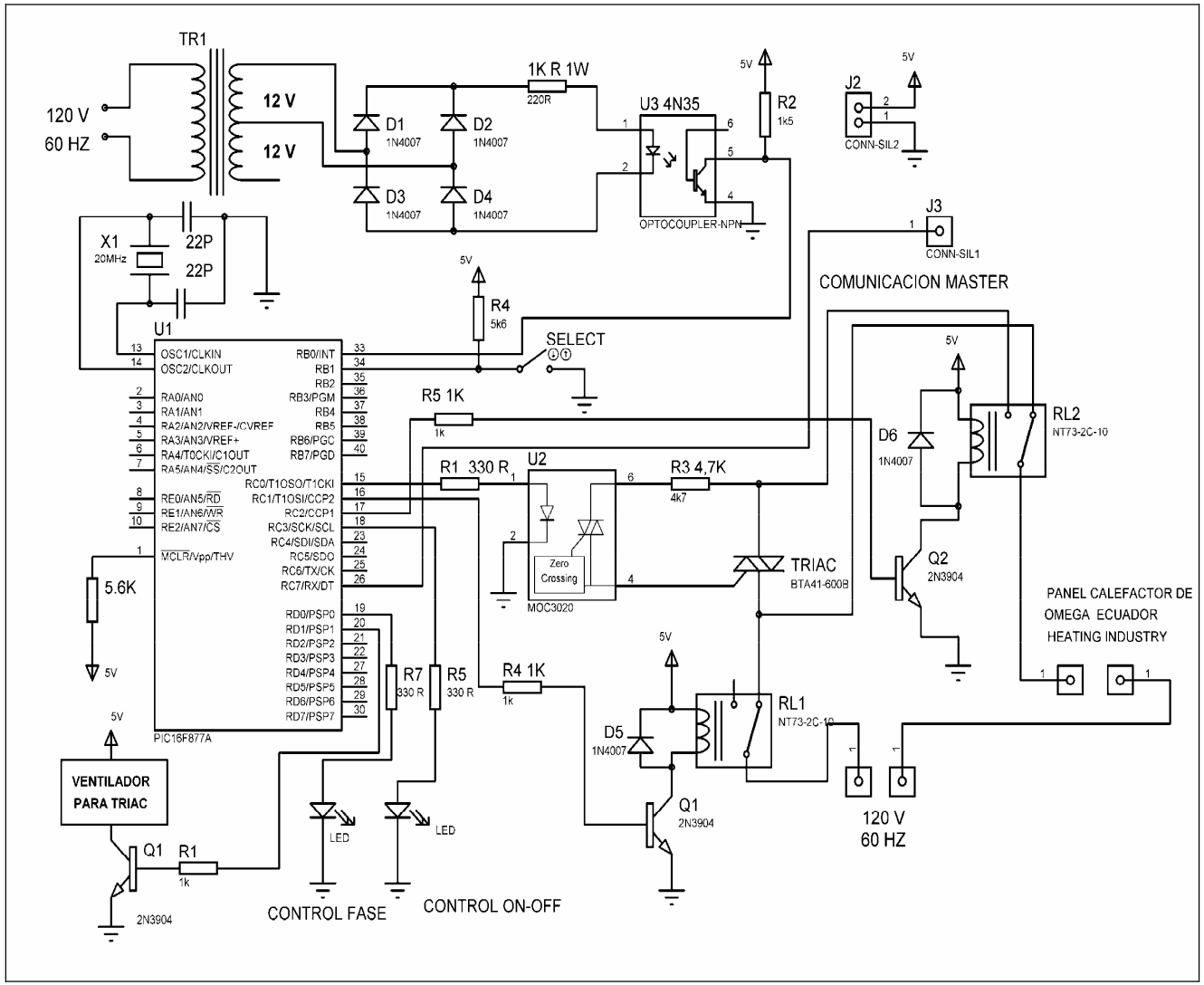


Figura 2.23 A: Circuito final de control de temperatura

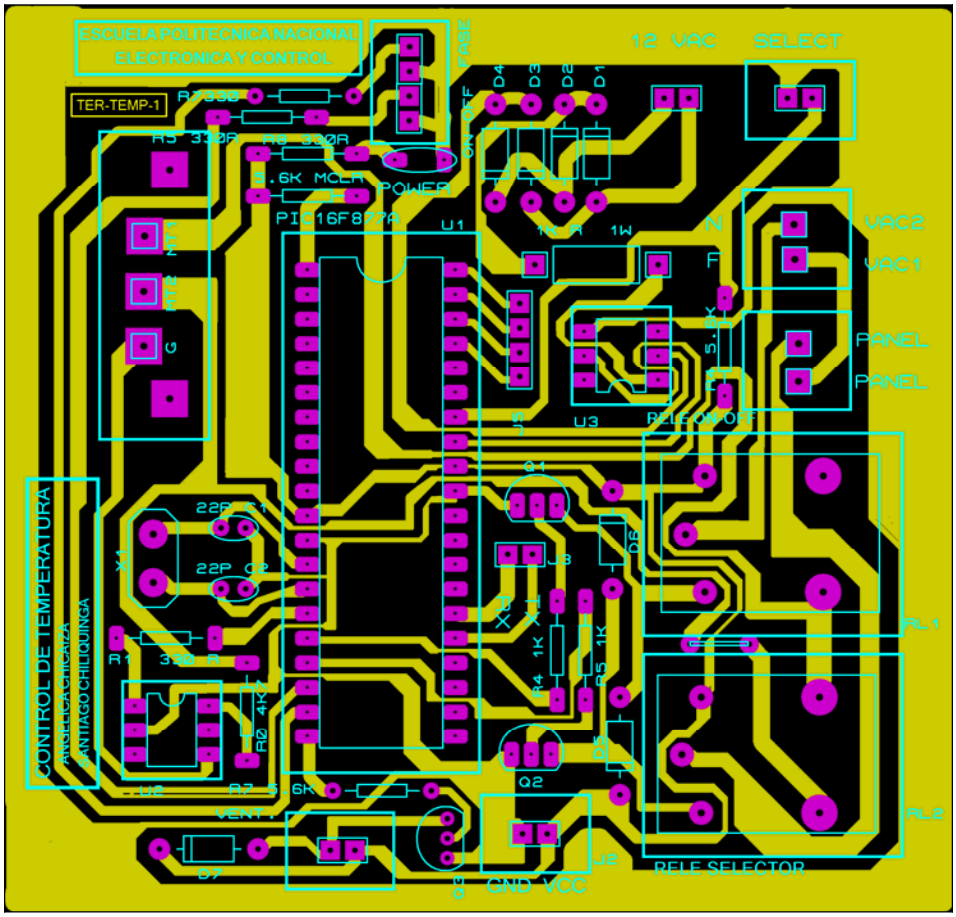


Figura 2.23.B: Circuito impreso de la placa de control de temperatura

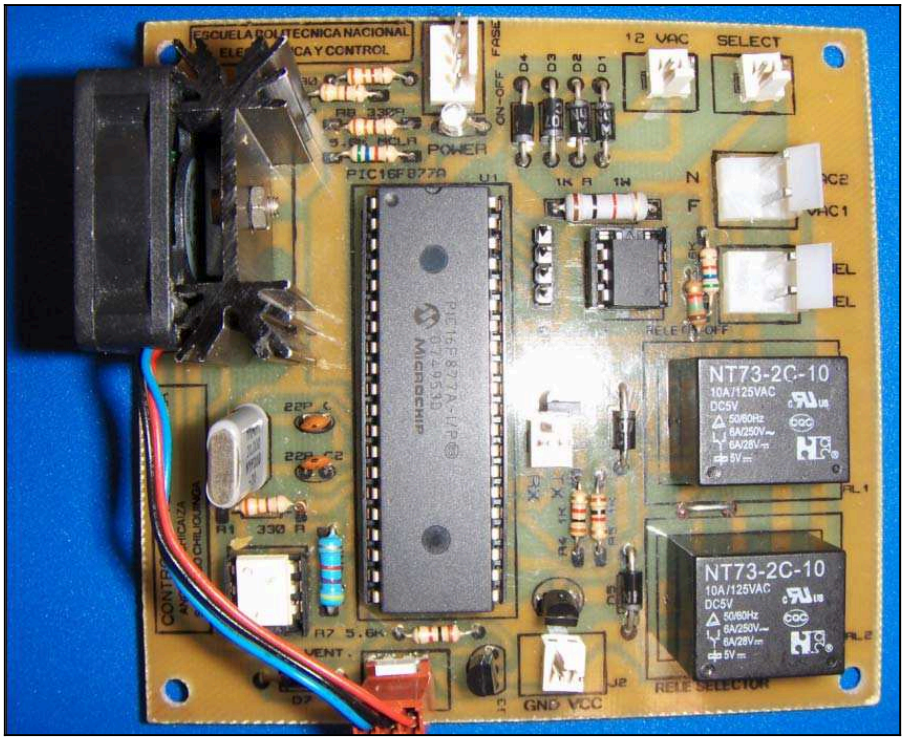


Figura 2.23.C: Circuito de control de temperatura final

PANEL CALEFACTOR

Como elemento calefactor se utilizó un panel de calor radiante fabricado por OMEGA ECUADOR, cuyas características principales se la encuentra en la tabla 2.9.

Parámetro	**Valor**
Voltaje de alimentación	110 V , 60Hz
Corriente	2 A
Resistencia	68 Ω
Dimensiones	30 cm x 50 cm
Peso	2 lbs
Temperatura máxima	50 ºC

Tabla 2.9 Características del panel de calor radiante

La temperatura del panel es controlada por la tarjeta de control de temperatura mediante control on/off o control de fase directo.

Figura 2.24: Panel de calor radiante OMEGA

2.2.3 DISEÑO Y CONSTRUCCIÒN DE LA TARJETA DE FOTOTERAPIA

La tarjeta de fototerapia consta del circuito de control para manipular las dos intensidades de luz con la cual se trata la ictericia. Para el tratamiento tradicional se requiere obtener una irradiancía aproximada de 15mW/cm²nm y para tratamiento intensivo se requiere alrededor de 30mW/cm²nm. Los leds utilizados son de características especiales ya que su

espectro luminoso se encuentra catalogado como luz visible azul, que en los últimos años ha dado los mejores resultados al momento de combatir la ictericia. Esta tarjeta además tiene incorporado un teclado que permite seleccionar el tipo de fototerapia y las horas de exposición del bebé al tratamiento. Del mismo modo que la tarjeta de control de temperatura, ésta también está comunicada serialmente con la tarjeta master mediante la cual se puede tener un interfaz con el HMI. Adicionalmente para no sobrepasar la vida útil de los leds se ha incorporado un conteo de las horas de funcionamiento que hará indispensable la sustitución de los leds cuando éstos hayan llegado al máximo de vida.

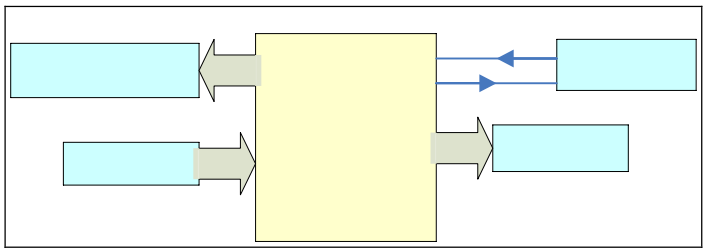


Figura 2.25 Diagrama de flujo de la tarjeta de fototerapia

Las señales utilizadas de esta tarjeta, y las funciones que cada una realiza, se explican en la tabla 2.10.

Pin	Nombre	Función
1	MCLR	Master on reset
2	RA0	Bit de salida datos para visualizar en el LCD
3	RA1	Bit de salida datos para visualizar en el LCD
4	RA2	Bit de salida datos para visualizar en el LCD
5	RA3	Bit de salida datos para visualizar en el LCD
13	OSC1	Pin para conectar oscilador de 20MHz CONTROL FOTOTERPIA *RELE NT73-2C-10*
14	OSC1	Pin para conectar oscilador de 20MHz
15	RC0	Bit para display de 7 segmentos
16	RC1	Bit para display de 7 segmentos PROGRAMACIÓN *PULSADORES*
17	RC2	Bit para display de 7 segmentos
18	RC3	Bit para display de 7 segmentos

I/O

I/O

PIC16F877A

23	RC4	Bit para display de 7 segmentos
24	RC5	Bit para display de 7 segmentos
25	RC6	Bit para display de 7 segmentos
20	RD1	Pin de recepción de datos para comunicación con el pic master
21	RD2	Pin de transmisión salida de datos para comunicación con el pic master
27	RD4	Salida para activar rele de vida máxima de los leds
28	RD5	Salida para conmutación de fuentes de fototerapia
29	RD6	Salida para conmutación de fuentes de fototerapia
33	RB0	Entrada para la señal de pulsador para selección del tipo y horas de tratamiento
34	RB1	Entrada para la señal de pulsador para incrementar valor en la selección del tipo y horas de tratamiento
35	RB2	Entrada para la señal de pulsador para disminuir valor en la selección del tipo y horas de tratamiento
36	RB4	Pin R/S para control del LCD
36	RB5	Pin E para control del LCD

Tabla 2.10 Funciones de la tarjeta de fototerapia

Comunicaciones

Se emplea comunicación serial en modo de recepción recibiendo parámetros desde la PC, horas y tipo de fototerapia. Trabaja en forma de transmisión, enviando datos al computador el cual mantiene un registro del tratamiento aplicado al neonato. Esta información llega a la PC para ser almacenados, esto se lo realiza a través de la tarjeta master.

Programación

La figura 2.26 indica la conexión de los pulsantes que sirven para escoger el tipo y las horas de tratamiento que de igual forma el circuito antirrobotes esta localizado en la tarjeta de fototerapia.

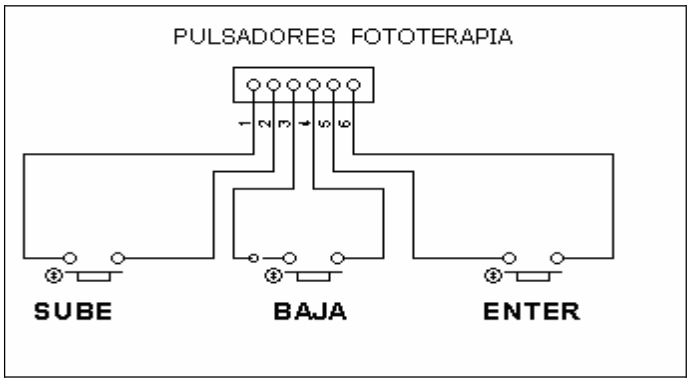


Figura 2.26.A: Circuito implementado de pulsantes de fototerapia

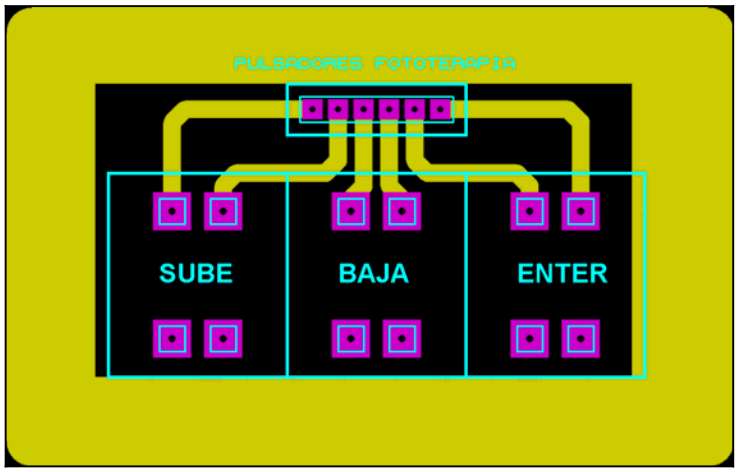


Figura 2.26.B: Circuito impreso de pulsantes de fototerapia

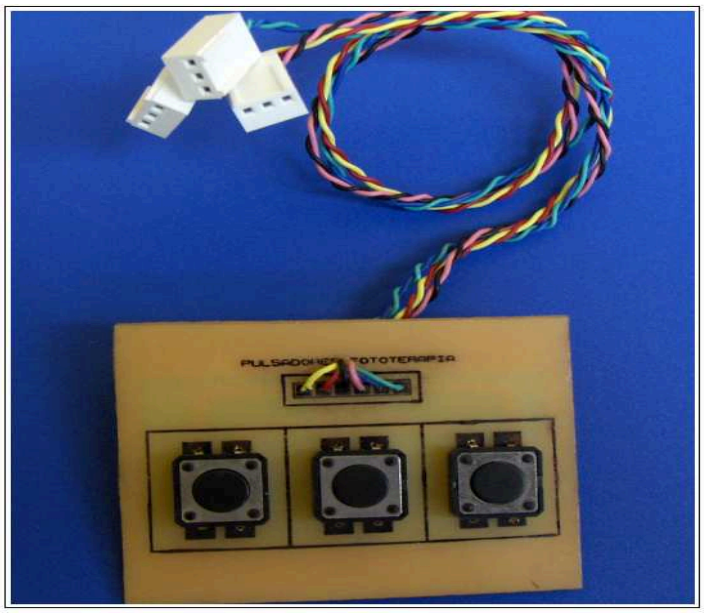


Figura 2.26.C: Circuito de pulsantes de fototerapia final

Circuito de control

Una vez escogido los parámetros del tratamiento, el microcontrolador PIC16F877A se encarga de accionar relés NT73-2C-10 que se ubican en la tarjeta denominada actuador fototerapia.

En la figura 2.27 se presenta la conexión de los relés, y en la cual es necesario conectar la fuente de alimentación (VCC1, VCC2, GND) para activar a las tarjetas de luz azul (matriz de leds). Los reles RL1 y RL3 conmutan de manera que permiten obtener a la salida de COM1 y COM2, 2 niveles de voltaje, obteniendo los tratamientos normal o intensa de fototerapia. El relé RL1 cambiará de estado cerrado al abierto, cuando sobrepase la vida útil de los leds (1000 horas), cortando la energía en COM1 y COM2 con el fin de que se realice el cambio de las tarjetas de leds. El enceramiento de este contador será manipulado a través del HMI para retonar la energía a los mismos.

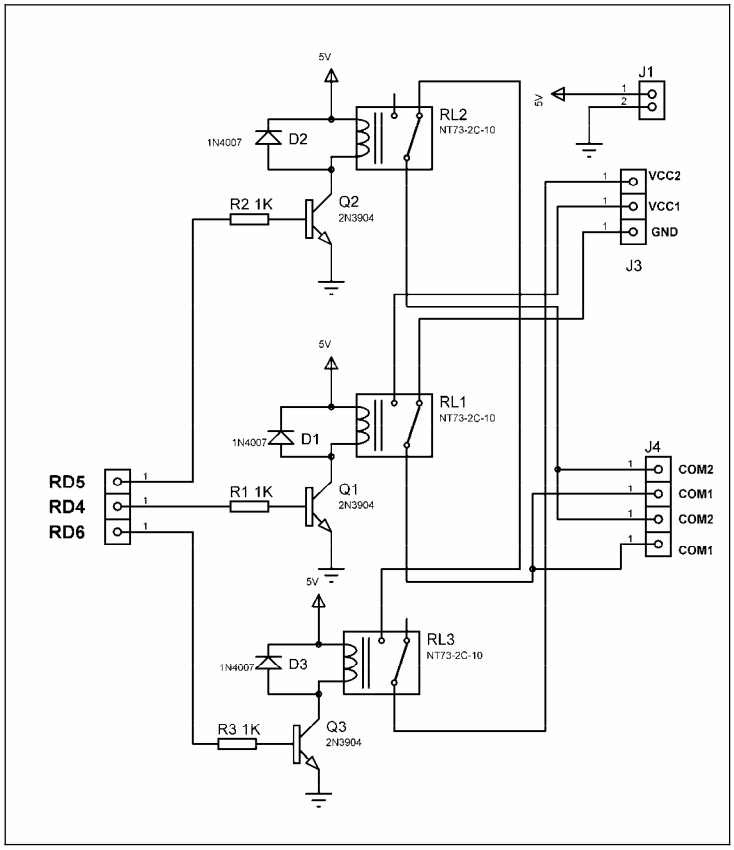


Figura 2.27.A: Circuito implementado para control de leds

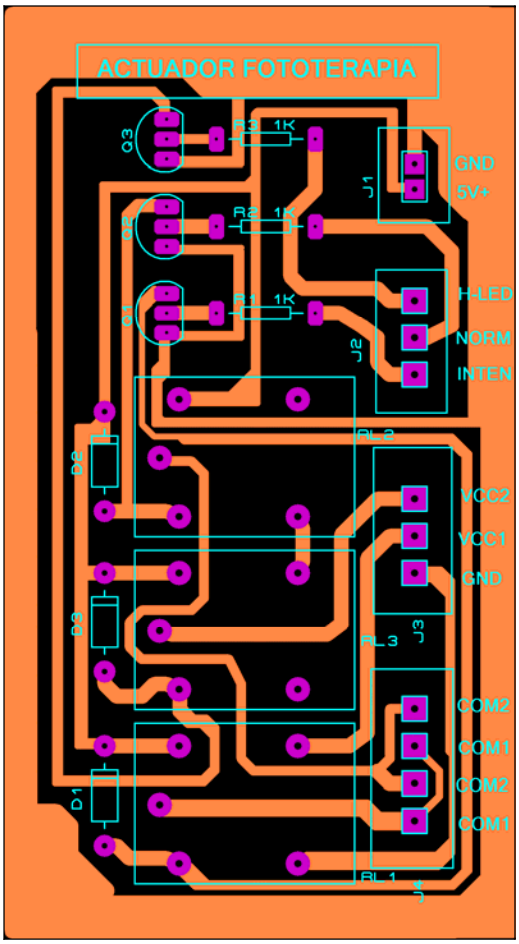


Figura 2.27.B: Circuito impreso para control de leds

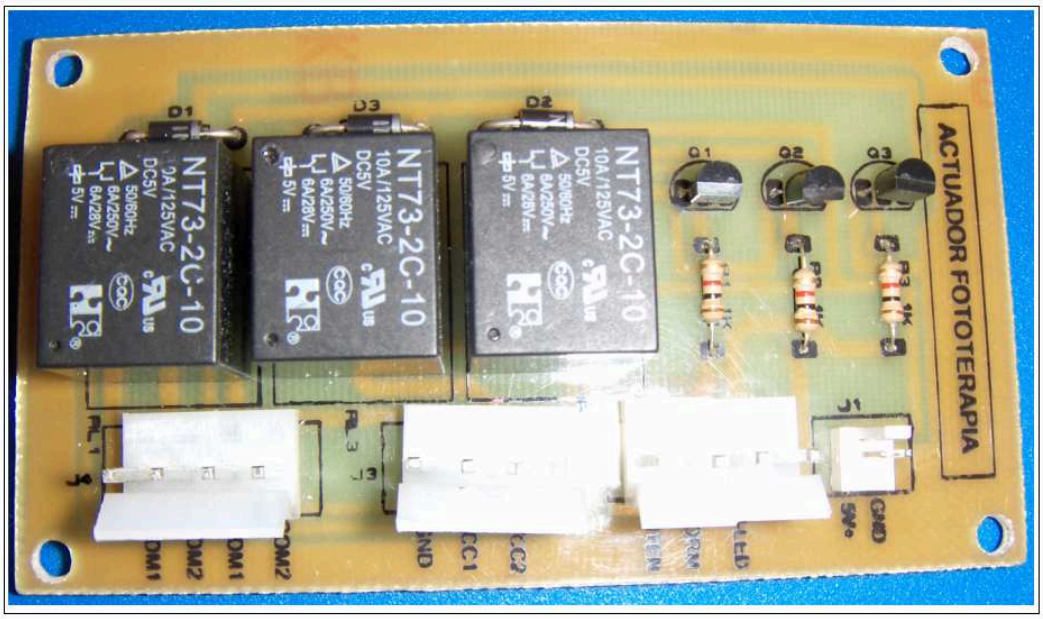


Figura 2.27.C: Circuito actuador para control de leds final

Visualización

Se emplea un LCD alfanumérico 4x16 en el cual se visualiza constantemente las horas de vida de los leds y el tiempo del tratamiento de fototerapia, al seleccionar el set point se visualiza en el LCD un menú para seleccionar el tipo de fototerapia y setear el número de horas requeridas, las mismas que también pueden ser visualizadas en un display de 7 segmentos. El LCD está conectado al PIC con un bus de 4 bits para reducir pines de utilización en el micro.

TARJETA DE FOTOTERAPIA DEL PROTOTIPO

En la figura 2.28 se ilustra los esquemas con su respectiva placa de circuito impreso que conforma un PIC16F877A, el circuito de visualización y el de control de leds mencionados anteriormente.

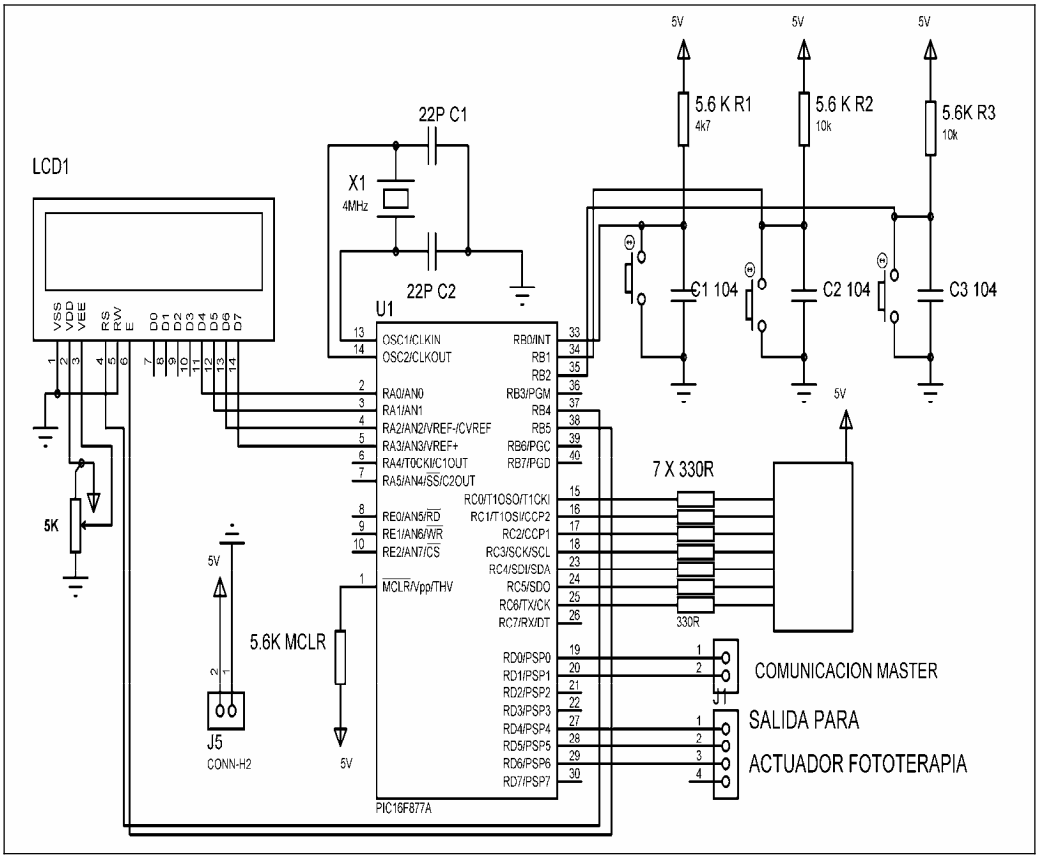


Figura 2.28.A: Circuito implementado de la tarjeta de fototerapia

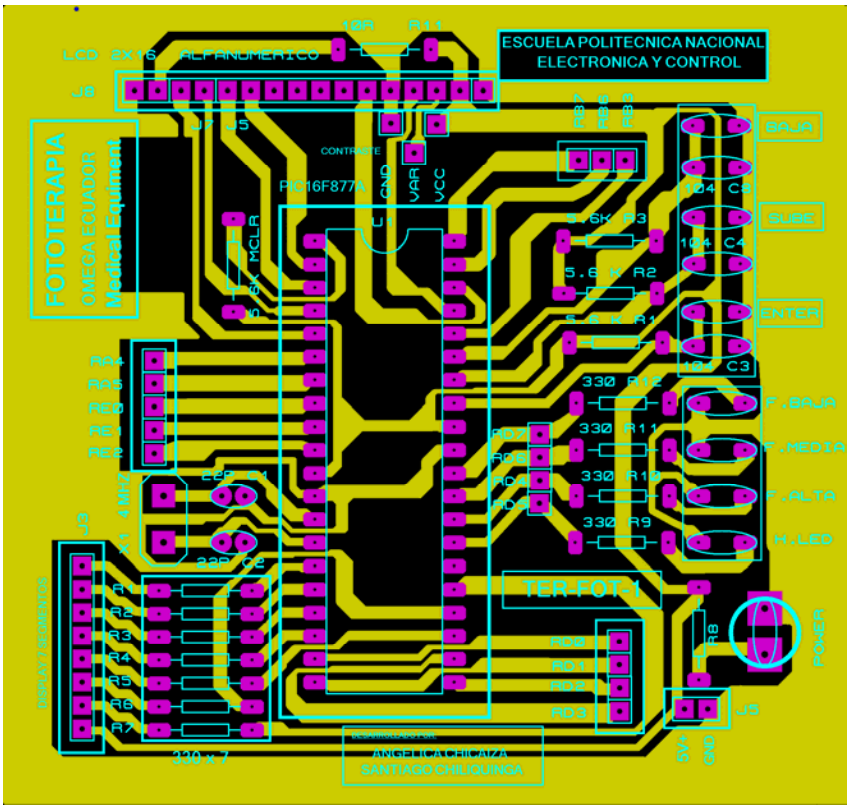


Figura 2.28.B: Circuito impreso de fototerapia

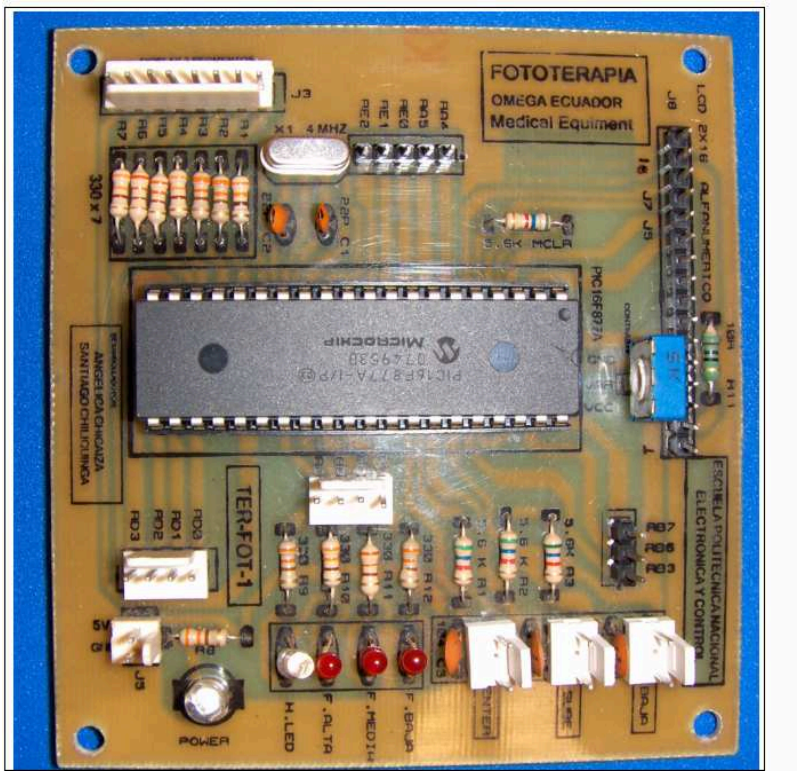


Figura 2.28.C: Circuito de fototerapia final

TARJETAS DE LEDS

Los leds son la parte fundamental de la fototerapia ya que estos realizan el tratamiento. Este equipo está diseñado para brindar dos opciones de fototerapia: normal e intensa.

Al construir una fuente con leds, se debe obtener una determinada intensidad de la luz emitida y al mismo tiempo cubrir el área de tratamiento; esto se logra con un sin numero de emisores de estado sólido o leds.

Para fototerapia normal se requiere alrededor de **15mW/cm²nm,** mientras que para fototerapia intensa se necesita aproximadamente **30mW/cm²nm**, para ello se construyó dos placas de 300 leds cada una, los 600 leds se encuentran dentro del rango de longitud de onda de luz azul que es la mejor opción para combatir la ictericia.

Basándose en trabajos similares, la distribución de intensidades de los leds usados se aproxima por una distribución normal donde la intensidad de cada led es:

$$I(x) = e^{-\left(\frac{x-x_0}{w}\right)^2}$$

Donde $x_0 = n \times d + h \times \tan\omega$ siendo n el número de led, d la distancia entre los leds, w ángulo de iluminación, y $\omega = \arctan\left(\frac{n \times d}{h}\right)$ entonces:

n =600

d=0,75cm

$w = 13^{\circ}$

h=50cm

$$\omega = \arctan\left(\frac{600 \times 0{,}75}{0{,}50}\right) = 89{,}94^{\circ}$$

$$x = 600 \times 0{,}75 + 0{,}50 \times \tan(89{,}66) = 900$$

$$x_0 = 599 \times 0{,}75 + 0{,}50 \times \tan(89{,}66) = 899{,}25$$

$$I(x) = e^{-\left(\frac{900-899{,}25}{13}\right)^2} = 0{,}9967\,\frac{\mu W}{cm^2} \text{ por cada led}$$

$$I_{TOTAL}(x) = 600 \times 0{,}9967 \frac{\mu W}{cm^2} = 598 \frac{\mu W}{cm^2} \text{ por los 600 leds}$$

Con lo que la irradiaría útil es:

$$I_{\max}(x) = \frac{I_{TOTAL}(x)}{\lambda_{media}} = \frac{598 \frac{\mu W}{cm^2}}{22nm} = 27{,}2 \frac{\mu W}{cm^2 \times nm}$$

Este resultado puede variar ya que en este procedimiento no se ha tomado en cuenta el voltaje de alimentación que puede influir en la luminosidad entregada por el grupo de leds. Para obtener las dos intensidades distintas se varía los voltajes de alimentación de la siguiente manera:

Fototerapia normal:

Características de los leds:

$Vled = 3V$

$I_{\max} = 30mA$

$R = 180\Omega$ asumida

Voltaje común de alimentación: $V_1 = 5V$

Voltaje de la resistencia: $V_{RF} = 5V - 3V = 2V$

$$I_{RF} = \frac{V_{RF}}{180\Omega} = \frac{2V}{180\Omega} = 11{,}11mA$$

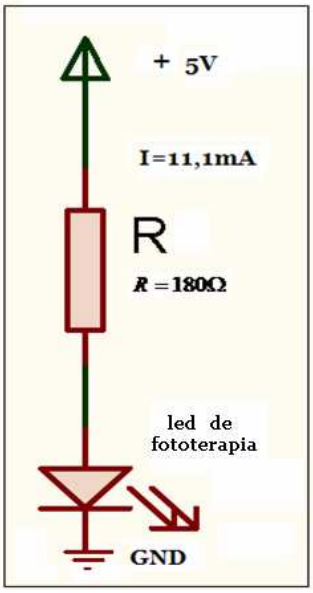


Figura 2.29.A: Circuito de conexión de leds fototerapia normal

Fototerapia intensa:

Características de los leds:

$Vled = 3V$

$I_{\max} = 30mA$

$R = 180\Omega$ seleccionada mediante pruebas de ensayo y error.

