

**OPTIMIZACIÓN DE UN PROTOTIPO DE INCUBADORA NEONATAL DE
CUIDADOS INTENSIVOS CON CONTROLADOR DIFUSO**

**ANDERSON DÍAZ DÍAZ
CÓD. 2008171727**

**JESÚS DAVID SUÁREZ LOSADA
CÓD. 2008277480**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
NEIVA
2014**

**OPTIMIZACIÓN DE UN PROTOTIPO DE INCUBADORA NEONATAL DE
CUIDADOS INTENSIVOS CON CONTROLADOR DIFUSO**

**ANDERSON DÍAZ DÍAZ
CÓD. 2008171727**

**JESÚS DAVID SUÁREZ LOSADA
CÓD. 2008277480**

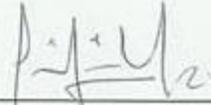
**Trabajo de grado para optar al título de
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**Director de tesis
AGUSTIN SOTO OTALORA
Ingeniero Electrónico**

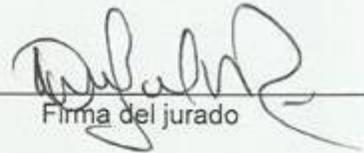
**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
NEIVA
2014**

Notas de aceptación:

Firma del presidente del jurado



Firma del jurado



Firma del jurado

Neiva, 23 de Mayo 2014

DEDICATORIA

A toda mi familia, especialmente a mis Padres, Luis Arturo y Consuelo que me han brindado su afecto y protección sin condiciones. A mis hermanas Litzy, Sofi, Marian, Carol y Yohana y a todas aquellas personas que de una u otra forma me brindaron su apoyo para la culminación de este proyecto.

Anderson Díaz Díaz

A mi familia por brindarme su colaboración y apoyo durante toda una vida, en especial a mis madres Beatriz Suárez y Lilia Valencia, mi hermano Julián Yepes, mis tías Amparo, Melba, Nancy, Nelcy y mis tíos Jaime y Dario, a mis primos Gisella, Beatriz, Wendy, Katherine, Sebastián, Oscar, Gustavo, Miguel, Alex, Diego y Pablo, y a todas aquellas personas que de muchas maneras contribuyeron para que me formara como persona y como profesional.

Jesús David Suárez Losada

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan sus agradecimientos:

A Dios por otorgarnos salud y la oportunidad de obtener educación universitaria.

A nuestras familias por brindarnos apoyo en esta importante etapa de nuestras vidas.

A la Universidad Surcolombiana por contribuir a que nuestra formación académica fuese satisfactoria.

Al director del proyecto de grado y cabeza del grupo de investigación, el ingeniero Agustín Soto Otálora por el tiempo dedicado y la colaboración.

A los docentes que durante nuestra permanencia en la Universidad nos compartieron sus conocimientos, Ing. Vladimir Mosquera, Ing. Neisar Salazar, Ing. Julián Molina, Ing. Faiber Robayo, Ing. Ramiro Perdomo, Ing. German Martínez, Ing. Martin Bravo, Ing. Edilberto Polanía, Ing. Jesús Quintero, Ing. Javier Rubio y el Ing. Diego Sendoya.

A los autores de los proyectos que precedieron esta tesis de grado, Oscar Losada, Carlos Quintero, Juliana Ortiz y Juan Lemus, por las investigaciones y avances desarrollados en esta área.

A aquellas personas que de una u otra manera nos colaboraron con su conocimiento y habilidades en el desarrollo del proyecto, Cristina Repizo, Oscar Calvache, Faiber Calderón, Oliver Suaza, Viviana Ramírez, Alex Murcia, Sebastián Suárez, Roberto Salaz, Randy Páez, Ángel Díaz, Diego Camacho, Cindy Gómez, Laura Mendez, Juan Romero, Andrés Ríos, Sergio Conta, Henry Laredo y Wilson Naranjo.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	16
1. FUNDAMENTACIÓN	18
1.1 TEMPERATURA EN LOS RECIÉN NACIDOS	18
1.2 LA HUMEDAD RELATIVA	19
1.3 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LOS RECIÉN NACIDOS	20
1.4 RITMO CARDÍACO EN LOS RECIÉN NACIDOS	21
1.5 EL PESO EN LOS RECIÉN NACIDOS	22
1.6 NIVEL DE OXÍGENO	23
1.7 CONTROL DIFUSO	24
1.7.1 Fusificación	26
1.7.2 Base de conocimiento	26
1.7.3 Inferencia	26
1.7.4 Defusificación	26
1.8 MSP430F2416	26
2. INCUBADORA DE CUIDADOS INTENSIVOS	29
2.1 COMPONENTES MECÁNICOS	29
2.1.1 Cúpula	29
2.1.2 Conjunto cama	30
2.1.3 Chasis	30
2.1.4 Gabinete	31
3. INELUS 2.0	32
3.1 ENTRADA DE SENSORES Y ACONDICIONAMIENTO	33
3.1.1 Sensor de temperatura de piel	33
3.1.2 Sensor de temperatura de aire	34
3.1.3 Sensor de humedad	35
3.1.4 Sensor de peso	37
3.1.5 Sensor de oxígeno	38
3.1.6 Sensor de pulsioximetría	39

3.2 ADQUISICIÓN Y CONTROL.....	41
3.2.1 Control difuso de temperatura	44
3.2.2 Control difuso de humedad.....	48
3.2.3 Configuración TimerA y TimerB.....	54
3.2.4 Configuración ADC12	55
3.2.5 Configuración módulo UART	56
3.2.6 Interrupción puerto P1	57
3.2.7 Interrupción puerto P2	58
3.3 ETAPA DE POTENCIA	59
3.4 MANEJADOR DE PANTALLA Y GLCD	60
3.4.1 Manejador de pantalla	60
3.4.2 Pantalla GLCD.....	62
3.5 TRANSMISIÓN INALÁMBRICA XBEE.....	62
3.6 INTERFAZ GRÁFICA.....	63
4. RESULTADOS	65
4.1 TARJETA ELECTRÓNICA.....	65
4.2 CONTROLADORES CON LÓGICA DIFUSA	66
CONCLUSIONES	69
RECOMENDACIONES.....	71
BIBLIOGRAFÍA.....	72
ANEXOS.....	73

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Absorción de luz roja e infrarroja en el dedo.....	21
Figura 2. Ancho de pulso cardíaco	22
Figura 3. Curva de disociación de la hemoglobina	24
Figura 4. Conjunto difuso.....	25
Figura 5. Estructura de un modelo difuso	25
Figura 6. Microcontrolador de señal mixta MSP430F2416	27
Figura 7. Diagrama de bloques del MSP430F2416	27
Figura 8. Distribución de pines del MSP430F2416	28
Figura 9. Conjunto cúpula.....	29
Figura 10. Conjunto Cama.....	30
Figura 11. Chasis y módulo aire	30
Figura 12. Modulo base accesorios	31
Figura 13. Ensamble total	31
Figura 14. Módulos electrónicos de INELUS 2.0	32
Figura 15. Sensor de temperatura de piel BIOTEMP 1000P	33
Figura 16. Circuito de acondicionamiento para el sensor de temperatura de piel	33
Figura 17. Sensor de temperatura AD590J	34
Figura 18. Circuito de acondicionamiento del sensor AD590J.....	35
Figura 19. Sensor de humedad HIH 4000-002	36
Figura 20. Circuito de acondicionamiento del sensor HIH 4000-002	36
Figura 21. Sensor de peso SP06-AL	37
Figura 22. Circuito de acondicionamiento del sensor SP06-AL	37
Figura 23. Celda de oxígeno MAX-16.....	38
Figura 24. Acondicionamiento de celda de oxígeno MAX-16	39
Figura 25. Sensor de pulsioximetría neonatal.....	39
Figura 26. Circuito controlador de luminosidad.....	40

Figura 27. Módulo de temporización de LED's	41
Figura 28. Conexiones de microcontrolador MSP430F2416.	42
Figura 29. Algoritmo del microcontrolador MSP430F2416	43
Figura 30. Respuesta del sistema de temperatura a un step de 110VAC	44
Figura 31. Funciones de membrecía para la entrada del control de temperatura..	46
Figura 32. Funciones de membrecía para la salida del control de temperatura	46
Figura 33. Algoritmo de controlador difuso de temperatura	47
Figura 34. Respuesta del sistema de temperatura con el controlador	48
Figura 35. Respuesta del sistema de humedad a un step de 110VAC.....	48
Figura 36. Funciones de membrecía para la entrada del control de humedad	49
Figura 37. Funciones de membrecía para la salida del control de humedad.....	50
Figura 38. Respuesta del sistema de humedad relativa con el controlador.....	50
Figura 39. Funciones de membrecía para la entrada del control de humedad	51
Figura 40. Funciones de membrecía para la salida del control de humedad.....	51
Figura 41. Respuesta del sistema de humedad relativa con el controlador.....	51
Figura 42. Funciones de membrecía para la entrada del control de humedad	52
Figura 43. Funciones de membrecía para la salida del control de humedad.....	52
Figura 44. Respuesta del sistema de humedad relativa con el controlador.....	53
Figura 45. Algoritmo de controlador difuso de humedad relativa.....	54
Figura 46. Algoritmo de configuración del TimerA y el TimerB	54
Figura 47. Algoritmo de configuración del ADC12	55
Figura 48. Algoritmo de configuración del UART	56
Figura 49. Algoritmo de rutina de atención a la interrupción del puerto P1.....	57
Figura 50. Algoritmo de rutina de atención a la interrupción del puerto P2.....	58
Figura 51. Resistencia calefactora.....	59
Figura 52. Humidificador.....	60
Figura 53. Microcontrolador PIC18F4550	61
Figura 54. Algoritmo del microcontrolador PIC18F4550	61

pág.

Figura 55. Pantalla LGM240128A.....	62
Figura 56. XBee S2.....	63
Figura 57. Panel de monitoreo.....	64
Figura 58. Panel de registro de datos.....	64
Figura 59. Tarjeta electrónica INELUS 2.0	65
Figura 60. Resultados control difuso de temperatura	66
Figura 61. Resultados control difuso de humedad relativa	67

LISTA DE CUADROS

	pág.
Cuadro 1. Límites de temperatura según edad y peso del recién nacido.....	18
Cuadro 2. Intervención según % de saturación de O ₂	20
Cuadro 3. Relación de latidos por minuto en reposo de acuerdo a la edad.....	22
Cuadro 4. Relación del peso del neonato según el tiempo de gestación de la madre.....	23
Cuadro 5. Resultados control difuso de temperatura	66
Cuadro 6. Resultados control difuso de humedad relativa	67

LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO A. Hoja de datos familia MSP430x2xx.....	74
ANEXO B. Hoja de datos LGM240128A	84
ANEXO C. Esquema eléctrico INELUS 2.0	85

GLOSARIO

ADC: Analog-to-Digital Conversion. Es un dispositivo electrónico capaz de convertir señales analógicas a valores binarios.

ESPECTROFOTOMETRÍA: es un método de análisis óptico utilizado en las investigaciones químicas y bioquímicas.

GRASA PARDA: es un tejido encargado de producir calor a través de reacciones químicas. Se encuentra en diferentes partes del cuerpo de los neonatos.

INTERFAZ GRÁFICA: aproximación amigable de una aplicación informática dirigida a usuarios no especializados.

LABVIEW: entorno de programación basado en lenguaje gráfico.

MECONIO: es una sustancia viscosa y espesa de color verde oscuro a negro compuesta por células muertas y secreciones del estómago e hígado, que reviste el intestino del recién nacido.

MICROCONTROLADOR: circuito integrado programable capaz de ejecutar las operaciones grabadas en su memoria.

MSP430: es una familia de microcontroladores fabricados por Texas Instrument. Están diseñados para aplicaciones portátiles o de baja potencia.

MYSQL: es un sistema de gestión de base de datos multiusuario, multiplataforma y de código abierto.

NEONATO: bebé prematuro de 27 días de nacido o menos, ya sea por cesárea o parto natural.

RESUMEN

El trabajo realizado consiste en el desarrollo de una tarjeta electrónica para un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Ésta tarjeta cuenta con la supervisión de siete variables en tiempo real: temperatura ambiente, oxígeno y humedad relativa de la cúpula, saturación de oxígeno en la sangre, temperatura corporal del bebé, peso, y cálculo de pulsos por minuto del paciente. También está provista con dos controladores basados en lógica difusa: control de temperatura y control de humedad relativa de la cúpula.

El proyecto se basa en la optimización de dos trabajos de grado previamente elaborados en el programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad Surcolombiana. El objetivo es desarrollar una tarjeta electrónica unificada en donde el hardware y el software se vean notablemente mejorados. Se empleó un microcontrolador de gama alta de la familia MSP430 fabricado por Texas Instrument dentro del cual se desarrolló un sistema de monitoreo local a través de una pantalla GLCD de 240x128 píxeles, además de un sistema de monitoreo remoto desarrollado en LabVIEW 2012 y comunicado de manera inalámbrica utilizando el protocolo ZigBee, en los cuales se supervisan las siete variables en tiempo real, los set point de los controladores además de la onda plestimográfica del paciente. El equipo cuenta con un módulo de alarmas que trabajan de manera sonora y visual que darán alerta en caso de sobretemperatura o fallas de alimentación.

Palabras clave: MSP430, Control difuso, ZigBee, LabVIEW.

ABSTRACT

This project involves developing an electronic board to control the prototype of a neonatal incubator for intensive care using a fuzzy control system. The control board allows measuring seven variables in real time: environment temperature, oxygen and relative humidity inside the canopy, oxygen concentration in the blood, body temperature, weight, and heart rate. It is also equipped with two fuzzy logic controllers: temperature and canopy relative humidity.

This project is based on the improvement of two theses previously made in the electronic department at South Colombian University. The goal of this project is to develop an electronic board to significantly upgrade the hardware and software. It uses a high performance microcontroller MSP430 series made by Texas Instruments, within which a local monitoring system was developed through Graphics LCD with 240x128 pixels. In addition to the remote monitoring system designed on LabVIEW 2012, which uses ZigBee wireless communication technology to supervise the seven variables in real time, controllers set points and use plethysmograph testing. The equipment is equipped with an alarm module which works with both visual and sound alerts to avoid over heating or power supply malfunction.

Keywords: MSP430, Fuzzy control system, ZigBee, LabVIEW.

INTRODUCCIÓN

Conforme transcurren los años la necesidad de innovar invade el espíritu de los investigadores y de todos aquellos arquitectos de la humanidad. Estas ganas de avanzar y mejorar día a día no es ajena a todos aquellos que hacen parte del programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad Surcolombiana. Ésta es la causa de querer llevar a cabo tan ambicioso proyecto, el deseo de incursionar en el uso de nuevas tecnologías en el campo de la programación y el diseño de sistemas embebidos.