Voltaje común de alimentación: $V_1 = 12V$

Voltaje referencial: $V_{LEDS} = 8{,}4V$ Para obtener máxima corriente

Para lograr que en los leds caiga un voltaje de 8,4V necesito una resistencia en serie de $0{,}5\,\Omega$ (valor medido en pruebas).

Si la corriente máxima que circula por el circuito es:

$I_{TOTAL} = 600 \times I_{\max} = 18A$

$P = 3{,}6V \times I_{TOTAL} = 3{,}6V \times 18A = 64{,}8W$

Para reducir el valor de potencia de la resistencia en serie se reemplaza la resistencia de $0{,}5\,\Omega$ por 5 resistencias de $0{,}1\,\Omega$, logrando que en cada una caiga 0,72V y aproximadamente 13W.

$$V_R = \frac{3{,}6V}{5} = 0{,}72V$$

$P = 0{,}72V \times I_{TOTAL} = 0{,}72V \times 18A = 12{,}96W$

Voltaje de la resistencia: $V_{RF} = 12V - 3V - 3{,}6V = 5{,}4V$

Para finalmente lograr que por cada led circule 30mA.

$$I_{RF} = \frac{V_{RF}}{180\Omega} = \frac{5{,}4V}{180\Omega} = 30mA$$

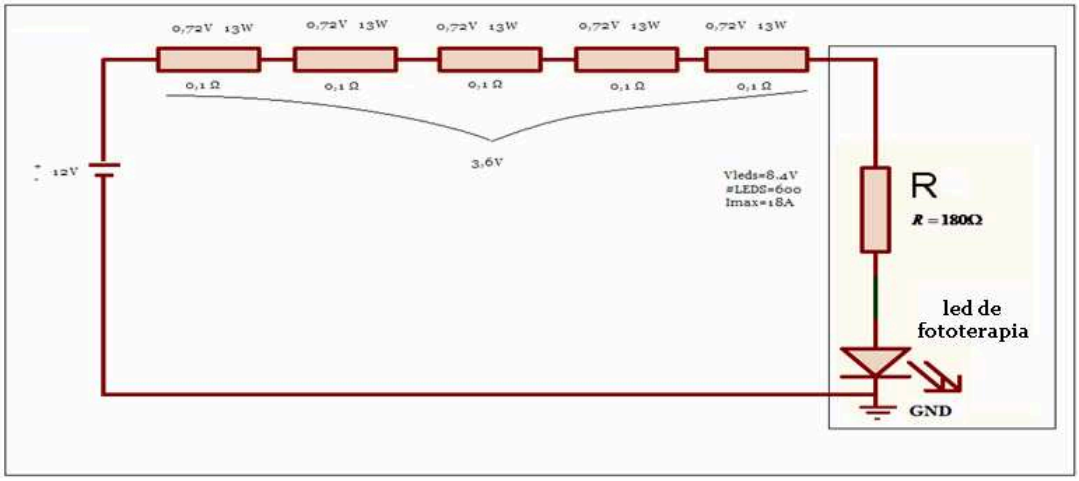


Figura 2.29.B: Circuito de conexión de leds fototerapia máxima

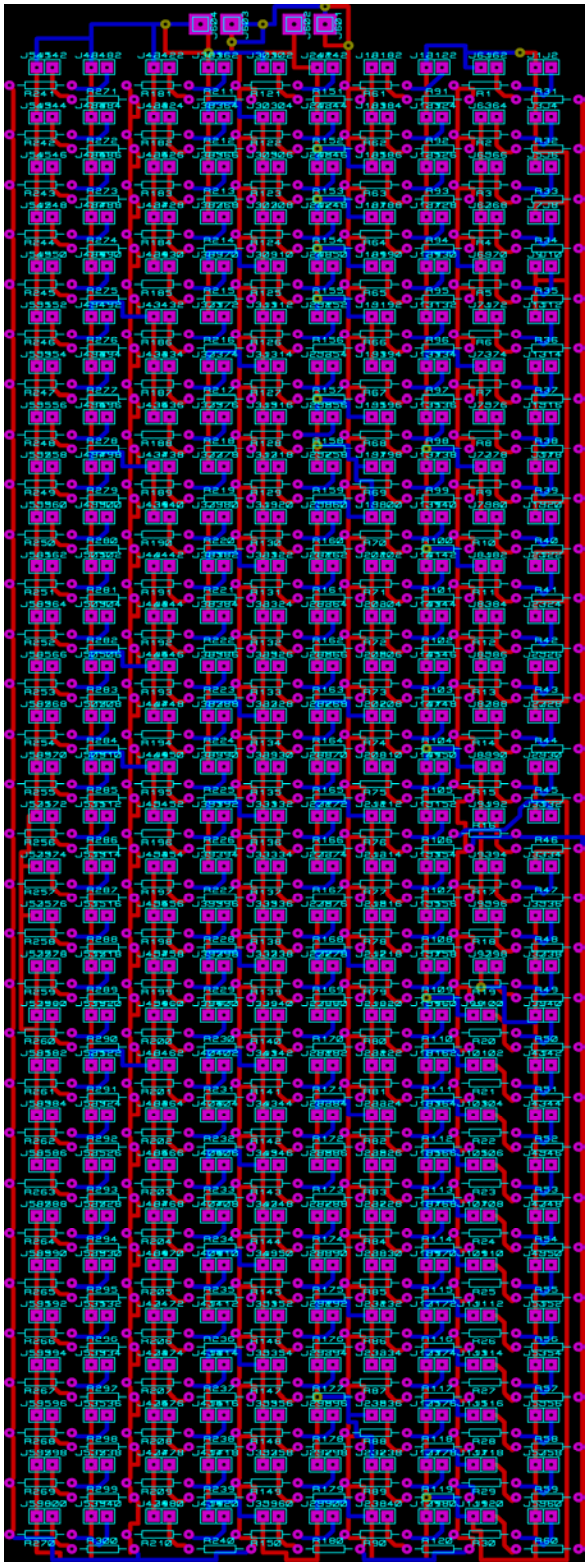


Figura 2.30.A: Circuito impreso de las matrices de leds

Figura 2.30.B: Matrices de leds

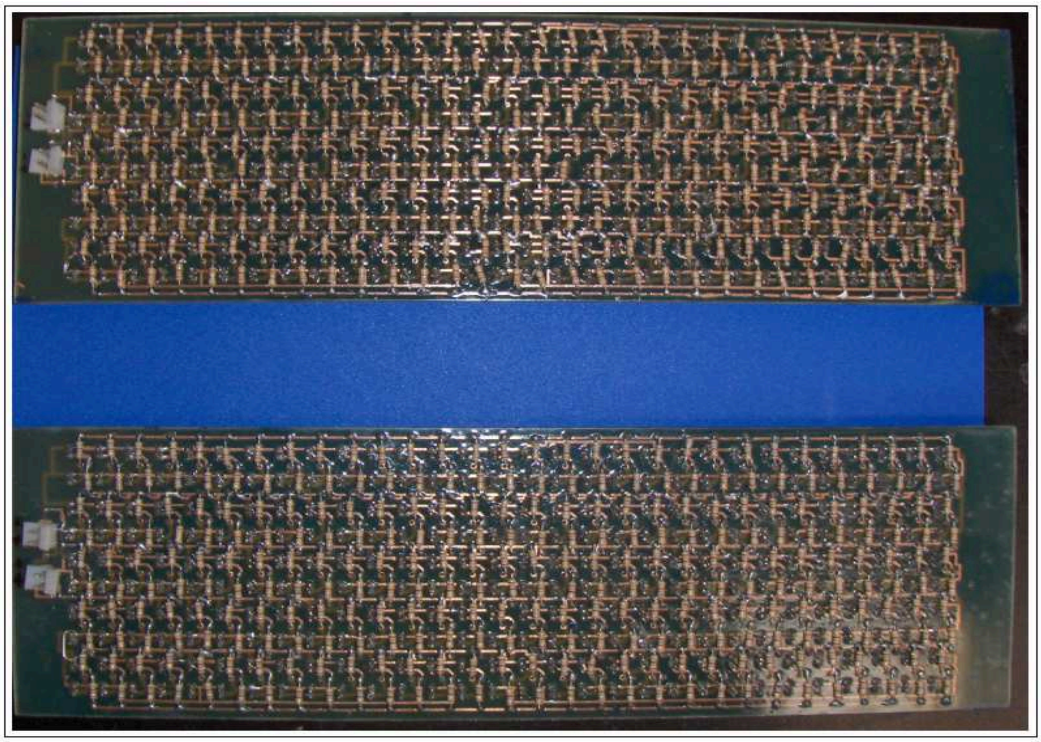


Figura 2.30.C: Matrices de leds (reverso)

2.2.4 ALIMENTACIÓN

Para alimentar cada una de las placas de control y las placas de los leds se utiliza una fuente swiching comercial de las siguientes características:

Parámetro	**Valor**
Voltaje de alimentación	110 V , 60Hz
Voltaje de salida	12V ,
Voltaje de salida	-12V,
Voltaje de salida	5V ,
Voltaje de salida	-3,6V,

Tabla 2.11: Características de fuente de alimentación

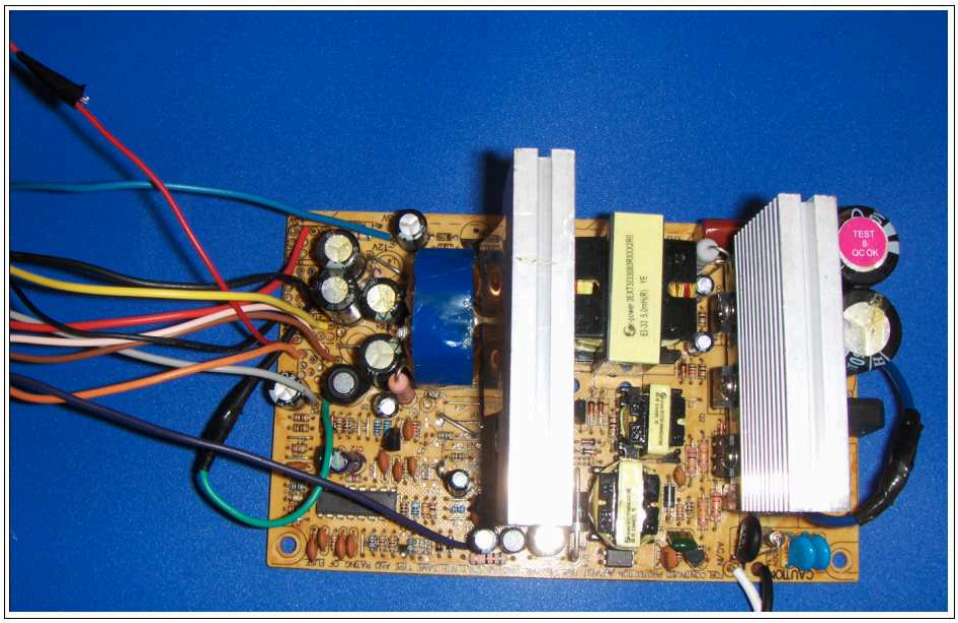


Figura 2.31: Fuente de alimentación

FIGURA 2.32: Prototipo final (vista lateral derecha)

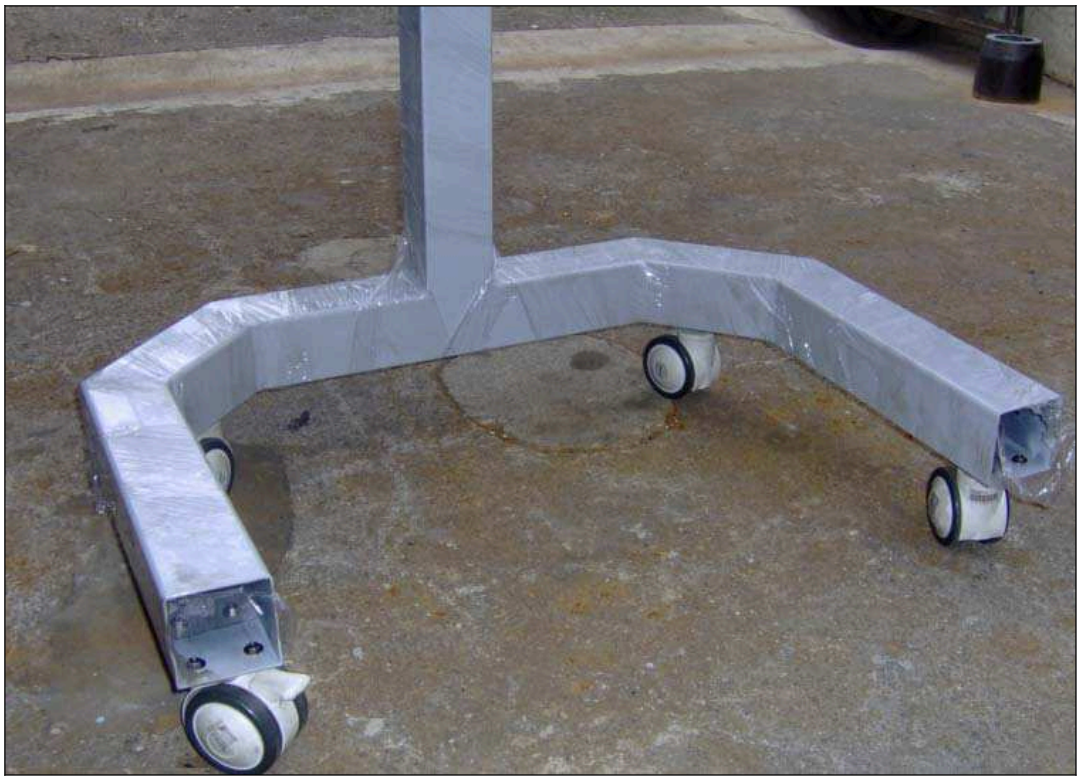


FIGURA 2.33: Prototipo final (base)

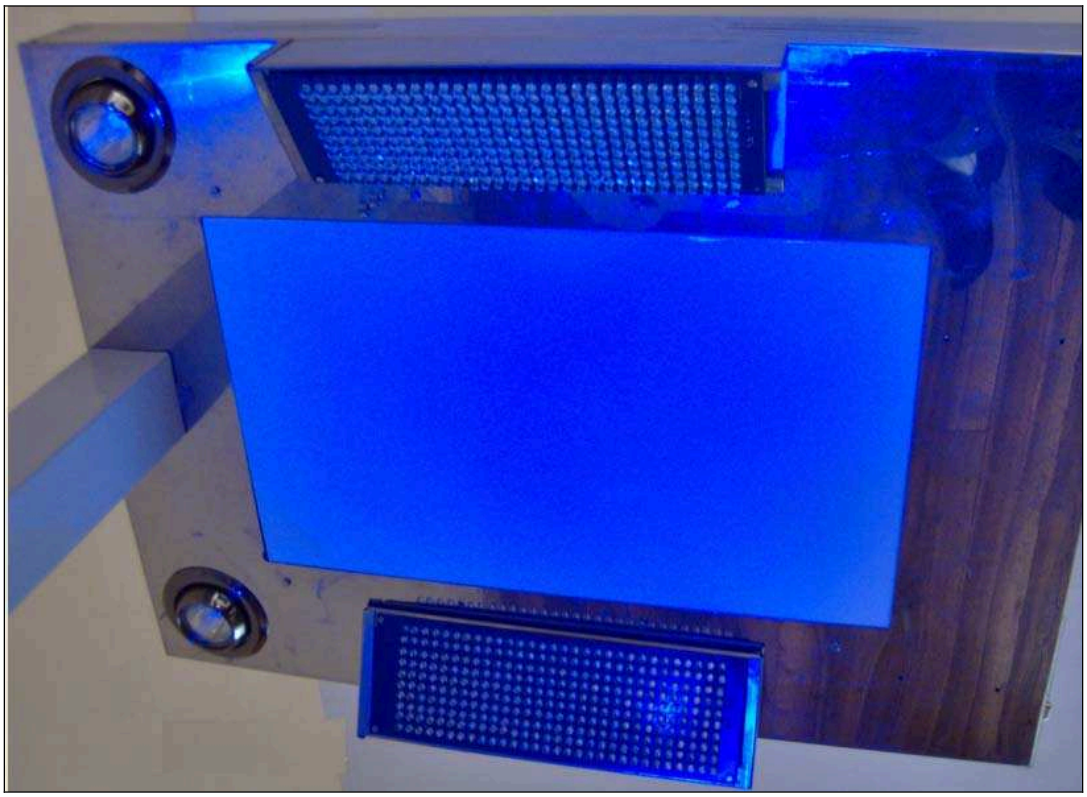


FIGURA 2.34: Caja de controles (vista inferior)

CAPITULO 3

DISEÑO DEL SOFTWARE

.

3.1 GENERALIDADES

Para mejor entendimiento del software se resumirá algunos datos útiles para el programa:

- Rango de temperatura ambiente medida: 0ºC a 50ºC
- Rango de temperatura corporal medida: 0ºC a 50ºC
- Rango de set point de temperatura: 25ºC a 35ºC
- Resolución de temperatura: 0,2ºC
- Temperatura de referencia por defecto: 25ºC
- Temperatura de alarma por sobre temperatura: >36ºC
- Rango de humedad medida: 0% a 100%
- Resolución de humedad: 1%
- Rango de set point de humedad: 50 % al 80%
- Humedad de alarma por baja humedad: < 30%
- Rango de luminosidad para fototerapia normal: alrededor de 15uW/cm².nm
- Rango de luminosidad para fototerapia normal: alrededor de 30uW/cm².nm

Los programas diseñados realizan lo siguiente:

3.1.1 PROGRAMA MASTER O PRINCIPAL

- Inicialización de LCD donde se visualiza parámetros de temperatura, humedad, fecha y hora.
- Comunicación I²C con el reloj digital DS1307 para obtener hora y fecha.
- Lectura de los valores de temperatura ambiente, temperatura corporal y humedad.

- Mediante tres teclas permite la selección de set point para temperatura ambiente y humedad. El programa también tiene la opción de igual el reloj mediante las mismas entradas.
- Realizar los controles de temperatura y humedad.
- Enciender leds de alarma por sobre temperatura y por baja humedad, además encienden una alarma auditiva; cuando alguna de las opciones mencionadas se activa, cuando éstas han sido solucionadas automáticamente se apaga.
- Enviar mediante comunicación serial los datos de temperatura ambiente al microcontrolador de control de temperatura.
- Comunicarse serialmente con un HMI para recibir el set point de temperatura y humedad. Asimismo, puede recibir las órdenes para escoger el tipo de fototerapia y la cantidad de horas que se requiere del tratamiento para seguidamente enviar estos datos al microcontrolador de fototerapia.
- Recibir del microcontrolador de fototerapia el tipo y las horas de tratamiento aplicados, para conjuntamente con los datos de temperatura ambiente, temperatura corporal y humedad enviarlos al HMI para que sean almacenados.

3.1.2 PROGRAMA DE FOTOTERAPIA

- Inicialización del LCD donde se visualiza las horas de vida de los leds, tipo de fototerapia y el tiempo de tratamiento.
- Mediante tres teclas permitir la selección del tipo y horas de fototerapia a aplicar.
- Realizar el control de la fototerapia.
- Recibir del microcontrolador master las órdenes enviadas desde el HMI.
- Enviar al microcontrolador master el tipo y horas de fototerapia aplicados.
- Visualización en un display de siete segmentos de las horas de fototerapia seleccionada.

3.1.3 PROGRAMA DE FOTOTERAPIA

- Recibir del microcontrolador master los datos de temperatura ambiente y los datos de set point.
- Permitir mediante un switch la selección de control de temperatura ON/OFF y control de fase directo.

- Encerar la lectura de vida de los leds cuando éstos han sido reemplazados, si recibe la orden desde el HMI.

3.1.4 PROGRAMA DEL HMI

- Recibir datos de temperatura ambiente, temperatura corporal, humedad, tipo de fototerapia y horas de fototerapia desde el microcontrolador master mediante comunicación serial para almacenarlos en una base de datos creada en Access.
- Enviar valores de set point de temperatura ambiente y humedad, permitir seleccionar el tipo de fototerapia y las horas de aplicación de este tratamiento.
- Permitir la interrupción del tratamiento de la fototerapia si se requiere.
- Realizar el enceramiento de la vida útil de los leds únicamente a usuarios restringidos a una clave.

3.2 DESARROLLO DEL SOFTWARE

3.2.1 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR MASTER

El programa del master es el pilar de toda la programación ya que mediante éste la información de la PC llega hacia todo el sistema y viceversa.

En esta parte del software se manipula los sensores de temperatura y el de humedad; la señal acondicionada de estos sensores ingresan a tres de las entradas análogas del microcontrolador PIC 16F877A, para ser digitalizadas y poder utilizarlas en el control tanto de humedad como el de temperatura ambiente.

La señal de temperatura ambiente después de ser digitalizada es enviada mediante comunicación serial al microcontrolador de control de temperatura, mientras que el valor del sensor de temperatura corporal es únicamente visualizado ya que es un valor ajeno al sistema. El valor obtenido del sensor de humedad sirve para activar o desactivar un relé que comanda un humidificador comercial, es decir el software realiza un control on/off con 10% de histéresis.

Los set point de temperatura y humedad pueden ser ingresados directamente desde el prototipo mediante tres pulsantes que permiten la variación de estos parámetros. Estos

mismos pulsantes nos dan la opción de igualar el reloj digital DS1307, mismo que se comunica con el PIC utilizando I²C.

Además se cuenta con la opción de ingresar set point por medio de un HMI serial y desde este microcontrolador, también mediante comunicación serial, enviar estos valores al microcontrolador que los requiera.

Para almacenar los datos correspondientes a todas las variables que intervienen en la termocuna sin hacer uso innecesario de la memoria EPROM del micro, se envía toda esta información al HMI el cual se encargará e manipularlos. El envio de los datos está restringido a una señal que es enviada desde el HMI cuando se requiere activar la comunicación o a otra señal que detiene el flujo de datos para evitar que estos sean enviados cuando la PC no se halla conectada.

Como seguridad para el prototipo se ha programado señales de alarma de sobre temperatura y baja humedad. Cuando la temperatura excede los 36 grados un led se enciende; de igual manera sucede cuando la humedad baja del 30%. Las alarmas visuales son acompañadas de una alarma auditiva que se activa cuando alguna de las dos alarmas han sido habilitadas.

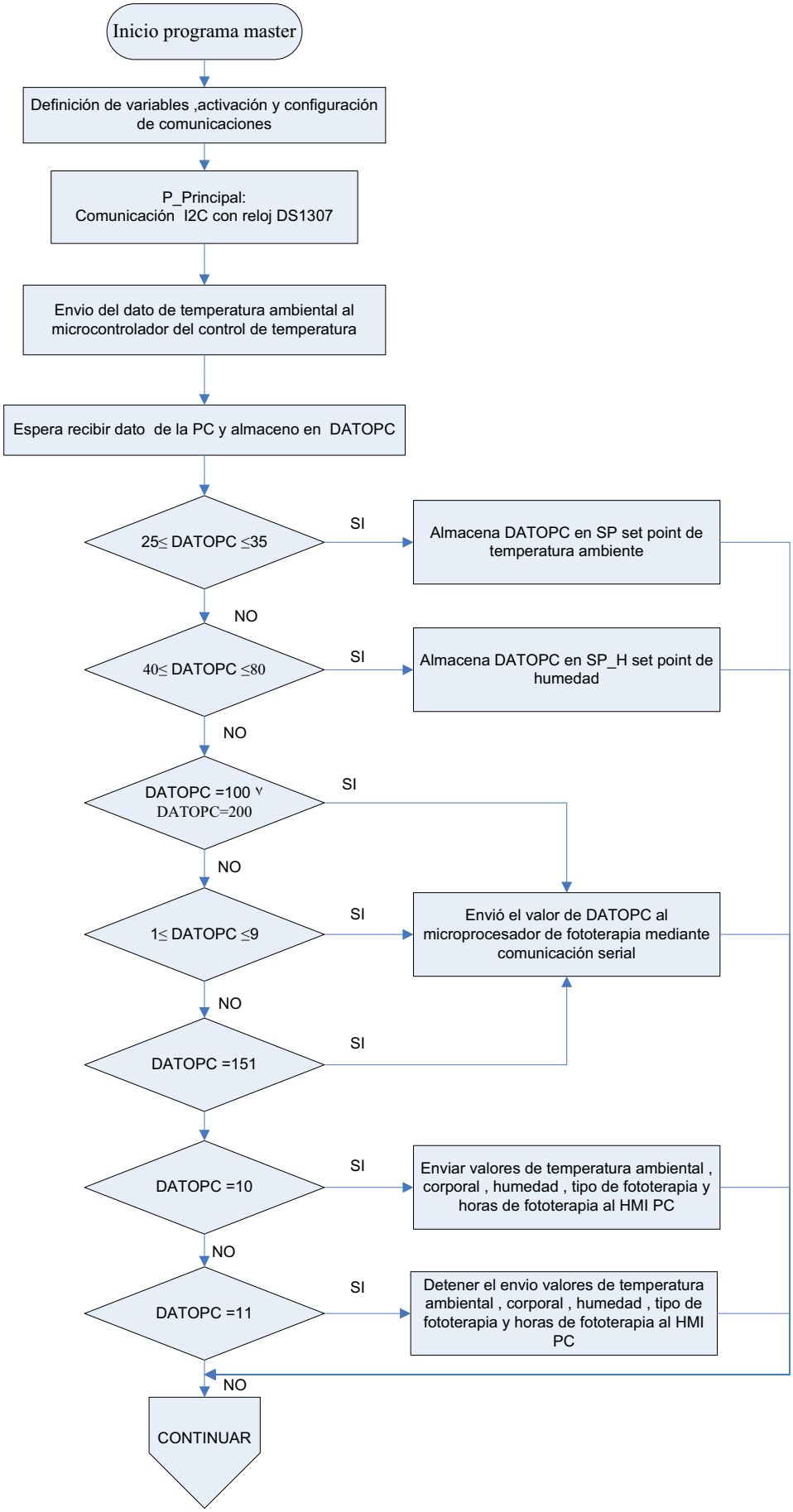
3.2.1.1 Diagramas de flujo

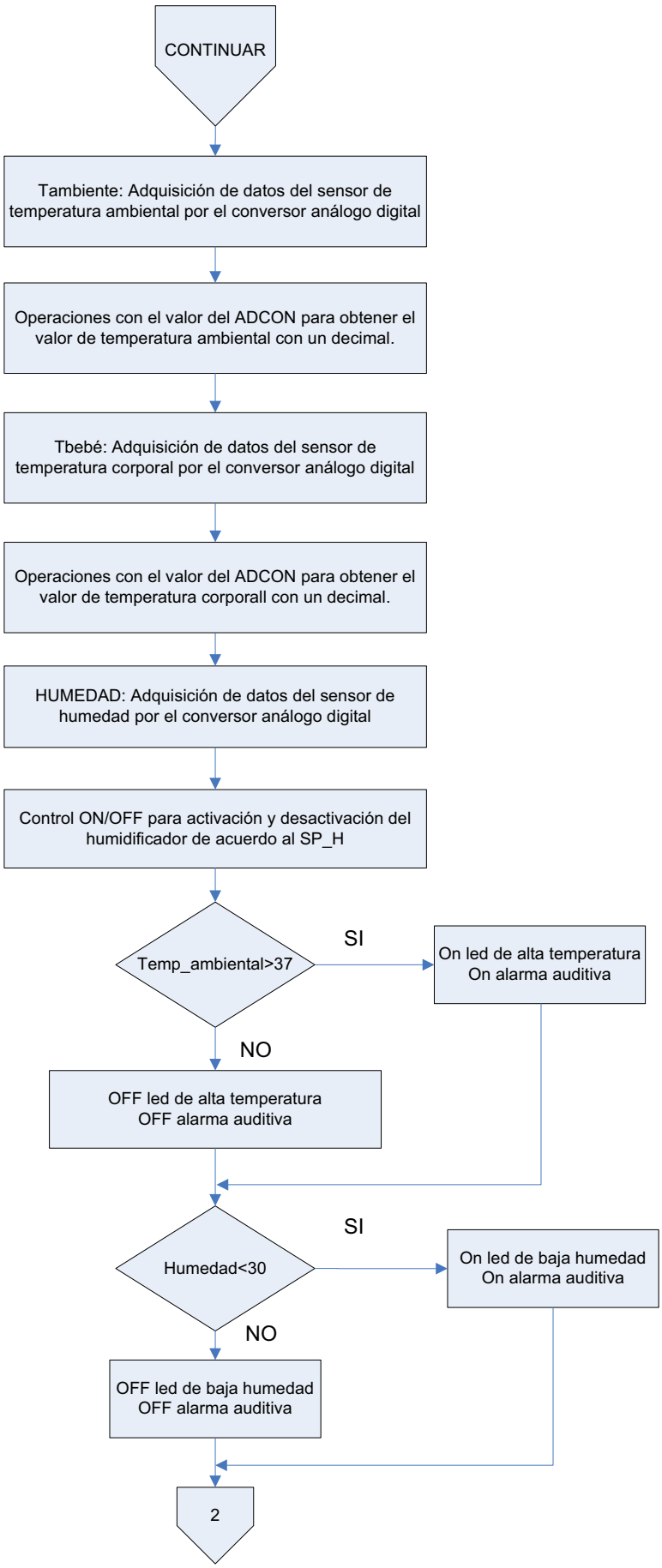
El programa esta conformado por el programa principal y varias subrutinas que se describen a continuación.

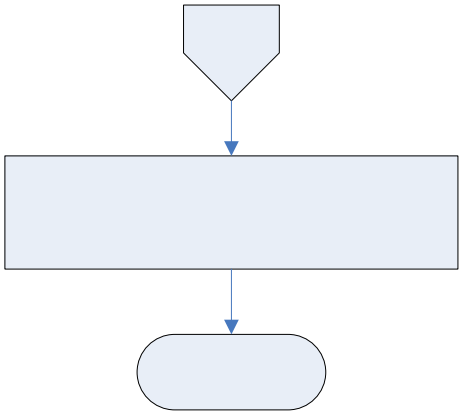
Programa principal del microcontrolador master

- Definir las variables utilizadas, iniciación, activación y configuración de comunicaciones y demás funciones.
- Comunicación I²C con el reloj DS1307 para contar con información continua de hora y fecha en tiempo real.
- Enviar el dato de temperatura ambiental al microcontrolador de control de temperatura mediante comunicación serial.

- Tiempo de espera para recibir datos de la PC y almacenarlos en la variable DATOPC:
    - Si 25≤ DATOPC ≤35 se almacena el dato en la variable de set point de temperatura ambiente.
    - Si 40≤ DATOPC ≤80 se almacena el dato en la variable de set point de humedad.
    - Si DATOPC es 100, 151, 200 o si 1≤ DATOPC ≤9 se envía el dato al microcontrolador de fototerapia mediante comunicación serial.
    - Si DATOPC =10 iniciar el envió continuo de valores de temperatura ambiente, temperatura corporal, humedad, tipo de fototerapia y horas de fototerapia a la PC para su almacenamiento.
    - Si DATOPC =11 detener el envió de datos a la PC.
    - Adquirir los datos de temperatura ambiente mediante el conversor A/D del micro, almacenarlos con un decimal en la variable Temp_ambiental.
- Adquirir los datos de corporal ambiente mediante el conversor A/D del micro y almacenarlos con un decimal.
- Adquirir los datos de humedad relativa mediante el conversor A/D del micro y almacenarlos en la variable Humedad.
- Realizar el control ON/OFF de humedad con histéresis.
- Si Temp_ambiental>37 encender el led de alarma por alta temperatura y la alarma auditiva caso contrario apagar las alarmas.
- Si Humedad<30 encender el led de alarma por baja humedad y la alarma auditiva caso contrario apagar las alarmas.
- Visualizar en el LCD la hora, fecha, temperatura ambiental, temperatura corporal y humedad.


Inicio programa master
Definición de variables ,activación y configuración de comunicaciones
P_Principal:
Comunicación I2C con reloj DS1307
Envio del dato de temperatura ambiental al microcontrolador del control de temperatura
Espera recibir dato de la PC y almaceno en DATOPC
25≤ DATOPC ≤35
SI
Almacena DATOPC en SP set point de temperatura ambiente
NO
40≤ DATOPC ≤80
SI
Almacena DATOPC en SP_H set point de humedad
NO
DATOPC =100 ∨ DATOPC=200
SI
NO
1≤ DATOPC ≤9
SI
Envió el valor de DATOPC al microprocesador de fototerapia mediante comunicación serial
NO
DATOPC =151
SI
DATOPC =10
SI
Enviar valores de temperatura ambiental , corporal , humedad , tipo de fototerapia y horas de fototerapia al HMI PC
NO
DATOPC =11
SI
Detener el envio valores de temperatura ambiental , corporal , humedad , tipo de fototerapia y horas de fototerapia al HMI PC
NO
CONTINUAR


CONTINUAR
Tambiente: Adquisición de datos del sensor de temperatura ambiental por el conversor análogo digital
Operaciones con el valor del ADCON para obtener el valor de temperatura ambiental con un decimal.
Tbebé: Adquisición de datos del sensor de temperatura corporal por el conversor análogo digital
Operaciones con el valor del ADCON para obtener el valor de temperatura corporall con un decimal.
HUMEDAD: Adquisición de datos del sensor de humedad por el conversor análogo digital
Control ON/OFF para activación y desactivación del humidificador de acuerdo al SP_H
Temp_ambiental>37
SI
On led de alta temperatura
On alarma auditiva
NO
OFF led de alta temperatura
OFF alarma auditiva
Humedad<30
SI
On led de baja humedad
On alarma auditiva
NO
OFF led de baja humedad
OFF alarma auditiva
2



Subrutina de set point manual

- Si Enter no es cero visualizar en toda la pantalla del LCD un menú de las opciones de programación.
- Si Bbajar es cero va a la subrutina de set_point.
- Si Bsubir es cero va a la subrutina de Igualar reloj.
- Si Enter es cero el programa se regresa a TAMBIENTE que es donde se inicia la adquisición de datos.