Hoy en día la electrónica ha llegado a casi todos los aspectos de la vida, entre los que se encuentra la medicina. La medicina es quizás una de las áreas de la ciencia que más se ha beneficiado con los avances que ha presentado el campo de la electrónica en las últimas décadas. La resonancia magnética, la tomografía y otras muchas técnicas de imagen han proporcionado una gran facilidad para supervisar el cuerpo humano sin necesidad de entrar en él. El campo de la neonatología no fue ajeno a estos avances; En 1880 el obstetra Stephane S. Tarnier desarrolló el primer prototipo de incubadora, el cual consistía en un microambiente que controlaba la temperatura en su interior a través de una tina de pared doble por donde circulaba agua caliente. Entre los años 1926 y 1933 Blackfan demostró la importancia de la humedad para mantener la temperatura adecuada, razón por la cual se vio la necesidad de controlar también este aspecto (Zamorano Flores, Mota Ramírez, & Luna Chacón, 2002, pág. 3).

En el 2012 el Programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad Surcolombiana trabajó en dos proyectos enfocados al diseño de un microambiente apto para el cuidado y la supervisión de los neonatos. El proyecto desarrollado en esta oportunidad está direccionado al diseño de una placa electrónica para un prototipo de incubadora que otorgue una amplia gama de servicios y esté dotada de una interfaz amigable con el usuario para un mejor monitoreo y cuidado del recién nacido.

Este sistema cuenta con el monitoreo en tiempo real de variables críticas en los primeros días de vida de los neonatos, además del control por lógica difusa de la temperatura y la humedad relativa en la cúpula.

El equipo está dotado con un módulo de comunicación inalámbrica, el cual se encarga de enlazar el sistema con un servidor remoto para tener una visión total del funcionamiento de éste a través de una interfaz visual desarrollada en la plataforma

de LabVIEW. Además posee un conjunto de alarmas que indicarán fallas en la alimentación o una posible sobretemperatura de la cúpula.

Todo el sistema se encuentra incorporado en un microcontrolador de gama alta de la familia MSP430 de ultra baja potencia fabricado por la empresa Texas Instruments.

1. FUNDAMENTACIÓN

1.1 TEMPERATURA EN LOS RECIÉN NACIDOS

Entre los cuidados que se deben tener con los neonatos el más importante es el monitoreo de la temperatura corporal.

La termorregulación es la capacidad que tiene un organismo de sostener su temperatura dentro de unos límites específicos con el fin de mantener estable el proceso de pérdida y ganancia de calor. Durante el embarazo los sistemas de termorregulación de la madre mantienen una temperatura estable de 37,5°C aproximadamente. Cuando el bebé nace, ésta temperatura tiende a bajar hasta 15°C por debajo del límite normal, provocando que el sistema regulador del recién nacido entre en funcionamiento en respuesta al frío (Soto Vera & Jácome Ruíz, 2005, Pág. 6).

Contrario a lo que sucede con el adulto, el recién nacido no produce calor a través de su actividad muscular, en cambio este se basa en el metabolismo de la grasa parda para generar calor. La grasa parda es un tejido especial con alta capacidad de producir calor a través de reacciones químicas. Los neonatos prematuros poseen una importante disminución de grasa parda haciéndolos incapaces de regular correctamente su temperatura corporal, es por esta razón que debemos ayudar al recién nacido a mantener su temperatura dentro de los límites adecuados mediante procesos artificiales.

En la siguiente tabla se relacionan los límites adecuados de temperatura de acuerdo al peso y el tiempo de vida del recién nacido.

Cuadro 1. Límites de temperatura según edad y peso del recién nacido.

Edad y peso	Límite de temperatura °C
0-6 horas	
< 1200 g	34,0-35,4
1200-1500 g	33,9-34,4
1501-2500 g	32,8-33,8
>2500 g (y > 36 semanas)	32,0-33,8
6-12 horas	
< 1200 g	34,0-35,4
1200-1500 g	33,5-34,4
1501-2500 g	32,2-33,8
>2500 g (y > 36 semanas)	31,0-33,8

Edad y peso	Límite de temperatura °C
12-24 horas	
< 1200 g	34,0-35,4
1200-1500 g	33,3-34,3
1501-2500 g	31,8-33,8
>2500 g (y > 36 semanas)	31,0-33,7
24-36 horas	
< 1200 g	34,0-35,0
1200-1500 g	33,1-34,2
1501-2500 g	31,6-33,6
>2500 g (y > 36 semanas)	30,7-33,5
36-48 horas	
< 1200 g	34,0-35,0
1200-1500 g	33,0-34,1
1501-2500 g	31,4-33,5
>2500 g (y > 36 semanas)	30,5-33,3
48-72 horas	
< 1200 g	34,0-35,0
1200-1500 g	33,0-34,0
1501-2500 g	31,2-33,4
>2500 g (y > 36 semanas)	30,1-33,2

Fuente: RUZA T, F. (2011). *Tratado de cuidados intensivos pediátricos*. Madrid: Capitel Ediciones.

La temperatura cutánea se debe medir ubicando el sensor sobre la línea media abdominal, entre el apéndice xifoides y el ombligo, cubriendo la punta del medidor con un cobertor de aluminio que refleje las ondas infrarrojas emitidas por la fuente de calor (Quintero M. & Losada T., 2012).

1.2 LA HUMEDAD RELATIVA

Físicamente hablando la humedad es la cantidad de vapor de agua que contiene un gas. La humedad relativa es la medida de cuánto vapor de agua contiene un gas en comparación con su capacidad total de vapor de agua y se mide en porcentajes. Debido a que la humedad es un aislante que actúa disminuyendo las pérdidas de calor, es de vital importancia el monitoreo y control para un óptimo cuidado del neonato.

La humedad del aire es un factor que puede llegar a determinar la supervivencia de un recién nacido. En climas secos el aire caliente conlleva a la pérdida de humedad ocasionando que la piel y la mucosa del paciente se resequen, facilitando el desarrollo de múltiples infecciones.

En los neonatos prematuros, la AAP (American Academy of Pediatrics) recomienda en los primeros días de vida una humedad relativa del aire del 80-85% (obtenido mediante vapor de agua, no a través de nebulización), en la segunda semana 70-75%. Posteriormente la humedad no debería ser inferior a un 50-55% para mantener la estabilidad del recién nacido (Quiroga, y otros, 2010, pág. 13).

1.3 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LOS RECIÉN NACIDOS

La pulsioximetría u oximetría de pulso, es la medición no invasiva de la saturación de oxígeno transcutánea de la sangre arterial, ésta permite estimar de forma continua la saturación arterial de O₂.

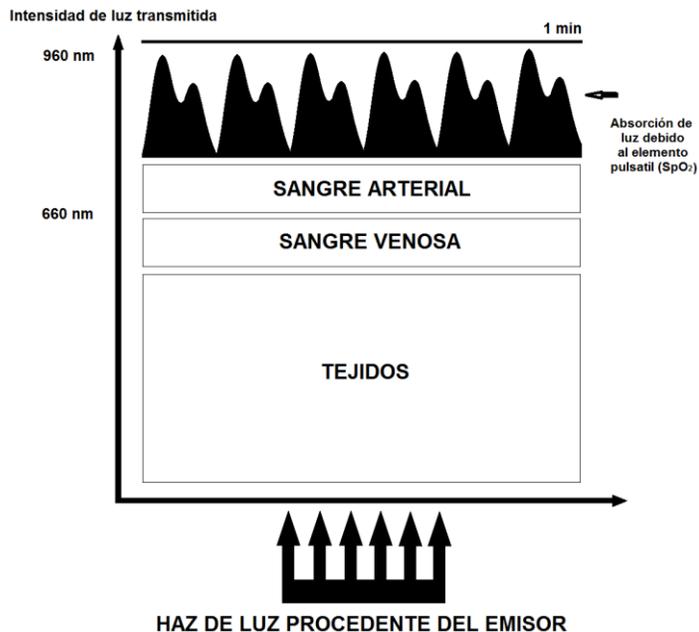
La oximetría se fundamenta en la espectrofotometría basada en la ley de Beer-Lambert. Según su capacidad de absorber el haz de luz de una determinada longitud de onda, se puede clasificar la hemoglobina (Hb) en cuatro tipos: HbO₂ (Hb oxigenada), Hb (Hb desoxigenada), COHb (Carboxihemoglobina) y MetHb (Metahemoglobina). La pulsioximetría es la oximetría realizada a partir de las variaciones de flujo arterial en relación con la actividad pulsátil de la circulación sanguínea, y mide la saturación de O₂ mediante dos LED's, que emiten un haz de luz de dos longitudes de onda diferentes, lo que permite diferenciar la HbO₂ de la Hb en un vaso arterial (Meneses Arévalo & Toloza Cano, 2005, pág. 2). Para realizar el monitoreo del porcentaje de saturación de oxígeno (SpO₂) se hace indispensable que la luz atraviese además de la HbO₂ y la Hb, otros tejidos tales como la uña, la piel y el hueso. En la Figura 1 se puede apreciar el proceso de absorción de luz en el dedo. En condiciones fisiológicas normales la saturación de O₂ en la sangre arterial debería encontrarse entre un 95-100%, valores por debajo de este límite deben ser supervisados.

Cuadro 2. Intervención según % de saturación de O₂

% Saturación	Intervención
>95 %	No intervención inmediata.
95-90 %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, según ésta, valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturaciones en torno a estos valores.
<90 %	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia + tratamiento y traslado al hospital.
<80 %	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con < 92 %: Remitir al hospital aunque presente mejoría con maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

Fuente:<http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>

Figura 1. Absorción de luz roja e infrarroja en el dedo



Fuente: <http://www.anestesiavirtual.com/pulsio03.htm>

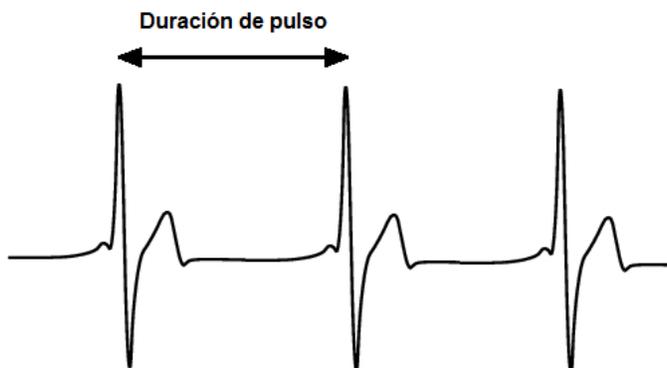
1.4 RITMO CARDÍACO EN LOS RECIÉN NACIDOS

El ritmo cardíaco es el período armónico de los latidos del corazón. Éste late durante la sístole (contracción del corazón para impulsar la sangre) y se relaja durante la diástole; permitiendo que se llene de sangre para la sístole (Ver Figura 2).

La medición del pulso proporciona información importante acerca de la salud del paciente. Cualquier cambio de la frecuencia normal puede ser indicio de una afección. El pulso rápido puede ser un signo de la presencia de una infección o deshidratación. En situaciones de emergencia, la frecuencia del pulso puede ayudar a determinar si el corazón del paciente está bombeando.

Las frecuencias cardíacas en reposo que están continuamente altas (taquicardia) pueden ser indicio de un problema y debe ser consultado con un especialista. También se debe acudir al médico especialista cuando las frecuencias cardíacas están por debajo de los valores normales (bradicardia). Cuando el pulso cardíaco es débil puede significar un gasto cardíaco bajo o vasoconstricción. Un pulso saltón puede estar dado por robo diastólico por un cortocircuito a nivel ductal. La frecuencia cardíaca en lactantes y preescolares es más sensible al efecto de la enfermedad, la fiebre, el ejercicio y las emociones. No es raro observar incrementos de 10 a 20 latidos por minuto por cada grado que se eleva la temperatura corporal (Dunguihual M, 2013).

Figura 2. Ancho de pulso cardíaco



Fuente: http://www.polar.com/e_manuals/CS400/Polar_CS400_user_manual_Espanol/ch10.html

Cuadro 3. Relación de latidos por minuto en reposo de acuerdo a la edad.

Edad	Frecuencia cardíaca (latidos por minuto)
0 – 1 meses	70 – 190
1 – 11 meses	80 – 160
1 – 2 años	80 – 130
3 – 4 años	80 – 120
5 – 6 años	75 – 115
7 – 9 años	70 – 110
>10 años	60 – 100

Fuente: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003399.htm>

1.5 EL PESO EN LOS RECIÉN NACIDOS

Luego del parto es necesario realizar una serie de análisis al recién nacido entre los que se encuentra la medición del peso, lo anterior con el objetivo de determinar si nació sano o si por el contrario es posible que su salud sufra alguna anomalía. El monitoreo del peso es uno de los índices de crecimiento de mayor uso, esto es probablemente debido a que su medida es muy sencilla.

Las afecciones pueden ser producto de la genética, la duración del embarazo o situaciones particulares como las infecciones intrauterinas, la salud de la madre, el tabaquismo o una deficiente nutrición de la madre durante el embarazo, entre otras.

El peso al nacer nos permite determinar el estado de nutrición y desarrollo del bebé de acuerdo con la duración del embarazo. Los niños nacidos a término (entre las 37 y 42 semanas de la concepción) suelen pesar entre 2.700 y 3.900 gramos. Las niñas suelen pesar aproximadamente 200 – 300 gramos menos (Mapfre, 2012).

Los bebés suelen perder durante la primera semana de vida mas o menos el 10% del peso que tenían al nacer. Esta pérdida es causada por la disminución en el exceso de agua corporal y meconio del bebé, los que son eliminados durante los primeros días de vida del neonato.

No obstante el bebé recupera su peso inicial en la segunda semana de vida. La leche materna es de suma importancia en este proceso ya que ésta constituye la única fuente de líquido y nutrientes que permite la hidratación y el correcto crecimiento del bebé.

Cuadro 4. Relación del peso del neonato según el tiempo de gestación de la madre.

Tiempo de Gestación	NIÑOS			NIÑAS		
	Peso (Gramos)			Peso (Gramos)		
Edad (Semanas)	Bajo	Medio	Alto	Bajo	Medio	Alto
36	1.890	2.950	3.820	1.930	2.820	3.700
37	2.220	3.110	3.990	2.120	3.000	3.890
38	2.330	3.230	4.130	2.260	3.150	4.050
39	2.410	3.330	4.260	2.360	3.260	4.170
40	2.750	3.510	4.480	2.600	3.300	4.200

Fuente: http://www.babysitio.com/bebe/desarrollo_tablas.php

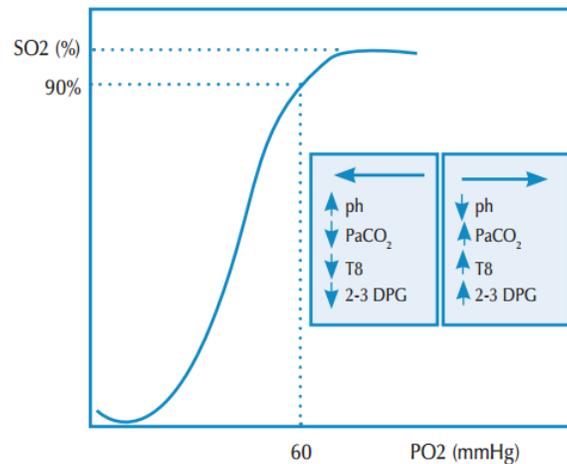
1.6 NIVEL DE OXÍGENO

El oxígeno es un gas muy utilizado en la medicina con fines benéficos, especialmente en situaciones de urgencia. En el caso de los neonatos, en particular los prematuros, es de vital importancia el correcto monitoreo y suministro del oxígeno en las unidades de cuidados intensivos debido a la alta toxicidad que presenta en esta etapa de la vida.