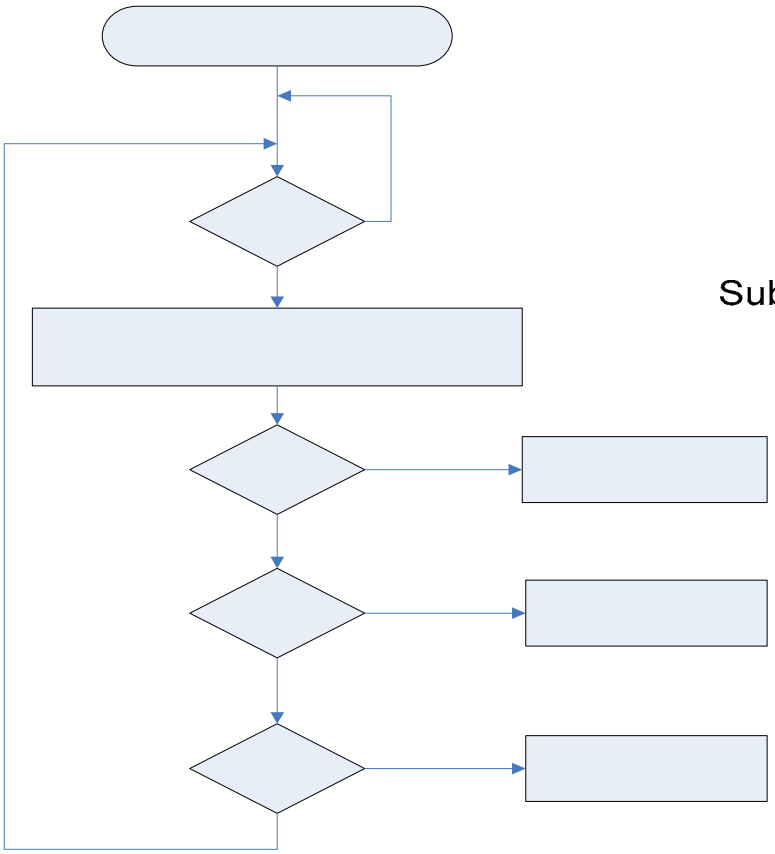
Donde se considera que:

La variable Enter representa al pulsante de ingreso a la programación de las diferentes subrutinas.

La variable Bbajar representa al pulsante que permite el decremento de los diferentes valores de set point.

Visualizacion en
temperatura ambien

P_P



Subrutina de set_point m

Enter=0

NO

Subrutina de set point

Visualizar en el LCD las opciones c

- Si Enter es diferente de cero se ingresa a la programación del set point de temperatura ambiente.
    - Si Bbajar =0 se disminuye el valor del set point de temperatura hasta un valor mínimo de 25 y lo almacena el SP.
    - Si Bsubir =0 se incrementa el valor del set point de temperatura hasta un valor máximo de 35 y lo almacena el SP.
    - Si Enter =0 se envía el valor SP mediante comunicación serial al microcontrolador de control de temperatura.
- Se ingresa a la programación de set point de humedad.
    - Si Bbajar =0 se disminuye el valor del set point de humedad hasta un valor mínimo de 40 y lo almacena en SP_H.
    - Si Bsubir =0 se incrementa el valor del set point de humedad hasta un valor máximo de 80 y lo almacena en SP_H; caso contrario inicia el control de humedad.
- Si Enter =0 el programa retorna al programa principal.

Bbajar=0

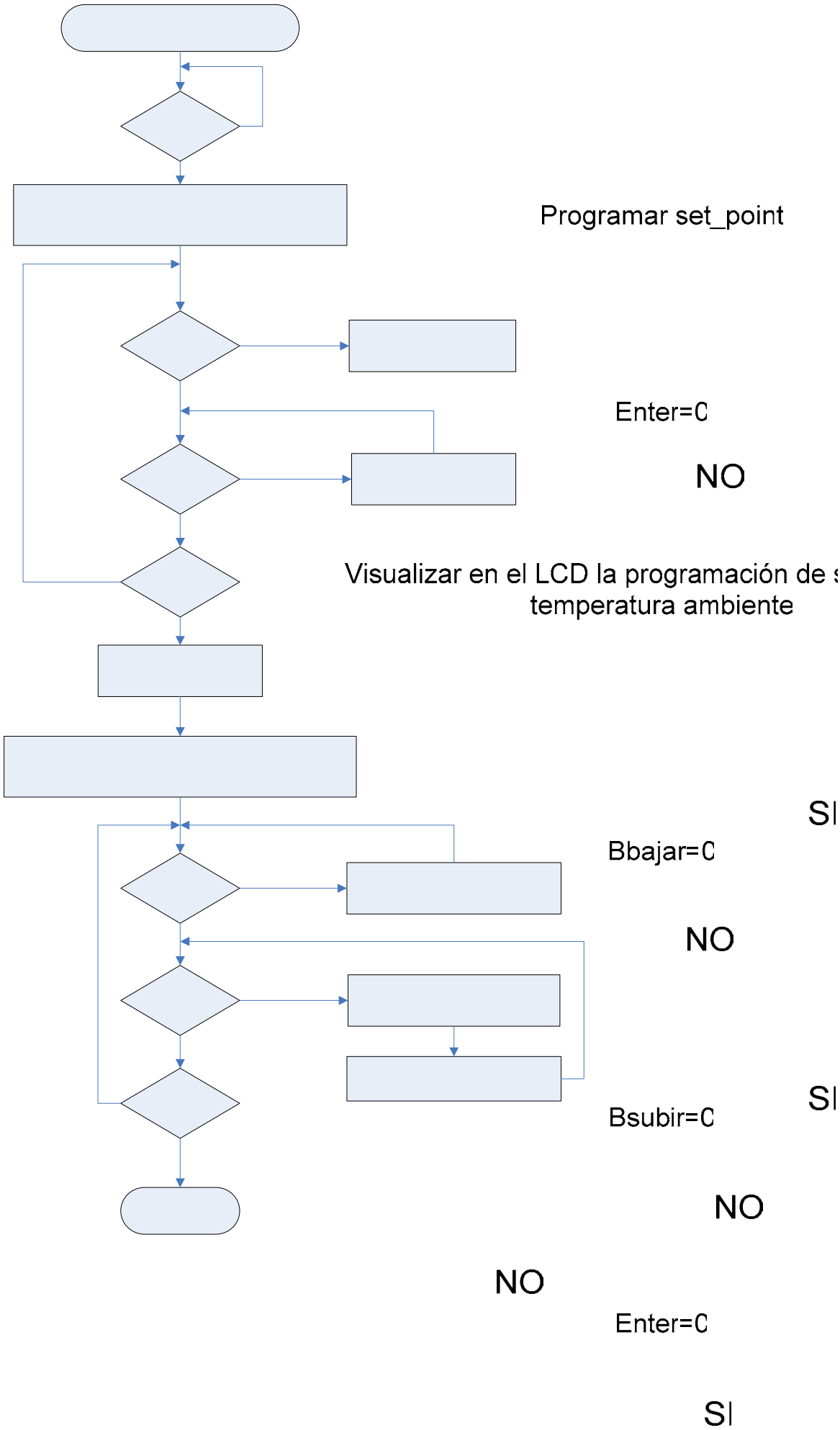
NO

Bsubir=0

NO

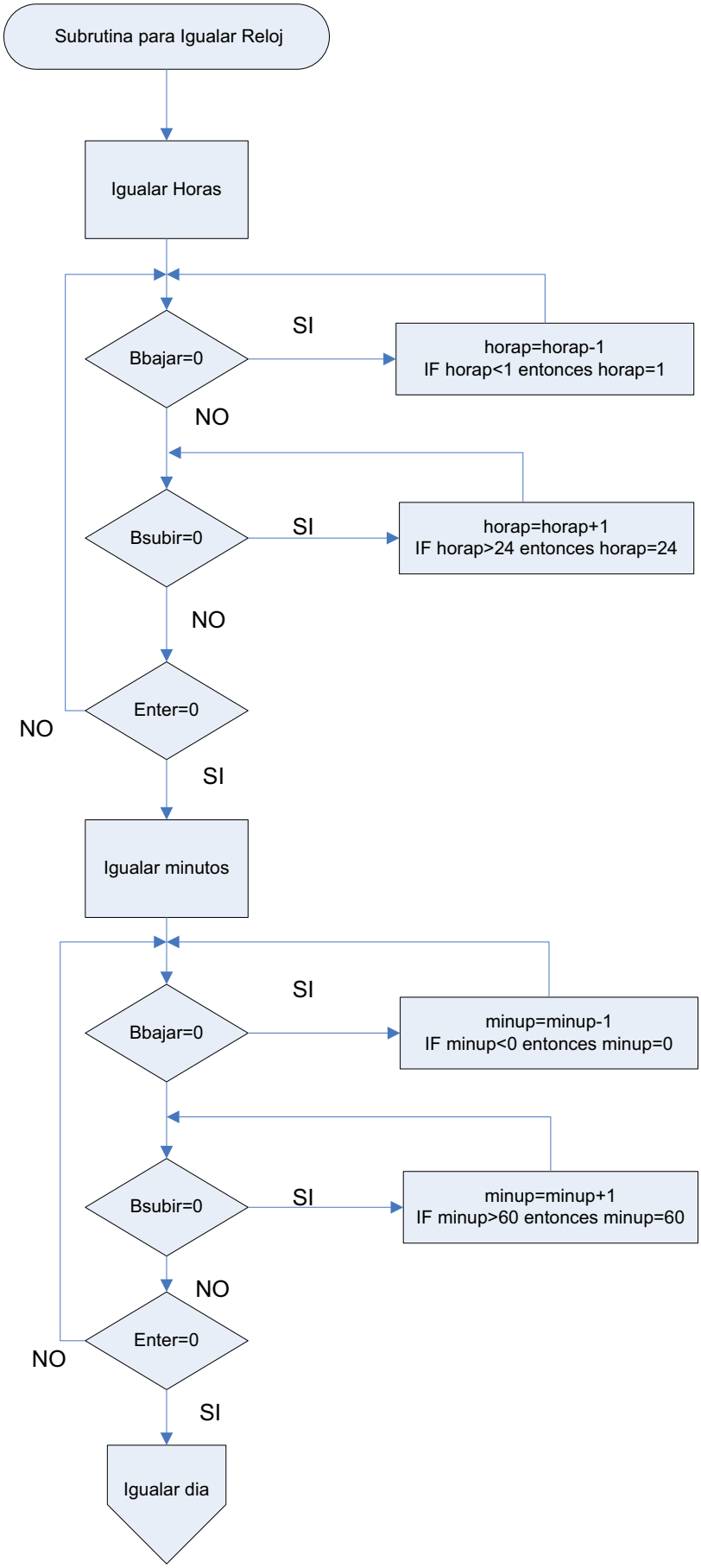
Enter=0

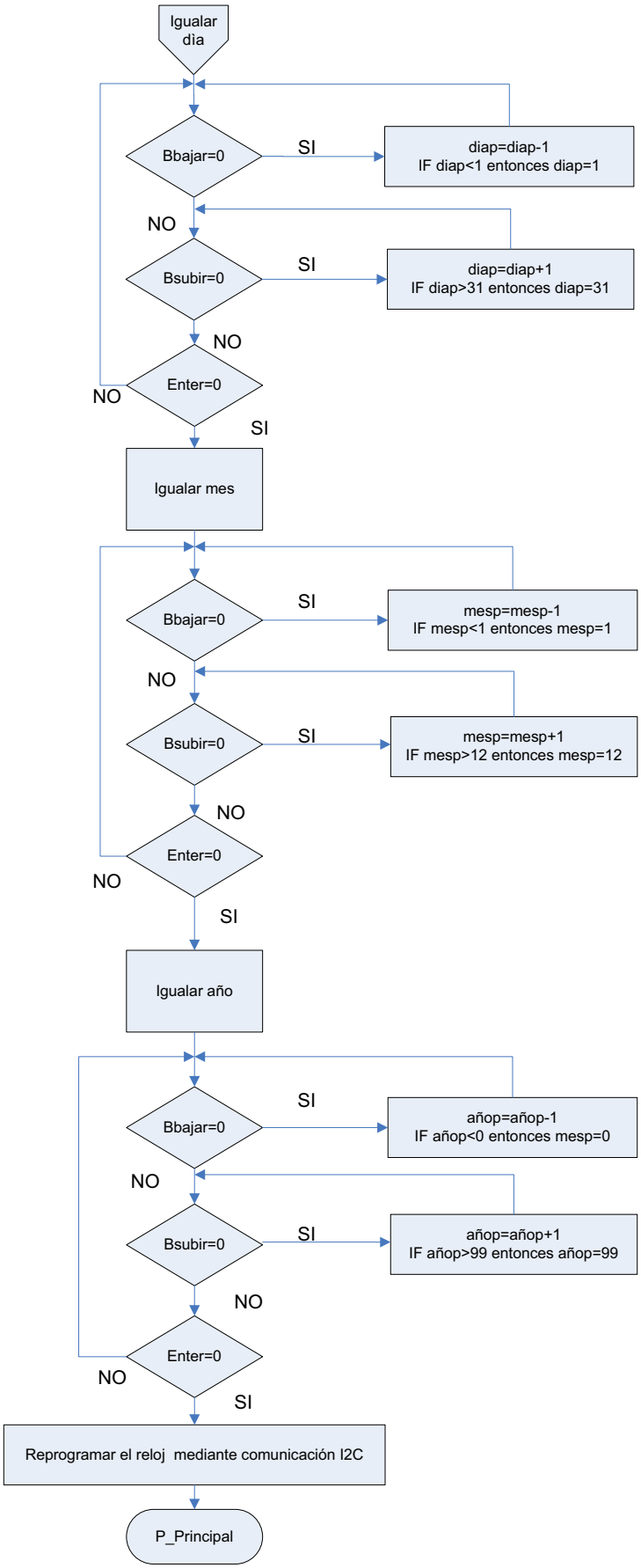
NO


Programar set_point
Enter=C
NO
Visualizar en el LCD la programación de s
temperatura ambiente
SI
Bbajar=C
NO
SI
Bsubir=C
NO
NO
Enter=C
SI

Subrutina para igualar el reloj

- Igualar horas:
    - Bbajar=0 disminuir las horas hasta un mínimo de 1 y almacenarlas en horap.
    - Bsubir=0 aumentar las horas hasta un máximo de 24 y almacenarlas en horap.
- Si Enter=0 igualar minutos:
    - Bbajar=0 disminuir los minutos hasta un mínimo de 1 y almacenarlos en minup.
    - Bsubir=0 aumentar los minutos hasta un máximo de 60 y almacenarlos en minup.
- Si Enter=0 igualar día
    - Bbajar=0 disminuir el valor de día hasta un mínimo de 1 y almacenarlo en diap.
    - Bsubir=0 aumentar el valor de día hasta un máximo de 31 y almacenarlo en diap.
- Si Enter=0 igualar mes
    - Bbajar=0 disminuir el valor del mes hasta un mínimo de 1 y almacenarlo en mesp.
    - Bsubir=0 aumentar el valor del mes hasta un máximo de 12 y almacenarlo en mesp.
- Si Enter=0 igualar año
    - Bbajar=0 disminuir el valor del año hasta un mínimo de 0 y almacenarlo en añop.
    - Bsubir=0 aumentar el valor del año hasta un máximo de 99 y almacenarlo en añop.
- Si Enter=0 reprogramar el reloj mediante comunicación I^2C.
- Retornar al programa principal.


Subrutina para Igualar Reloj
Igualar Horas
Bbajar=0
SI
horap=horap-1
IF horap<1 entonces horap=1
NO
Bsubir=0
SI
horap=horap+1
IF horap>24 entonces horap=24
NO
Enter=0
NO
SI
Igualar minutos
Bbajar=0
SI
minup=minup-1
IF minup<0 entonces minup=0
Bsubir=0
SI
minup=minup+1
IF minup>60 entonces minup=60
NO
Enter=0
NO
SI
Igualar dia


Igualar dìa
Bbajar=0
SI
diap=diap-1
IF diap<1 entonces diap=1
NO
Bsubir=0
SI
diap=diap+1
IF diap>31 entonces diap=31
NO
Enter=0
NO
SI
Igualar mes
Bbajar=0
SI
mesp=mesp-1
IF mesp<1 entonces mesp=1
NO
Bsubir=0
SI
mesp=mesp+1
IF mesp>12 entonces mesp=12
NO
Enter=0
NO
SI
Igualar año
Bbajar=0
SI
añop=añop-1
IF añop<0 entonces mesp=0
NO
Bsubir=0
SI
añop=añop+1
IF añop>99 entonces añop=99
NO
Enter=0
NO
SI
Reprogramar el reloj mediante comunicación I2C
P_Principal

3.2.2 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR DE FOTOTERAPIA

El software de fototerapia manipula esencialmente el control de luminosidad de las dos placas de 300 leds cada una, el control es on/off, pero la complejidad de este programa se halla en que el tratamiento debe ser aplicado por determinado lapso para lo cual se creó una base de tiempo que empieza a correr luego de seleccionar el tipo de fototerapia a aplicar normal o intensa y las horas de aplicación de fototerapia.

A más de contabilizar el tiempo de aplicación del tratamiento contabiliza las horas de vida útil de los leds para evitar que éstos sean utilizados más del tiempo que el fabricante recomienda. Para cumplir este requerimiento en el programa se ha restringido el funcionamiento a 1000 horas; cuando el contador de vida útil llega a este valor el control de los leds no podrá ser encendido a menos de recibir una orden desde el HMI la cual encera este contador y empezará nuevamente el proceso.

Para seleccionar el tipo de fototerapia y setear las horas de fototerapia se cuenta con dos opciones , una de estas es los tres pulsantes ubicados en el prototipo y la otra por el HMI , las ordenes desde el HMI pasan por el microcontrolador master el cual es el encargado de enviar estos datos a través de comunicación serial.

La comunicación serial es de ambos lados, es decir puede recibir información así como también puede enviar información hacia el master.

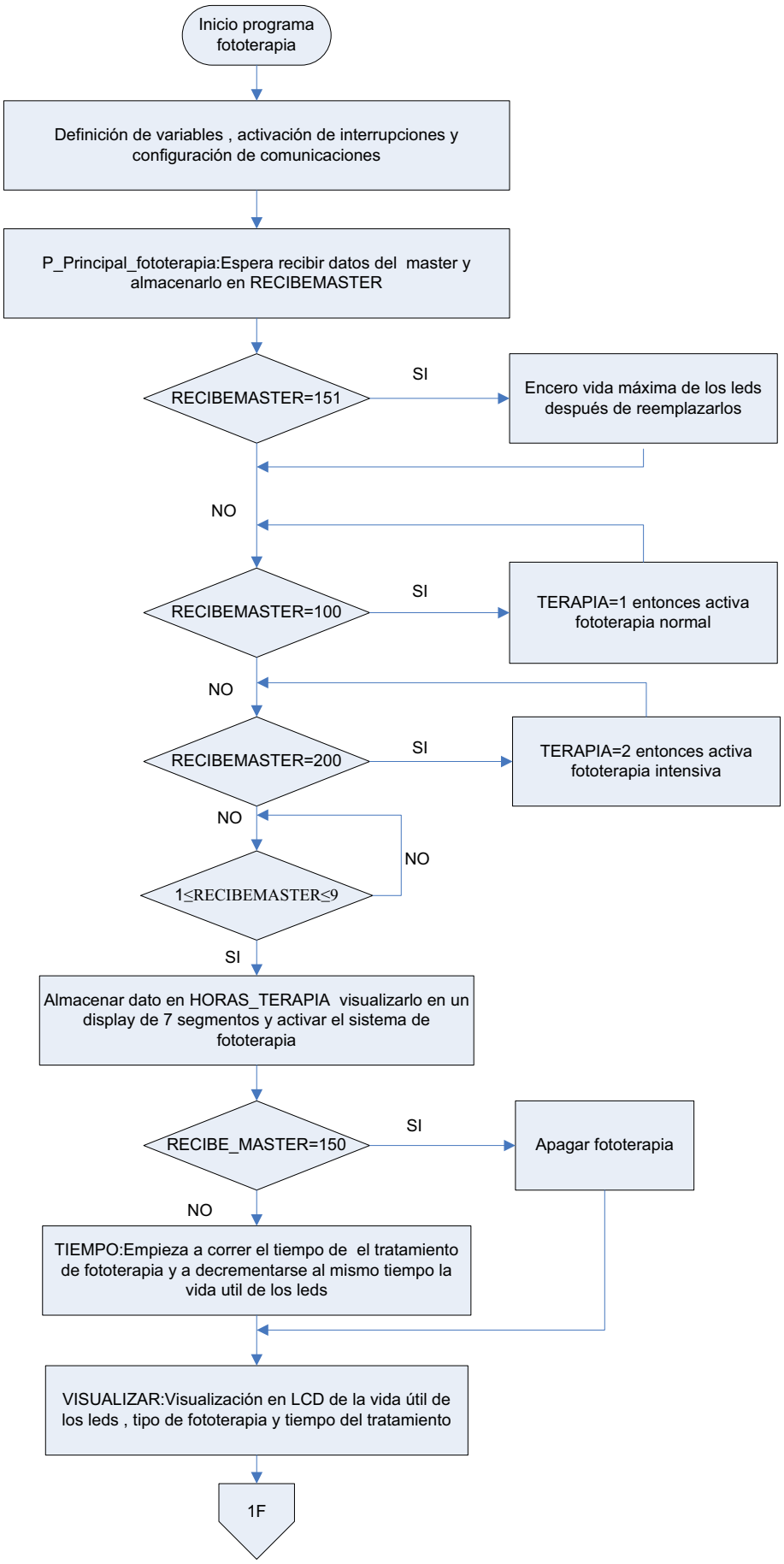
Todas las variables mencionadas pueden ser constantemente visualizadas en un LCD y las horas de tratamiento seleccionadas serán observadas adicionalmente en un display de 7 segmentos.

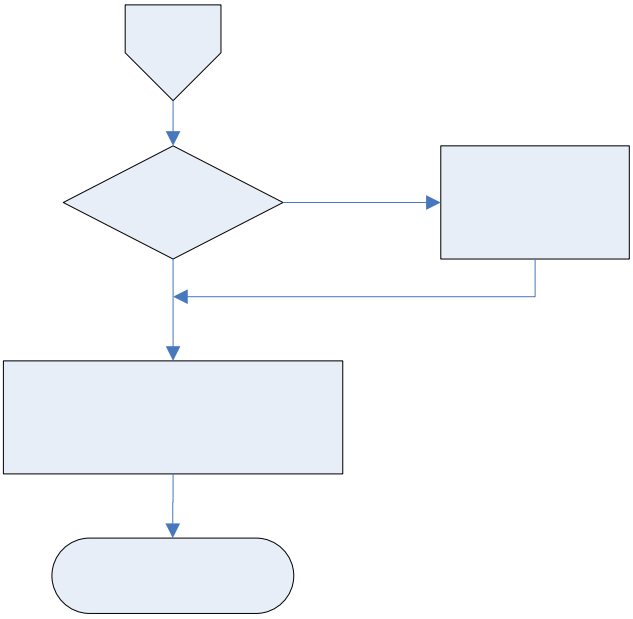
3.2.2.1 Diagramas de flujo

El software de fototerapia consta del programa principal y de una interrupción para el ingreso del set point.

Programa principal del microcontrolador de fototerapia

- Definición de variables, activación de interrupciones y configuración de comunicaciones.
- Tiempo de espera para recibir datos del master y almacenarlos en la variable RECIBEMASTER.
- Si RECIBEMASTER=151 encerar la variable que cuenta el numero de horas que han sido utilizados los leds cuando han llegado ha su vida útil máxima.
- Si RECIBEMASTER=100 la variable TERAPIA=1 con lo que se selecciona la opción de fototerapia normal.
- Si RECIBEMASTER=200 la variable TERAPIA=2 con lo que se selecciona la opción de fototerapia intensiva.
- Si 1≤ RECIBEMASTER ≤9 se almacena este valor en HORAS_TERAPIA, se visualiza este número en un display de 7 segmentos y se encienden los leds.
- Si RECIBEMASTER=150 se interrumpe la fototerapia es decir se apagan los leds; caso contrario el tratamiento continua por el tiempo que se haya seteado.
- Se visualiza en un LCD el trascurso del tiempo del tratamiento y el de vida útil de los leds mientras este se almacena en la variable VIDA_LED.
- Si VIDA_LED≥1000 se apaga la fototerapia de lo contrario únicamente se almacena el valor en memoria EPROM.
- Retorna al progre principal de la fototerapia.


Inicio programa fototerapia
Definición de variables , activación de interrupciones y configuración de comunicaciones
P_Principal_fototerapia:Espera recibir datos del master y almacenarlo en RECIBEMASTER
RECIBEMASTER=151
SI
Encero vida máxima de los leds después de reemplazarlos
NO
RECIBEMASTER=100
SI
TERAPIA=1 entonces activa fototerapia normal
NO
RECIBEMASTER=200
SI
TERAPIA=2 entonces activa fototerapia intensiva
NO
1≤RECIBEMASTER≤9
NO
SI
Almacenar dato en HORAS_TERAPIA visualizarlo en un display de 7 segmentos y activar el sistema de fototerapia
RECIBE_MASTER=150
SI
Apagar fototerapia
NO
TIEMPO:Empieza a correr el tiempo de el tratamiento de fototerapia y a decrementarse al mismo tiempo la vida util de los leds
VISUALIZAR:Visualización en LCD de la vida útil de los leds , tipo de fototerapia y tiempo del tratamiento
1F



1F

VIDA_LED≥1000

Interrupción para set point manual de fototerapia

NO

- Si Enter es diferente de cero se visualiza en el LCD las opciones para programar la fototerapia:
    - Si TERAPIA=0 apagar fototerapia y salir de la interrupción.
    - Si TERAPIA=1 Activar fototerapia normal.
    - Si TERAPIA=2 Activar fototerapia intensiva.

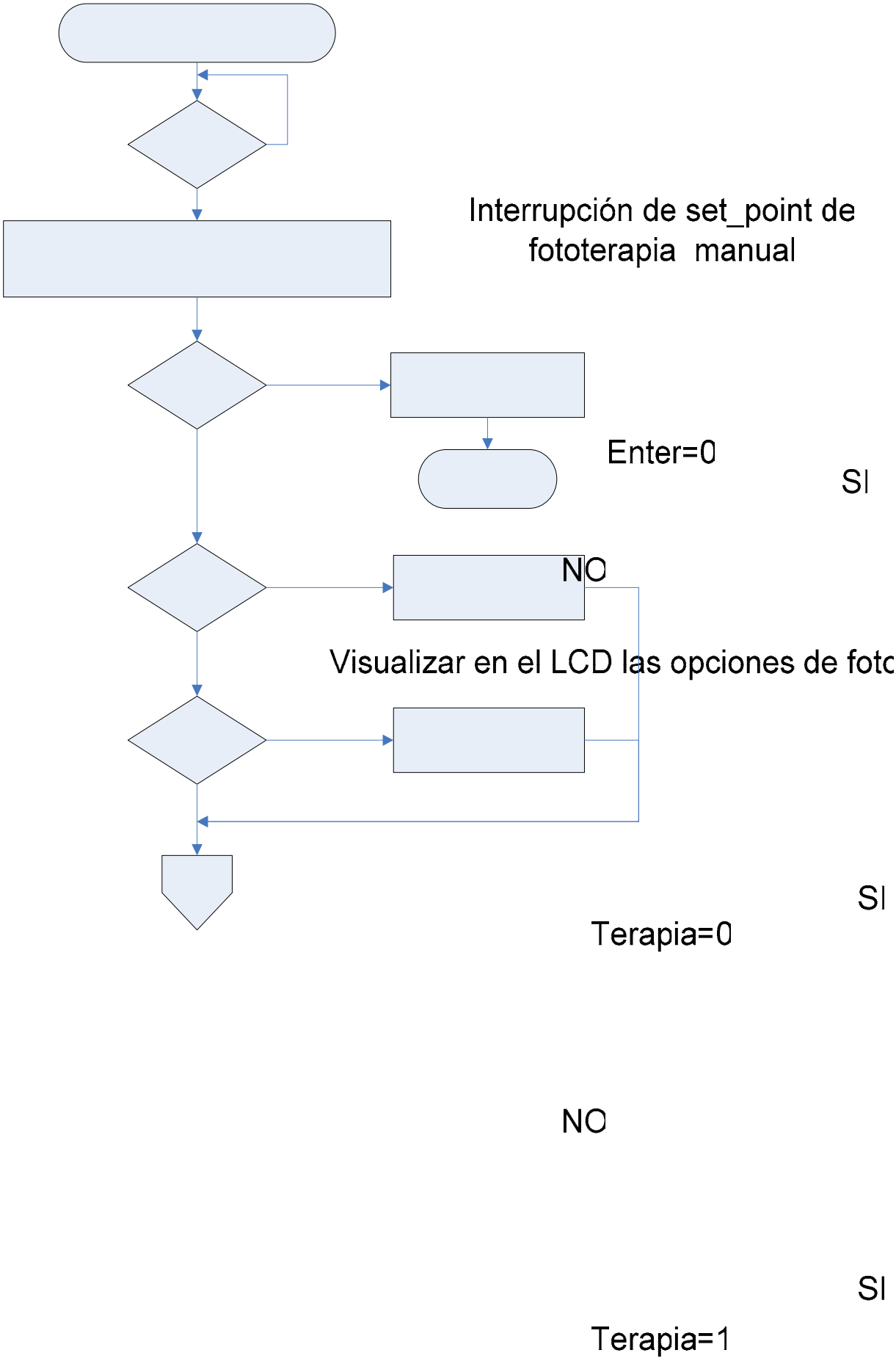
Almacenar el valor de VIDA_L

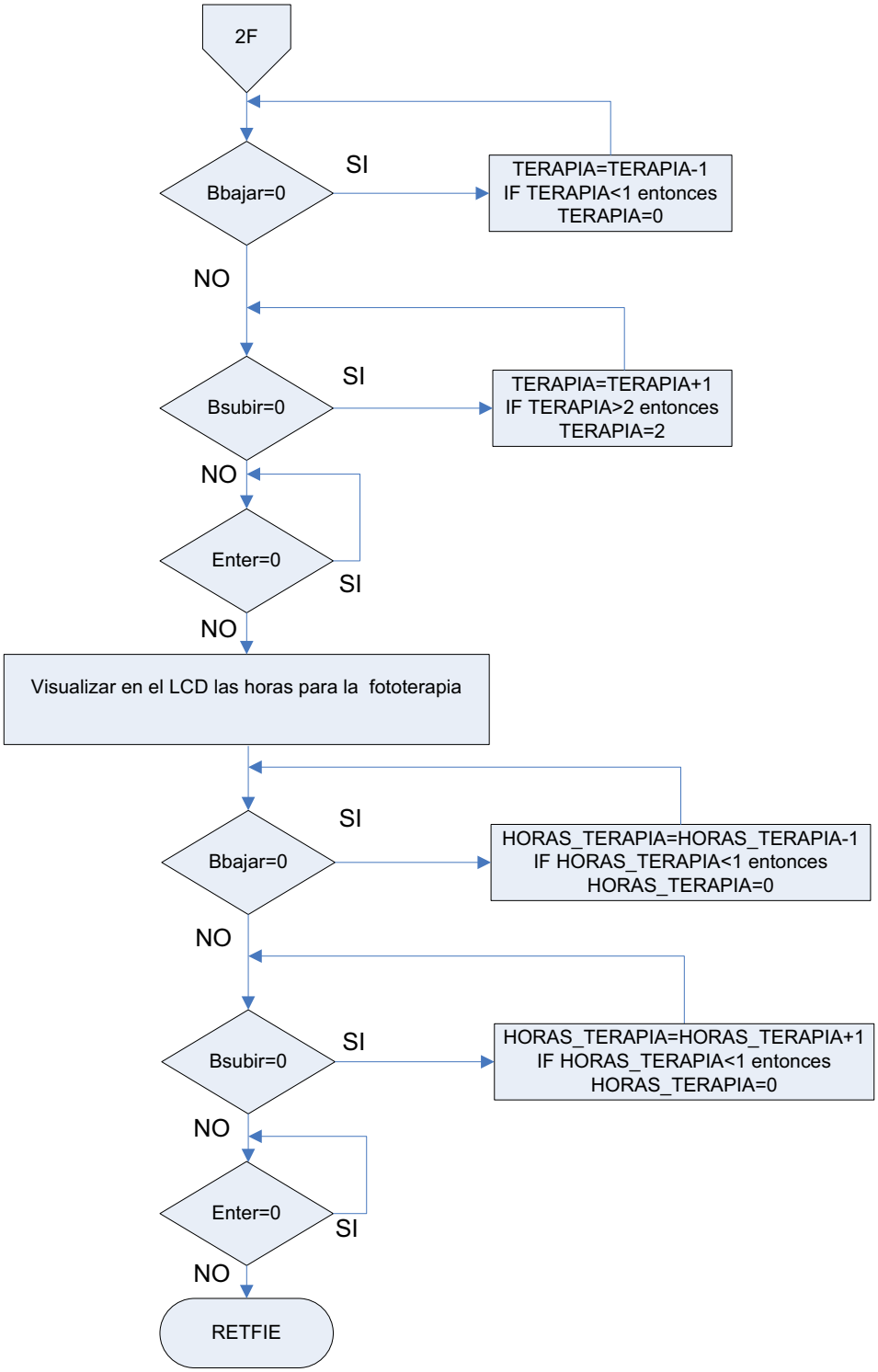
en memoria EPROM

- Si Bbajar=0 disminuir el valor de TERAPIA hasta un mínimo de cero y almacenar.
- Si Bsubir=0 aumentar el valor de TERAPIA hasta un máximo de dos y almacenar
- Si Enter es diferente de cero setear la cantidad de hora de fototerapia:
- Si Bbajar=0 disminuir el valor de HORAS_TERAPIA hasta un mínimo de cero y almacenar.

P_Principal_fototerapia

- Si Bsubir=0 aumentar el valor de HORAS_TERAPIA hasta un máximo de nueve y almacenar.
- Si Enter diferente de cero salir de la interrupción.


Interrupción de set_point de fototerapia manual
Enter=0
SI
NO
Visualizar en el LCD las opciones de foto
SI
Terapia=0
NO
SI
Terapia=1



3.2.3 PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR DE CONTROL DE TEMPERATURA

El control de temperatura es desarrollado en esta parte del software, se tiene dos opciones de control de temperatura, on/off con histéresis y control de fase directo.

En este microcontrolador los valores de set point y la señal de temperatura ambiente son constantemente recibidas. La recepción de estos valores genera una interrupción en el microcontrolador de control de temperatura, se discriminan mediante banderas y se almacenan en sus respectivas variables.

Antes de iniciar el funcionamiento se requiere seleccionar mediante un switch el tipo de control a utilizar, siendo el control de fase el seleccionado por defecto.

El control de fase consiste en generar pulsos de180u segundos suficientes para disparar un triac, el tiempo entre los pulsos depende de la temperatura que se tenga; cuando la temperatura es menor o igual a 25 grados centígrados el disparo se lo realiza cada que se tenga un cruce por cero lo que implica ángulo de disparo cero. La señal de cruce por cero ingresa como pulso por el pin RB0 del PIC ocasionando una interrupción que da la señal para enviar un pulso. Cuando la temperatura es mayor de 25 grados, luego de recibir la señal de cruce por cero, se genera un retardo de tiempo antes de enviar el pulso, mientras mayor sea la temperatura mayor es en retardo y por ende menor es el ángulo de disparo, este proceso se repite hasta que la temperatura llegue a su valor máximo que es el set point, si esto sucede el retardo se incrementa hasta su máximo valor para evitar que la temperatura siga incrementándose.

3.2.3.1 Diagramas de flujo

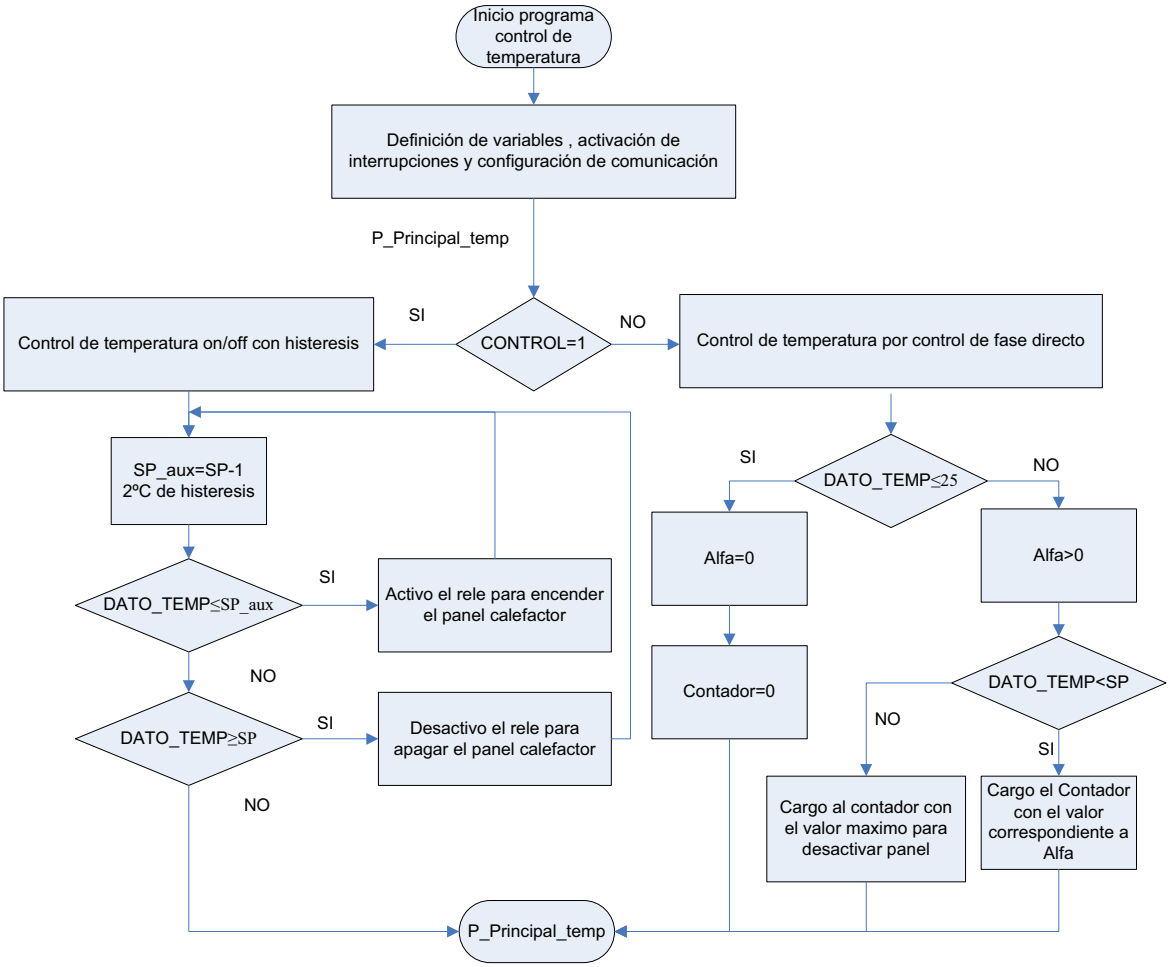
El programa de control de temperatura está formado por el programa principal y tres interrupciones detalladas a continuación.

Programa de control de temperatura

- Definición de variables, activación de interrupciones y configuración de comunicaciones.
- Si CONTROL=1 activar el control de temperatura on/off con histéresis.
    - Restar al set point de temperatura uno y almacenar en la variable SP_aux para obtener el límite inferior del rango de temperatura si se trabaja con 2ºC de histéresis.
    - Si DATO_TEMP ≤SP_aux activar el panel calefactor.
    - Si DATO_TEMP ≥SP desactivar el panel calefactor

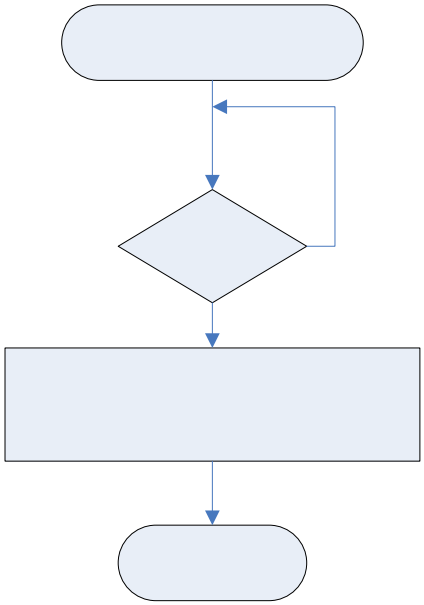
- Retornar al programa principal del control de temperatura.

- Si CONTROL es diferente de cero se activa el control de temperatura de fase directo.
  - Si DATO_TEMP ≤25 trabajar con ángulo de disparo igual a cero y retornar al inicio del programa principal.
  - Si DATO_TEMP >25 trabajar con ángulo de disparo diferente de cero, cargar al contador con el valor correspondiente a dicho ángulo mientras DATO_TEMP <SP.
  - Si DATO_TEMP >SP cargar al contador con el valor máximo para desactivar el panel calefactor.
- Retornar al inicio del programa principal.



3.2.3.2 Interrupción de cruce por cero

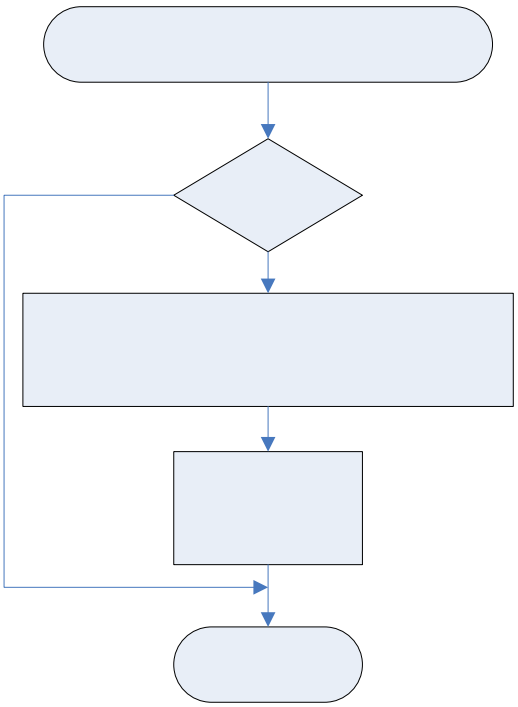
- Si Portb,0=1 enviar el pulso para disparar el triac que controla el panel calefactor.
- Salir de la interrupción.



Interrupciò

Interrupción de atención a la recepción de datos

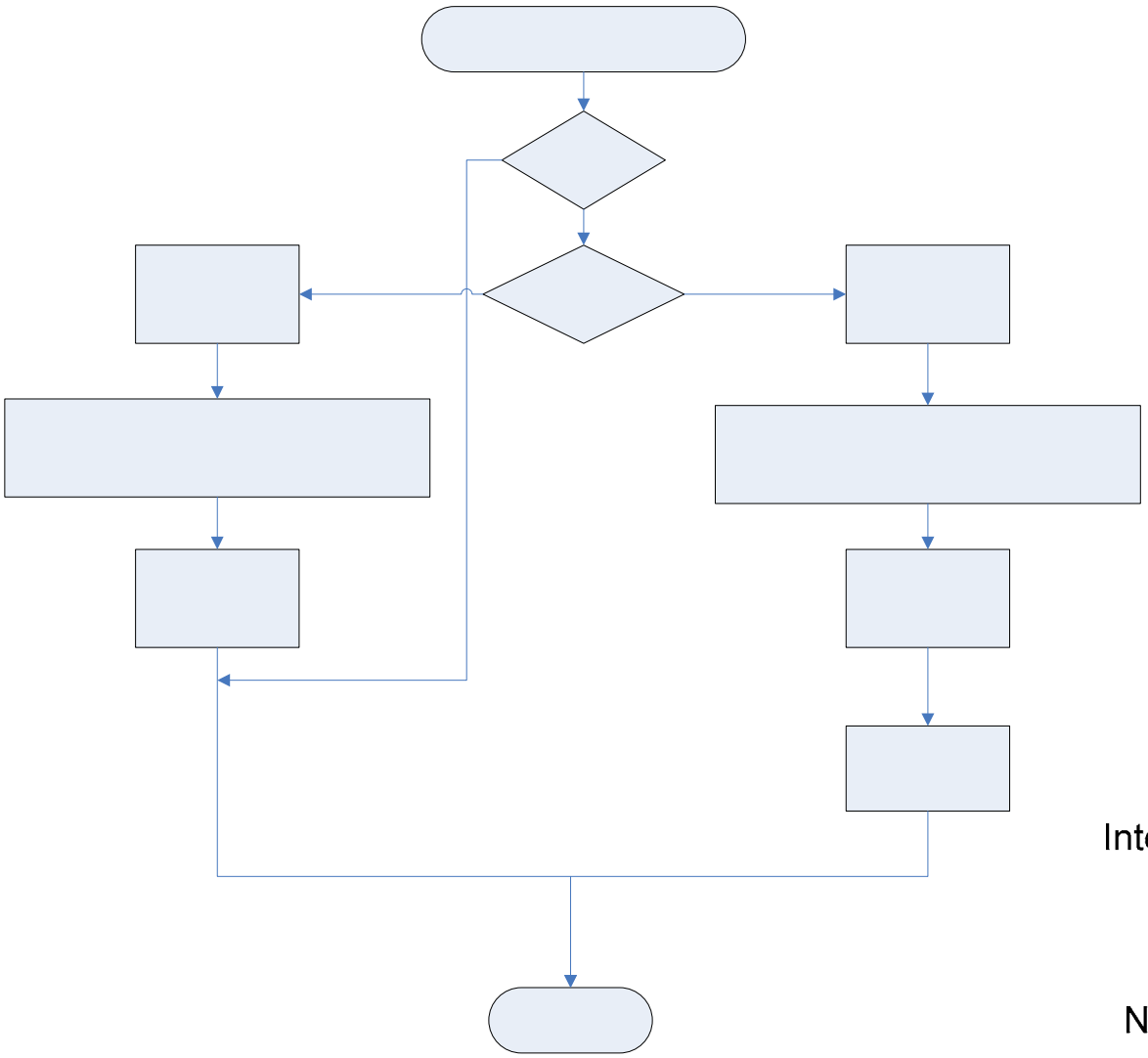
- Si PIR1, RCIF=1 el valor del RCREG se almacena en la variable GUARDA_SP que es una bandera para discriminar un dato de temperatura ambiente de un dato de set point.
- Borrar bandera PIR1, RCIF=0.
- Salir de la interrupción.



Disparo del Tr

Interrupción de recepción de datos

- Si PIR1, RCIF=1:
  - SI GUARDA_SP=1 el valor del RCREG corresponde a un valor de set point y se almacena en SP. Se encera GUARDA_SP=0 y PIR1,RCIF=0.
  - SI GUARDA_SP es diferente de cero el valor del RCREG corresponde a un dato de temperatura y se almacena en TEMP_AMB. Se encera GUARDA_SP=0 y PIR1, RCIF=0.
- Salir de la interrupción.



Interrupcion d

NO

PIF

NO

RECIBE DATO

GUA

3.3 DESARROLLO DEL HMI

El HMI fue diseñado utilizando el software VISUAL BASIC6.0, el cual es un lenguaje de programación que desciende de la programación BASIC. Se desarrolla bajo un entorno totalmente gráfico lo que hace que su manejo se haga más ameno tanto para el programador como para el que utiliza aplicaciones desarrolladas en este entorno.

La principal función del HMI es enviar y recibir información desde el microcontrolador master lo que se logra mediante comunicación serial ya que el Visual Basic6.0 contiene las herramientas para realizar dicha comunicación de forma sencilla.

El HMI consta de cuatro pantallas cada una de las cuales cumple una función específica importante para el correcto funcionamiento de la termocuna.

3.3.1 Ventana de presentación

Al iniciar el HMI se tiene una ventana de presentación donde constan los nombres del proyecto y de los autores (figura 3.1)

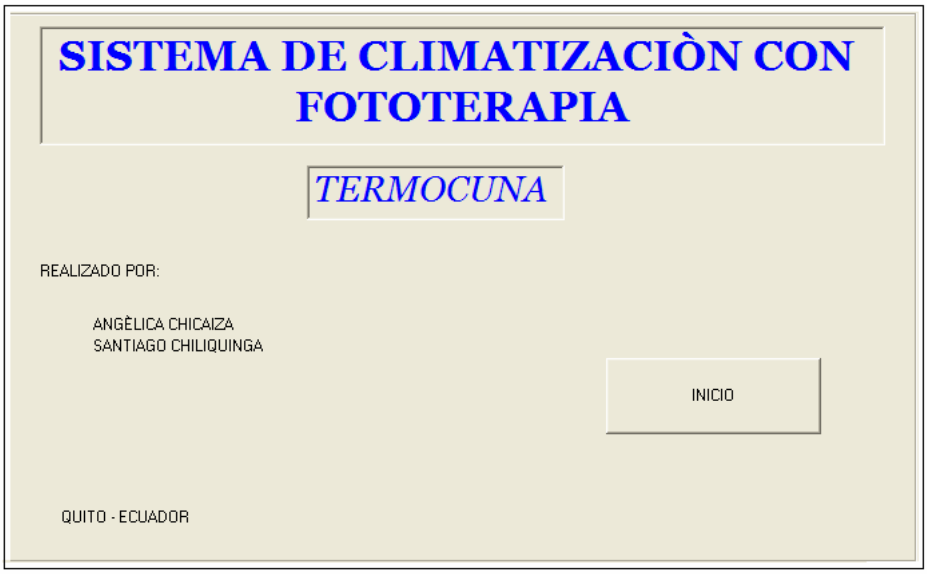


Figura 3.1: Ventana de presentación

3.3.2 Ventana de adquisición de datos

El HMI es una parte importante en el prototipo de la termocuna con fototerapia para neonatos es la que permite almacenar valores de temperatura ambiental, temperatura

corporal, humedad, tipo de fototerapia y horas de fototerapia aplicada a un bebé mediante un interfaz entre el Visual Basic 6.0 y Microsoft Access 97; siendo el último el encargado de almacenar los valores después de un tiempo adecuado para evitar la acumulación innecesaria de datos y para que el médico pueda acceder en cualquier momento a los mismos para darles el uso que crea pertinente. Los datos recibidos pueden ser constantemente visualizados en 5 textbox ubicados en la ventana de adquisición de datos CLIMATIZACION. Mediante un DBGrid y un BASE data se hace el enlace con un archivo previamente creado en Access 97 como se puede observar en la figuras 3.1 y 3.2. En esta es indispensable la ubicación de un MSCommm cuyo icono es un teléfono, para lograr la comunicación serial entre la PC y el microcontrolador master. Adicionalmente se requiere de tres timer que sirven para la adquisición de datos, el almacenamiento de los mismos y para mostrar el transcurso del tiempo respectivamente.

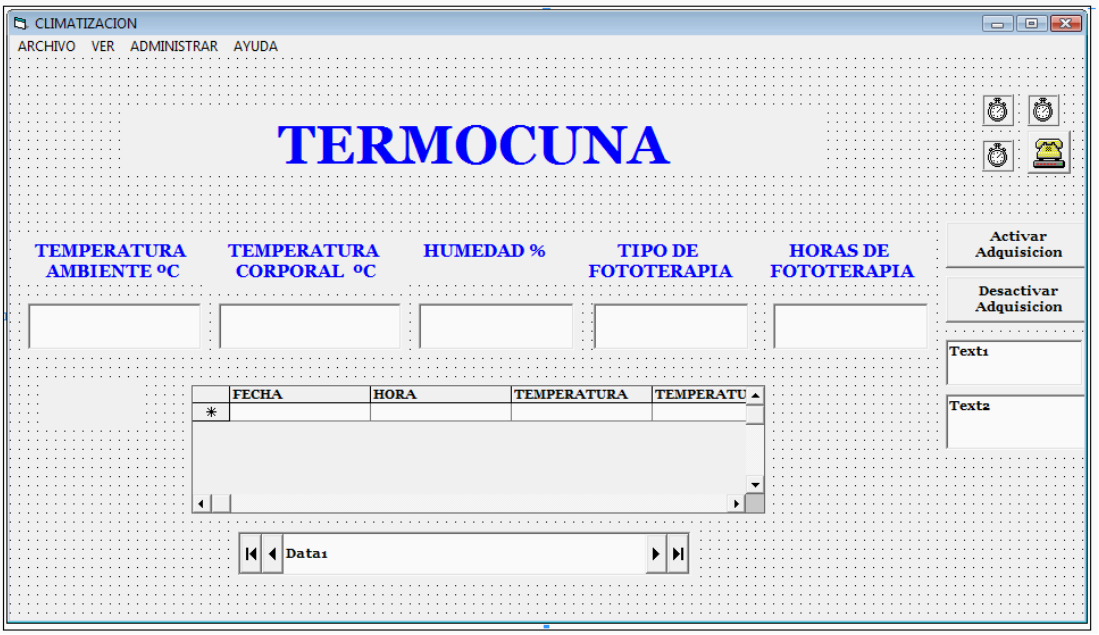


Figura 3.2: Ventana de adquisición de datos

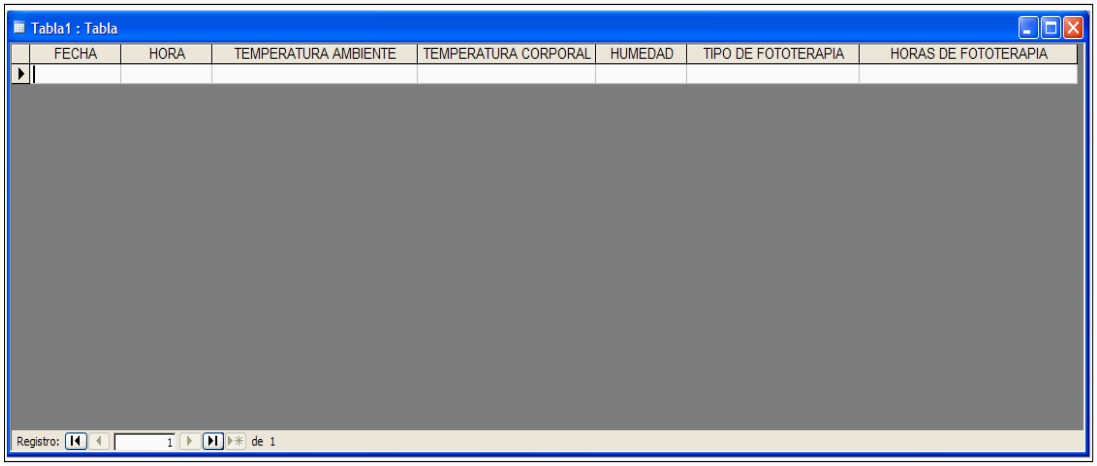
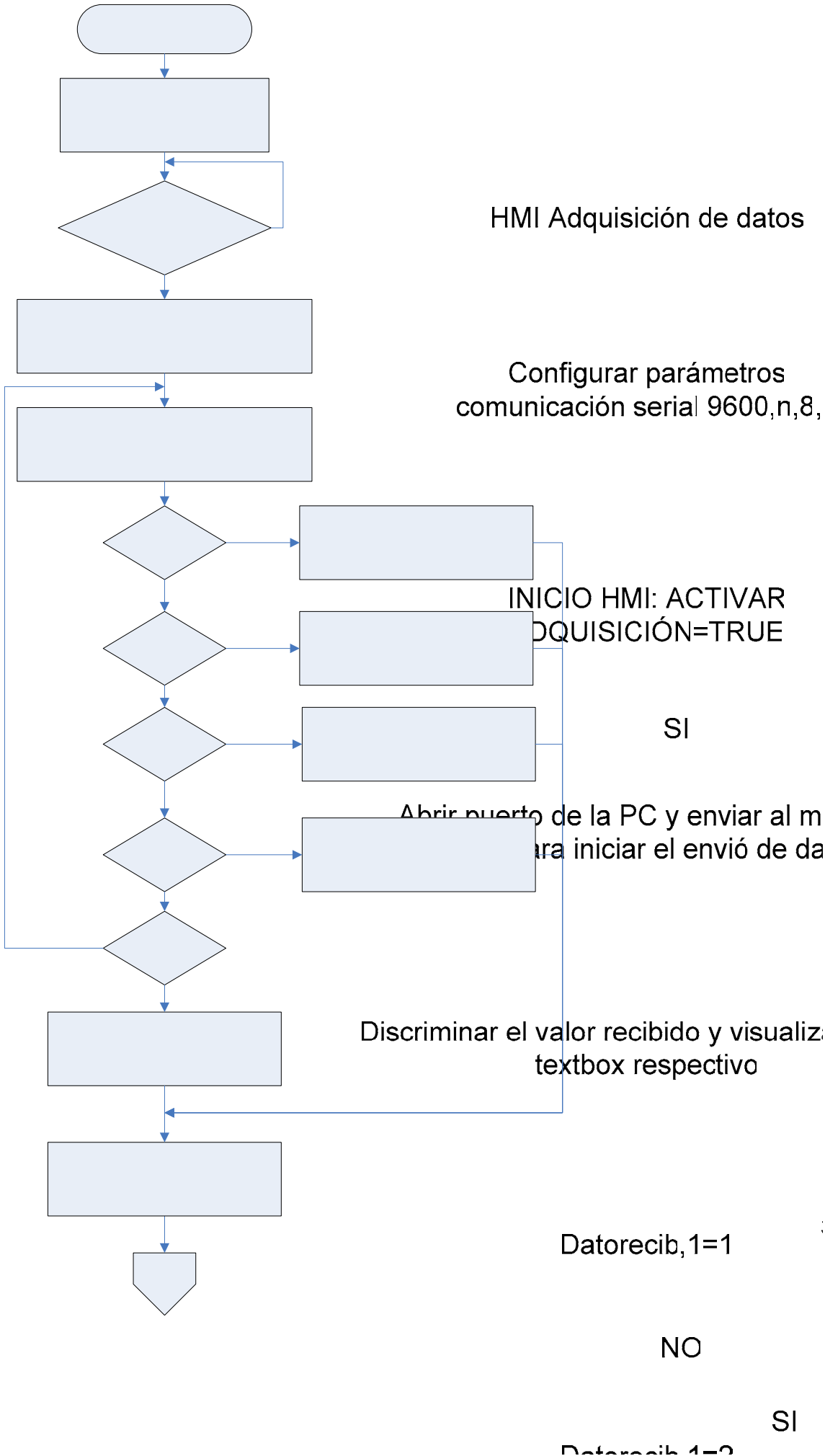
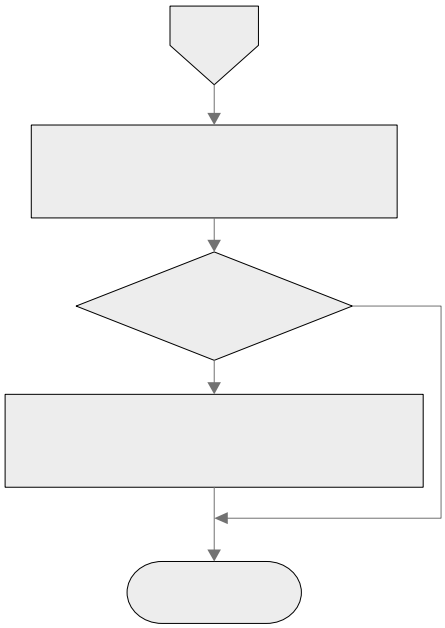


Figura 3.3: Archivo de almacenamiento de datos en Access

Programa para la adquisición de datos del HMI

- Configurar parámetros de comunicación serial.
- Si ACTIVAR ADQUISICIÓN = verdadero, activar el puerto serial de la PC y enviar al microcontrolador master la orden de envió de datos.
- Discriminar los valores recibidos y visualizarlo en el texbox respectivo; donde Datorecib,1 corresponde a la bandera que identifica al segundo dato y Datorecib,2 corresponde al valor de una de las variables que intervienen en el sistema de la termocuna:
    - Datorecib,1=1 el segundo valor recibido Datorecib,2 corresponde al valor de temperatura ambiente.
    - Datorecib,1=2 el segundo valor recibido Datorecib,2 corresponde al valor de temperatura corporal.
    - Datorecib,1=3 el segundo valor recibido Datorecib,2 corresponde al valor de humedad relativa.
    - Datorecib,1=4 el segundo valor recibido Datorecib,2 corresponde al valor que selecciona el tipo de fototerapia.
    - Datorecib,1=5 el segundo valor recibido Datorecib,2 corresponde al valor de horas de fototerapia que se requiere aplicar.
- Almacenamiento de datos en un archivo de ACCESS.
- Si ACTIVAR ADQUISICIÓN = falso, enviar al microcontrolador master la orden de detener el envió de datos y desactivar el puerto serial de la PC.
- Volver al inicio del programa.


HMI Adquisición de datos
Configurar parámetros
comunicación serial 9600,n,8,
INICIO HMI: ACTIVAR
DQUISICIÓN=TRUE
SI
Abrir puerto de la PC y enviar al m
ara iniciar el envió de da
Discriminar el valor recibido y visualiz
textbox respectivo
Datorecib,1=1
NO
SI



3.3.3 Ventana de envio de set point

El HMI está diseñado de tal manera que a más de recibir y almacenar datos es capaz también de enviar el set point de temperatura ambiente, humedad, tipo de fototerapia y horas de fototerapia mediante una ventana de set point. El valor a enviar está determinado por barras VScroll para cada una de las opciones; los valores pueden ser visualizados en cuatro textbox. Adicional a estas opciones se cuenta con un botón que se utiliza para enviar la orden de apagar la fototerapia en cualquier momento. En esta ventana también es necesario tener un MSComm para comunicación serial con el microcontrolador (figura 3.4).

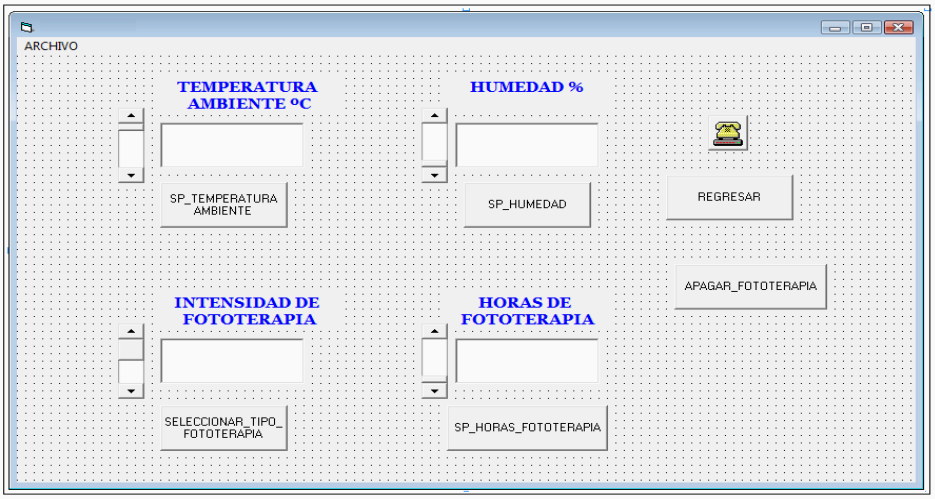
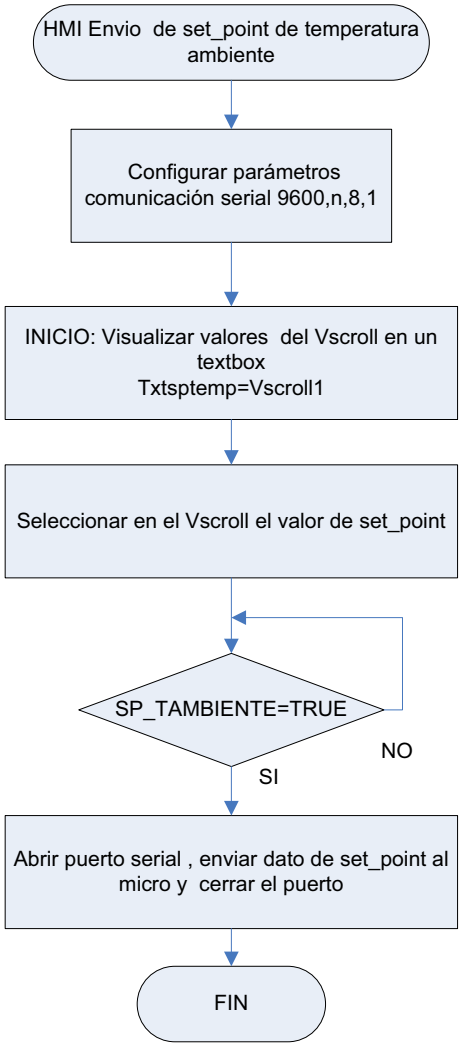


Figura 3.4: Ventana de Set Point

Para envio del set point se trabaja con un grupo de subrutinas que se encargan de la selección y el envio de cada uno de los set point.

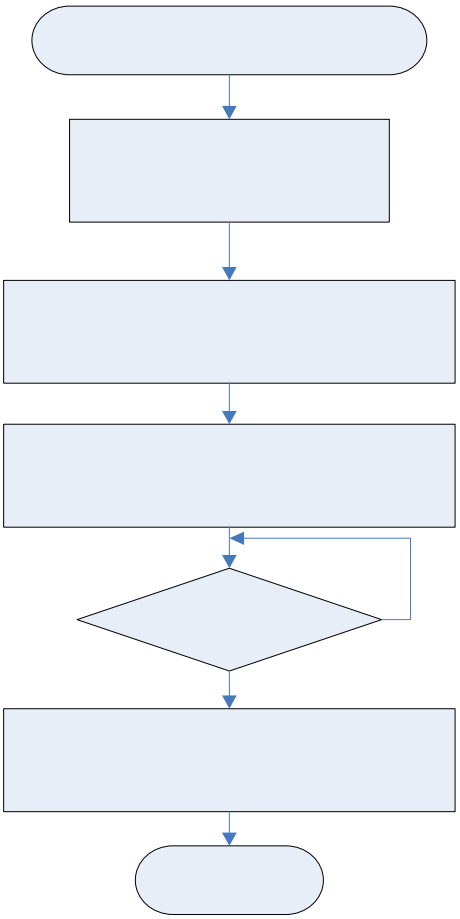
Envio de set point de temperatura ambiente

- Configuración de parámetros de comunicación serial.
- Seleccionar el valor de set point de temperatura ambiente.
- Si SP_TAMBIENTE = verdadero abrir el puerto y enviar el valor al microcontrolador master por medio de comunicación serial.
- Cerrar el puerto.



Envio de set point de humedad

- Configuración de parámetros de comunicación serial.
- Seleccionar el valor de set point de humedad.
- Si SP_HUMEDAD = verdadero abrir el puerto y enviar el valor al microcontrolador master por medio de comunicación serial.
- Cerrar el puerto.