Con la administración de oxígeno se busca aumentar el aporte de este elemento en los tejidos y para esto se debe utilizar al máximo la capacidad de transporte de la sangre arterial; toda vez que el oxígeno se fija a la hemoglobina en su mayor parte hasta saturarla, con el fin de aumentar la presión de oxígeno alveolar.

La oxigenación depende de otras variables como la afinidad del oxígeno y cuando hablamos de ella, nos referimos a la capacidad de la hemoglobina de fijar o liberar oxígeno; regulada por cambios en factores como pH, CO₂ y la temperatura lo que se refleja en la curva de disociación de la hemoglobina, (Ver Figura 3).

Figura 3. Curva de disociación de la hemoglobina



Fuente: <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>

En caso de alcalemia, hipotermia e hipocarbica, la curva se desvía hacia la izquierda, lo que quiere decir que la hemoglobina recibe fácilmente el oxígeno, pero lo entrega lentamente a los tejidos (la hemoglobina fetal del recién nacido es muy afín al oxígeno) y, si hay acidemia, hipertermia e hipercarbica, la curva se desvía hacia la derecha, esto significa que la hemoglobina no recibe fácilmente el oxígeno, pero lo entrega a los tejidos más rápidamente (Sanchez Consuegra, Solano, & Mendivil, 2013).

Debido a esto, se hace necesario disponer de una constante medición del nivel de oxígeno que se le está suministrando al recién nacido y la saturación de oxígeno presente en el paciente.

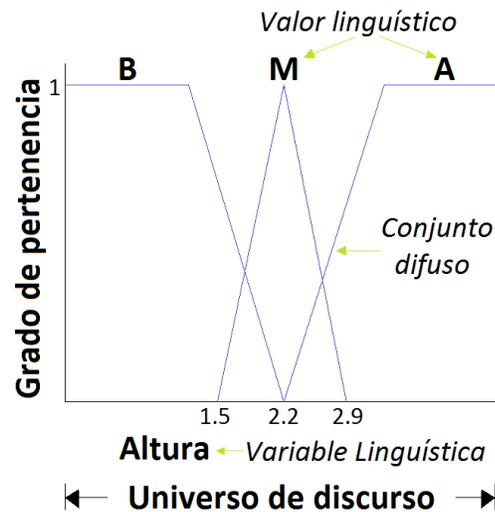
1.7 CONTROL DIFUSO

El control difuso es un método de control moderno que está basado en la teoría de la lógica difusa (también llamada lógica borrosa o lógica heurística). Esta filosofía de control es muy parecida a la forma de pensamiento humano, es decir, está concebida para actuar de una manera muy similar a como lo haría una persona que conozca determinado proceso y que basándose en su experiencia lo pueda controlar.

La necesidad de trabajar con lógica difusa surge del hecho de que existen conceptos que no tienen límites claros y que por lo tanto la lógica clásica no puede manejar.

Un conjunto difuso trabaja con valores lingüísticos definidos por una palabra o etiqueta. En los conjuntos difusos la función de pertenencia puede tomar valores comprendidos entre 0 y 1, diferente a la lógica tradicional que sólo toma los límites, es decir, 0 y 1 (Cahuantzi Diaz, 2013).

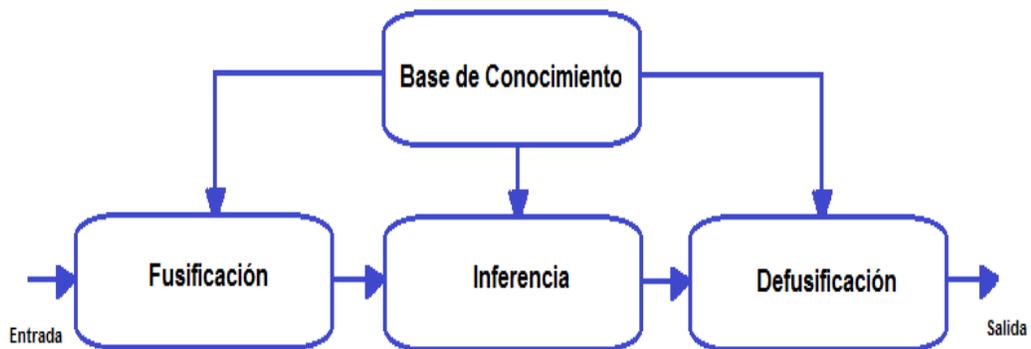
Figura 4. Conjunto difuso



Fuente: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/ramirez_r_o/capitulo3.pdf

El control difuso se aplica tanto en sistemas sencillos como en sistemas complejos. La estructura básica de un controlador difuso se muestra en la Figura 5.

Figura 5. Estructura de un modelo difuso



Fuente: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/ramirez_r_o/capitulo3.pdf

1.7.1 Fusificación. El proceso de fusificación convierte valores reales a valores difusos. En ésta se asignan grados de pertenencia a cada una de las entradas con relación a los conjuntos difusos previamente definidos utilizando las funciones de pertenencia asociadas a los conjuntos difusos (Cahuantzi Diaz, 2013).

1.7.2 Base de conocimiento. En esta se encuentra la información asociada con el dominio de la aplicación y los objetivos del control. En este proceso se deben definir las reglas lingüísticas de control encargadas de la toma de decisiones para un correcto funcionamiento del sistema (Cahuantzi Diaz, 2013).

1.7.3 Inferencia. Relaciona los conjuntos difusos de entrada y salida para representar las reglas que definirán el sistema. En la inferencia se utiliza la información de la base de conocimiento para generar reglas mediante el uso de reglas heurísticas de la forma SI (antecedente) ENTONCES (consecuente), donde el antecedente y el consecuente son los conjuntos de entrada y salida respectivamente (Cahuantzi Diaz, 2013).

1.7.4 Defusificación. La defusificación es el proceso inverso a la fusificación, es decir, en esta etapa se adecuan los valores difusos a valores reales que posteriormente se utilizarán en el proceso de control. En la defusificación suelen usarse métodos matemáticos simples como el Método del Centroide y el Método del Promedio Ponderado.

1.8 MSP430F2416

La sociedad día a día nos demanda la necesidad de innovar y realizar avances en el campo tecnológico. Es debido a esto que se hace vital el uso de nuevas tecnologías que nos ofrezcan mayores servicios y facilidades.

El MSP430F2416 es un microcontrolador de señal mixta que hace parte de la familia MSP430 de Texas Instruments. La familia de microcontroladores MSP430 de ultra baja potencia de Texas Instruments está conformada por varios dispositivos con diversos conjuntos periféricos. La arquitectura combinada con cinco modos de ultra baja potencia está optimizada para lograr extender la vida de la batería en aplicaciones de medida portátiles. El dispositivo cuenta con una poderosa CPU RISC de 16 bits y registros de 16 bits. Incluye un Oscilador Calibrado Controlado Digitalmente (DCO) que permite pasar de los modos de bajo consumo a modos activos en menos de 1ms.

Figura 6. Microcontrolador de señal mixta MSP430F2416

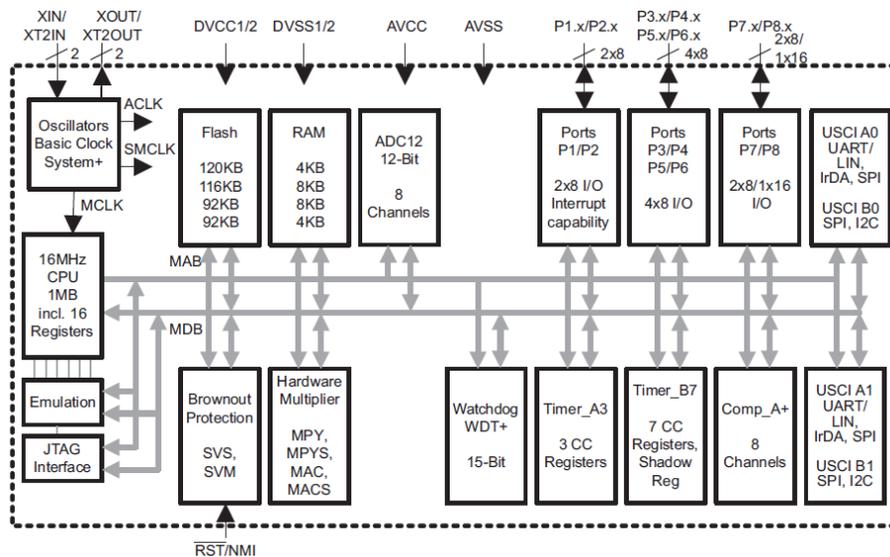


Fuente: <http://www.ti.com/product/msp430f2416>

El dispositivo cuenta además con dos temporizadores de 16 bits, un rápido ADC de 12 bits, un comparador y cuatro módulos de comunicación serial universal.

El diagrama de bloques del MSP430F2416 se muestra en la Figura 7.

Figura 7. Diagrama de bloques del MSP430F2416

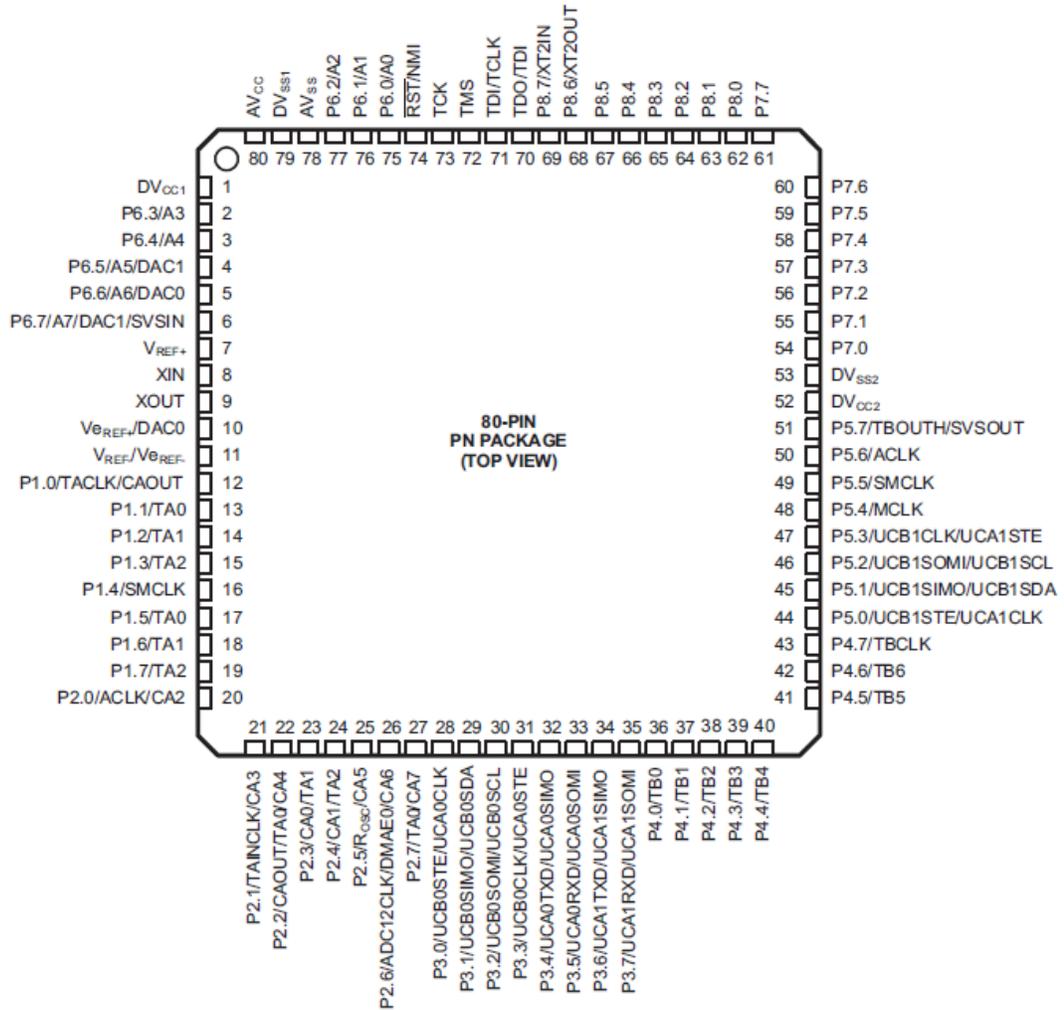


Fuente: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f2416.pdf>

El encapsulado del microcontrolador es de montaje superficial y dispone de 80 pines de múltiple propósito y su rango de operación se encuentra entre 1,8-3,6 V. La

distribución de pines así como las aplicaciones de cada uno es ilustrada en la Figura 8.

Figura 8. Distribución de pines del MSP430F2416



2. INCUBADORA DE CUIDADOS INTENSIVOS

Una incubadora neonatal es un equipo fundamental en una sala de cuidados intensivos neonatales. Consiste en una cámara de acrílico de doble pared que incluye un acolchado esterilizado para acostar al bebé, filtros de aire exterior y ventanas para manipular al recién nacido. Además cuenta con diversos y sofisticados sistemas de monitoreo y control de temperatura, peso, humedad relativa, ritmo cardíaco, entre otros.

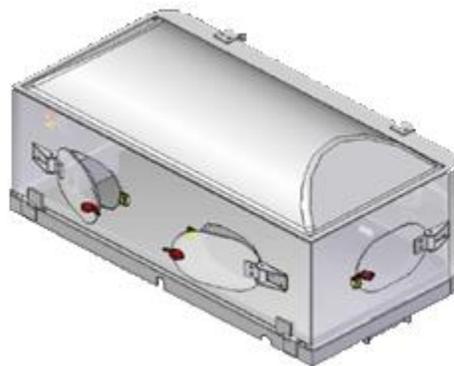
En el desarrollo del proyecto no se realizó ningún rediseño a la estructura, debido a que es ideal para la implementación de éste. Sin embargo, se llevó a cabo un mantenimiento general a la estructura ya que ésta se encontraba en condiciones de deterioro.

2.1 COMPONENTES MECÁNICOS

Siguiendo la normatividad técnica para la construcción de incubadoras neonatales en el proyecto de grado Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso se desarrolló un equipo compuesto por los siguientes módulos: conjunto cúpula, conjunto cama, módulo principal, módulo control y módulo base.

2.1.1 Cúpula. Corresponde a una cámara aislada transparente, fabricada con un material que no reacciona con el oxígeno para evitar corrosión en los casos donde sea necesario la oxigenoterapia.

Figura 9. Conjunto cúpula

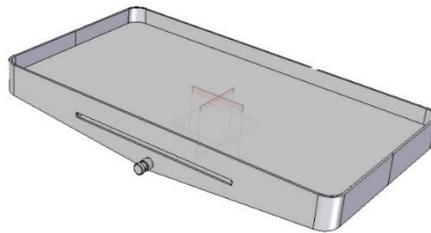


Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

Este conjunto está formado por una doble pared de acrílico, es decir, que el aire al interior de la cúpula recircula en medio de dos paredes, una de 3mm de grosor y otra de 6 mm; con el fin de que exista una mejor transferencia y mantenimiento de calor en el paciente y mejor aislamiento del medio; mitigando las pérdidas de calor por convección e irradiación. El conjunto también comprende seis accesos o compuertas para el acceso del personal médico.