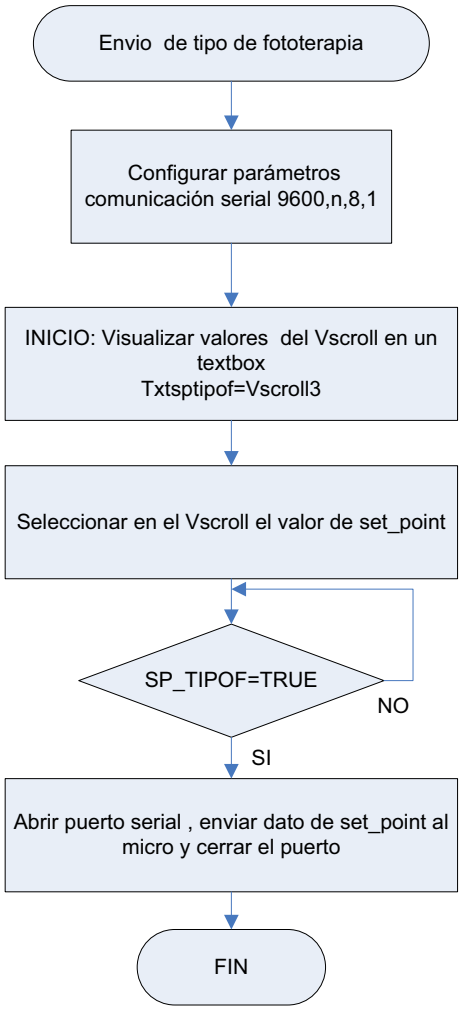
HMI Envio de

INICIO: Co
comunicac

Envio del dato de selección del tipo de fototerapia

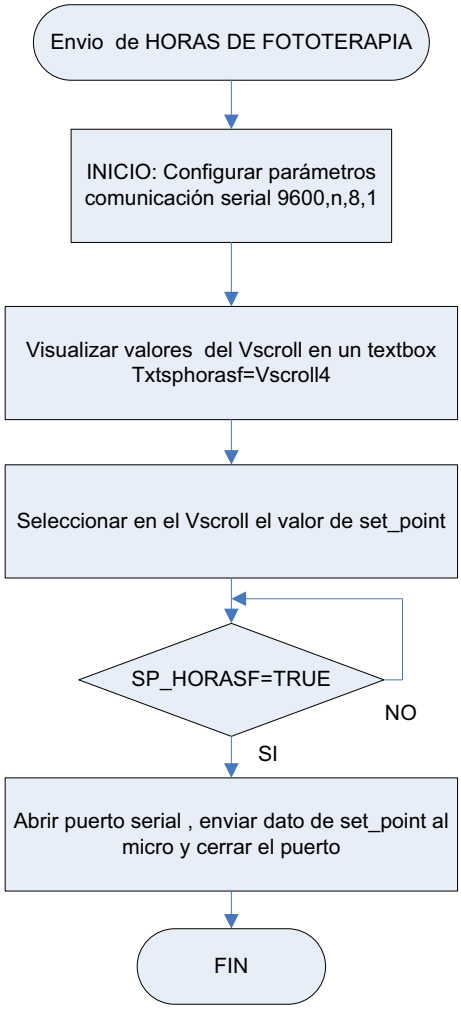
- Configuración de parámetros de comunicación serial.
- Seleccionar el valor de set point de humedad.
- Si SP_TIPO_F = verdadero abrir el puerto y enviar el valor al microcontrolador master por medio de comunicación serial.
- Cerrar el puerto.

Visualizar valores
Txtsphu



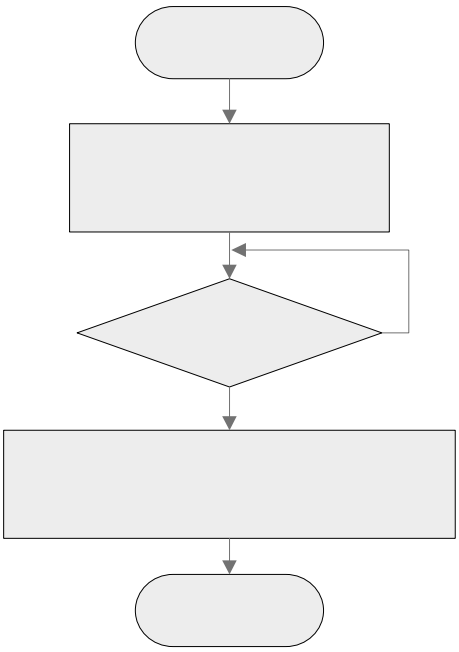
Envio del dato de horas de fototerapia

- Configuración de parámetros de comunicación serial.
- Seleccionar el valor de set point de humedad.
- Si SP_HORAS_F = verdadero abrir el puerto y enviar el valor al microcontrolador master por medio de comunicación serial.
- Cerrar el puerto.



Envio orden de apagar fototerapia

- Configuración de parámetros de comunicación serial.
- Si APAGAR FOTOTERAPIA = verdadero abrir el puerto y enviar la orden de apagar fototerapia al microcontrolador master por medio de comunicación serial.
- Cerrar el puerto.



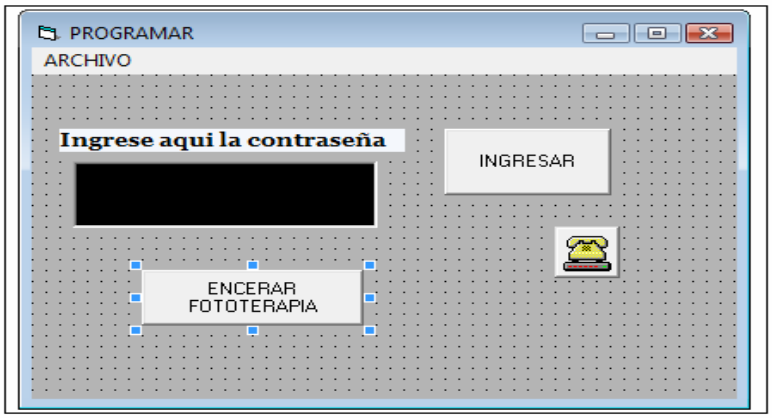
Apa

Config
comunicac

3.3.4 Ventana de enceramiento de la vida de los leds

Para complementar el HMI se cuenta con la opción de enceramiento de la vida de los leds para el tratamiento de la fototerapia; esto es posible mediante un botón el cual se habilita únicamente después de ingresar una de las dos claves programadas. Como las ventanas anteriores, en ésta, igualmente se requiere de un MSComm para la comunicación (figura 3.5.)

INIC
FOTOT



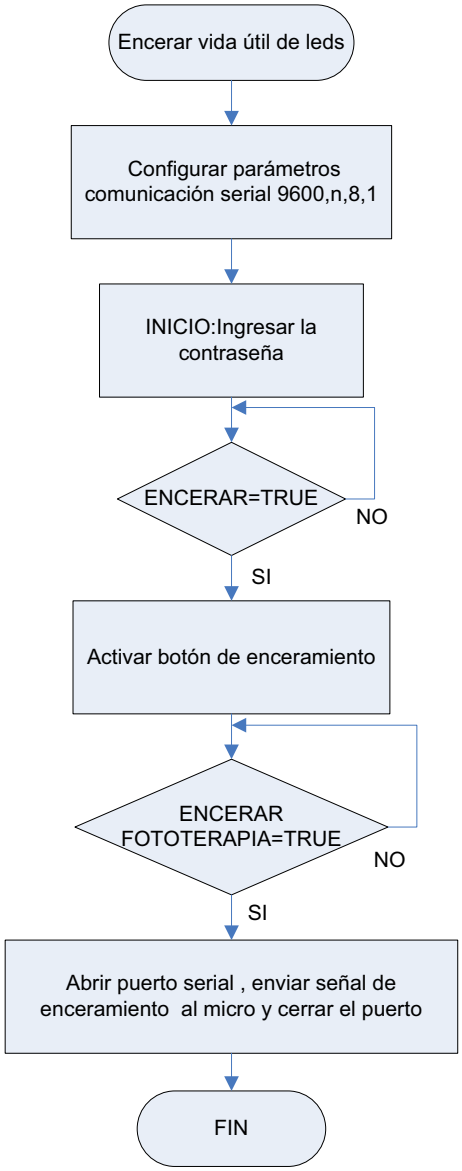
Abrir puerto serial
la fototerapia a

Figura 3.5: Ventana de Programar leds

Programa para el envio orden de encerar vida útil de los leds de fototerapia

- Configuración de parámetros de comunicación serial.
- Ingresar la contraseña correcta.

- Si ENCERAR = verdadero, activar el botón de enceramiento.
- Si ENCERAR FOTOTERAPIA = verdadero**,** abrir el puerto y enviar la orden de encerar la vida útil de los leds de fototerapia al microcontrolador master por medio de comunicación serial.
- Cerrar el puerto.



CAPITULO 4

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

EL objetivo de este capítulo es detallar las pruebas realizadas sobre el equipo construido, las cuales permiten probar su desempeño bajo ciertas condiciones de trabajo. Los resultados de estas pruebas se muestran procurando que el lector tenga una visión completa del funcionamiento del sistema.

4.1 PRUEBAS REALIZADAS

Las variables que se controlan en este sistema son temperatura ambiente, humedad relativa, tipo de fototerapia y horas de fototerapia. Las dos primeras se deben mantener en un rango adecuado alrededor del set point, mientras las dos restantes tienen opciones definidas. Por esta razón las pruebas realizadas tienen que ver con la manipulación de estas cuatro variables.

4.1.1 PRUEBA # 1

Esta primera prueba de funcionamiento se la hace para las condiciones más bajas de temperatura y humedad al que el equipo responde, las cuales se puede observar en la tabla 4.1. Para la realización de esta prueba se procedió a encender el equipo y mediante teclado seleccionar cada una de las opciones. En esta prueba se trabaja con el control de fase para mantener la temperatura dentro del rango. Cada una de las pruebas son efectuadas durante una hora y los datos se almacenan cada 5 minutos.

Parámetro	Valor
Temperatura Ambiente	Sp=26
Humedad	Sp=50
Tipo de fototerapia	Normal
Horas de fototerapia	1

Tabla 4.1 Condiciones de funcionamiento prueba 1

RESULTADOS DE LA PRUEBA # 1

Los datos fueron recopilados mediante el HMI y almacenados en Access cada 5 minutos.

FECHA	HORA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
sábado,10-enero-2009	10:30:00	25,8	50	1	1
sábado,10-enero-2009	10:35:00	26,2	50	1	1
sábado,10-enero-2009	10:40:00	26	53	1	1
sábado,10-enero-2009	10:45:00	26,2	53	1	1
sábado,10-enero-2009	10:50:00	26,2	53	1	1
sábado,10-enero-2009	10:55:00	25,8	53	1	1
sábado,10-enero-2009	11:00:00	26	53	1	1
sábado,10-enero-2009	11:05:00	26	50	1	1
sábado,10-enero-2009	11:10:00	25,8	50	1	1
sábado,10-enero-2009	11:15:00	26	47	1	1
sábado,10-enero-2009	11:20:00	26,2	44	1	1
sábado,10-enero-2009	11:25:00	26,2	40	1	1
sábado,10-enero-2009	11:30:00	26,2	47	0	

Tabla 4.2 Resultados de la prueba 1

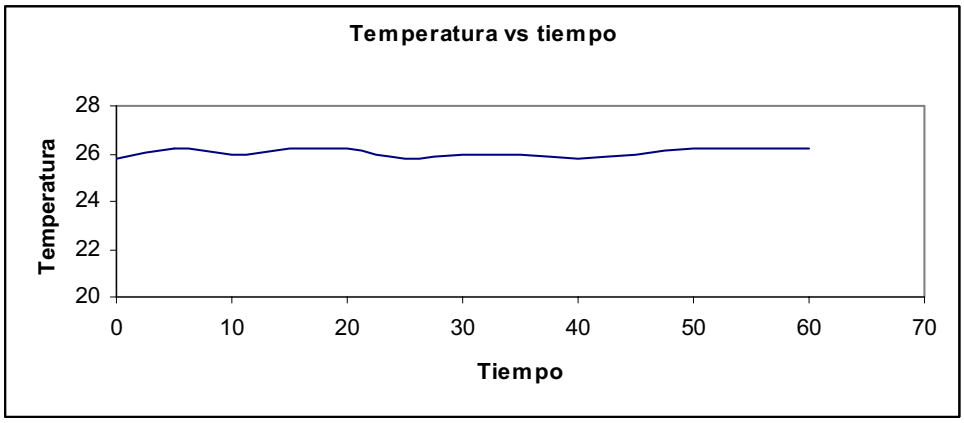


Figura 4.1 Respuesta de temperatura prueba1

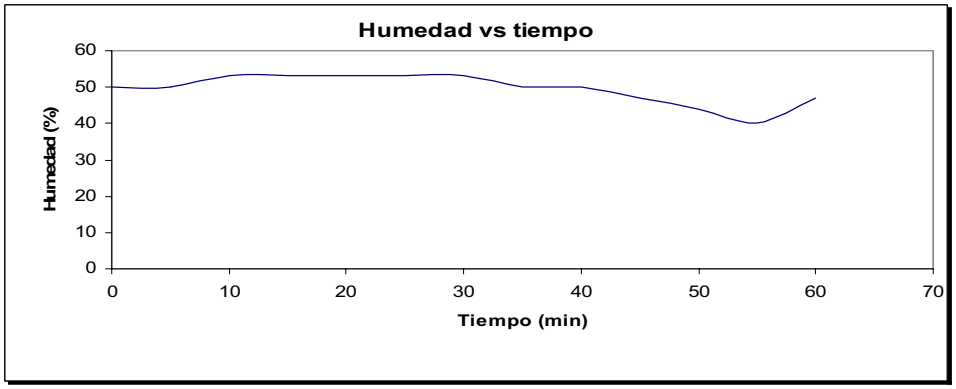


Figura 4.2 Respuesta de humedad prueba1

4.1.2 PRUEBA # 2

Esta prueba de funcionamiento es similar al la anterior con las mismas condiciones de temperatura y humedad al que el equipo responde las cuales se puede observar en la tabla 4.3. En esta prueba se trabaja con el control on/off para mantener la temperatura dentro de un rango.

Parámetro	Valor
Temperatura Ambiente	Sp=26
Humedad	Sp=50
Tipo de fototerapia	Normal
Horas de fototerapia	1

Tabla 4.3 Condiciones de funcionamiento prueba 2

RESULTADOS DE LA PRUEBA # 2

FECHA	HORA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
sábado,10-enero-2009	12:00:00	26,4	50	1	1
sábado,10-enero-2009	12:05:00	26	50	1	1
sábado,10-enero-2009	12:10:00	25,4	53	1	1
sábado,10-enero-2009	12:15:00	24,8	53	1	1
sábado,10-enero-2009	12:20:00	24,2	53	1	1
sabado,10-enero-2009	12:25:00	25,0	53	1	1
sábado,10-enero-2009	12:30:00	25,6	53	1	1
sábado,10-enero-2009	12:35:00	26	50	1	1
sábado,10-enero-2009	12:40:00	26,2	50	1	1
sábado,10-enero-2009	12:45:00	25,2	47	1	1
sábado,10-enero-2009	12:50:00	24	44	1	1
sábado,10-enero-2009	12:55:00	24,6	40	1	1
sábado,10-enero-2009	13:00:00	25,2	47	0	

Tabla 4.4 Resultados de la prueba 2

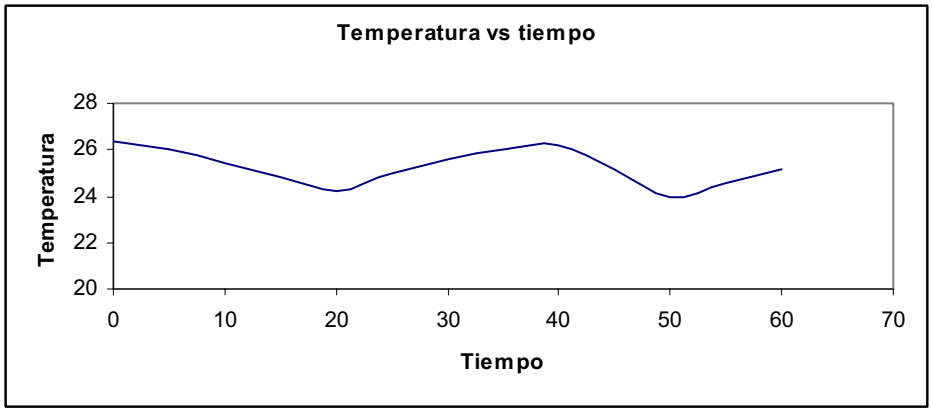


Figura 4.3 Respuesta de temperatura prueba2

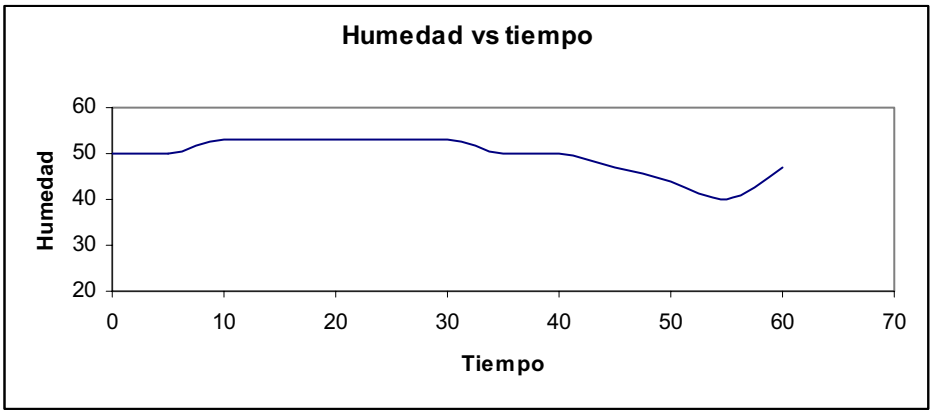


Figura 4.4 Respuesta de humedad prueba2

4.1.3 PRUEBA # 3

Para esta prueba de funcionamiento se cambian las condiciones de temperatura y humedad a las máximas al que el equipo responde las cuales se puede observar en la tabla 4.5. Para esta prueba se trabaja con el control de fase par mantener la temperatura dentro de un rango.

Parámetro	Valor
Temperatura Ambiente	Sp=35
Humedad	Sp=80
Tipo de fototerapia	Intensiva
Horas de fototerapia	1

Tabla 4.5 Condiciones de funcionamiento prueba 3

RESULTADOS DE LA PRUEBA # 3

FECHA	HORA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
sábado,10-enero-2009	13:35:12	35	65	2	1
sábado,10-enero-2009	13:40:12	34,8	70	2	1
sábado,10-enero-2009	13:45:12	34,8	78	2	1
sábado,10-enero-2009	13:50:12	34,6	80	2	1
sábado,10-enero-2009	13:55:12	34,8	78	2	1
sábado,10-	14:00:12	35,2	75	2	1

FECHA	HORA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
enero-2009					
sábado,10-enero-2009	14:05:12	35	70	2	1
sábado,10-enero-2009	14:10:12	34,8	74	2	1
sábado,10-enero-2009	14:15:12	35,2	77	2	1
sábado,10-enero-2009	14:20:12	35,2	79	2	1
sábado,10-enero-2009	14:25:12	35,4	81	2	1
sábado,10-enero-2009	14:30:12	35	80	0	0

Tabla 4.6 Resultados de la prueba 3

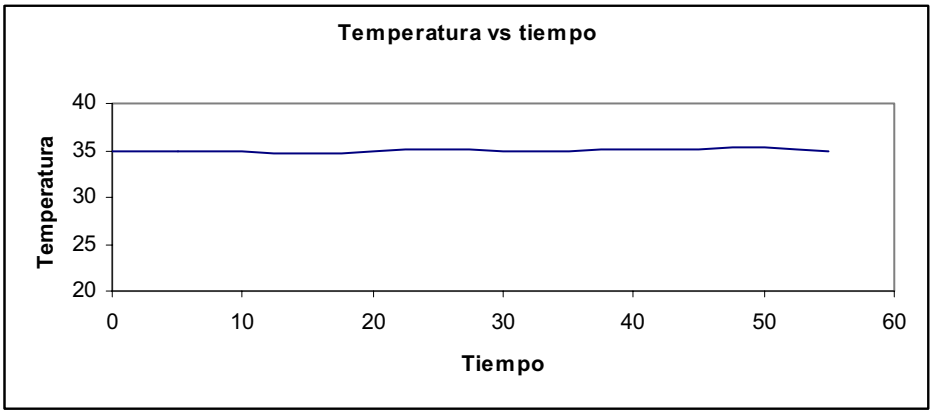


Figura 4.5 Respuesta de temperatura prueba3

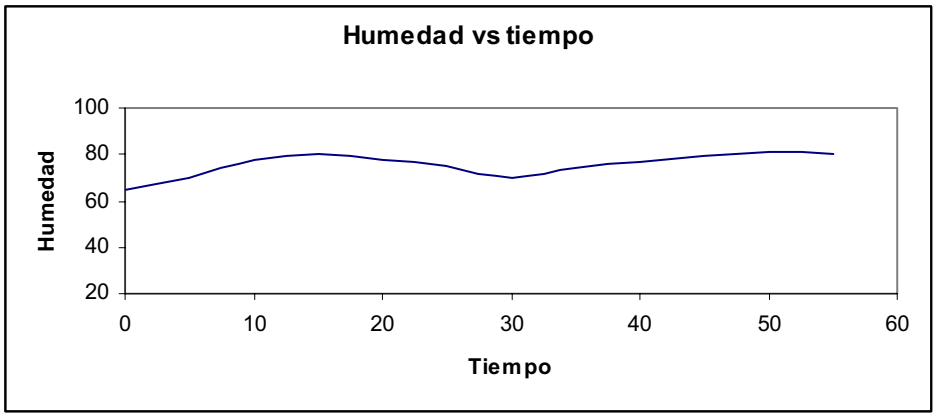


Figura 4.6 Respuesta de humedad prueba3

4.1.4 PRUEBA # 4

Para esta prueba de funcionamiento se cambian las condiciones de temperatura y humedad a las máximas al que el equipo responde las cuales se puede observar en la tabla 4.7. Para esta prueba se trabaja con el control on/off mantener la temperatura dentro de un rango.

Parámetro	Valor
Temperatura Ambiente	Sp=35
Humedad	Sp=80
Tipo de fototerapia	Intensiva
Horas de fototerapia	1

Tabla 4.7 Condiciones de funcionamiento prueba 4

RESULTADOS DE LA PRUEBA # 4

FECHA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
sábado,10-enero-2009	35	59	0	
sábado,10-enero-2009	35,2	66	2	1
sábado,10-enero-2009	34,2	72	2	1
sábado,10-enero-2009	35	76	2	1
sábado,10-enero-2009	35	80	2	1
sábado,10-enero-2009	34,8	79	2	1
sábado,10-enero-2009	34,2	73	2	1
sábado,10-enero-2009	34,6	70	2	1
sábado,10-enero-2009	35,2	75	2	1
sábado,10-enero-2009	34,8	77	2	1
sábado,10-enero-2009	35	80	2	1
sábado,10-enero-2009	34,8	80	2	1
sábado,10-enero-2009	34,8	78	0	

Tabla 4.8 Resultados de la prueba 4

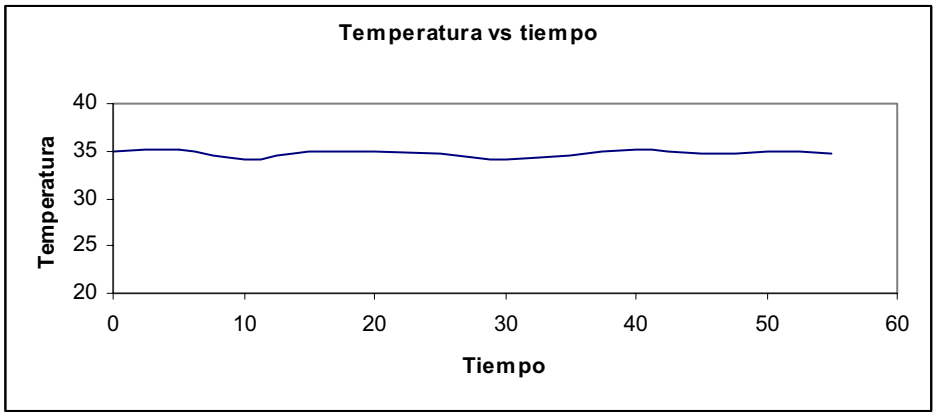


Figura 4.7 Respuesta de temperatura prueba 4

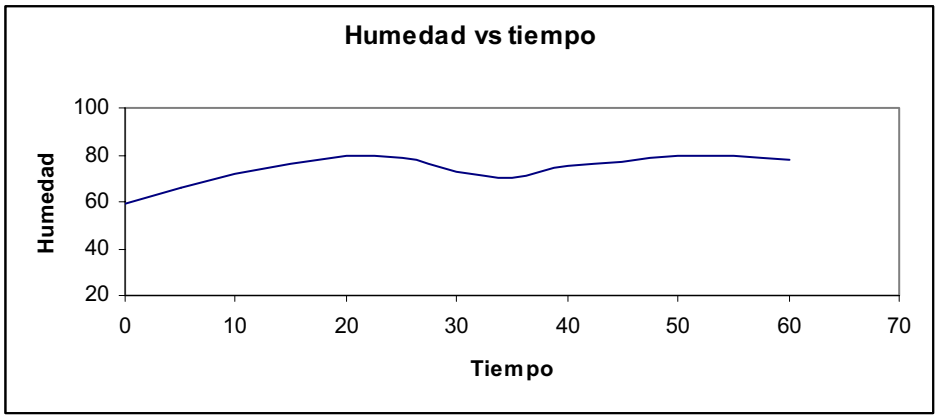


Figura 4.8 Respuesta de humedad prueba 4

4.1.5 PRUEBA # 5

En esta prueba las condiciones de funcionamiento se mantienen en las máximas de temperatura y humedad al que el equipo responde las cuales se puede observar en la tabla 4.9. Para esta prueba se trabaja con el control de fase par mantener la temperatura dentro de un rango.

Parámetro	Valor
Temperatura Ambiente	Sp=30
Humedad	Sp=80
Tipo de fototerapia	Intensiva
Horas de fototerapia	1

Tabla 4.9 Condiciones de funcionamiento prueba 5

RESULTADOS DE LA PRUEBA # 5

FECHA	HORA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
miércoles,18-febrero-2009	10:33:37	30,6	80	2	1
miércoles,18-febrero-2009	10:38:37	30	80	2	1
miércoles,18-febrero-2009	10:43:37	30	79	2	1
miércoles,18-febrero-2009	10:48:37	294,4	78	2	1
miércoles,18-febrero-2009	10:53:37	29,6	76	2	1
miércoles,18-febrero-2009	10:58:37	30	75	2	1
miércoles,18-febrero-2009	11:03:37	30,2	75	2	1
miércoles,18-febrero-2009	11:08:37	30	75	2	1
miércoles,18-febrero-2009	11:13:37	29,6	73	2	1
miércoles,18-febrero-2009	11:18:37	30	71	2	1
miércoles,18-febrero-2009	11:23:37	30,2	70	2	1
miércoles,18-febrero-2009	11:28:37	30	70	2	1
miércoles,18-febrero-2009	11:33:37	29,8	72	2	1

Tabla 4.10 Resultados de la prueba 4

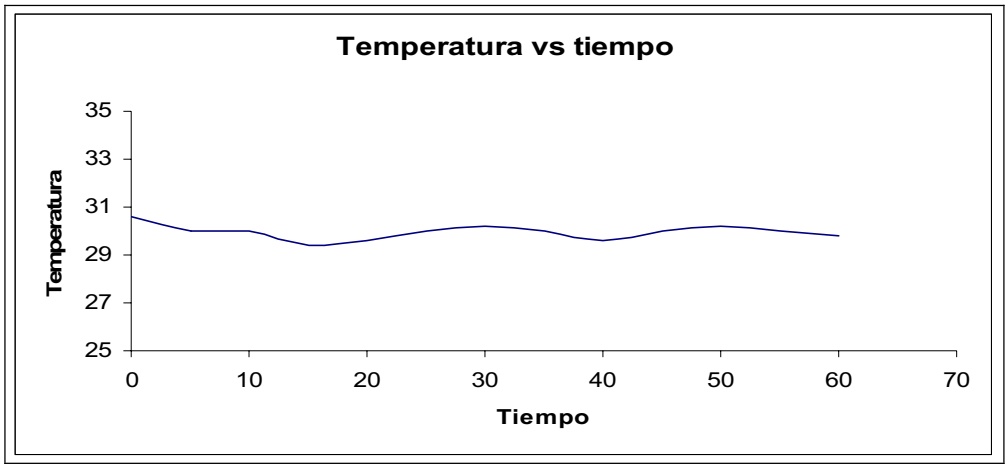


Figura 4.9 Respuesta de temperatura prueba 5

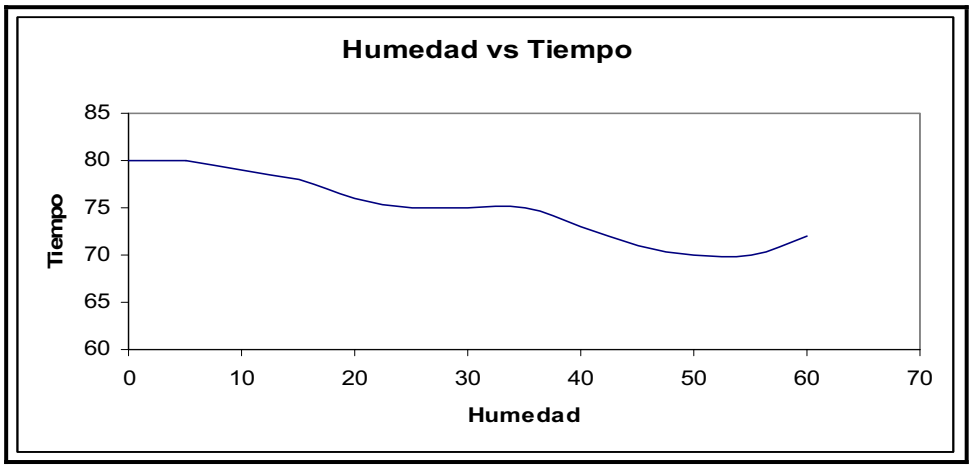


Figura 4.10 Respuesta de humedad prueba 5

Los resultados son acorde a lo esperado, los valores de temperatura y humedad se encuentran dentro del rango de variación aceptado en el diseño. El comportamiento del sistema para esta prueba es similar al conseguido en pruebas anteriores.

4.1.6 PRUEBA # 6

Las condiciones de funcionamiento para esta prueba se cambian los set point de temperatura y humedad al que el equipo responde las cuales se puede observar en la tabla 4.11. Para esta prueba se trabaja con el control de fase par mantener la temperatura dentro de un rango.

Parámetro	Valor
Temperatura Ambiente	Sp=30
Humedad	Sp=60
Tipo de fototerapia	Normal
Horas de fototerapia	1

Tabla 4.11 Condiciones de funcionamiento prueba 6

4.2.6 RESULTADOS DE LA PRUEBA # 6

FECHA	HORA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
miércoles,18-febrero-2009	10:42:03	29	58	1	1
miércoles,18-febrero-2009	10:47:03	29,8	60	1	1
miércoles,18-	10:52:03	30,2	60	1	1

FECHA	HORA	TEMPERATURA AMBIENTAL	HUMEDAD	TIPO DE FOTOTERAPIA	HORAS DE FOTOTERAPIA
febrero-2009					
miércoles,18-febrero-2009	10:57:03	30	59	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:02:03	29,8	59	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:07:03	30	58	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:12:03	30	56	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:17:03	29,6	54	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:22:03	29,2	51	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:27:03	29,8	50	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:32:03	30	54	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:37:03	30	58	1	1
miércoles,18-febrero-2009	11:42:03	30	59	1	1

Tabla 4.12 Resultados de la prueba 4

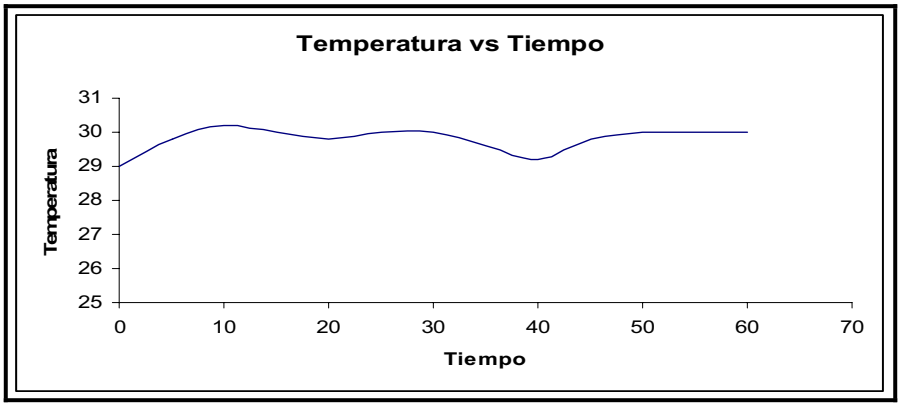


Figura 4.11 Respuesta de temperatura prueba 6

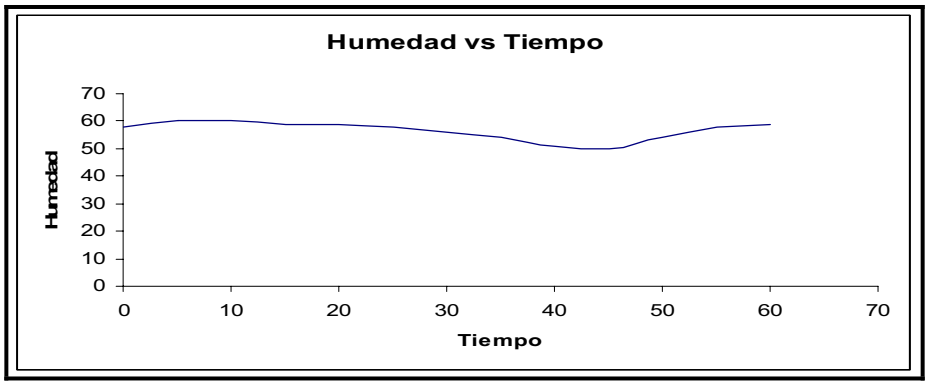


Figura 4.12 Respuesta de humedad prueba 6

La variación de temperatura y humedad en ésta prueba esta dentro de los rangos adecuados según el diseño. Funcionó como se esperaba.

4.1.7 PRUEBA # 7

Esta prueba difiere de las anteriores ya que ahora se comprobara el buen funcionamiento de las matrices de leds para fototerapia normal. Las condiciones de funcionamiento se las observa en la tabla 4.13.