2.1.2 Conjunto cama. Este conjunto es donde reposa el paciente. En este se encuentran la cama, el sistema de elevación del paciente con un rango de 0 a 5 grados, el colchón, el soporte de la cama (fabricado en material antialérgico) y el módulo de pesaje.

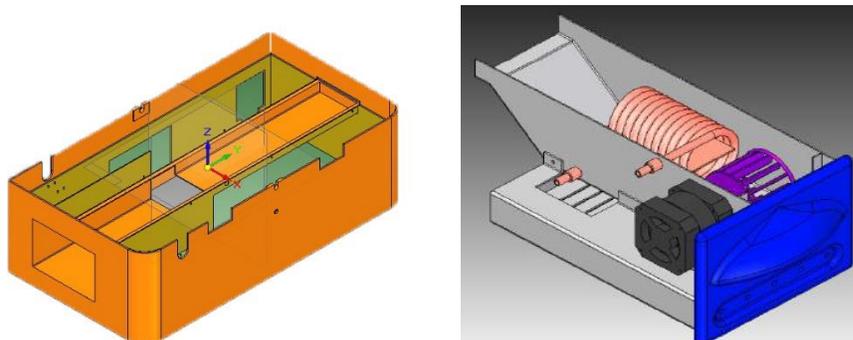
Figura 10. Conjunto Cama



Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

2.1.3 Chasis. Este es el módulo central del equipo. En él se encuentra el sistema de circulación de aire, el módulo de control y se encuentran ubicados los sensores de circulación de aire, el calefactor y el sistema humidificador.

Figura 11. Chasis y módulo aire

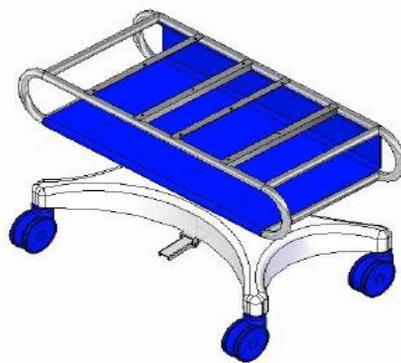


Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

2.1.4 Gabinete. En este módulo se encuentran el soporte de los accesorios, el sistema de movimiento y el sistema de elevación. El soporte de los accesorios es simple, fabricado con acero inoxidable. El sistema de movimiento está basado en cuatro ruedas de material antiestático y antiexplosivo que dan facilidad de traslado y seguridad al equipo y al paciente.

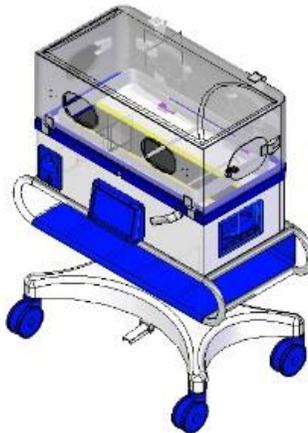
Finalmente el sistema de elevación es simple, de fácil consecución y de bajo costo, basado en dos columnas neumáticas unidas entre sí con las cuales se podrá ajustar el nivel de altura del equipo dependiendo de la necesidad.

Figura 12. Módulo base accesorios



Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

Figura 13. Ensamble total



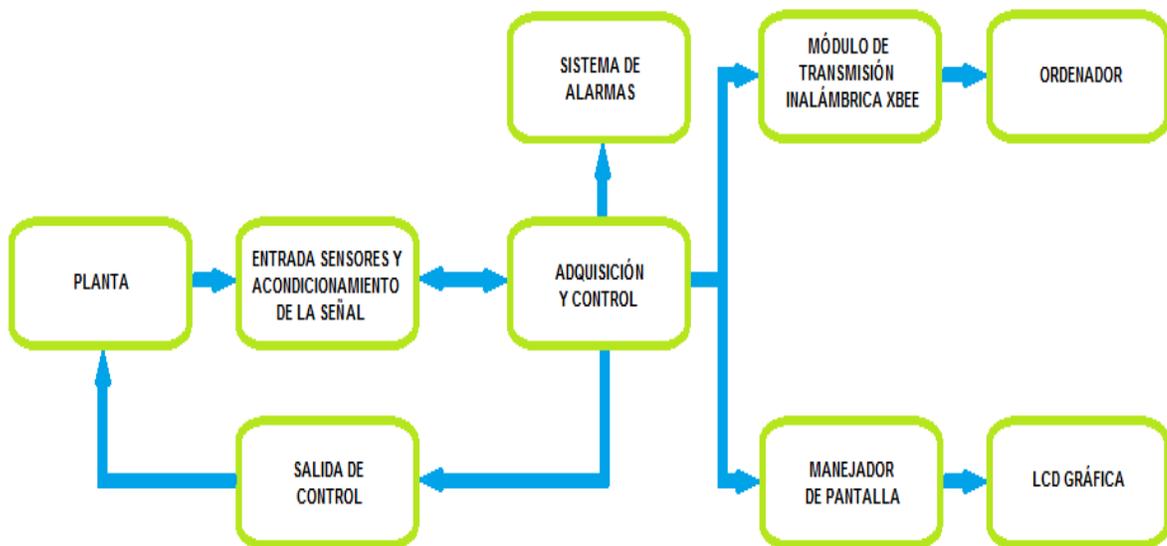
Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

3. INELUS 2.0

La incubadora neonatal de cuidados intensivos INELUS 2.0 está conformada por varios módulos, los cuales trabajando en conjunto proporcionan un altísimo grado de confiabilidad y seguridad en la supervisión y cuidado de los pacientes.

Los módulos electrónicos que constituyen a INELUS 2.0 se visualizan en la Figura 14.

Figura 14. Módulos electrónicos de INELUS 2.0



El proyecto está orientado a unificar y optimizar el hardware y el software de dos proyectos enfocados al diseño e implementación de una incubadora neonatal de cuidados intensivos “Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso y Diseño e Implementación de un Sistema de Monitoreo de Oxígeno y Pesaje en una Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos”. En su totalidad, el proyecto deberá ejecutar una gran variedad de tareas entre las que se encuentran la adquisición de seis señales analógicas, cálculo del porcentaje de saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca, el control difuso de temperatura y humedad relativa de la cúpula, visualización de las diferentes variables y estados del control en tiempo real a través de una pantalla y una estación remota. Lo anterior es controlado y

supervisado por un microcontrolador de gama alta de ultra-baja potencia, el MSP430F2416 fabricado por la empresa desarrolladora y comercializadora de semiconductores Texas Instruments y un manejador para la pantalla LGM240128A incorporado en el microcontrolador PIC18F4550 de la empresa Microchip Technology Inc. Para ver datos técnicos del microcontrolador MSP430F2416 véase el Anexo A.

Los módulos principales son el acondicionamiento de las señales, la adquisición y control, la transmisión y la visualización a través de la GLCD y el ordenador. Estos módulos son explicados con más detalle a continuación.

3.1 ENTRADA DE SENSORES Y ACONDICIONAMIENTO

INELUS 2.0 se constituye de seis sensores en la entrada. Un sensor de temperatura de piel, un sensor de temperatura de aire, un sensor de humedad, un sensor de peso, un sensor de oxígeno y un sensor de pulsioximetría. A continuación se reseña cada uno de los sensores con su respectiva adecuación.

3.1.1 Sensor de temperatura de piel. Este sensor es el encargado de detectar los cambios de temperatura del paciente.

Se utilizó el sensor de temperatura de piel biogénesis BIOTEMP 1000P que se muestra en la Figura 15; debido a que es de fácil adquisición comercial, presenta facilidad en el acondicionamiento y el rango de trabajo es apto para el correcto desarrollo del proyecto.

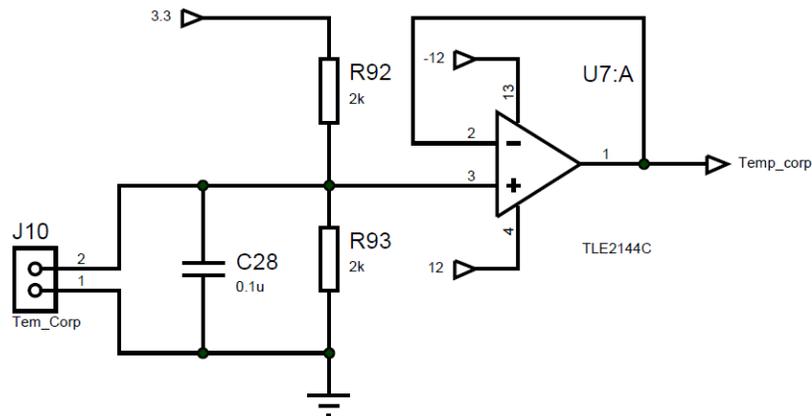
Figura 15. Sensor de temperatura de piel BIOTEMP 1000P



Fuente: <http://www.biogenesis.com.uy/es/productos/temperatura/wings.html>

La adecuación para la adquisición de señal del BIOTEMP 1000P se muestra en la Figura 16.

Figura 16. Circuito de acondicionamiento para el sensor de temperatura de piel



El sensor de temperatura BIOTEMP 1000P corresponde a un termistor tipo NTC de curva Z, el cual posee una resistencia de 2,2K Ω a temperatura ambiente (25°C). Para más detalle acerca de las expresiones matemáticas que representan la adecuación diríjase al proyecto de grado Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso.

3.1.2 Sensor de temperatura de aire. Es el transductor encargado de medir la temperatura de la cúpula.

Para detectar los cambios de temperatura dentro de la cúpula se utilizó el sensor de temperatura AD590J, se eligió debido a su fácil adquisición comercial y a que presenta una respuesta rápida y lineal en el tiempo. El sensor es mostrado en la Figura 17.

Figura 17. Sensor de temperatura AD590J

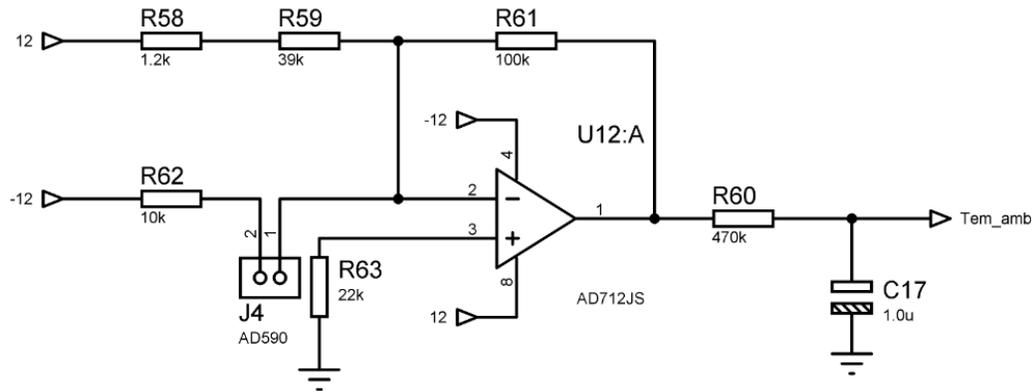


Fuente: <http://www.amazon.com/Amico-AD590JHZ-Temperature-Sensor-Linear/dp/B00CN43WVA>

El AD590J es un transductor de dos terminales cuyo rango de operación está comprendido entre -55 a 150 °C. Posee una sensibilidad de 1 μ A/°K y opera con voltajes de alimentación entre 4 y 30 Voltios.

El circuito de acondicionamiento de la señal del AD590J es mostrado en la Figura 18.

Figura 18. Circuito de acondicionamiento del sensor AD590J



El AD590J entrega una salida de 273uA a 0°C. Para compensar este nivel de offset, además del nivel presente por la temperatura ambiente que suele ser 25°C se diseñó el circuito mostrado en la Figura 18. Este circuito presenta una corriente de 0A a 25°C y aumenta en una proporción de 1uA/°C. Esto es debido a que en el terminal inversor del amplificador se presentan dos corrientes, la proporcionada por el AD590J y la generada por la fuente de 12V y el juego de resistencias R58-R59.

$$I_{(R_{58}+R_{59})} = \frac{12V}{(R_{58} + R_{59})}$$

$$I_{(R_{58}+R_{59})} = 298,5\mu A$$

Debido a que el microcontrolador opera con niveles de voltaje y no de corriente, se realiza una conversión de corriente a voltaje. La salida del circuito acondicionador del sensor AD590J tiene una sensibilidad de 100mV/°C. Esto es debido a que el voltaje presente en la salida es igual a:

$$V_O = I_T * R_{61}$$

Donde:

$$I_T = I_{AD590J} - I_{(R_{58}+R_{59})}$$

3.1.3 Sensor de humedad. Es el sensor encargado de detectar los cambios de humedad en la cúpula.

Figura 19. Sensor de humedad HIH 4000-002

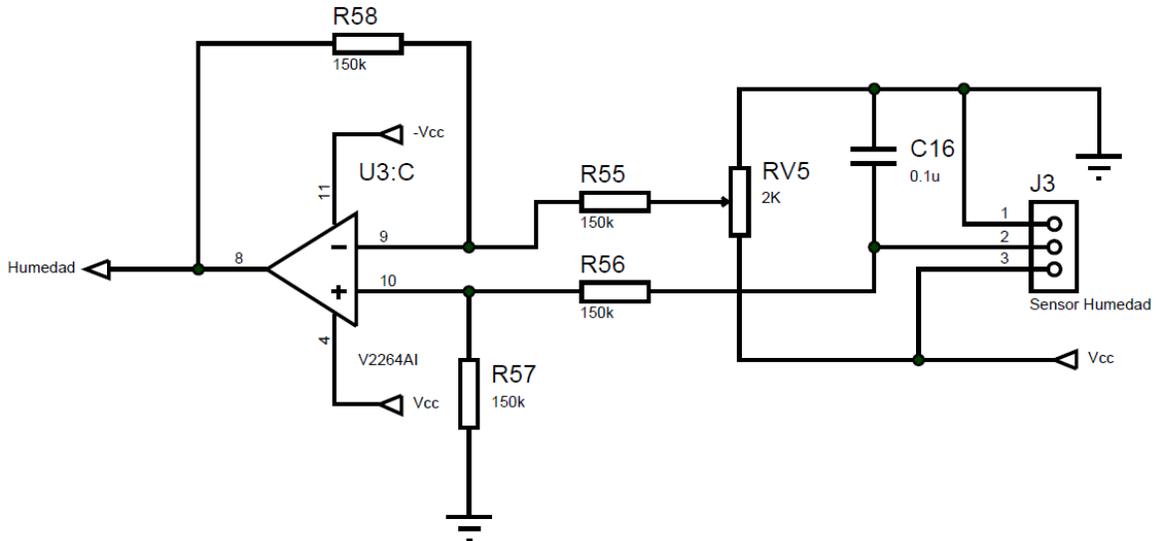


Fuente: <http://www.tme.eu/en/details/hih-4000-002/humidity-sensors/honeywell/#>

Para medir la humedad en el microambiente de la cúpula se utilizó el sensor HIH 4000-002, ya que presenta una alta exactitud, una respuesta lineal y rápida en el tiempo y un rango de trabajo entre 0 y 100% dentro de un rango de temperatura de -40°C a 85°C , el cual es adecuado para la realización del proyecto.