Parámetro	Valor
Altura	50cm
Voltaje de alimentación	5 V
Corriente	11,1mA

Tabla 4.13 Condiciones de funcionamiento prueba 7

RESULTADOS DE LA PRUEBA # 7

Las mediciones fueron realizadas con un Light meter AEMC CA811. A 50 cm de altura da como resultado una luminosidad de 235 fc a 11,1 mA. Para obtener en las unidades de fototerapia se realiza una conversión de unidades.

Donde:

1 pie candela fc= 10,764 lux

1 lux= 0,1464 $\frac{\mu w}{cm^2}$

$$235\,fc\left|\frac{10{,}764\,lux}{1\,fc}\right|\left|\frac{0{,}1464\,\frac{\mu w}{cm^2}}{1\,lux}\right| = 370{,}324\,\frac{\mu \mathrm{w}}{\mathrm{cm}^2}$$

Para obtener el valor real de la luminosidad emitida por el conjunto de leds se divide el valor obtenido para la longitud de onda media de los leds que para este caso es 22 nm.

$$I(x) = \frac{370{,}324\,\frac{\mu \mathrm{w}}{\mathrm{cm}^2}}{\lambda_{media}}$$

$$I(x)=\frac{370{,}324\frac{\mu w}{\mathrm{cm}^2}}{22nm}=16{,}83\frac{\mu w}{cm^2\times nm}$$

El valor de luminosidad requerido para la aplicación de fototerapia normal es $15\frac{\mu w}{cm^2\times nm}$, en esta prueba se ha obtuvo $16{,}83\frac{\mu w}{cm^2\times nm}$, valor cercano al esperado, por esta razón se puede asegurar que el tratamiento funciona adecuadamente

4.1.8 PRUEBA # 8

En esta prueba se comprobará el buen funcionamiento de las matrices de leds para fototerapia intensiva. Las condiciones de funcionamiento se las observa en la tabla 4.14.

Parámetro	Valor
Altura	50cm
Voltaje de alimentación	8,4 V
Corriente	30mA

Tabla 4.14 Condiciones de funcionamiento prueba 8

RESULTADOS DE LA PRUEBA # 8

La medición en el Light meter AEMC a 50 cm. de altura da como resultado una luminosidad de 410 fc a 30 mA. Para obtener en las unidades de fototerapia se realiza una conversión de unidades.

Donde:

1 pie candela fc= 10,764 lux

1 lux= 0,1464 $\frac{\mu w}{cm^2}$

$$410\,fc\left|\frac{10{,}764lux}{1fc}\right|\left|\frac{0{,}1464\frac{\mu w}{cm^2}}{1lux}\right|=646{,}09\frac{\mu\mathrm{w}}{\mathrm{cm}^2}$$

Para obtener el valor real de la luminosidad emitida por el conjunto de leds se divide el valor obtenido para la longitud de onda media de los leds que para este caso es 22nm.

$$I(x) = \frac{646{,}09 \frac{\mu w}{cm^2}}{\lambda_{media}}$$

$$I(x) = \frac{646{,}09 \frac{\mu w}{cm^2}}{22nm} = 29{,}37 \frac{\mu w}{cm^2 \times nm}$$

El valor de luminosidad requerido para la aplicación de fototerapia intensiva es $30 \frac{\mu w}{cm^2 \times nm}$, en esta prueba se ha obtuvo $29{,}37 \frac{\mu w}{cm^2 \times nm}$, por lo que se asegura que el sistema funciona acorde a lo esperado.

4.2 ANÁLISIS RESULTADOS

4.2.1 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL CONTROL DE TEMPERATURA

- En cada una de las tablas se puede observar los valores que se almacenan en Access cuando se activa el HMI, en ellas se puede notar que la temperatura permanece dentro del rango previsto de variación de temperatura para cada uno de los controles. Para el control de fase la variación aproximada es de 1ºC mientras que para control on/off la variación se incrementa 1ºC más que en el anterior. Esto se debe a que este control tiene una histéresis de 2ºC.

- Por los resultados obtenidos se puede que el control de fase es más confiable que el on/off, debido a que el primero es un control continuo mientras que el otro es un control que actúa de forma discreta.

- A pesar de que el control funciona acorde a lo deseado se debe resaltar que el control tiene una respuesta algo oscilatoria ya que continuamente varía para establecerse en una región cercana al set point.

4.2.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL CONTROL DE HUMEDAD

- A diferencia del control de temperatura para mantener a la humedad en un rango adecuado con el fin de que el bebé se encuentre en un ambiente confortable, únicamente se cuenta con un control on/off con una histéresis del 10%.

- Por los resultados presentados en las tablas se observa que el funcionamiento se encuentra dentro del rango de histéresis deseado.

- Se debe aclara que a pesar de que el set point de humedad puede ser desde el 40% esto depende del ambiente. Ya el sistema de control de humedad incrementa humedad al sistema, si el set point de humedad es menor a la humedad de ambiente el sistema simplemente no se activará.

- Las pruebas fueron realizadas en la ciudad de Quito, Los resultados pueden variar para otras ciudades.

4.2.3 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE FOTOTERAPIA

- El sistema de fototerapia funcionó acorde a lo esperado, el almacenamiento de datos de la fototerapia únicamente indica que tipo de fototerapia se está aplicando y cuantas horas está activado este sistema.

- Por los datos obtenidos en las pruebas de luminosidad se nota que los valores de iluminancia son adecuados para la aplicación de este tratamiento.

- Para fototerapia normal se logró obtener $16\frac{\mu w}{cm^2 nm}$ mientras que para fototerapia intensiva se obtuvo $29{,}4\frac{\mu w}{cm^2 nm}$. Los dos valores son muy cercanos a los requerimientos médicos para tratar la ictericia por lo se puede asegurar que el mecanismo de fototerapia funciona de manera adecuada.

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- El objetivo principal del proyecto, esto es el diseño y la construcción de una termocuna para neonatos que tenga las opciones de climatización, control de humedad y fototerapia fue cumplido en su totalidad.

- El sistema de control de la fototerapia funciona de similar forma que un equipo convencional existente en el mercado, brinda la cantidad de luminosidad necesaria según lo requerido teóricamente para la aplicación del tratamiento que combate la ictericia.

- El equipo construido reúne en un solo sistema el control de temperatura, humedad y fototerapia.

- Actualmente en ele mercado no se encuentra equipos que controlen las tres variables en uno solo, sin embargo podemos encontrar equipos de fototerapia y termocunas por separado.

- La estructura mecánica fue diseñada cumpliendo los requerimientos de seguridad recomendados para equipo médicos: la estructura no debe tener filos peligrosos que puedan lastimar a los pacientes, el material es anticorrosivo, la pintura es electrostática.

- De todos los resultados obtenidos de las pruebas se puede concluir que la termocuna cumple con todas las características brindadas por equipos comerciales de calefacción y de fototerapia.

- El sistema de control de temperatura mantiene la temperatura ambiente dentro del rango establecido en el diseño con respecto a la temperatura de referencia o set point.
- De los resultados obtenidos, se puede afirmar que el sistema de control de temperatura implementado mediante el control de fase del elemento calefactor; cumple a cabalidad con el objetivo de mantener la temperatura estable en el área donde se ubicará al bebé.

- Al comparar el control de temperatura on/off con el de fase se puede notar que el rango de variación de temperatura es mayor. A pesar de esto el control de temperatura continúa dentro del rango de variación establecido en el diseño.

- El tiempo que demora la temperatura en llegar a su máximo valor es de aproximadamente 45 minutos partiendo de un valor inicial de temperatura ambiente, este tiempo puede variar dependiendo del valor de set point de temperatura ambiente que se haya seteado.

- El sistema de control de humedad cumple con el objetivo de incrementar humedad en el ambiente hasta el valor de referencia, este control tiene un rango de variación del 10% el cual fue planteado en el diseño.

- Debido a que la estructura no es cerrada el elemento calefactor no le resta gran cantidad de humedad al ambiente, sin embargo es necesario fue compensar esas perdidas cuando el ambiente tiene humedad de alrededor el 60% para la ciudad de Quito.

- Cuando la humedad requerida es mayor a la humedad promedio de la ciudad de Quito, es indispensable el incremento de humedad al ambiente.

5.2 RECOMENDACIONES

- Antes de utilizar la termocuna con un bebé se debe encenderla para precalentarla alrededor de unos 30 minutos.

- Es recomendable que el set point de temperatura este sobre los 30ºC ya que de lo contrario el calefactor no brinda su máxima capacidad.

- Es preferible que el control de temperatura on/off solo se lo utilice en caso de emergencia, cuando el sistema de control de fase no funcione adecuadamente, ya que el rango de inestabilidad en la temperatura ambiente es mayor al tratarse de un control discreto.

- Se debe estar pendiente de que el humidificador contenga agua en su interior ya que de no ser así el control de humedad no cumplirá con los objetivos.

- Es preferible usar agua destilada para el humidificador para no correr el riesgo de que se infiltren bacterias en el ambiente.

- Se pude incrementar la cantidad de luminosidad en la fototerapia si se incrementa la cantidad de leds, o se remplaza los mismos por otros de mayor potencia.

- Se debe respetar la vida útil de los leds recomendado por los fabricantes ya que después de ésta su funcionamiento podría no ser el adecuado.

- Se debe conectar el computador únicamente cuando se requiera información sobre las variables que intervienen en el sistema, caso contrario no es necesario utilizar el HMI con el fin de ahorrar espacio en las ya tan congestionadas salas de neonatología.

- Cuando la termocuna ha sido trasladada al lugar de funcionamiento se debe asegurar que el seguro de las llantas esté colocado para evitar accidentes.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- **CLOHERTY**, John P.; **EICHENWALD**, Eric; **STARK**, Ann C., Manual de cuidados neonatales. Cuarta Edición Española. MASSON. Barcelona, España. 2005.

- VENTURA, Patricio. Termorregulación. http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ManualPed/RNTermorreg.html

- NEMOURS FOUNDATION. Ictericia en recién nacidos sanos. http://kidshealth.org/parent/pregnancy/espanol/jaundice_esp.html

- UNIVERSITY OF VIRGINIA, Health System. El recién nacido normal. http://www.healthsystem.virginia.edu/uvahealth/peds_newborn_sp/ncomjaun.cfm

- HOSPITAL JR VIDAL, Servicio neonatología. Ictericia neonatal.

- Stokowski, Laura A. Fototerapia. http://www.prematuros.cl/webenfermerianeonatal/abril07/Fototerapia/ fundamentos_ fototerapia.htm

- NARENDRAN V. Ambiente Físico en el Neonato. Manejo de la Incubadora http://www.drrondonpediatra.com/ambiente_fisico_incubadoras.htm

- embebe.com. Cuidados de los bebes prematuros en el hospital http://www.elbebe.com/index.php/es/prematuro/cuidados-en-el-hospital

- **POSSO DÁVILA**, Pablo Mauricio; Diseño y construcción de una incubadora de huevos de aves controlada electrónicamente**.**

ANEXOS

Características de los elementos utilizados

November 2000

National Semiconductor

LM35
Precision Centigrade Temperature Sensors

General Description

The LM35 series are precision integrated-circuit temperature sensors, whose output voltage is linearly proportional to the Celsius (Centigrade) temperature. The LM35 thus has an advantage over linear temperature sensors calibrated in ° Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from its output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of ±¼°C at room temperature and ±¾°C over a full −55 to +150°C temperature range. Low cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The LM35's low output impedance, linear output, and precise inherent calibration make interfacing to readout or control circuitry especially easy. It can be used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As it draws only 60 µA from its supply, it has very low self-heating, less than 0.1°C in still air. The LM35 is rated to operate over a −55° to +150°C temperature range, while the LM35C is rated for a −40° to +110°C range (−10° with improved accuracy). The LM35 series is available packaged in hermetic TO-46 transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D are also available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D is also available in an 8-lead surface mount small outline package and a plastic TO-220 package.

Features

- Calibrated directly in ° Celsius (Centigrade)
- Linear + 10.0 mV/°C scale factor
- 0.5°C accuracy guaranteeable (at +25°C)
- Rated for full −55° to +150°C range
- Suitable for remote applications
- Low cost due to wafer-level trimming
- Operates from 4 to 30 volts
- Less than 60 µA current drain
- Low self-heating, 0.08°C in still air
- Nonlinearity only ±¼°C typical
- Low impedance output, 0.1 Ω for 1 mA load

Typical Applications

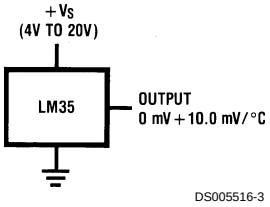
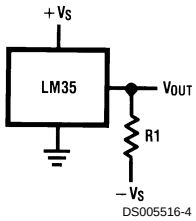


FIGURE 1. Basic Centigrade Temperature Sensor (+2°C to +150°C)



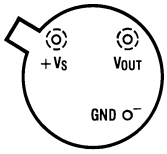
Choose $R_1 = -V_S/50\ \mu A$
V_{OUT}=+1,500 mV at +150°C
= +250 mV at +25°C
= −550 mV at −55°C

FIGURE 2. Full-Range Centigrade Temperature Sensor

© 2000 National Semiconductor Corporation

Connection Diagrams

TO-46
Metal Can Package*

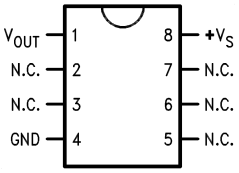


DS005516-1

*Case is connected to negative pin (GND)

Order Number LM35H, LM35AH, LM35CH, LM35CAH or LM35DH
See NS Package Number H03H

SO-8
Small Outline Molded Package

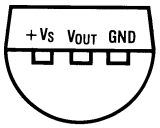


DS005516-21

N.C. = No Connection

Top View
Order Number LM35DM
See NS Package Number M08A

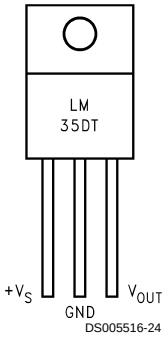
TO-92
Plastic Package



DS005516-2

Order Number LM35CZ, LM35CAZ or LM35DZ
See NS Package Number Z03A

TO-220
Plastic Package*



DS005516-24

*Tab is connected to the negative pin (GND).

Note: The LM35DT pinout is different than the discontinued LM35DP.

Order Number LM35DT
See NS Package Number TA03F

Absolute Maximum Ratings (Note 10)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/ Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	+35V to −0.2V
Output Voltage	+6V to −1.0V
Output Current	10 mA
Storage Temp.;	
TO-46 Package,	−60˚C to +180˚C
TO-92 Package,	−60˚C to +150˚C
SO-8 Package,	−65˚C to +150˚C
TO-220 Package,	−65˚C to +150˚C
Lead Temp.:	
TO-46 Package, (Soldering, 10 seconds)	300˚C
TO-92 and TO-220 Package, (Soldering, 10 seconds)	260˚C
SO Package (Note 12)	
Vapor Phase (60 seconds)	215˚C
Infrared (15 seconds)	220˚C
ESD Susceptibility (Note 11)	2500V
Specified Operating Temperature Range: T_{MIN} to T_{MAX} (Note 2)	
LM35, LM35A	−55˚C to +150˚C
LM35C, LM35CA	−40˚C to +110˚C
LM35D	0˚C to +100˚C

Electrical Characteristics

(Notes 1, 6)

Parameter	Conditions	LM35A			LM35CA			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	
Accuracy (Note 7)	T_A=+25˚C	±0.2	±0.5		±0.2	±0.5		˚C
	T_A=−10˚C	±0.3			±0.3		±1.0	˚C
	$T_A=T_{MAX}$	±0.4	±1.0		±0.4	±1.0		˚C
	$T_A=T_{MIN}$	±0.4	±1.0		±0.4		±1.5	˚C
Nonlinearity (Note 8)	$T_{MIN}\leq T_A\leq T_{MAX}$	**±0.18**		**±0.35**	**±0.15**		**±0.3**	˚C
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{MIN}\leq T_A\leq T_{MAX}$	**+10.0**	**+9.9, +10.1**		**+10.0**		**+9.9, +10.1**	mV/˚C
Load Regulation (Note 3) $0\leq I_L\leq 1$ mA	T_A=+25˚C	±0.4	±1.0		±0.4	±1.0		mV/mA
	$T_{MIN}\leq T_A\leq T_{MAX}$	**±0.5**		**±3.0**	**±0.5**		**±3.0**	mV/mA
Line Regulation (Note 3)	T_A=+25˚C	±0.01	±0.05		±0.01	±0.05		mV/V
	$4V\leq V_S\leq 30V$	**±0.02**		**±0.1**	**±0.02**		**±0.1**	mV/V
Quiescent Current (Note 9)	V_S=+5V, +25˚C	56	67		56	67		µA
	V_S=+5V	**105**		**131**	**91**		**114**	µA
	V_S=+30V, +25˚C	56.2	68		56.2	68		µA
	V_S=+30V	**105.5**		**133**	**91.5**		**116**	µA
Change of Quiescent Current (Note 3)	$4V\leq V_S\leq 30V$, +25˚C	0.2	1.0		0.2	1.0		µA
	$4V\leq V_S\leq 30V$	**0.5**		**2.0**	**0.5**		**2.0**	µA
Temperature Coefficient of Quiescent Current		**+0.39**		**+0.5**	**+0.39**		**+0.5**	µA/˚C
Minimum Temperature for Rated Accuracy	In circuit of *Figure 1*, I_L=0	+1.5		+2.0	+1.5		+2.0	˚C
Long Term Stability	$T_J=T_{MAX}$, for 1000 hours	±0.08			±0.08			˚C

Electrical Characteristics

(Notes 1, 6)

Parameter	Conditions	LM35			LM35C, LM35D			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	
Accuracy, LM35, LM35C (Note 7)	T_A=+25˚C	±0.4	±1.0		±0.4	±1.0		˚C
	T_A=−10˚C	±0.5			±0.5		±1.5	˚C
	$T_A=T_{MAX}$	±0.8	±1.5		±0.8		±1.5	˚C
	$T_A=T_{MIN}$	±0.8		±1.5	±0.8		±2.0	˚C
Accuracy, LM35D (Note 7)	T_A=+25˚C				±0.6	±1.5		˚C
	$T_A=T_{MAX}$				±0.9		±2.0	˚C
	$T_A=T_{MIN}$				±0.9		±2.0	˚C
Nonlinearity (Note 8)	$T_{MIN}\leq T_A\leq T_{MAX}$	**±0.3**		**±0.5**	**±0.2**		**±0.5**	˚C
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{MIN}\leq T_A\leq T_{MAX}$	**+10.0**	**+9.8, +10.2**		**+10.0**		**+9.8, +10.2**	mV/˚C
Load Regulation (Note 3) $0\leq I_L\leq 1$ mA	T_A=+25˚C	±0.4	±2.0		±0.4	±2.0		mV/mA
	$T_{MIN}\leq T_A\leq T_{MAX}$	**±0.5**		**±5.0**	**±0.5**		**±5.0**	mV/mA
Line Regulation (Note 3)	T_A=+25˚C	±0.01	±0.1		±0.01	±0.1		mV/V
	$4V\leq V_S\leq 30V$	**±0.02**		**±0.2**	**±0.02**		**±0.2**	mV/V
Quiescent Current (Note 9)	V_S=+5V, +25˚C	56	80		56	80		µA
	V_S=+5V	**105**		**158**	**91**		**138**	µA
	V_S=+30V, +25˚C	56.2	82		56.2	82		µA
	V_S=+30V	**105.5**		**161**	**91.5**		**141**	µA
Change of Quiescent Current (Note 3)	$4V\leq V_S\leq 30V$, +25˚C	0.2	2.0		0.2	2.0		µA
	$4V\leq V_S\leq 30V$	**0.5**		**3.0**	**0.5**		**3.0**	µA
Temperature Coefficient of Quiescent Current		**+0.39**		**+0.7**	**+0.39**		**+0.7**	µA/˚C
Minimum Temperature for Rated Accuracy	In circuit of *Figure 1*, I_L=0	+1.5		+2.0	+1.5		+2.0	˚C
Long Term Stability	$T_J=T_{MAX}$, for 1000 hours	±0.08			±0.08			˚C

Note 1: Unless otherwise noted, these specifications apply: −55˚C≤T_J≤+150˚C for the LM35 and LM35A; −40˚≤T_J≤+110˚C for the LM35C and LM35CA; and 0˚≤T_J≤+100˚C for the LM35D. V_S=+5Vdc and I_{LOAD}=50 µA, in the circuit of *Figure 2*. These specifications also apply from +2˚C to T_{MAX} in the circuit of *Figure 1*. Specifications in **boldface** apply over the full rated temperature range.

Note 2: Thermal resistance of the TO-46 package is 400˚C/W, junction to ambient, and 24˚C/W junction to case. Thermal resistance of the TO-92 package is 180˚C/W junction to ambient. Thermal resistance of the small outline molded package is 220˚C/W junction to ambient. Thermal resistance of the TO-220 package is 90˚C/W junction to ambient. For additional thermal resistance information see table in the Applications section.

Note 3: Regulation is measured at constant junction temperature, using pulse testing with a low duty cycle. Changes in output due to heating effects can be computed by multiplying the internal dissipation by the thermal resistance.

Note 4: Tested Limits are guaranteed and 100% tested in production.

Note 5: Design Limits are guaranteed (but not 100% production tested) over the indicated temperature and supply voltage ranges. These limits are not used to calculate outgoing quality levels.

Note 6: Specifications in **boldface** apply over the full rated temperature range.

Note 7: Accuracy is defined as the error between the output voltage and 10mv/˚C times the device's case temperature, at specified conditions of voltage, current, and temperature (expressed in ˚C).

Note 8: Nonlinearity is defined as the deviation of the output-voltage-versus-temperature curve from the best-fit straight line, over the device's rated temperature range.

Note 9: Quiescent current is defined in the circuit of *Figure 1*.

Note 10: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its rated operating conditions. See Note 1.

Note 11: Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 kΩ resistor.

Note 12: See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" or the section titled "Surface Mount" found in a current National Semiconductor Linear Data Book for other methods of soldering surface mount devices.

Skin Temperature Probes

to fit Air Shields•Hill-Rom•Drager & Ohmeda Infant Warmers & Incubators

Here's Why RPI is Your #1 Source for Skin Temperature Probes:

- In stock, ready to ship same day order is placed.
- Guaranteed to meet your 100% complete satisfaction.
- Received FDA 510(k) clearance.
- Best prices available.

rpi®

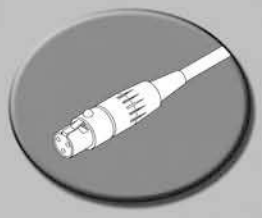
replacement parts industries, inc.

The leader in quality replacement parts for hospital, medical, laboratory and dental equipment since 1972.

RPI is proud to be ISO 9001 certified.

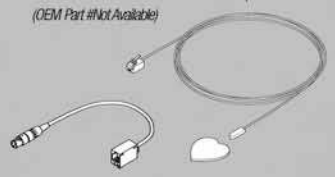
PROBES TO FIT AIR SHIELDS•HILL-ROM•DRAGER

Fits Models:
Stabilet® 200, 300, 2000A/B & 3000A/B



DISPOSABLE
Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP103 (10 count)
OEM Part #SA4473
- Includes (10) probes and (10 pieces) Reflective Probe Cover (RPI Part #RPC619)
- Also available by the case (RPI Part #AIP125 - 100 count)

(OEM Part #Not Available)

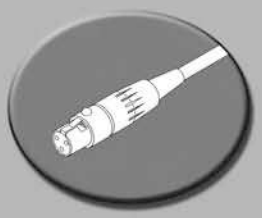


Interconnect Cable
RPI Part #AIP108
OEM Part #SA4472
to fit Skin Temperature Probe to Controller

REUSABLE
Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP104 (1 count)
OEM Part #BCZ008

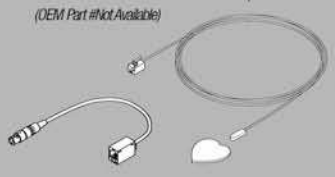
Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

Fits Models:
Stabilet® 1250, 1500 & 2000C/D



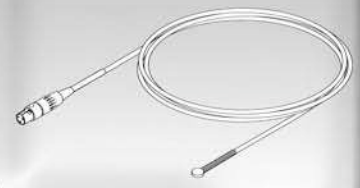
DISPOSABLE
Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP106 (10 count)
OEM Part #SA4567
- Includes (10) probes and (10 pieces) Reflective Probe Cover (RPI Part #RPC619)
- Also available by the case (RPI Part #AIP126 - 100 count)

(OEM Part #Not Available)



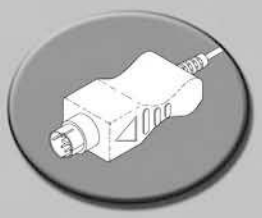
Interconnect Cable
RPI Part #AIP107
OEM Part #SA4566
to fit Skin Temperature Probe to Controller

REUSABLE
Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP105 (1 count)
OEM Part #BCZ009



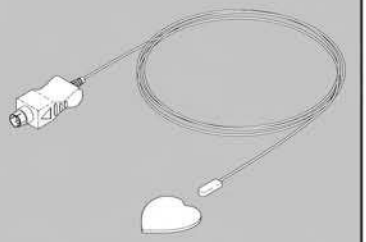
Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

Fits Models:
Isolette® C2000 & Versalet® 7700

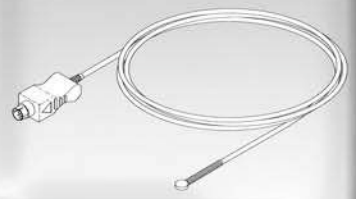


DISPOSABLE
Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP133 (10 count)
OEM Part #83 104 15/MU12551
- Includes (10) probes and (10 pieces) Reflective Probe Cover (RPI Part #RPC619)
- Also available by the case (RPI Part #AIP134 - 100 count)

(OEM Part #Not Available)



REUSABLE
Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP135 (1 count)
OEM Part #83 102 41/MU12533



Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

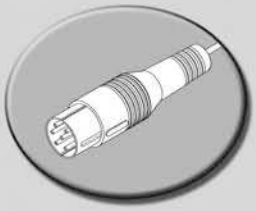
RPI's skin temperature probes, heating elements, and phototherapy lamps all received FDA 510(k) clearance.

RPI is proud to be ISO 9001 certified.

To Order: Call: (800) 221-9723 • Fax: (818) 882-7028
Email: order@rpiparts.com • Website: rpiparts.com

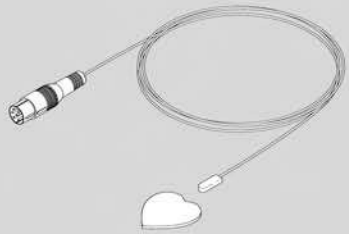
PROBES TO FIT AIR SHIELDS•HILL-ROM•DRAGER

Fits Model:
Resuscitaire® (RW82-1)



DISPOSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP130 (10 count)
OEM Part #81 300 06 &
81 300 08/MU11228
- Includes (10) probes and (10 pieces) Reflective Probe Cover (RPI Part #RPC619)
- Also available by the case (RPI Part #AIP131 - 100 count) OEM Part #81 300 09/MU11229

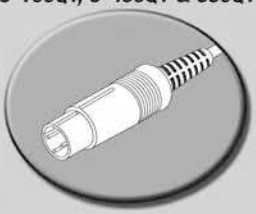


REUSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP132 (1 count)
OEM Part #81 300 05/MU11225

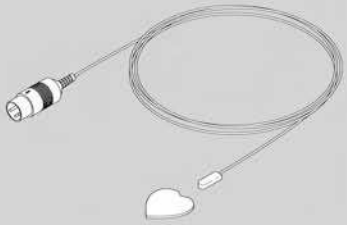
Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

Fits Models:
IICS (PM 78-1) and Isolette® C-100, C-100QT, C-450QT & 550QT



DISPOSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP080 (10 count)
OEM Part #68 209 20/MU06933
- Includes (10) probes and (10 pieces) Reflective Probe Cover (RPI Part #RPC619)
- Also available by the case (RPI Part #AIP101 - 100 count)
(OEM Part #Not Available)

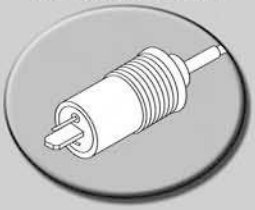


REUSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP064 (1 count)
OEM Part #68 209 70/MU06951

Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

Fits Models:
Isolette® C-100, C-100QT, C-200, C-200QT, C-1-400QT & C-450QT



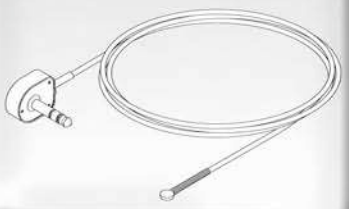
REUSABLE

Air Auxiliary Probe (Group 1)
RPI Part #AIP070 (1 count)
OEM Part #68 209 80/MU06955

Fits Models:
Isolette® C-86 & ICS

REUSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #AIP063 (1 count)
OEM Part #17 575 14



Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

RPI's skin temperature probes, heating elements, and phototherapy lamps all received FDA 510(k) clearance.

RPI is proud to be ISO 9001 certified.

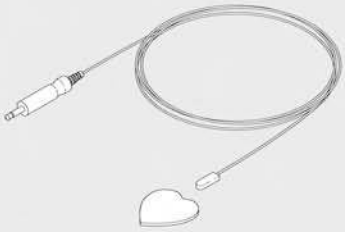
To Order: Call: (800) 221-9723 • Fax: (818) 882-7028
Email: order@rpiparts.com • Website: rpiparts.com

PROBES TO FIT OHMEDA

Fits Models:
Care Plus, GC, IC & IWS

DISPOSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #OMP006 (10 count)
OEM Part #6600-0208-700
- Includes (10) probes and (10 pieces) Reflective Probe Cover (RPI Part #RPC619)
- Also available by the case (RPI Part #OMP007 - 50 count) OEM Part #6600-0196-700

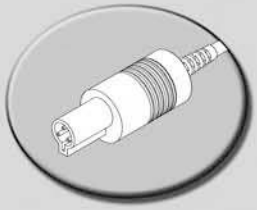


REUSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #OMP008 (1 count)
New OEM Part #6600-0628-700
Old OEM Part #0208-0697-700

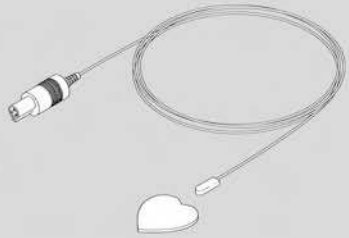
Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

Fits Models:
Giraffe® Omnibed®



DISPOSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #OMP009 (10 count)
OEM Part #6600-0873-700
- Includes (10) probes and (10 pieces) Reflective Probe Cover (RPI Part #RPC619)
- Also available by the case (RPI Part #OMP010 - 50 count) OEM Part #6600-0874-700



REUSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #OMP011 (1 count)
OEM Part #6600-0875-700

Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

Why choose RPI Probes?
- *In stock, ready to ship same day order is placed.*
- *Guaranteed to meet your 100% complete satisfaction.*
- *Received FDA 510(k) clearance.*
- *Best prices available.*

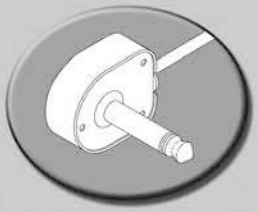
CALL
(800) 221-9723

FAX
(818) 882-7028

EMAIL
order@rpiparts.com

WEBSITE
www.rpiparts.com

Fits Model:
190



REUSABLE

Skin Temperature Probe
RPI Part #OMP012 (1 count)
OEM #208-0161-300

Reflective Probe Cover
RPI Part #RPC619 (100 count)
OEM Part #0203-1980-300/
68 209 48/MU06944
- Single use only
- Latex free

RPI's skin temperature probes, heating elements, and phototherapy lamps all received FDA 510(k) clearance.

RPI is proud to be ISO 9001 certified. *To Order: Call: (800) 221-9723 • Fax: (818) 882-7028*
Email: order@rpiparts.com • Website: rpiparts.com

ABOUT RPI

For almost 35 years, Replacement Parts Industries, Inc. (RPI) has provided hospitals with an alternate source for obtaining quality replacement parts for healthcare equipment.

We opened our doors in response to a growing need in the healthcare industry for a source other than the original equipment manufacturer (OEM) to obtain quality replacement parts. But it is the wide selection of parts, excellent customer service, fair prices, and loyal customers that have made RPI the success it is today.

RPI is in the parts business and only the parts business. We focus on one thing, and only one thing ... producing quality parts. We do not make, sell or service equipment. We design and manufacture, or directly source replacement parts for the healthcare industry.

Our quality-engineered parts are manufactured to meet the OEM's performance requirements. Also, RPI's skin temperature probes, heating elements, and phototherapy lamps to fit various infant incubators and warmers have all received FDA 510(k) clearance.

Additionally, RPI is ISO9001 certified to ensure that we maintain strict quality standards. As with our complete line of parts, all probes, heating elements, and lamps are tested by our vendors, and then re-inspected by RPI to ensure compliance to our own specifications before they are made available to you.

RPI has gained an international reputation for quality parts and unparalleled customer service. Healthcare professionals have come to rely on RPI as the leader in replacement parts.

Reasons Why RPI is Your #1 Source for Skin Temperature Probes!

- ✔ *In stock, ready to ship same day order is placed.*
- ✔ *Guaranteed to meet your 100% complete satisfaction.*
- ✔ *Received FDA 510(k) clearance.*
- ✔ *Best prices available.*

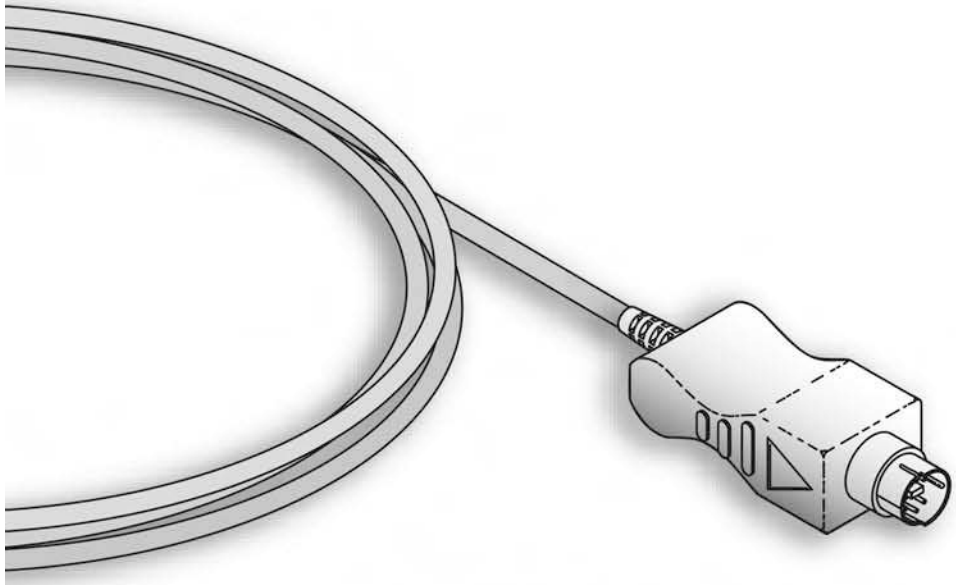
Call: (800) 221-9723 • Fax: (818) 882-7028
Email: order@rpiparts.com • Website: rpiparts.com

WEBSITE REV- 08/06

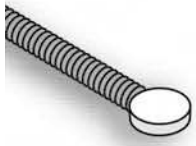
replacement parts industries, inc.
P.O. Box 5019 • Chatsworth, California • 91313-5019
RPI is proud to be ISO 9001 certified.