El circuito de acondicionamiento de la señal del HIH 4000-002 es mostrado en la Figura 20.

Figura 20. Circuito de acondicionamiento del sensor HIH 4000-002



Para mayor información acerca del acondicionamiento del HIH 4000-002 diríjase al proyecto de grado Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso.

3.1.4 Sensor de peso. Es el sensor encargado de medir la masa corporal del paciente.

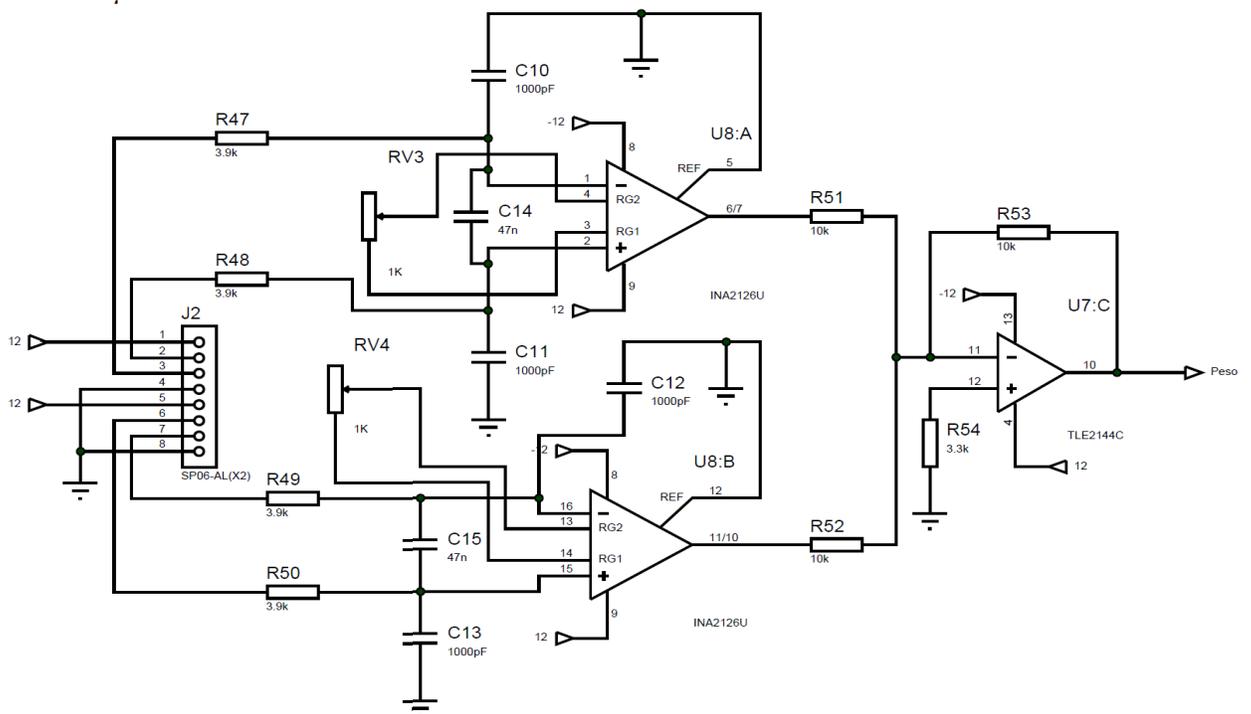
Figura 21. Sensor de peso SP06-AL



Fuente: <http://www.viaindustrial.com/imagenes//PESO/234219.JPG>

Para calcular la masa del neonato se empleó el sensor SP06-AL debido a que tiene una capacidad de hasta 40 kilogramos, posee una sensibilidad de $1,8+0,002 \text{ mV/V}$, un comportamiento lineal y una rápida respuesta en el tiempo.

Figura 22. Circuito de acondicionamiento del sensor SP06-AL



El acondicionamiento de la señal se realiza a través de un amplificador de instrumentación por cada celda de carga, las dos señales son sumadas ponderadamente para obtener el peso total del bebé. El circuito acondicionador de la celda de carga es mostrado en la Figura 22.

Para más información respecto al acondicionamiento y las características de la celda de carga diríjase al proyecto de grado Diseño e Implementación de un Sistema de Monitoreo de Oxígeno y Pesaje en una Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos.

3.1.5 Sensor de oxígeno. Es el transductor encargado de medir el nivel de oxígeno en la cúpula.

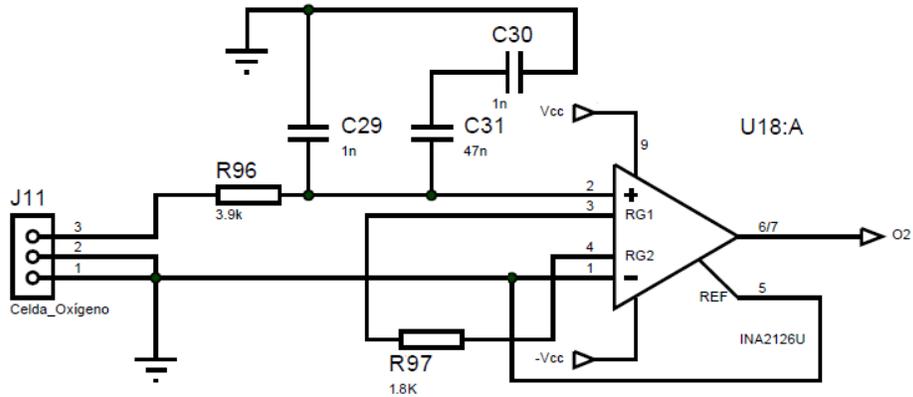
Para obtener el nivel de oxígeno se utilizó la celda de oxígeno MAX-16 de Maxtec. Este dispositivo cuenta con una salida de 8,5mV a 15mV, un rango de medida de 0 a 100% de oxígeno y un offset menor a 0,5mV cuando ha sido expuesta a 100% de nitrógeno durante cinco minutos. La celda de oxígeno MAX-16 se puede visualizar en la Figura 23.

Figura 23. Celda de oxígeno MAX-16



Fuente: <http://www.mspinc.com/image/cache/data/Manufacturers/Maxtec/r114p70-maxtec-max-16-replacement-oxygen-sensor-500x500.jpg>

Figura 24. Acondicionamiento de celda de oxígeno MAX-16



Para más información respecto al acondicionamiento y las características de la celda de oxígeno MAX-16 diríjase al proyecto de grado Diseño e Implementación de un Sistema de Monitoreo de Oxígeno y Pesaje en una Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos.

3.1.6 Sensor de pulsioximetría. Es el sensor encargado de captar la absorbancia de la luz roja e infrarroja en el dedo.

Para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca del neonato se empleó el sensor para pulsioximetría neonatal marca LIFMED, tipo Y de conector redel de 6 pines mostrado en la Figura 25.

Figura 25. Sensor de pulsioximetría neonatal

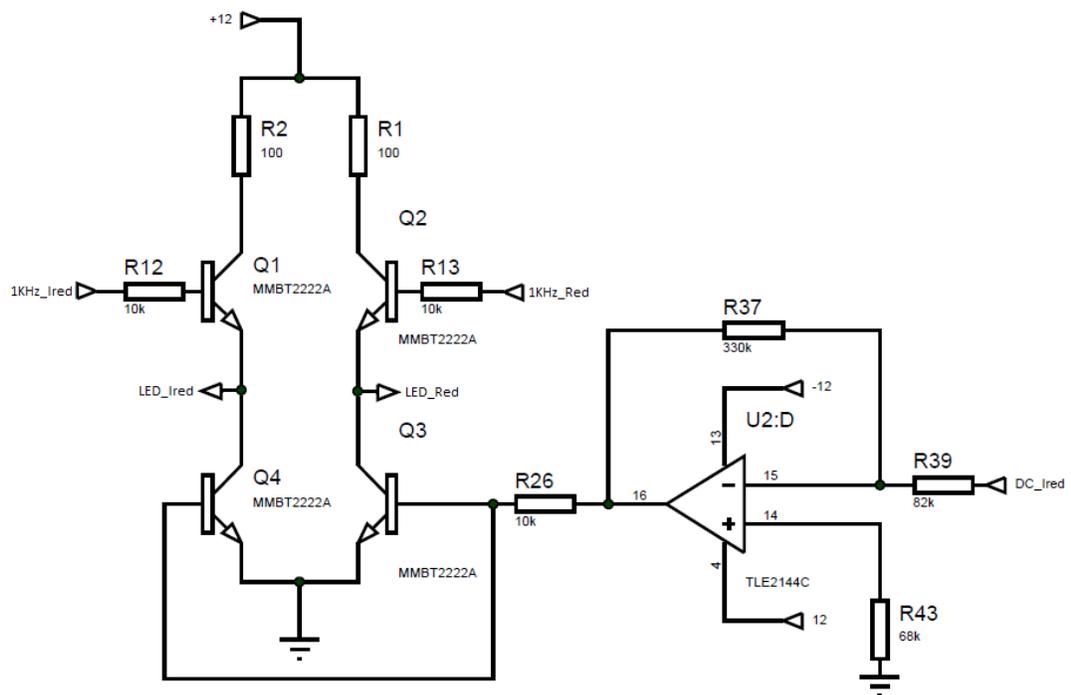


Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

El sensor está dotado con dos diodos LED's, uno rojo y uno infrarrojo cuyas caídas de tensión son 1,3 y 1,7 voltios respectivamente. También cuenta con un fotodiodo cuya salida está dada en corriente y varía proporcionalmente de acuerdo a la intensidad de luz. El módulo electrónico de pulsioximetría se muestra en la Anexo C.

El tono de piel y el tamaño de los dedos de los recién nacidos suele variar, es por esto que se hace necesario disponer de un control automático de luminosidad que garantice una ganancia adecuada en la onda plestimográfica.

Figura 26. Circuito controlador de luminosidad



Este control se realiza por medio del amplificador en configuración inversor que es mostrado en la Figura 26 y cuya ganancia está definida por:

$$G = -\frac{R_{37}}{R_{39}} * DC_{Ired}$$

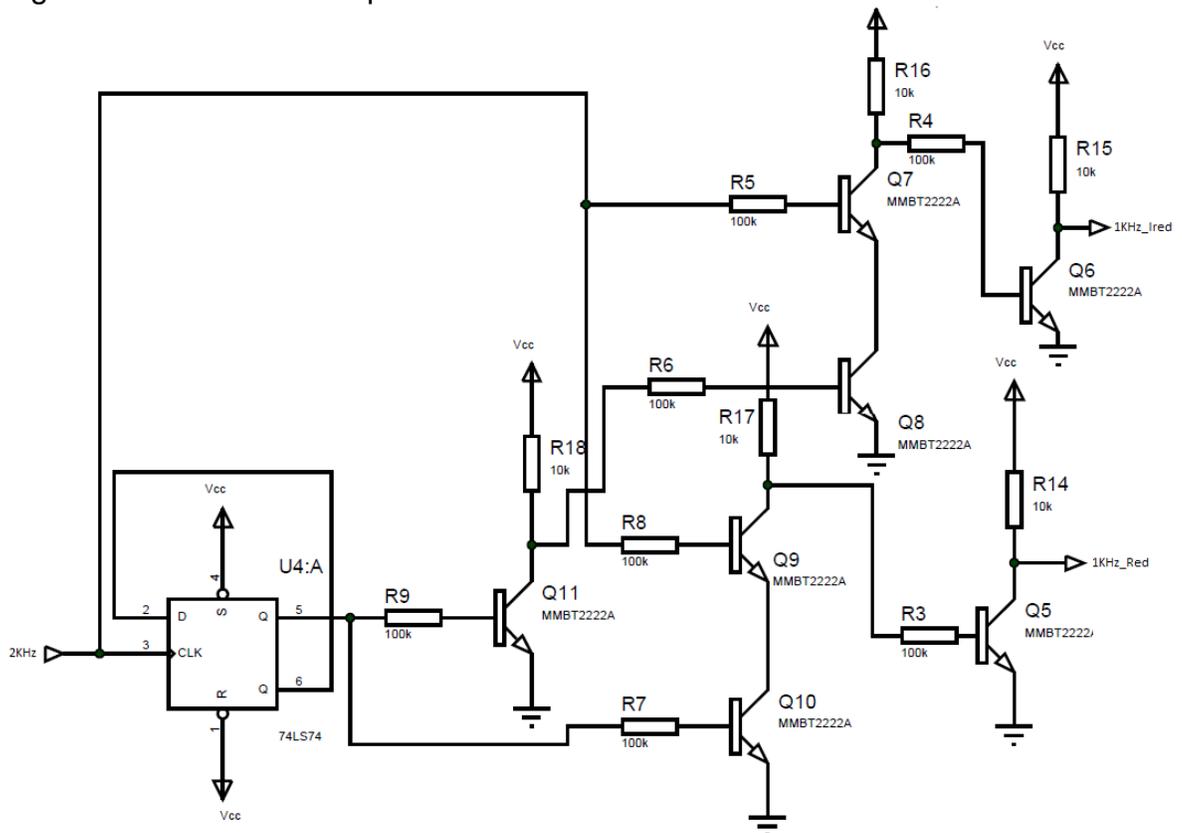
$$G = -4,02 * DC_{Ired}$$

DC_{Ired} es la componente DC de la señal generada por la absorción de la luz emitida por el LED infrarrojo, la cual es obtenida del módulo de pulsioximetría. La salida del amplificador en configuración inversor se aproxima a cero en presencia de luz

infrarroja, y en ausencia de ésta presenta valores positivos inversamente proporcionales a la escasez de luz. Esta salida determina la tensión aplicada a los diodos LED's para controlar su luminosidad.

Para controlar el tiempo de conducción de los LED's se diseñó una etapa de temporización. El MSP430F2416 genera una señal con una frecuencia de 2KHz la cual es tomada por el circuito de temporización y dividida en dos señales de 1KHz desfasadas 180° entre sí. El módulo de temporización es mostrado en la Figura 27.

Figura 27. Módulo de temporización de LED's



Para mayor información acerca del diseño del módulo de pulsioximetría diríjase al proyecto de grado Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso.