PRESORTED STANDARD
U.S. POSTAGE PAID
VAN NUYS, CA
PERMIT #2399

• Address Service Requested •



RPI is your source for Skin Temperature Probes to fit Air Shields•Hill-Rom•Drager and Ohmeda Infant Warmers and Incubators.

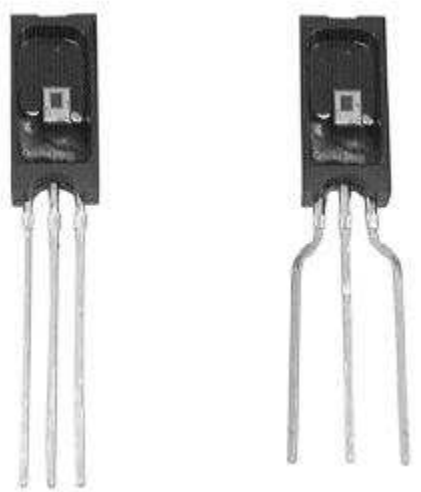


Humidity Sensors
Humidity Sensor

HIH-3610 Series

FEATURES
- Molded thermoset plastic housing with cover
- Linear voltage output vs %RH
- Laser trimmed interchangeability
- Low power design
- High accuracy
- Fast response time
- Stable, low drift performance
- Chemically resistant

TYPICAL APPLICATIONS
- Refrigeration
- Drying
- Metrology
- Battery-powered systems
- OEM assemblies



The HIH-3610 Series humidity sensor is designed specifically for high volume OEM (Original Equipment Manufacturer) users. Direct input to a controller or other device is made possible by this sensor's linear voltage output. With a typical current draw of only 200 µA, the HIH-3610 Series is ideally suited for low drain, battery operated systems. Tight sensor interchangeability reduces or eliminates OEM production calibration costs. Individual sensor calibration data is available.

The HIH-3610 Series delivers instrumentation-quality RH (Relative Humidity) sensing performance in a low cost, solderable SIP (Single In-line Package). Available in two lead spacing configurations, the RH sensor is a laser trimmed thermoset polymer capacitive sensing element with on-chip integrated signal conditioning. The sensing element's multilayer construction provides excellent resistance to application hazards such as wetting, dust, dirt, oils, and common environmental chemicals.

⚠WARNING
PERSONAL INJURY
- DO NOT USE these products as safety or emergency stop devices, or in any other application where failure of the product could result in personal injury.

Failure to comply with these instructions could result in death or serious injury.

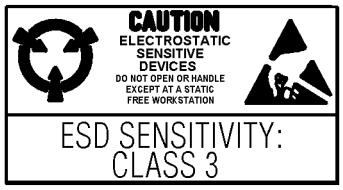
⚠WARNING
MISUSE OF DOCUMENTATION
- The information presented in this product sheet is for reference only. Do not use this document as system installation information
- Complete installation, operation, and maintenance information is provided in the instructions supplied with each product.

Failure to comply with these instructions could result in death or serious injury.

TABLE 1: PERFORMANCE SPECIFICATIONS

Parameter	Condition
RH Accuracy[1]	±2% RH, 0-100% RH non-condensing, 25 °C, V_{supply} = 5 Vdc
RH Interchangeability	±5% RH, 0-60% RH; ±8% @ 90% RH typical
RH Linearity	±0.5% RH typical
RH Hysteresis	±1.2% RH span maximum
RH Repeatability	±0.5% RH
RH Response Time, 1/e	15 sec in slowly moving air at 25 °C
RH Stability	±1% RH typical at 50% RH in 5 years
Power Requirements	
Voltage Supply	4 Vdc to 5.8 Vdc, sensor calibrated at 5 Vdc
Current Supply	200 µA at 5 Vdc
Voltage Output	V_{out} = V_{supply} (0.0062(Sensor RH) + 0.16), typical @ 25 °C
	(Data printout option provides a similar, but sensor specific, equation at 25 °C.)
V_{supply} = 5 Vdc	0.8 Vdc to 3.9 Vdc output @ 25 °C typical
Drive Limits	Push/pull symmetric; 50 µA typical, 20 µA minimum, 100 µA maximum
	Turn-on ≤ 0.1 sec
Temperature Compensation	True RH = (Sensor RH)/(1.093-0.0021T), T in °F
	True RH = (Sensor RH)/(1.0546-0.00216T), T in °C
Effect @ 0% RH	±0.007 %RH/°C (negligible)
Effect @ 100% RH	-0.22% RH/°C (<1% RH effect typical in occupied space systems above 15 °C (59 °F))
Humidity Range	
Operating	0 to 100% RH, non-condensing[1]
Storage	0 to 90% RH, non-condensing
Temperature Range	
Operating	-40 °C to 85 °C (-40 °F to 185 °F)
Storage	-51 °C to 125 °C (-60 °F to 257 °F)
Package[2]	Three pin, solderable SIP in molded thermoset plastic housing with thermoplastic cover
Handling	Static sensitive diode protected to 15 kV maximum

Notes:
1. Extended exposure to ≥90% RH causes a reversible shift of 3% RH.
2. This sensor is light sensitive. For best results, shield the sensor from bright light.



FACTORY CALIBRATION

HIH-3610 sensors may be ordered with a calibration and data printout (Table 2). See order guide on back page.

TABLE 2: EXAMPLE DATA PRINTOUT

Model	**HIH-3610-001**
Channel	92
Wafer	030996M
MRP	337313
Calculated values at 5 V V_{out} @ 0% RH V_{out} @ 75.3% RH	 0.958 V 3.268 V
Linear output for 2% RH accuracy @ 25 °C Zero offset Slope RH	 0.958 V 30.680 mV/%RH (V_{out}-zero offset)/slope (V_{out}-0.958)/0.0307
Ratiometric response for 0 to 100% RH V_{out}	 V_{supply} (0.1915 to 0.8130)

FIGURE 1: RH SENSOR CONSTRUCTION

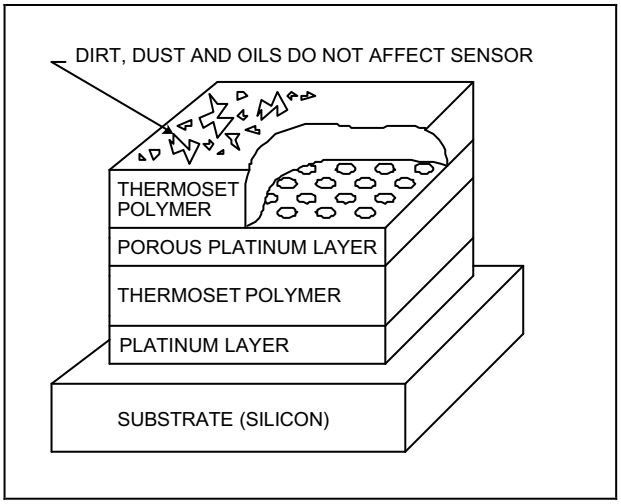


FIGURE 2: OUTPUT VOLTAGE VS RELATIVE HUMIDITY AT 0 °C

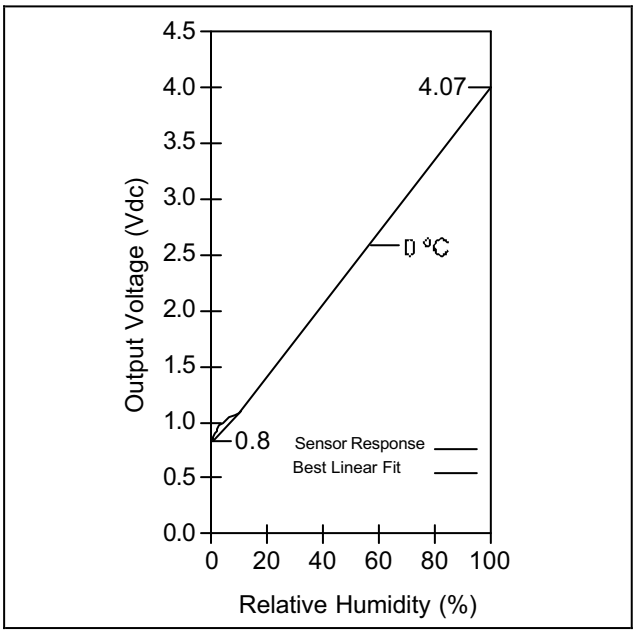
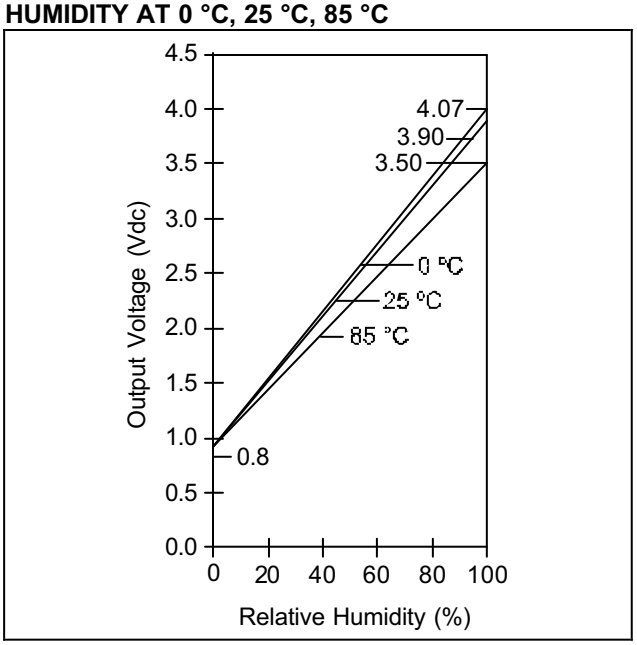


FIGURE 3: OUTPUT VOLTAGE VS RELATIVE HUMIDITY AT 0 °C, 25 °C, 85 °C



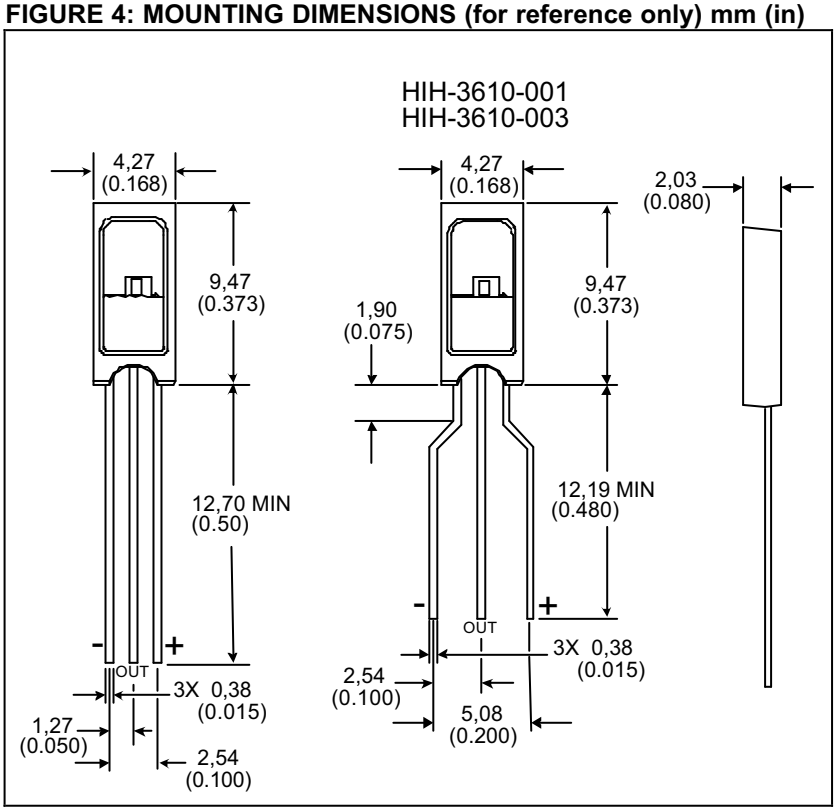
Humidity/Moisture Sensors
Humidity Sensor

HIH-3610 Series

ORDER GUIDE

Catalog Listing	Description
HIH-3610-001	Integrated circuit humidity sensor, 0.100 in lead pitch SIP
HIH-3610-002	Integrated circuit humidity sensor, 0.050 in lead pitch SIP
HIH-3610-003	Integrated circuit humidity sensor, 0.100 in lead pitch SIP with calibration and data printout
HIH-3610-004	Integrated circuit humidity sensor, 0.050 in lead pitch SIP with calibration and data printout

FIGURE 4: MOUNTING DIMENSIONS (for reference only) mm (in)



WARRANTY/REMEDY

Honeywell warrants goods of its manufacture as being free of defective materials and faulty workmanship. Contact your local sales office for warranty information. If warranted goods are returned to Honeywell during the period of coverage, Honeywell will repair or replace without charge those items it finds defective. The foregoing is Buyer's sole remedy and is **in lieu of all other warranties, expressed or implied, including those of merchantability and fitness for a particular purpose.**

Specifications may change without notice. The information we supply is believed to be accurate and reliable as of this printing. However, we assume no responsibility for its use.

While we provide application assistance personally, through our literature and the Honeywell web site, it is up to the customer to determine the suitability of the product in the application.

For application assistance, current specifications, or name of the nearest Authorized Distributor, check the Honeywell web site or call:
1-800-537-6945 USA
1-800-737-3360 Canada
1-815-235-6847 International
FAX
1-815-235-6545 USA
INTERNET
www.honeywell.com/sensing
info.sc@honeywell.com

Honeywell

Sensing and Control
Honeywell
11 West Spring Street
Freeport, Illinois 61032

www.honeywell.com/sensing

Printed with Soy Ink
on 50% Recycled Paper
009012-1-EN IL50 GLO 600 Printed in USA

Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use
- **Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)**
- **Wide power supply range (±2.3 V to ±18 V)**
- **Higher performance than 3 op amp IA designs**
- **Available in 8-lead DIP and SOIC packaging**
- **Low power, 1.3 mA max supply current**

Excellent dc performance (B grade)
- **50 µV max, input offset voltage**
- **0.6 µV/°C max, input offset drift**
- **1.0 nA max, input bias current**
- **100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)**

Low noise
- **9 nV/√Hz @ 1 kHz, input voltage noise**
- **0.28 µV p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)**

Excellent ac specifications
- **120 kHz bandwidth (G = 100)**
- **15 µs settling time to 0.01%**

APPLICATIONS

Weigh scales
ECG and medical instrumentation
Transducer interface
Data acquisition systems
Industrial process controls
Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

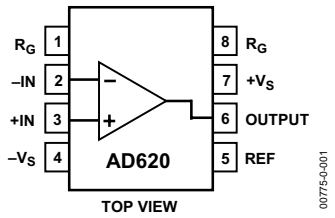


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 µV max, and offset drift of 0.6 µV/°C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superβeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/√Hz at 1 kHz, 0.28 µV p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/√Hz input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 µs to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

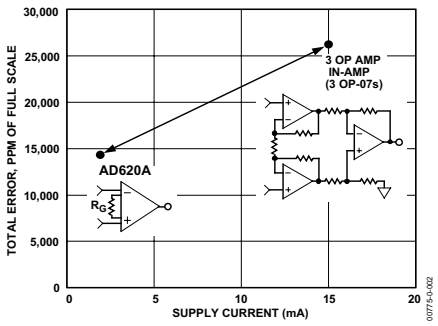


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

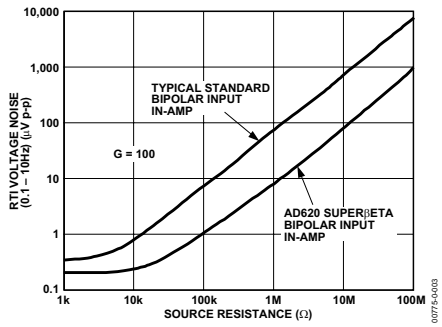


Figure 3. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

Rev. G

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 **www.analog.com**
Fax: 781.326.8703
© 2004 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

SPECIFICATIONS

Typical @ 25°C, V_S = ±15 V, and R_L = 2 kΩ, unless otherwise noted.

Table 1.

Parameter	Conditions	AD620A Min	AD620A Typ	AD620A Max	AD620B Min	AD620B Typ	AD620B Max	AD620S[1] Min	AD620S[1] Typ	AD620S[1] Max	Unit
GAIN	G = 1 + (49.4 kΩ/R_G)										
Gain Range		1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error[2]	V_{OUT} = ±10 V										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity	V_{OUT} = −10 V to +10 V										
G = 1–1000	R_L = 10 kΩ		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	R_L = 2 kΩ		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature											
	G = 1			10			10			10	ppm/°C
	Gain >1[2]			−50			−50			−50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET	(Total RTI Error = V_{OSI} + V_{OSO}/G)										
Input Offset, V_{OSI}	V_S = ±5 V to ± 15 V		30	125		15	50		30	125	µV
Overtemperature	V_S = ±5 V to ± 15 V			185			85			225	µV
Average TC	V_S = ±5 V to ± 15 V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	µV/°C
Output Offset, V_{OSO}	V_S = ±15 V		400	1000		200	500		400	1000	µV
	V_S = ± 5 V			1500			750			1500	µV
Overtemperature	V_S = ±5 V to ± 15 V			2000			1000			2000	µV
Average TC	V_S = ±5 V to ± 15 V		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	µV/°C
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	V_S = ±2.3 V to ±18 V										
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Overtemperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Overtemperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10‖2			10‖2			10‖2		GΩ_pF
Common-Mode			10‖2			10‖2			10‖2		GΩ_pF
Input Voltage Range[3]	V_S = ±2.3 V to ±5 V	$-V_S$ + 1.9		$+V_S$ − 1.2	$-V_S$ + 1.9		$+V_S$ − 1.2	$-V_S$ + 1.9		$+V_S$ − 1.2	V
Overtemperature		$-V_S$ + 2.1		$+V_S$ − 1.3	$-V_S$ + 2.1		$+V_S$ − 1.3	$-V_S$ + 2.1		$+V_S$ − 1.3	V
	V_S = ± 5 V to ±18 V	$-V_S$ + 1.9		$+V_S$ − 1.4	$-V_S$ + 1.9		$+V_S$ − 1.4	$-V_S$ + 1.9		$+V_S$ − 1.4	V
Overtemperature		$-V_S$ + 2.1		$+V_S$ − 1.4	$-V_S$ + 2.1		$+V_S$ + 2.1	$-V_S$ + 2.3		$+V_S$ − 1.4	V

THEORY OF OPERATION

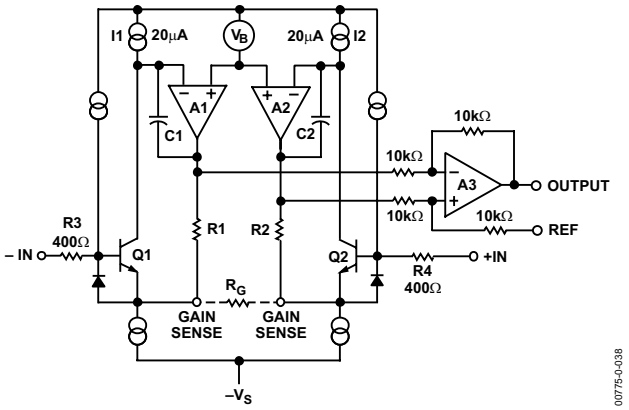


Figure 38. Simplified Schematic of AD620

The AD620 is a monolithic instrumentation amplifier based on a modification of the classic three op amp approach. Absolute value trimming allows the user to program gain *accurately* (to 0.15% at G = 100) with only one resistor. Monolithic construction and laser wafer trimming allow the tight matching and tracking of circuit components, thus ensuring the high level of performance inherent in this circuit.

The input transistors Q1 and Q2 provide a single differential-pair bipolar input for high precision (Figure 38), yet offer 10× lower input bias current thanks to Superβeta processing. Feedback through the Q1-A1-R1 loop and the Q2-A2-R2 loop maintains constant collector current of the input devices Q1 and Q2, thereby impressing the input voltage across the external gain setting resistor R_G. This creates a differential gain from the inputs to the A1/A2 outputs given by $G = (R1 + R2)/R_G + 1$. The unity-gain subtractor, A3, removes any common-mode signal, yielding a single-ended output referred to the REF pin potential.

The value of R_G also determines the transconductance of the preamp stage. As R_G is reduced for larger gains, the transconductance increases asymptotically to that of the input transistors. This has three important advantages: (a) Open-loop gain is boosted for increasing programmed gain, thus reducing gain related errors. (b) The gain-bandwidth product (determined by C1 and C2 and the preamp transconductance) increases with programmed gain, thus optimizing frequency response. (c) The input voltage noise is reduced to a value of 9 nV/√Hz, determined mainly by the collector current and base resistance of the input devices.

The internal gain resistors, R1 and R2, are trimmed to an absolute value of 24.7 kΩ, allowing the gain to be programmed accurately with a single external resistor.

The gain equation is then

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G-1}$$

Make vs. Buy: a Typical Bridge Application Error Budget

The AD620 offers improved performance over "homebrew" three op amp IA designs, along with smaller size, fewer components, and 10× lower supply current. In the typical application, shown in Figure 39, a gain of 100 is required to amplify a bridge output of 20 mV full-scale over the industrial temperature range of −40°C to +85°C. Table 3 shows how to calculate the effect various error sources have on circuit accuracy.

Regardless of the system in which it is being used, the AD620 provides greater accuracy at low power and price. In simple systems, absolute accuracy and drift errors are by far the most significant contributors to error. In more complex systems with an intelligent processor, an autogain/autozero cycle will remove all absolute accuracy and drift errors, leaving only the resolution errors of gain, nonlinearity, and noise, thus allowing full 14-bit accuracy.

Note that for the homebrew circuit, the OP07 specifications for input voltage offset and noise have been multiplied by √2. This is because a three op amp type in-amp has two op amps at its inputs, both contributing to the overall input error.

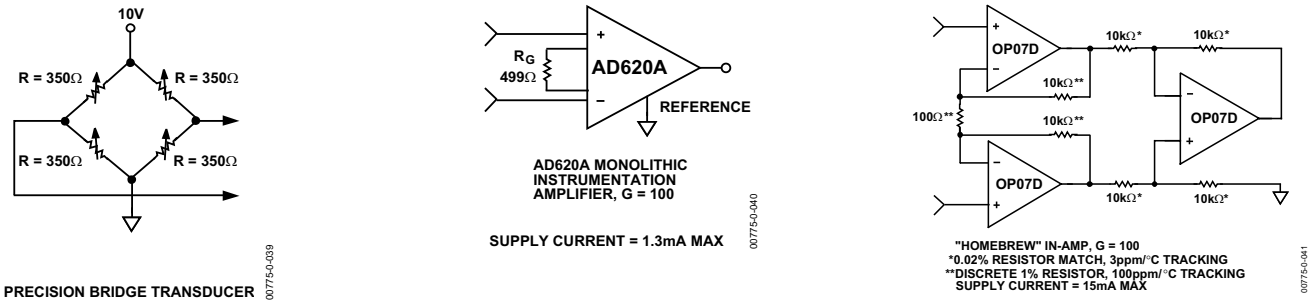


Figure 39. Make vs. Buy

Table 3. Make vs. Buy Error Budget

Error Source	AD620 Circuit Calculation	"Homebrew" Circuit Calculation	Error, ppm of Full Scale AD620	Homebrew
ABSOLUTE ACCURACY at T_A = 25°C				
Input Offset Voltage, µV	125 µV/20 mV	(150 µV × √2)/20 mV	6,250	10,607
Output Offset Voltage, µV	1000 µV/100 mV/20 mV	((150 µV × 2)/100)/20 mV	500	150
Input Offset Current, nA	2 nA ×350 Ω/20 mV	(6 nA ×350 Ω)/20 mV	18	53
CMR, dB	110 dB(3.16 ppm) ×5 V/20 mV	(0.02% Match × 5 V)/20 mV/100	791	500
		Total Absolute Error	7,559	11,310
DRIFT TO 85°C				
Gain Drift, ppm/°C	(50 ppm + 10 ppm) ×60°C	100 ppm/°C Track × 60°C	3,600	6,000
Input Offset Voltage Drift, µV/°C	1 µV/°C × 60°C/20 mV	(2.5 µV/°C × √2 × 60°C)/20 mV	3,000	10,607
Output Offset Voltage Drift, µV/°C	15 µV/°C × 60°C/100 mV/20 mV	(2.5 µV/°C × 2 × 60°C)/100 mV/20 mV	450	150
		Total Drift Error	7,050	16,757
RESOLUTION				
Gain Nonlinearity, ppm of Full Scale	40 ppm	40 ppm	40	40
Typ 0.1 Hz to 10 Hz Voltage Noise, µV p-p	0.28 µV p-p/20 mV	(0.38 µV p-p × √2)/20 mV	14	27
		Total Resolution Error	54	67
		Grand Total Error	14,663	28,134

G = 100, V_S = ±15 V.
(All errors are min/max and referred to input.)

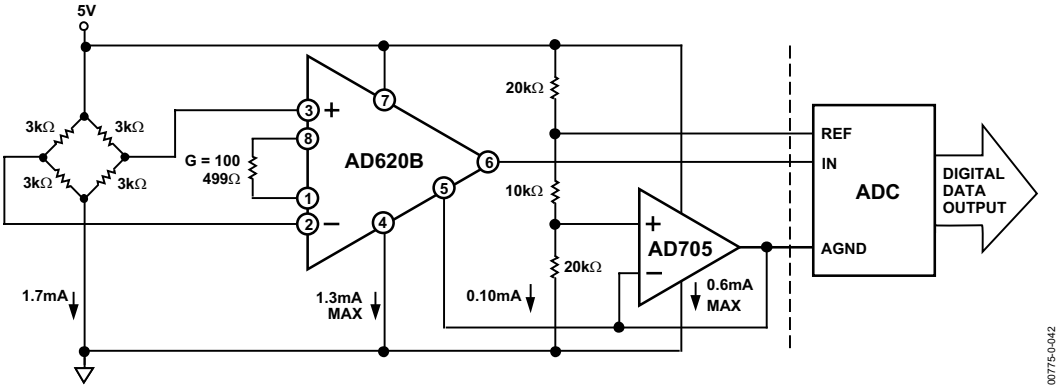


Figure 40. A Pressure Monitor Circuit that Operates on a 5 V Single Supply

Pressure Measurement

Although useful in many bridge applications, such as weigh scales, the AD620 is especially suitable for higher resistance pressure sensors powered at lower voltages where small size and low power become more significant.

Figure 40 shows a 3 kΩ pressure transducer bridge powered from 5 V. In such a circuit, the bridge consumes only 1.7 mA. Adding the AD620 and a buffered voltage divider allows the signal to be conditioned for only 3.8 mA of total supply current.

Small size and low cost make the AD620 especially attractive for voltage output pressure transducers. Since it delivers low noise and drift, it will also serve applications such as diagnostic noninvasive blood pressure measurement.

Medical ECG

The low current noise of the AD620 allows its use in ECG monitors (Figure 41) where high source resistances of 1 MΩ or higher are not uncommon. The AD620's low power, low supply voltage requirements, and space-saving 8-lead mini-DIP and SOIC package offerings make it an excellent choice for battery-powered data recorders.

Furthermore, the low bias currents and low current noise, coupled with the low voltage noise of the AD620, improve the dynamic range for better performance.

The value of capacitor C1 is chosen to maintain stability of the right leg drive loop. Proper safeguards, such as isolation, must be added to this circuit to protect the patient from possible harm.

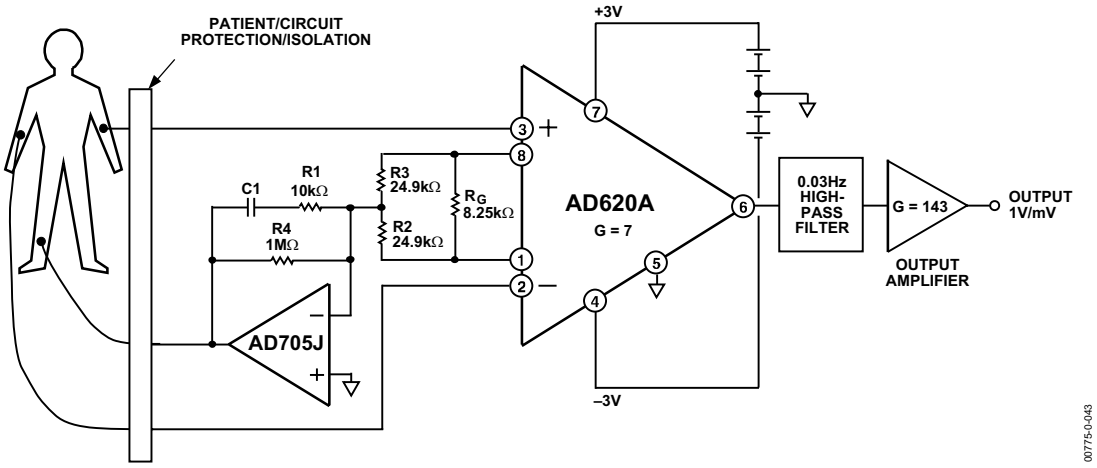


Figure 41. A Medical ECG Monitor Circuit

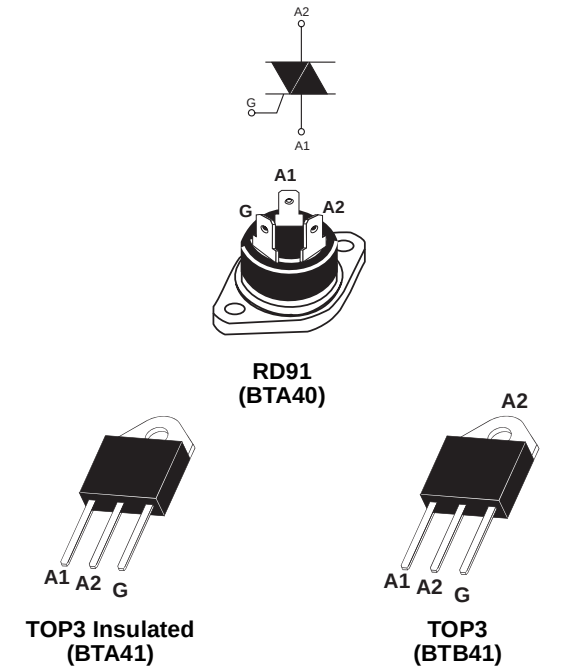
BTA40 and BTA/BTB41 Series

STANDARD

40A TRIACs

MAIN FEATURES:

Symbol	Value	Unit
$I_{T(RMS)}$	40	A
V_{DRM}/V_{RRM}	600 and 800	V
$I_{GT\ (Q_1)}$	50	mA



DESCRIPTION

Available in high power packages, the BTA/BTB40-41 series is suitable for general purpose AC power switching. They can be used as an ON/OFF function in applications such as static relays, heating regulation, water heaters, induction motor starting circuits, welding equipment... or for phase control operation in high power motor speed controllers, soft start circuits...

Thanks to their clip assembly technique, they provide a superior performance in surge current handling capabilities.

By using an internal ceramic pad, the BTA series provides voltage insulated tab (rated at 2500 V RMS) complying with UL standards (File ref.: E81734).

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter			Value	Unit
$I_{T(RMS)}$	RMS on-state current (full sine wave)	RD91	Tc = 80°C	40	A
		TOP3			
		TOP3 Ins.	Tc = 70°C		
I_{TSM}	Non repetitive surge peak on-state current (full cycle, Tj initial = 25°C)	F = 60 Hz	t = 16.7 ms	420	A
		F = 50 Hz	t = 20 ms	400	
I^2t	I^2t Value for fusing	tp = 10 ms		880	A^2s
dI/dt	Critical rate of rise of on-state current $I_G = 2 \times I_{GT}$, tr ≤ 100 ns	F = 120 Hz	Tj = 125°C	50	A/µs
V_{DSM}/V_{RSM}	Non repetitive surge peak off-state voltage	tp = 10 ms	Tj = 25°C	V_{DRM}/V_{RRM} + 100	V
I_{GM}	Peak gate current	tp = 20 µs	Tj = 125°C	8	A
$P_{G(AV)}$	Average gate power dissipation		Tj = 125°C	1	W
T_{stg} T_j	Storage junction temperature range Operating junction temperature range			- 40 to + 150 - 40 to + 125	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (Tj = 25℃, unless otherwise specified)

Symbol	Test Conditions	Quadrant		Value	Unit
I_{GT} (1)	V_D = 12 V R_L = 33 Ω	I - II - III IV	MAX.	50 100	mA
V_{GT}		ALL	MAX.	1.3	V
V_{GD}	$V_D = V_{DRM}$ R_L = 3.3 kΩ Tj = 125℃	ALL	MIN.	0.2	V
I_H (2)	I_T = 500 mA		MAX.	80	mA
I_L	$I_G = 1.2\ I_{GT}$	I - III - IV	MAX.	70	mA
		II		160	
dV/dt (2)	V_D = 67 % V_{DRM} gate open Tj = 125℃		MIN.	500	V/µs
(dV/dt)c (2)	(dI/dt)c = 20 A/ms Tj = 125℃		MIN.	10	V/µs

STATIC CHARACTERISTICS

Symbol	Test Conditions			Value	Unit
V_{TM} (2)	I_{TM} = 60 A tp = 380 µs	Tj = 25℃	MAX.	1.55	V
V_{to} (2)	Threshold voltage	Tj = 125℃	MAX.	0.85	V
R_d (2)	Dynamic resistance	Tj = 125℃	MAX.	10	m Ω
I_{DRM}	$V_{DRM} = V_{RRM}$	Tj = 25℃	MAX.	5	µA
I_{RRM}		Tj = 125℃		5	mA

Note 1: minimum IGT is guaranted at 5% of IGT max.