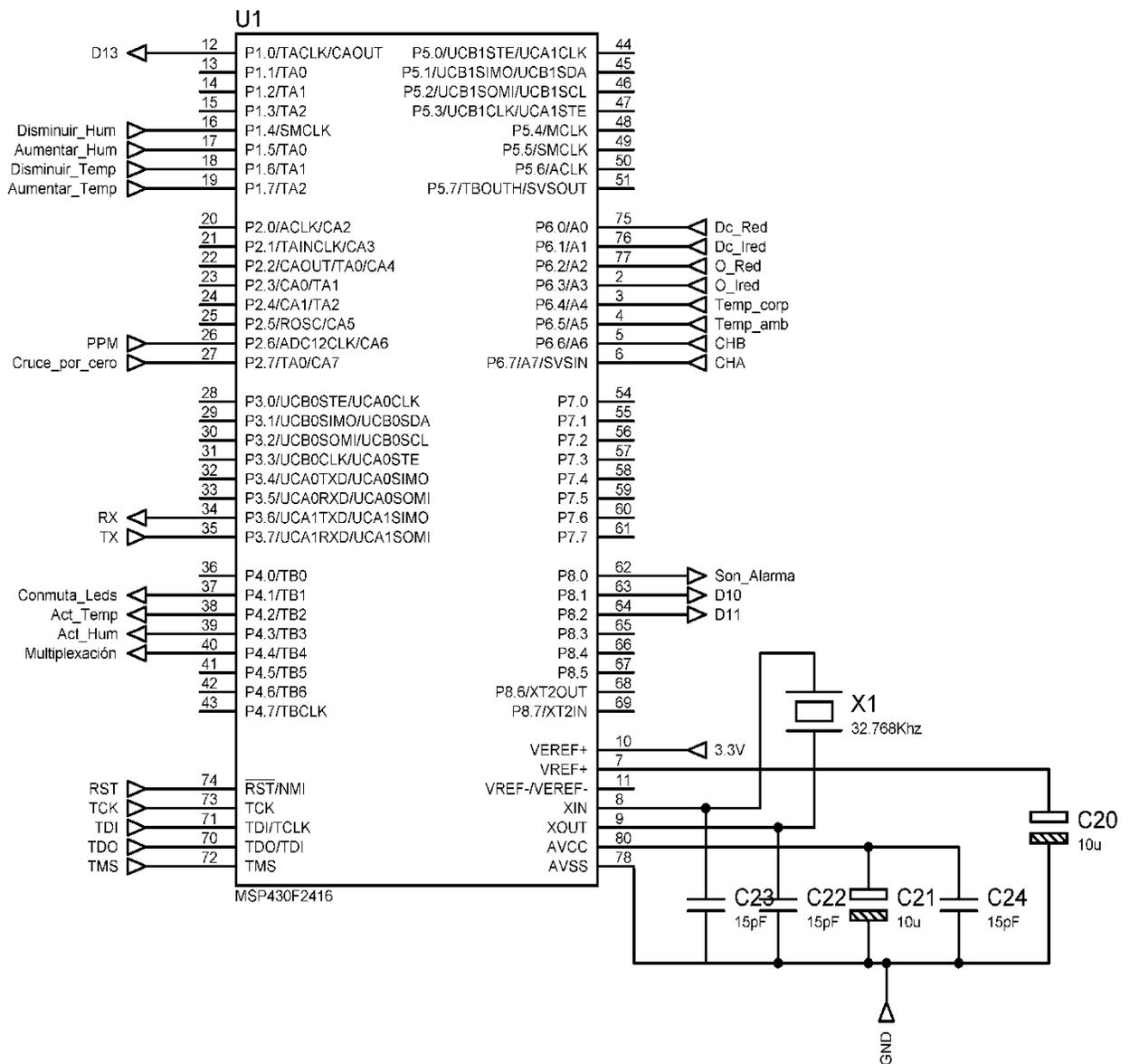
3.2 ADQUISICIÓN Y CONTROL

Este módulo tiene como pieza central el microcontrolador de señal mixta MSP430F2416, el cual se encarga de recibir las señales del módulo de adquisición y procesarlas, controlar el módulo de alarmas, transmitir los valores de las variables

en tiempo real al driver de la GLCD y al módulo XBee, configurar los set point y realizar el proceso de control.

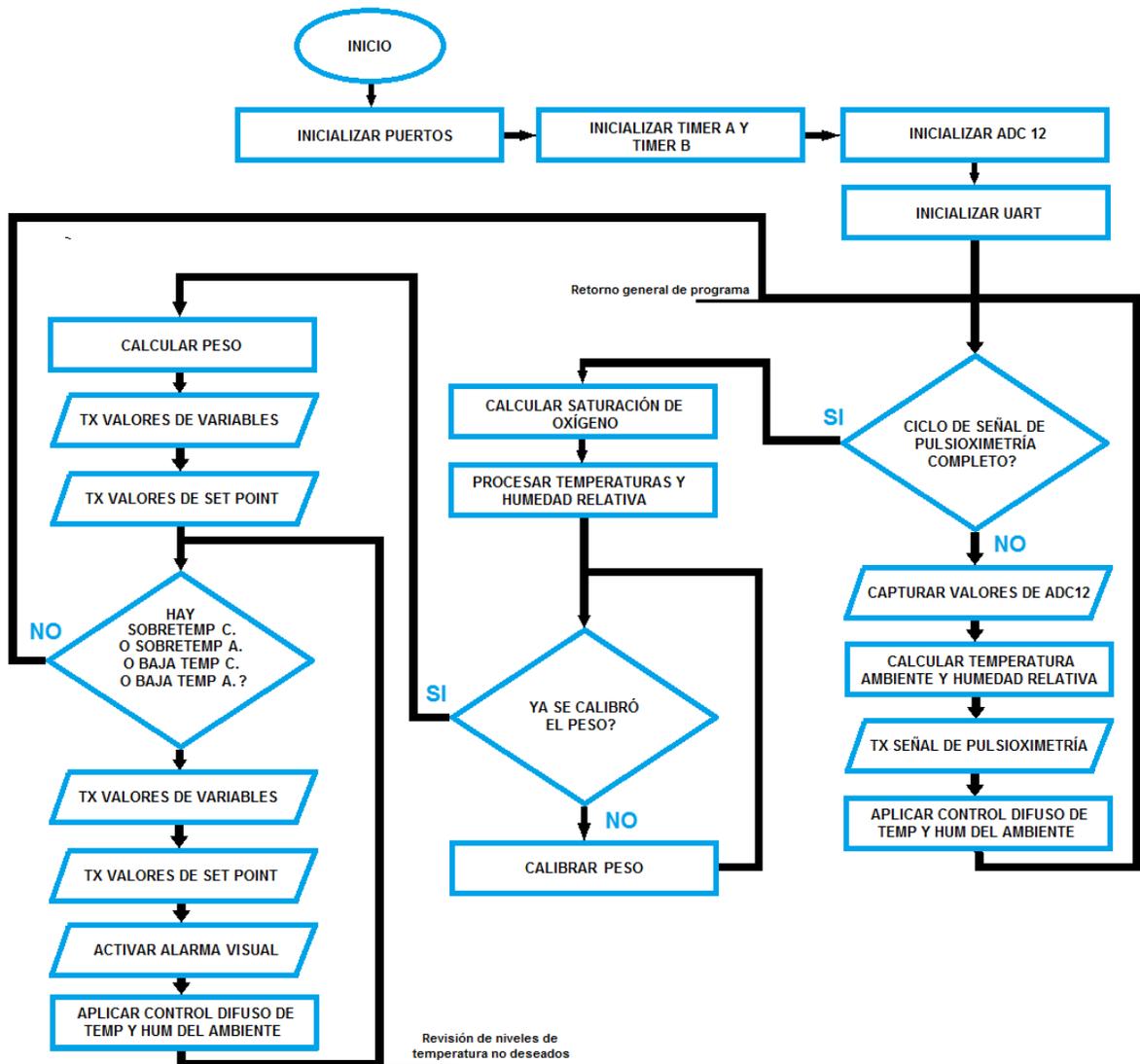
Este microcontrolador se eligió debido a que está dotado de 2 módulos timer de 16 bits, un módulo ADC con 12 bits de resolución, cuatro módulos de interfaz serial de comunicación y 80 pines, haciéndolo el adecuado para la realización de este proyecto. Las diferentes conexiones del microcontrolador se muestran en la Figura 28.

Figura 28. Conexiones de microcontrolador MSP430F2416.



En este dispositivo se encuentra el código principal de la tarjeta electrónica. A continuación se muestra el algoritmo diseñado para el MSP430F2416.

Figura 29. Algoritmo del microcontrolador MSP430F2416



El código diseñado se escribió en lenguaje C y es capaz de realizar todas las tareas encargadas correctamente, de manera rápida y facilitando la interacción con el usuario.

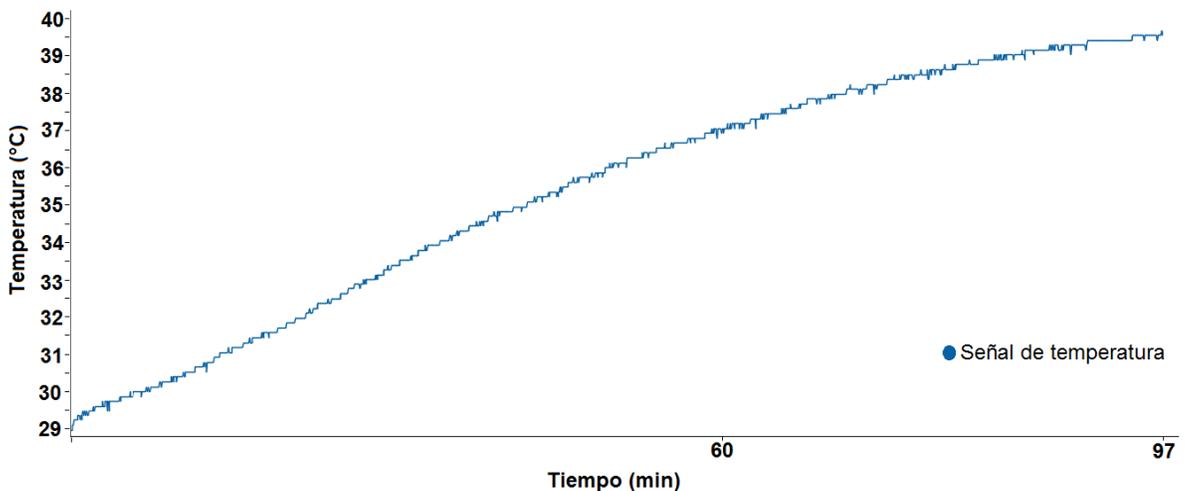
Debido a la naturaleza del microcontrolador y los compiladores que permiten el diseño de los algoritmos del mismo, se hizo necesario la configuración de todos y cada uno de los módulos e interrupciones del microcontrolador que se utilizarían en el proyecto, ya que los compiladores no contaban con las librerías necesarias para la configuración de éstos.

Algunos de los programas creados para la configuración de los módulos y atención a las interrupciones se explican con detalle más adelante.

3.2.1 Control difuso de temperatura. Es pertinente mencionar que para la realización de un controlador difuso no es necesario conocer el modelo matemático de la planta, basta con entender el modo en que opera y se comporta frente a diferentes estímulos. Aun así se realiza la identificación del sistema para una mejor comprensión.

La planta se identificó utilizando el método de VAN DER GRINTEN; debido a que al ser un sistema de temperatura es de primer orden. Para realizar esta identificación se alimentó la planta con la máxima energía que se le podía suministrar, es decir, con 110VAC. La respuesta de la planta junto con su respectiva identificación se muestra a continuación:

Figura 30. Respuesta del sistema de temperatura a un step de 110VAC



Dada esta respuesta se identificó la planta de la siguiente manera:

$$K = Y_f - Y_0 = 39,57 - 29 = 10,5$$

$$Y_{63} = Y_f * 0,632 = 39,57 * 0,632 = 35,68$$

$$t_{63} = 46,75 \text{ min} = 2805 \text{ seg}$$

$$\tau = T_{63} - T_{\delta} = 2805 - 0 = 2805 \text{ seg}$$

$$G(s) = \frac{K e^{-sT_{\delta}}}{\tau s + 1} = \frac{10,5}{2805s + 1}$$

En donde,

Y_f : Nivel final de la salida.

Y_0 : Nivel inicial de la salida.

Y_{63} : 63% del valor final de la salida

T_{63} : Tiempo en que la salida alcanza el 63% de su valor final.

T_{δ} : Tiempo en que la salida empieza a responder.

En razón a que los resultados obtenidos con el controlador difuso de temperatura realizado en el proyecto Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso fueron satisfactorios no se realizó ningún rediseño de este controlador.

La entrada del sistema difuso es el error, éste nos informa que tan lejos está la temperatura medida de la deseada. En la Figura 31 y la Figura 32 se presentan las funciones de membrecía utilizadas en la entrada y la salida del sistema respectivamente, se usaron 3 funciones de membrecía triangulares en ambos casos.

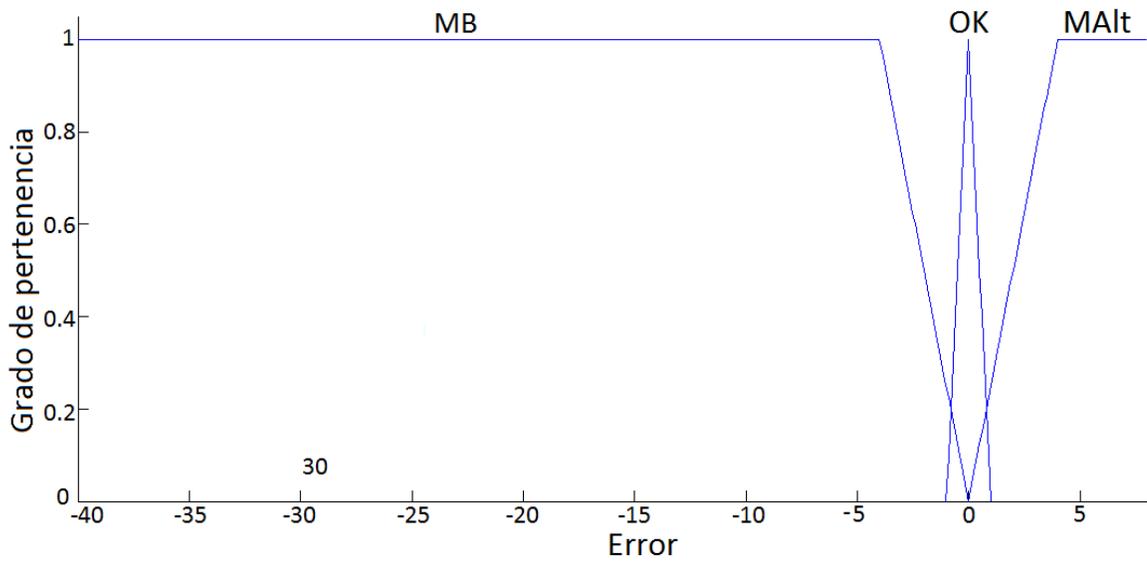
Las reglas del controlador difuso de temperatura que relaciona las funciones de membrecía de la entrada y la salida se establecieron de la siguiente manera:

SI (Error es muy bajo (MB) **ENTONCES** (Encender (ON))

SI (Error es óptimo (OK) **ENTONCES** (Óptimo (OK))

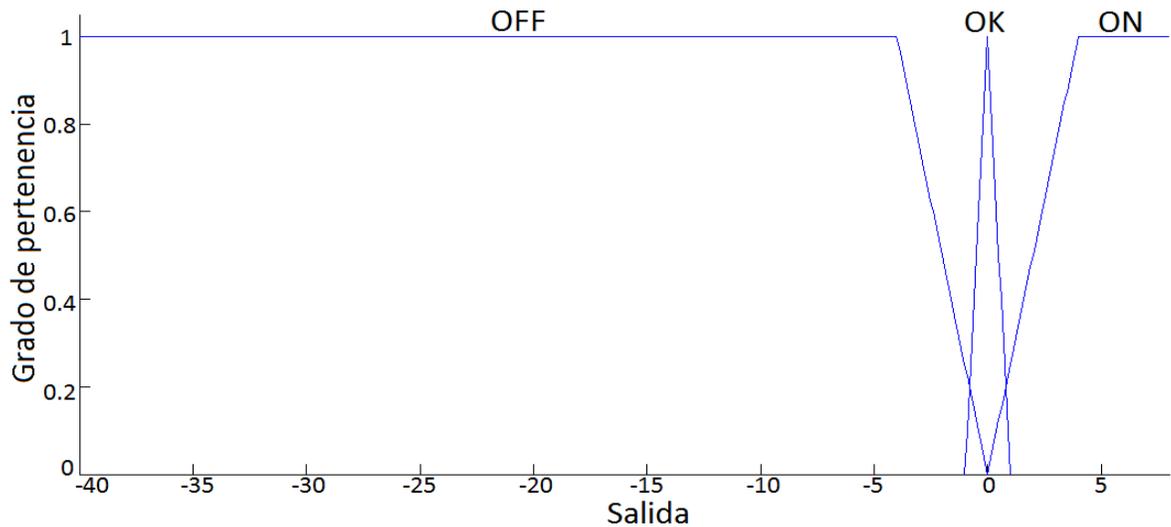
SI (Error es muy alto (MAIt) **ENTONCES** (Apagar (OFF))

Figura 31. Funciones de membrecía para la entrada del control de temperatura



Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

Figura 32. Funciones de membrecía para la salida del control de temperatura



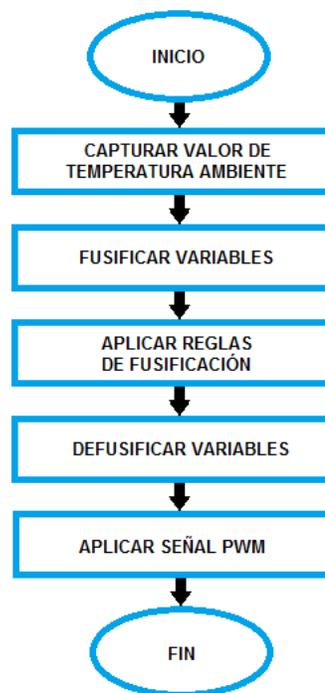
Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

El método de implicación usado es el método Mamdani y la defusificación se realiza por el método del Centroide Máximo.

El valor de la defusificación es convertido en un valor PWM el cual determina el tiempo de conducción del TRIAC y por ende la potencia entregada al elemento final de control, en este caso, la resistencia calefactora.

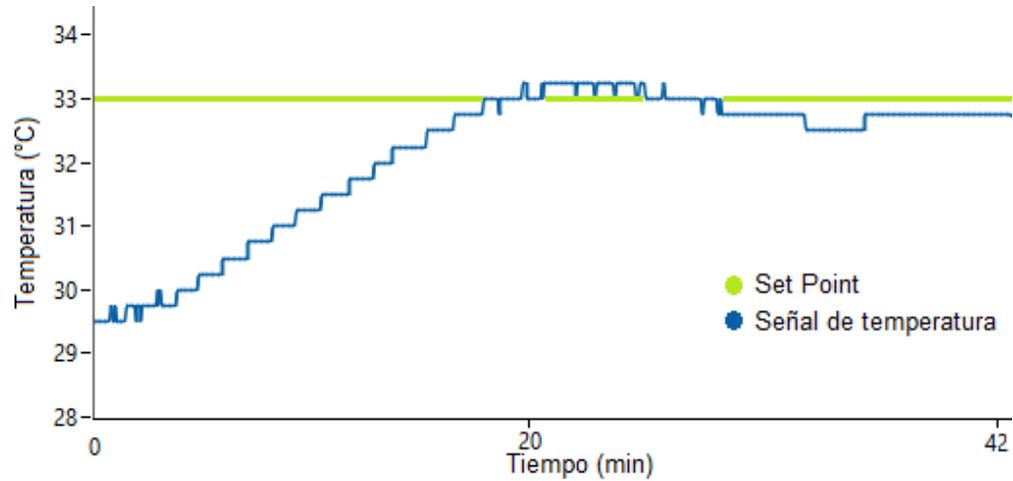
El algoritmo diseñado para implementar el controlador difuso en el MPS430F2416 se muestra en la Figura 33.

Figura 33. Algoritmo de controlador difuso de temperatura



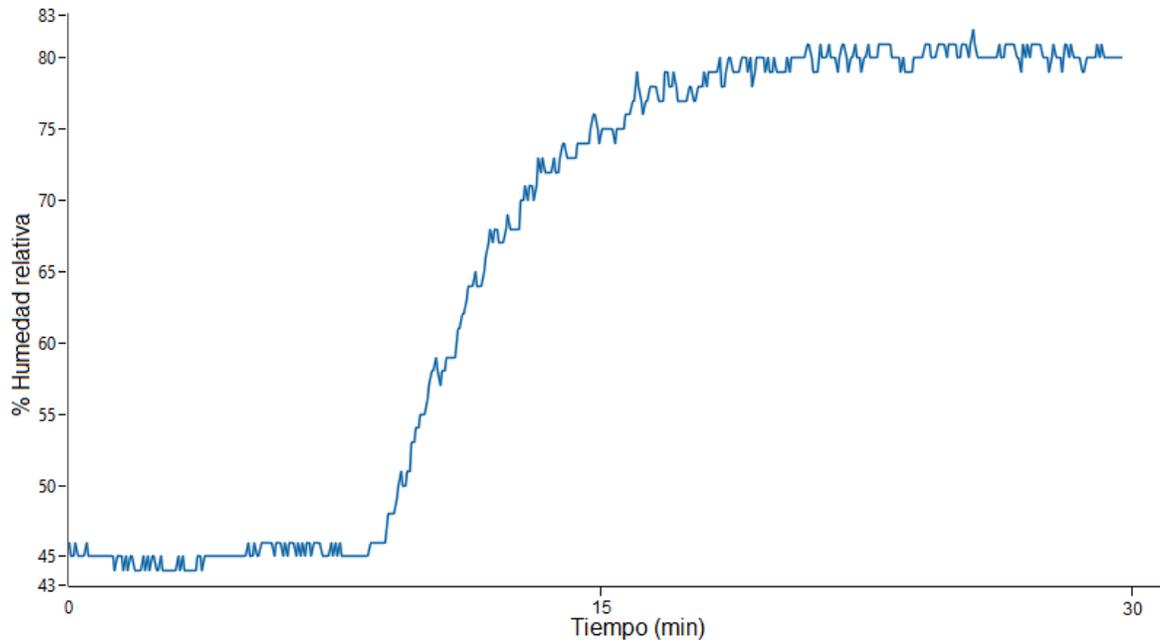
La respuesta del sistema al incorporarle el controlador difuso presentado anteriormente se ilustra en la Figura 34.

Figura 34. Respuesta del sistema de temperatura con el controlador



3.2.2 Control difuso de humedad. Para hacer la identificación de la planta de humedad se le realizó el mismo procedimiento ejecutado en el sistema de temperatura. La respuesta obtenida a un step de 110VAC se muestra en la Figura 35.

Figura 35. Respuesta del sistema de humedad a un step de 110VAC



La función de transferencia del sistema de humedad relativa se obtuvo de la siguiente manera:

$$K = Y_f - Y_0 = 81 - 45 = 36$$

$$Y_{63} = Y_f * 0,632 = 81 * 0,632 = 51,192$$

$$t_{63} = 9,4 \text{ min} = 564 \text{ seg}$$

$$\tau = T_{63} - T_\delta = 564 - 480 = 84 \text{ seg}$$

$$G(s) = \frac{Ke^{-sT_\delta}}{\tau s + 1} = \frac{36e^{-480s}}{84s + 1}$$

Debido a que la implementación del controlador difuso diseñado en el proyecto Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso no arrojó resultados satisfactorios fue necesario rediseñar el controlador.

La entrada del controlador difuso de humedad es el error, éste proporciona información de qué tan lejos está la humedad relativa de la cúpula con respecto al valor deseado por el usuario. La salida del controlador indica el porcentaje de energía de la señal alterna que se le entregará al humidificador. A continuación se mostrarán algunos de los controladores diseñados.

Figura 36. Funciones de membrecía para la entrada del control de humedad

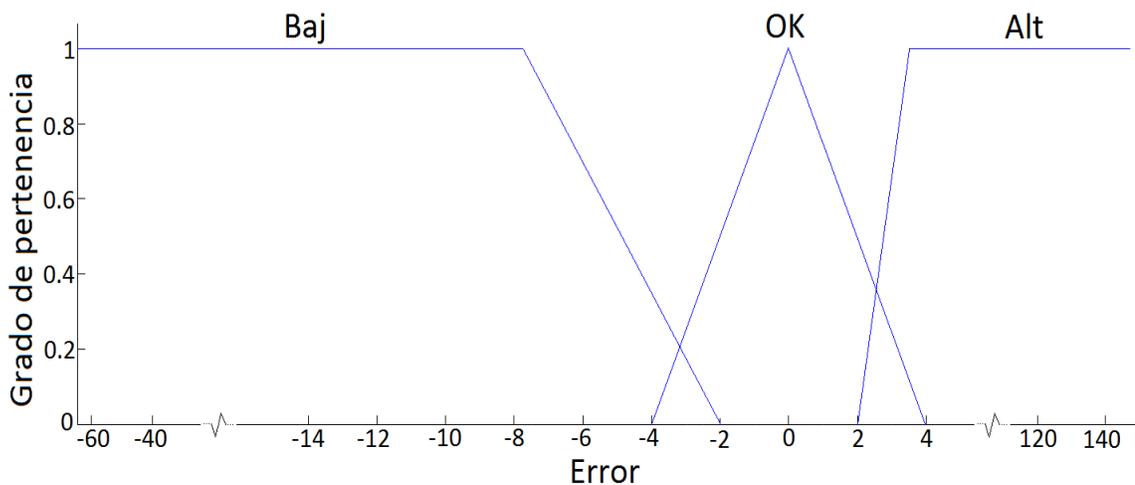
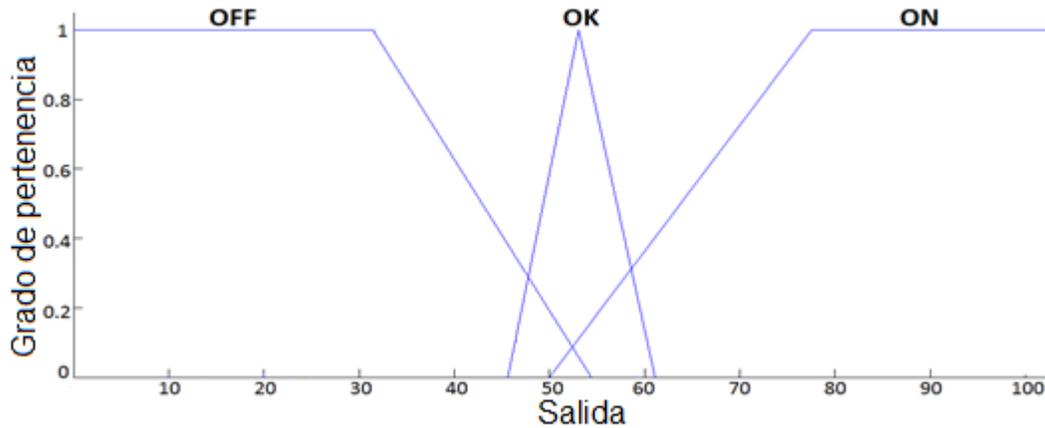
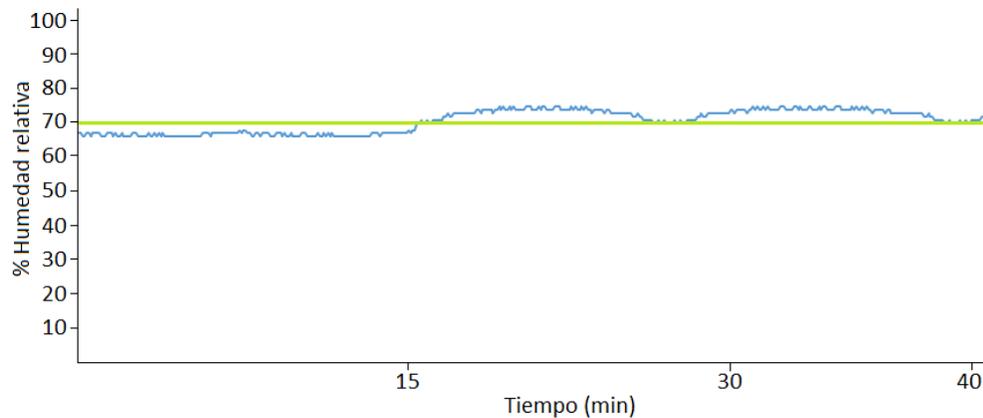


Figura 37. Funciones de membrecía para la salida del control de humedad



En la Figura 36 y la Figura 37 se muestran las funciones de pertenencia para la entrada y la salida del controlador difuso respectivamente, se utilizan tres funciones triangulares en ambos casos. En la Figura 38 se muestra la respuesta del sistema frente a este control.

Figura 38. Respuesta del sistema de humedad relativa con el controlador



Debido a que los cambios de la planta frente al controlador fueron abruptos y generaron oscilaciones constantes (Como se evidencia en la Figura 38); se decidió implementar un mayor número de funciones de membrecía en la salida y en la entrada del controlador para suavizar la respuesta de la planta.

En la Figura 39 y la Figura 40 se muestran las funciones de pertenencia para la entrada y la salida del controlador difuso respectivamente, se utilizan seis funciones triangulares en ambos casos. En la Figura 41 se muestra la respuesta del sistema frente a este control.