Note 2: for both polarities of A2 referenced to A1

THERMAL RESISTANCES

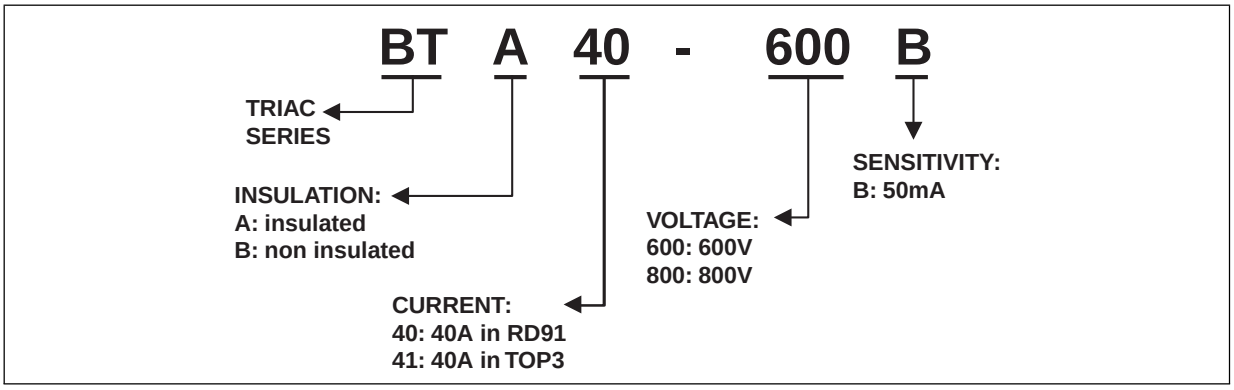
Symbol	Parameter		Value	Unit
$R_{th(j-c)}$	Junction to case (AC)	RD91 (Insulated) TOP3	0.9	℃/W
		TOP3 Insulated	1.2	
$R_{th(j-a)}$	Junction to ambient	TOP3	50	℃/W
		TOP3 Insulated		

PRODUCT SELECTOR

Part Number	Voltage (xxx)		Sensitivity	Type	Package
	600 V	800 V			
BTA40-xxxB	X	X	50 mA	Standard	RD91
BTA/BTB41-xxxB	X	X	50 mA	Standard	TOP3

BTB: Non insulated TOP3 package

ORDERING INFORMATION



OTHER INFORMATION

Part Number	Marking	Weight	Base quantity	Packing mode
BTA40-xxxB	BTA40xxxB	20.0 g	25	Bulk
BTA/BTB41-xxxB	BTA/BTB41xxxB	4.5 g	120	Bulk

Note: xxx= voltage

Fig. 1: Maximum power dissipation versus RMS on-state current (full cycle).

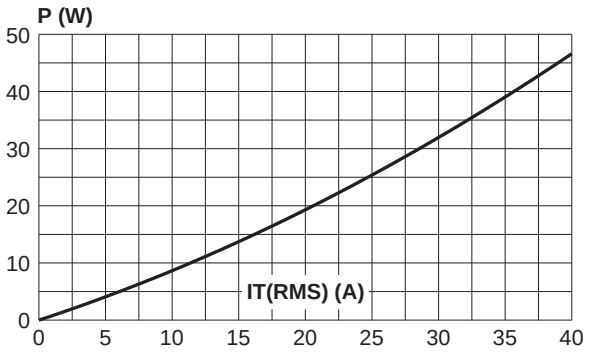


Fig. 2: RMS on-state current versus case temperature (full cycle).

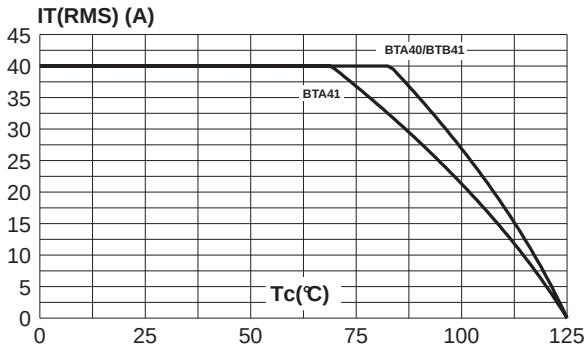


Fig. 3: Relative variation of thermal impedance versus pulse duration.

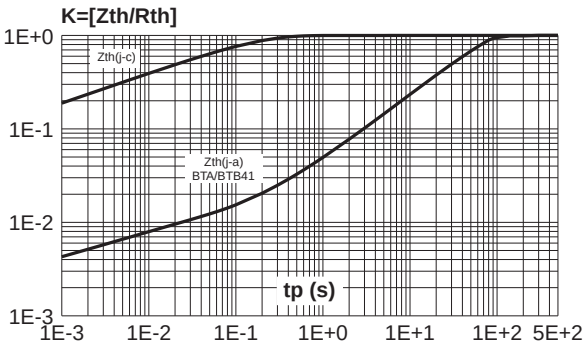


Fig. 4: On-state characteristics (maximum values).

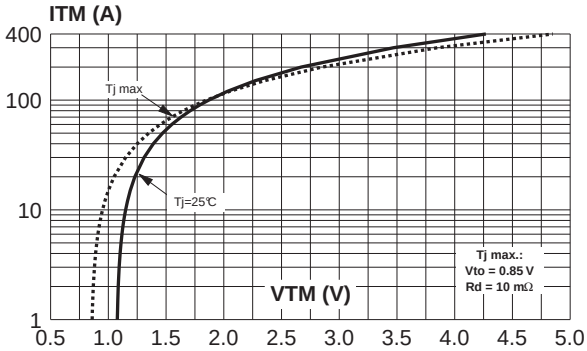


Fig. 5: Surge peak on-state current versus number of cycles.

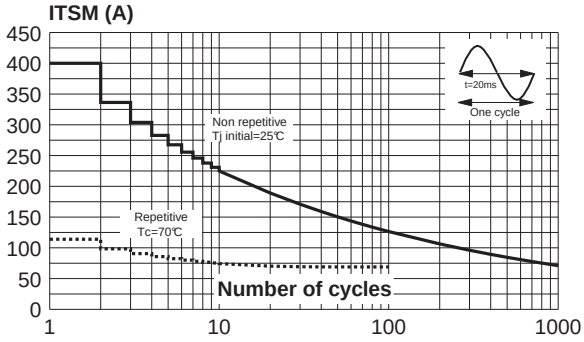


Fig. 6: Non-repetitive surge peak on-state current for a sinusoidal pulse with width tp < 10 ms, and corresponding value of I²t.

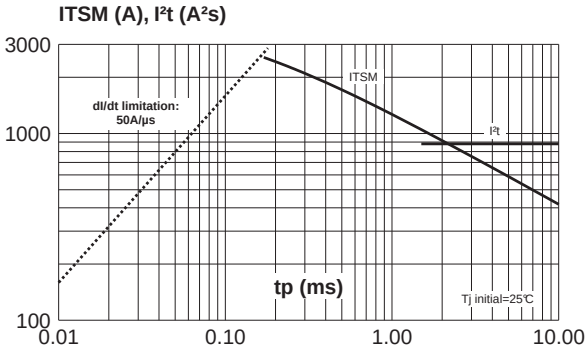


Fig. 7: Relative variation of gate trigger current, holding current and latching current versus junction temperature (typical values).

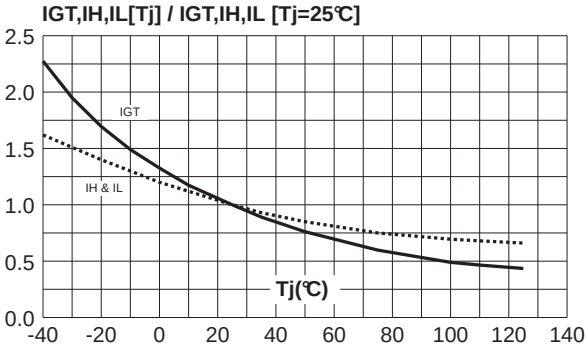


Fig. 8: Relative variation of critical rate of decrease of main current versus (dV/dt)c (typical values).

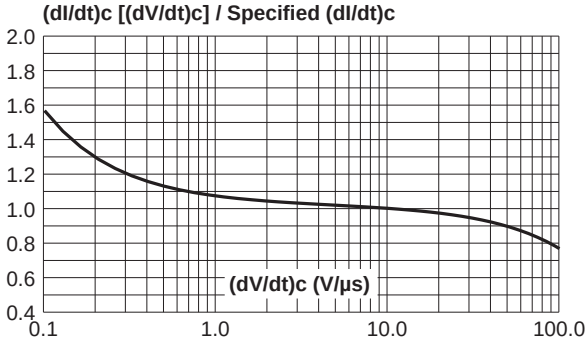
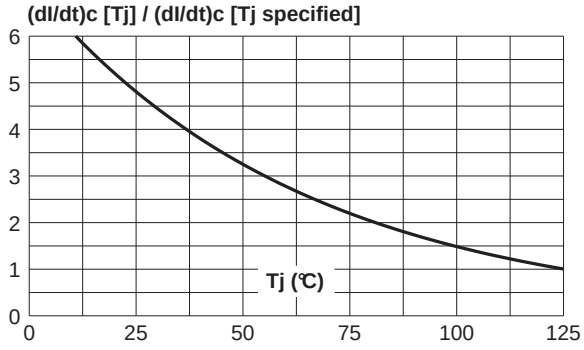
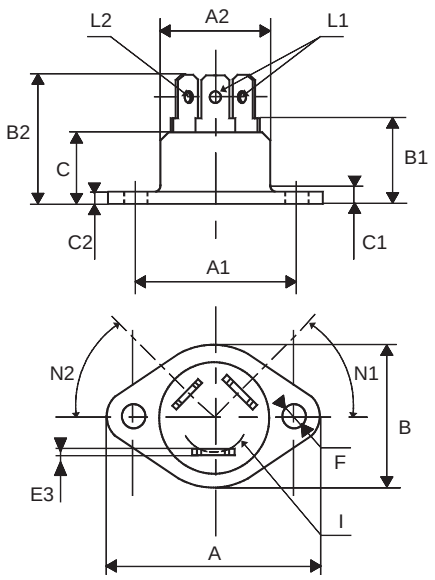


Fig. 9: Relative variation of critical rate of decrease of main current versus junction temperature.



PACKAGE MECHANICAL DATA

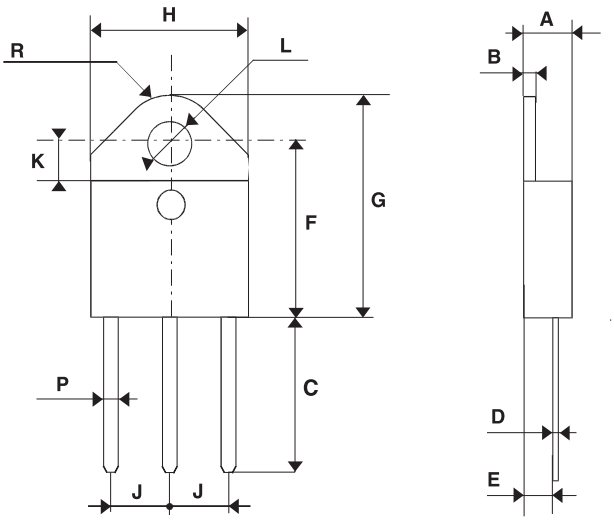
RD91 (Plastic)



REF.	DIMENSIONS			
	Millimeters		Inches	
	Min.	Max.	Min.	Max.
A		40.00		1.575
A1	29.90	30.30	1.177	1.193
A2		22.00		0.867
B		27.00		1.063
B1	13.50	16.50	0.531	0.650
B2		24.00		0.945
C		14.00		0.551
C1		3.50		0.138
C2	1.95	3.00	0.077	0.118
E3	0.70	0.90	0.027	0.035
F	4.00	4.50	0.157	0.177
I	11.20	13.60	0.441	0.535
L1	3.10	3.50	0.122	0.138
L2	1.70	1.90	0.067	0.075
N1	33°	43°	33°	43°
N2	28°	38°	28°	38°

PACKAGE MECHANICAL DATA

TOP3 Ins.(Plastic)



REF.	DIMENSIONS					
	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A	4.4		4.6	0.173		0.181
B	1.45		1.55	0.057		0.061
C	14.35		15.60	0.565		0.614
D	0.5		0.7	0.020		0.028
E	2.7		2.9	0.106		0.114
F	15.8		16.5	0.622		0.650
G	20.4		21.1	0.815		0.831
H	15.1		15.5	0.594		0.610
J	5.4		5.65	0.213		0.222
K	3.4		3.65	0.134		0.144
L	4.08		4.17	0.161		0.164
P	1.20		1.40	0.047		0.055
R		4.60			0.181	

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved

STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES
Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia
Malta - Morocco - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom - U.S.A

http://www.st.com

LED SPECIFICATION

510LB7C

➢ Features

- Single color
- High bright output
- Low power consumption
- High reliability and long life

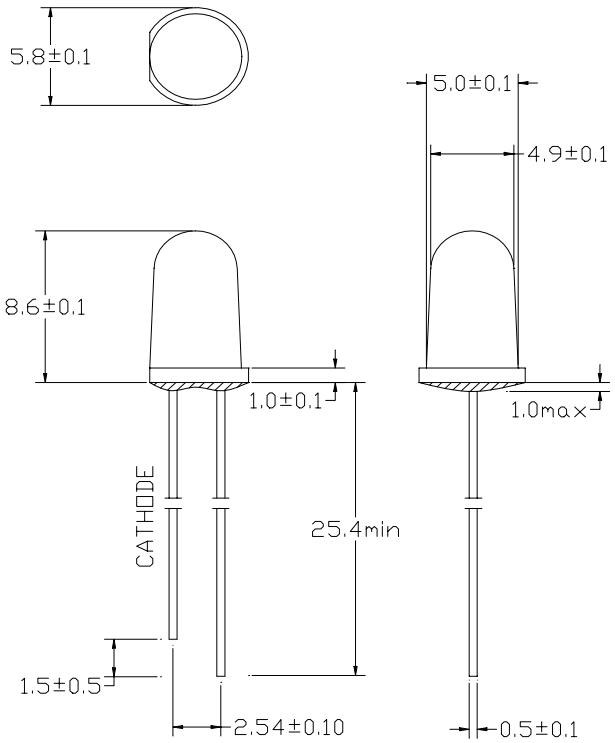
➢ Descriptions：

- Dice material：GaN
- Emitting Color：

  Super Bright Blue
- Device Outline：

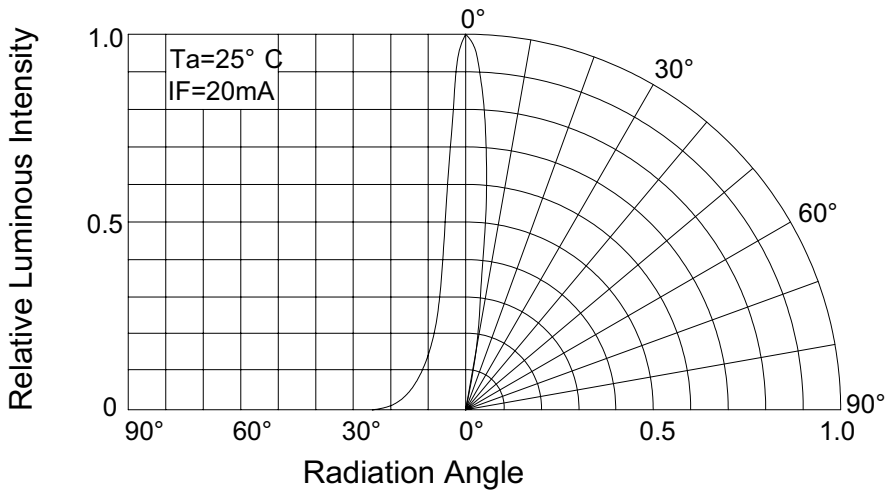
  ϕ5mm Round Type/ 5mm
- Lens Type：

  Water Clear



1. All dimensions are millimeters
2. Tolerance is +/-0.25mm unless otherwise noted

➢ Directivity：



Absolute maximum ratings（Ta = 25℃）

Parameter	Symbol	Test Condition	Value		Unit
			Min.	Max.	
Reverse Voltage	V_R	I_R = 30μA	5	--	V
Forward Current	I_F	----	----	30	mA
Power Dissipation	Pd	----	----	105	mW
Pulse Current	Ipeak	Duty=0.1mS，1kHz	----	100	mA
Operating Temperature	Topr	----	-20	+85	℃
Storage Temperature	Tstr	----	-25	+100	℃

Electrical and optical characteristics （Ta = 25℃）

Parameter	Symbol	Test Condition	Value			Unit
			Min.	Typ.	Max.	
Forward Voltage	V_F	I_F = 20mA		V7~V9		
Reverse Current	I_R	V_R = 5V	----	----	30	μA
Dominate Wavelength	λ_d	I_F = 20mA		B4~B6		
Spectral Line half-width	$\Delta\lambda$	I_F = 20mA	----	22	----	nm
Luminous Intensity	I_V	I_F = 20mA		V,W,X		
Viewing Angle	$2\theta_{1/2}$	I_F = 20mA	10		13	Deg.

BIN ranking for LEDs

BRIGHTNESS BIN

Bin Code	IV(mcd)	Bin Code	IV(mcd)	Bin Code	IV(mcd)	Bin Code	IV(mcd)
A	0-5.0	H	37.2-52.0	Q	390-550	X	4180--5860
B	5.0-7.0	J	52.0-72.8	R	550-770	Y	5860-8200
C	7.0-9.8	K	72.8-102	S	770-1100	Z1	8-10cd
D	9.8-13.7	L	102-145	T	1100-1520	Z2	10-12cd
E	13.7-19.0	M	145-200	U	1520-2130	Z3	12-14cd
F	19.0-26.6	N	200-280	V	2130-3000	Z4	14-16cd
G	26.6-37.2	P	280-390	W	3000-4180	Z5	16-18cd

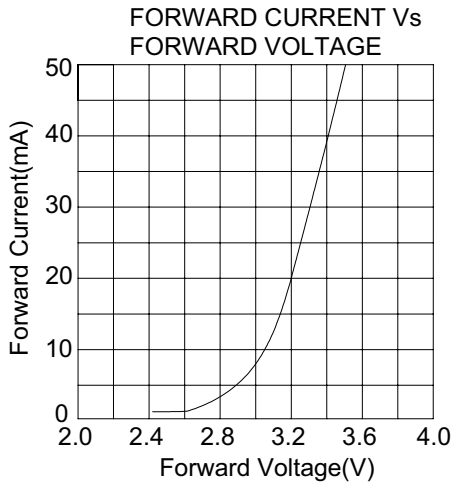
WAVELENGTH BIN

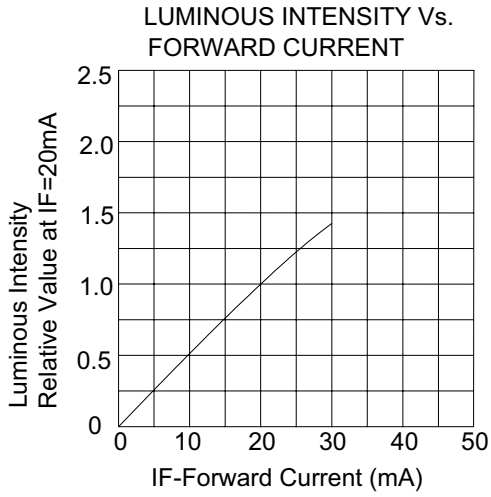
Ligth Col.	Bin Code	Wavel. (nm)	Ligth Col.	Bin Code	Wavel. (nm)
BLUE	B1	450-455	YELLOW GREEN	YG1	555-558
	B2	455-460		YG2	558-561
	B3	460-465		YG3	561-564
	B4	465-470		YG4	564-567
	B5	470-475		YG5	567-570
	B6	475-480		YG6	570-573
BLUE GREEN	G1	491-494		YG7	573-576
	G2	494-497	YELLOW	Y1	582-585
	G3	497-500		Y2	585-588
	G4	500-503		Y3	588-591
	G5	503-506		Y4	591-594
	G6	506-509		Y5	594-597
	G7	509-512	YELLOW ORANGE	YO1	597-600
	G8	512-515		YO2	600-603
PURE GREEN	G9	515-518		YO3	603-606
	G10	518-521		YO4	606-609
	G11	521-524	PURE ORANGE	O1	609-612
	G12	524-527		O2	612-615
	G13	527-530		O3	615-618
	G14	530-533	RED	R1	618-621
	G15	533-536		R2	621-624
	G16	536-539		R3	624-627
	G17	539-542		R4	627-630
	G18	542-545		R5	630-633
	G19	545-548		R6	633-636

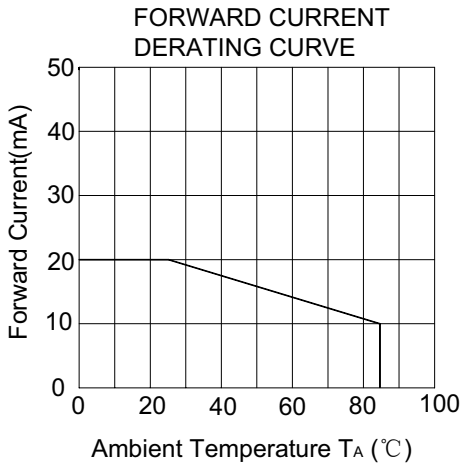
FORWARD VOLTAGE (VF) BIN

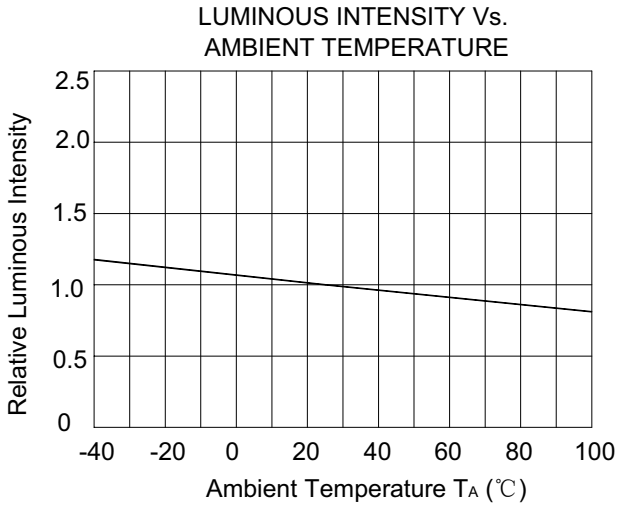
Bin Code	VF (V)	Bin Code	VF (V)	Bin Code	VF (V)	Bin Code	VF (V)
V1	1.6-1.8	V5	2.4-2.6	V9	3.2-3.4	V13	4.0-4.2
V2	1.8-2.0	V6	2.6-2.8	V10	3.4-3.6	V14	4.2-4.4
V3	2.0-2.2	V7	2.8-3.0	V11	3.6-3.8	V15	4.4-4.6
V4	2.2-2.4	V8	3.0-3.2	V12	3.8-4.0	V16	4.6-4.8

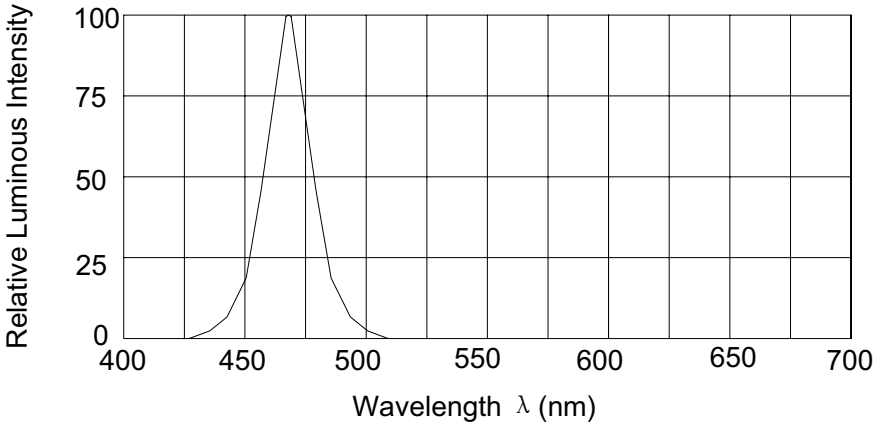
Typical electrical/optical characteristic curves:







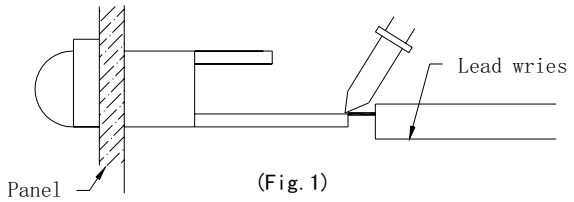




•SOLDERING

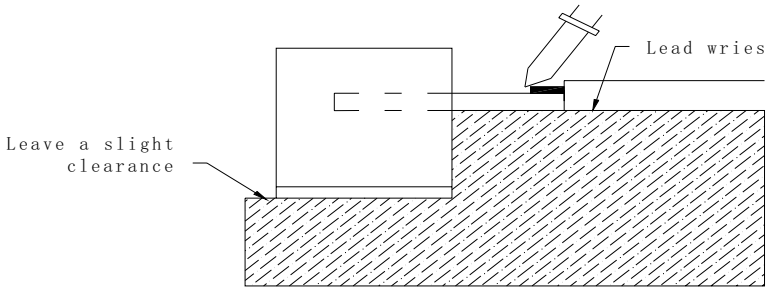
METHOD	SOLDERING CONDITIONS	REMARK
DIP SOLDERING	Bath temperature: 260±5℃ Immersion time: with 5 sec	• Solder no closer than 3mm from the base of the package • Using soldering flux," RESIN FLUX" is recommended.
SOLDERING IRON	Soldering iron: 30W or smaller Temperature at tip of iron: 260℃ or lower Soldering time: within 5 sec.	• During soldering, take care not to press the tip of iron against the lead. (To prevent heat from being transferred directly to the lead, hold the lead with a pair of tweezers while soldering

1) When soldering the lead of LED in a condition that the package is fixed with a panel (See Fig.1), be careful not to stress the leads with iron tip.



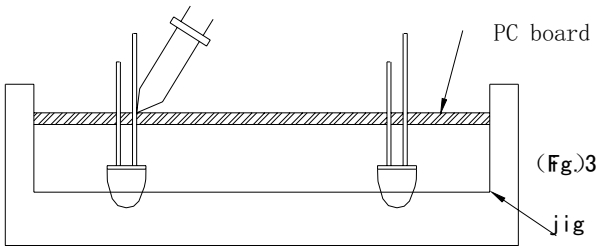
(Fig. 1)

2) When soldering wire to the lead, work with a Fig (See Fig.2) to avoid stressing the package.



(Fig. 2)

3) Similarly, when a jig is used to solder the LED to PC board, take care as much as possible to avoid steering the leads (See Fig.3).



4) Repositioning after soldering should be avoided as much as possible. If inevitable, be sure to preserve the soldering conditions with irons stated above: select a best-suited method that assures the least stress to the LED.
5) Lead cutting after soldering should be performed only after the LED temperature has returned to normal temperature.

•LED MOUNTING METHOD

1) When mounting the LED by using a case, as shown Fig.4, ensure that the mounting holds on the PC board match the pitch of the leads correctly-tolerance of dimensions of the respective components including the LED should be taken into account especially when designing the case, PC board, etc. to prevent pitch misalignment between the leads and board holes, the diameter of the board holes should be slightly larger than the size of the lead. Alternatively, the shape of the holes should be made oval. (See Fig.4)

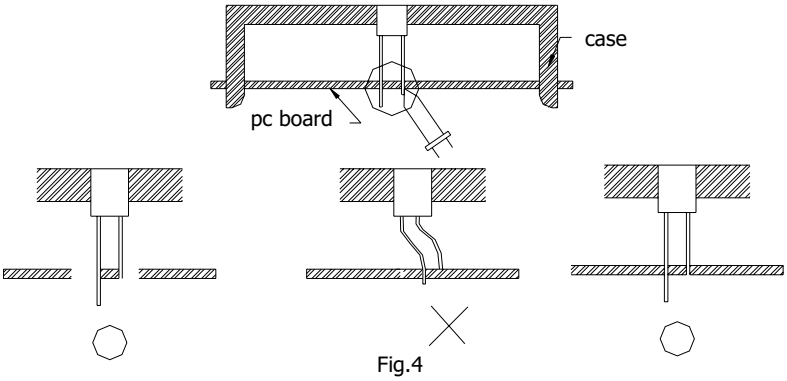


Fig.4

2) Use LEDs with stand-off (Fig.5) or the tube or spacer made of resin (Fig.6) to position the LEDs.

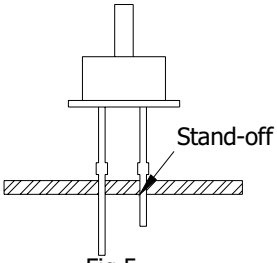


Fig.5

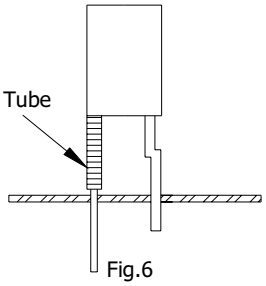


Fig.6

•FORMED LEAD

1) The lead should be bent at a point located at least 2mm away from the package. Bending should be performed with base fixed means of a jig or pliers (Fig.7)

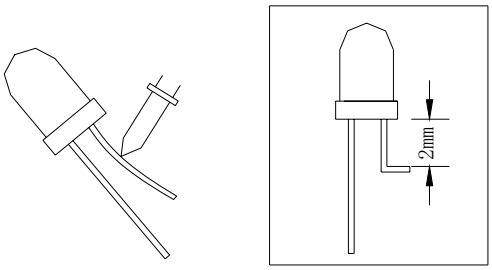


Fig. 7

2) Forming lead should be carried our prior to soldering and never during or after soldering.
3) Form the lead to ensure alignment between the leads and the hole on board, so that stress against the LED is prevented. (Fig.8)

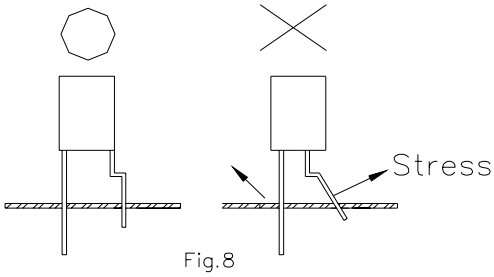


Fig.8

•LEAD STRENGTH

1) Bend strength
   Do not bend the lead more than twice. (Fig.9)

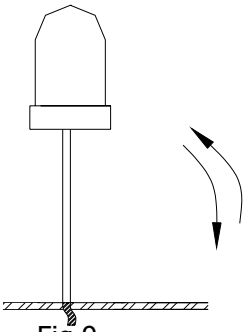


Fig.9

2) Tensile strength (@Room Temperature)
   If the force is 1kg or less, there will be no problem. (Fig.10)

Fig.10

•HANDLING PRECAUTIONS

Although rigid against vibration, the LEDs may damaged or scratched if dropped. So take care when handling.

•CHEMICAL RESISTANCE

1) Avoid exposure to chemicals as it may attack the LED surface and cause discoloration.
2) When washing is required, refer to the following table for the proper chemical to be sued.
   (Immersion time: within 3 minutes at room temperature.)

SOLVENT	ADAPTABILITY
Freon TE	⊙
Chlorothene	╳
Isopropyl Alcohol	⊙
Thinner	╳
Acetone	╳
Trichloroethylene	╳

⊙--Usable ╳--Do not use.

NOTE: Influences of ultrasonic cleaning of the LED resin body differ depending on such factors as the oscillator output, size of the PC board and the way in which the LED is mounted. Therefore, ultrasonic cleaning should only be performed after confirming there is no problem by conducting a test under practical.

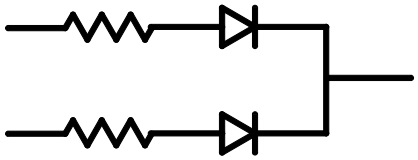
LED LAMP PASSED TESTS

Experiment Item:

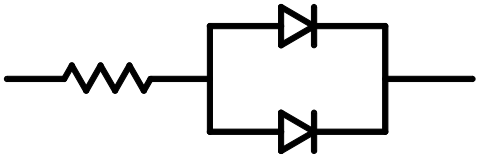
Item	Test Condition Lamp & IR	Reference Standard
OPERATION LIFE	Ta： 25±5℃ IF= 20mA RH：＜=60%RH ① DYNAMIC:100mA 1ms 1/10 duty ② STATIC STATE: IF＝20mA TEST TIME: 168HRS（-24HRS，+24HRS） 500HRS（-24HRS，+24HRS） 1000HRS（-24HRS，+72HRS）	MIL-STD-750：1026 MIL-STD-883：1005 JIS C 7021：B-1
HIGH TEMPERATURE HIGH HUMIDITY STORAGE	Ta： 65℃±5℃ RH： 90～95%RH TEST TIME：240HRS±2HRS	MIL-STD-202：103B JIS C 7021 ：B-1
TEMPERATURE CYCLING	105℃～25℃～-55℃～25℃ 30min 5min 30min 5min 10CYCLES	MIL-STD-202：107D MIL-STD-750：1051 MIL-STD-883：1010 JIS C 7021 ：A-4
THERMAL SHOCK	105℃±5℃～-55℃±5℃ 10min 10min 10CYCLES	MIL-STD-202：107D MIL-STD-750：1051 MIL-SYD-883：1011
SOLDER RESISTANCE	T，sol：260℃±5℃ DWELL TIME：10±lsec	MIL-STD-202：210A MIL-STD-750-2031 JIS C 7021：A-1
SOLDERABILITY	T，sol：230℃±5℃ DWELL TIME：5±lsec	MIL-STD-202：208D MIL-STD-750：2026 MIL-STD-883：2003 JIS C 7021 ：A-2

Drive Method

Circuit model A



Circuit model B



(A)Recommended circuit.

(B)The difference of brightness between LED`s could be found due to the Vf-If characteristics of LED.