Figura 39. Funciones de membrecía para la entrada del control de humedad

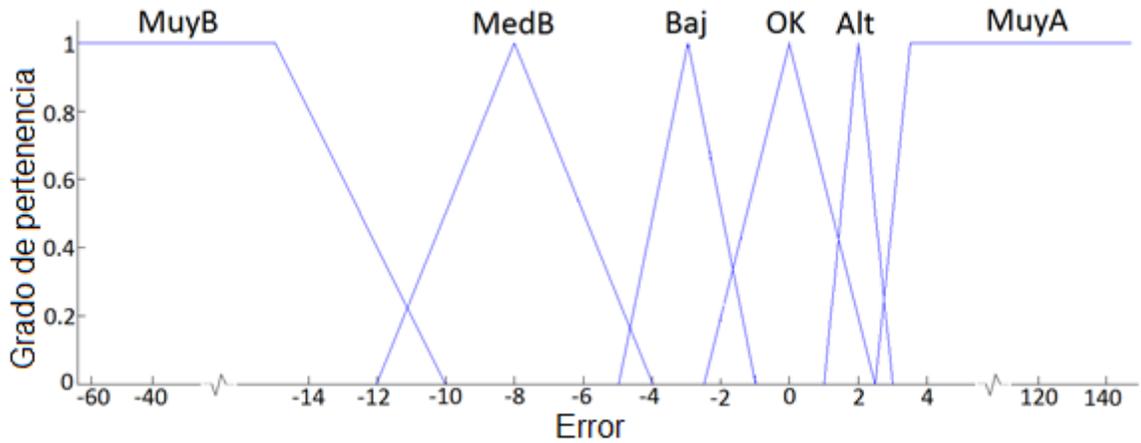


Figura 40. Funciones de membrecía para la salida del control de humedad

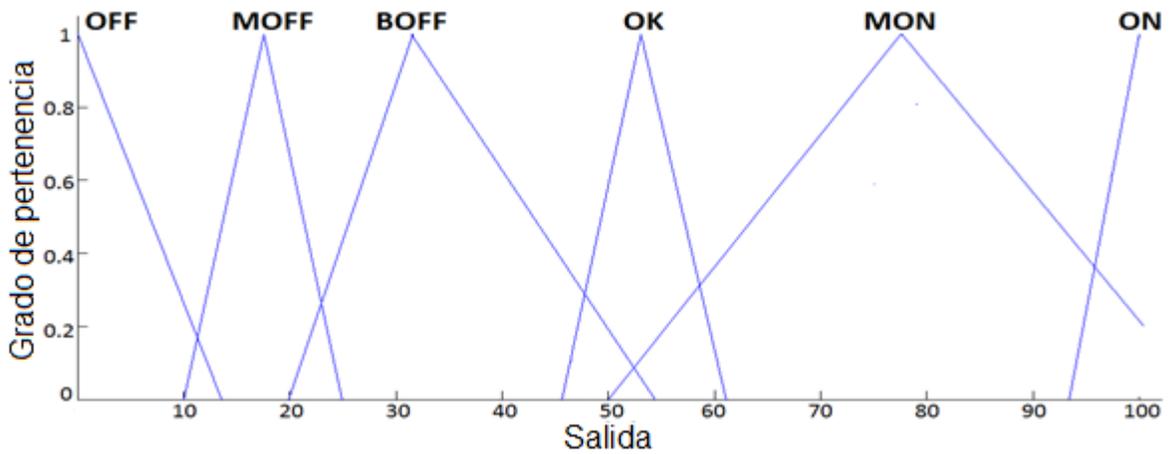
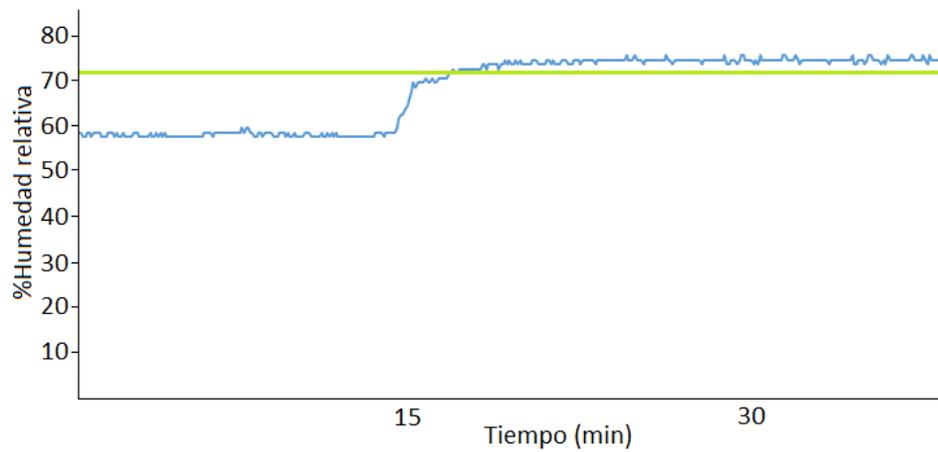


Figura 41. Respuesta del sistema de humedad relativa con el controlador



Como se aprecia en la Figura 41 el controlador mejoró considerablemente la respuesta del sistema aunque presenta un error en estado estacionario importante, razón por la cual se hace necesario diseñar un nuevo controlador.

En la Figura 42 y la Figura 43 se muestran las funciones de pertenencia para la entrada y la salida del controlador difuso respectivamente, se utilizan seis funciones triangulares en ambos casos. En la Figura 44 se muestra la respuesta del sistema frente a este control.

Figura 42. Funciones de membrecía para la entrada del control de humedad

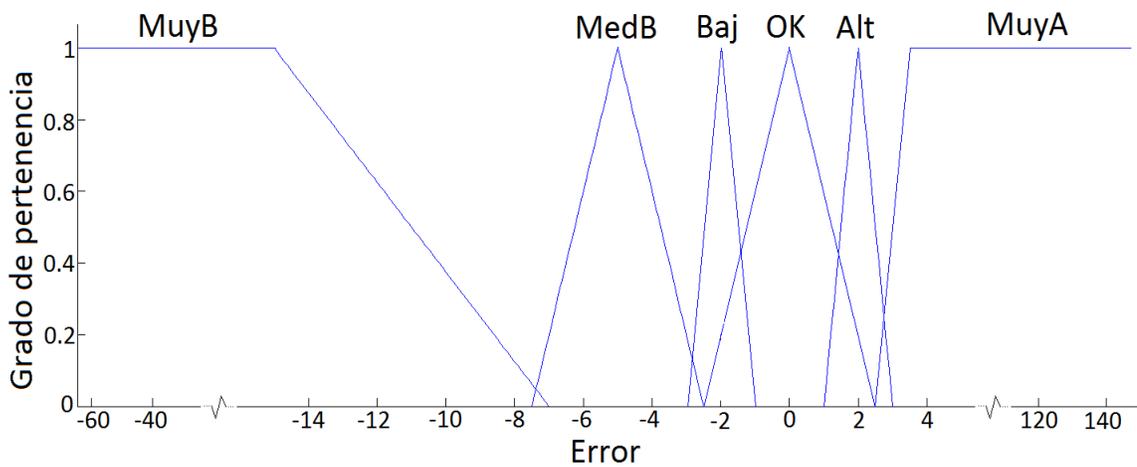


Figura 43. Funciones de membrecía para la salida del control de humedad

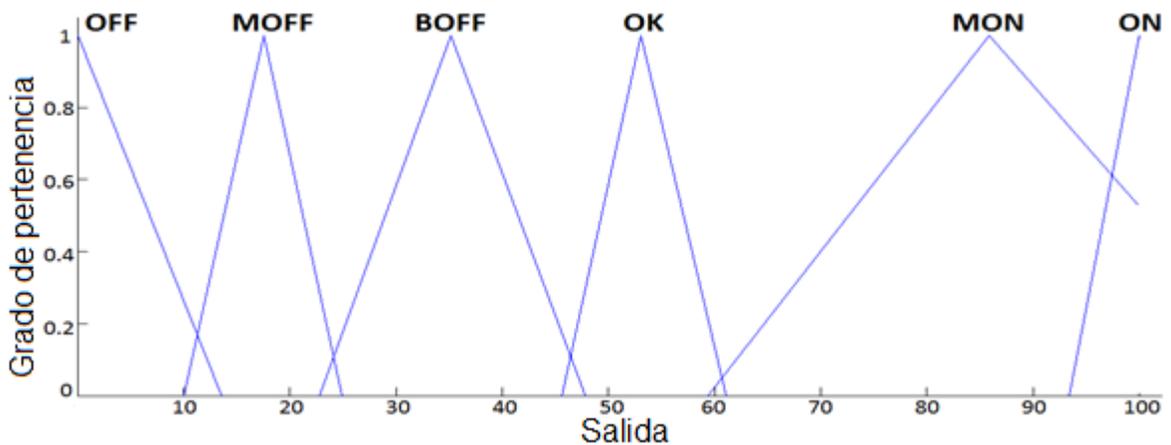
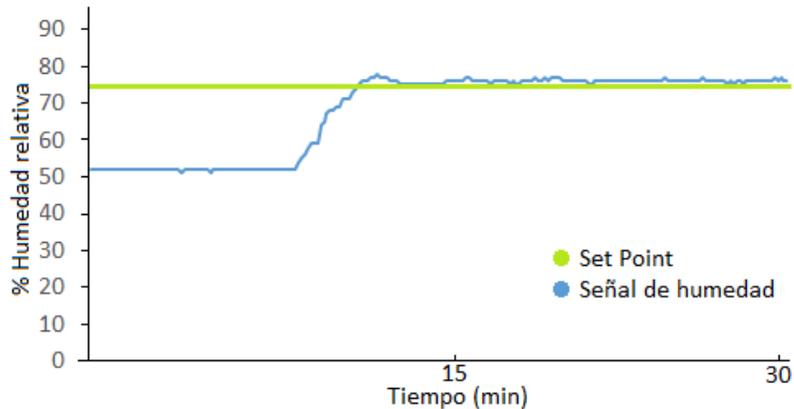


Figura 44. Respuesta del sistema de humedad relativa con el controlador



Observando los resultados de las gráficas anteriores es notorio que al ingresarle un mayor número de funciones de pertenencia en la entrada y la salida el manejo del sistema mejora sustancialmente. Teniendo en cuenta el mínimo error que presentó la planta en estado estacionario se decidió implementar el controlador difuso proporcional que posee seis funciones de membrecía en la entrada y la salida y cuya respuesta se visualiza en la Figura 44.

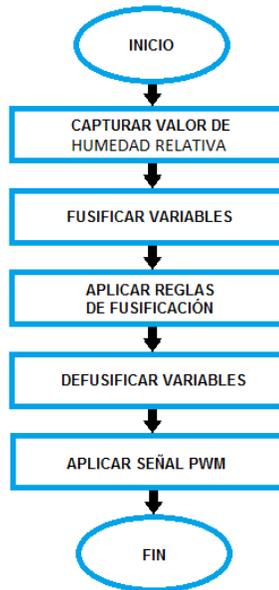
Las reglas que relacionan las funciones de membrecía con la entrada y la salida del controlador se establecieron de la siguiente manera:

- SI** (Error es muy bajo (MuyB) **ENTONCES** (Apagar (OFF))
- SI** (Error es medio bajo (MedB) **ENTONCES** (Medio apagar (MOFF))
- SI** (Error es bajo (Bajo) **ENTONCES** (Apagar poco (BOFF))
- SI** (Error es óptimo (OK) **ENTONCES** (Óptimo (OK))
- SI** (Error es alto (Alt) **ENTONCES** (Medio encender (MON))
- SI** (Error es muy alto (MuyA) **ENTONCES** (Encender (ON))

El proceso de defusificación es similar al utilizado en el sistema de temperatura, se realiza por el método del Centroide Máximo, el valor obtenido de la defusificación es convertido en un valor PWM el cual determinará el tiempo de conducción del TRIAC y este a su vez la potencia entregada al humidificador.

El algoritmo diseñado para implementar el controlador difuso de humedad en el MPS430F2416 se muestra en la Figura 45.

Figura 45. Algoritmo de controlador difuso de humedad relativa



3.2.3 Configuración TimerA y TimerB. Los timer incorporados en el MSP430F2416 poseen tres registros de 16 bits de captura/comparación, salidas de PWM, distintas fuentes de reloj seleccionables y un vector de interrupción para una rápida decodificación del timer con una prioridad de 25-26 para el TimerA y 28-29 para el TimerB, en un ranking de 0 – 31 donde 31 tiene la mayor prioridad y corresponde a las interrupciones generadas por el reset del sistema. El diagrama de flujo para la configuración del TimerA y el TimerB se muestra en la Figura 46.

Figura 46. Algoritmo de configuración del TimerA y el TimerB



Los timer se configuran para que trabajen en modo comparación, este es el modo en el cual podemos generar señales PWM dependiendo de los valores que estén almacenados en los registros TXCCRY, donde X hace referencia al timer que se utilizará (A o B) y “Y” al canal de comparación en el cual se realizará el proceso. Además se selecciona como fuente de reloj el SMCLK y el modo de operación ascendente, para más información acerca de los registros del MSP430F2416 diríjase al Anexo A.

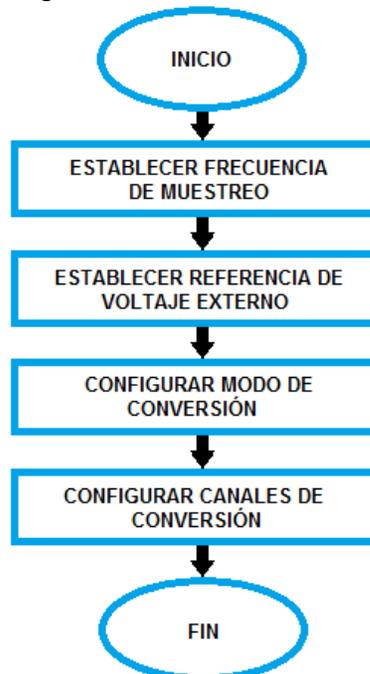
3.2.4 Configuración ADC12. El módulo ADC12 del MSP430F2416 soporta una rápida conversión análogo-digital de 12 bits.

Algunas de las características del módulo ADC12 son:

- Tasa de conversión superior a los 200kbps.
- Sample-hold con tasa de muestreo programable controlada por software o timers.
- Generador de voltaje de referencia interno (1,5V o 2,5V)
- Selector de voltaje de referencia interna o externa.
- Ocho canales de conversión.
- Fuente de reloj seleccionable para la conversión.

El diagrama de flujo diseñado para la configuración del módulo ADC12 se presenta en la Figura 47.

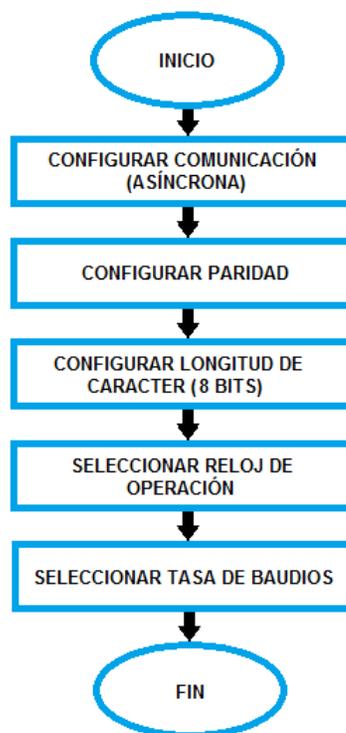
Figura 47. Algoritmo de configuración del ADC12



El módulo ADC12 está configurado para trabajar con un periodo de muestreo de 1024 ciclos de reloj (976hz aproximadamente), referencia de voltaje externa y modo de conversión repetida de múltiples canales. Para mayor información acerca del módulo ADC12 diríjase al Anexo A.

3.2.5 Configuración módulo UART. En modo asíncrono, el UART comunica el MSP430F2416 a sistemas externos por medio de dos pines, el TX y el RX. El módulo UART del MSP430F2416 soporta transmisión de 7-8 bits con o sin paridad, registros y buffer independiente para transmisión y recepción, tasa de baudios programable e interrupciones independientes para transmitir y recibir.

Figura 48. Algoritmo de configuración del UART



En la Figura 48 se muestra el diseño del algoritmo de configuración del UART para lograr el correcto funcionamiento de éste. Se configuró para trabajar con las siguientes características:

- Sin bit de paridad.
- Datos de 8 bits.
- Comunicación asíncrona.
- SMCLK como reloj de operación.
- Tasa de baudios de 9600.

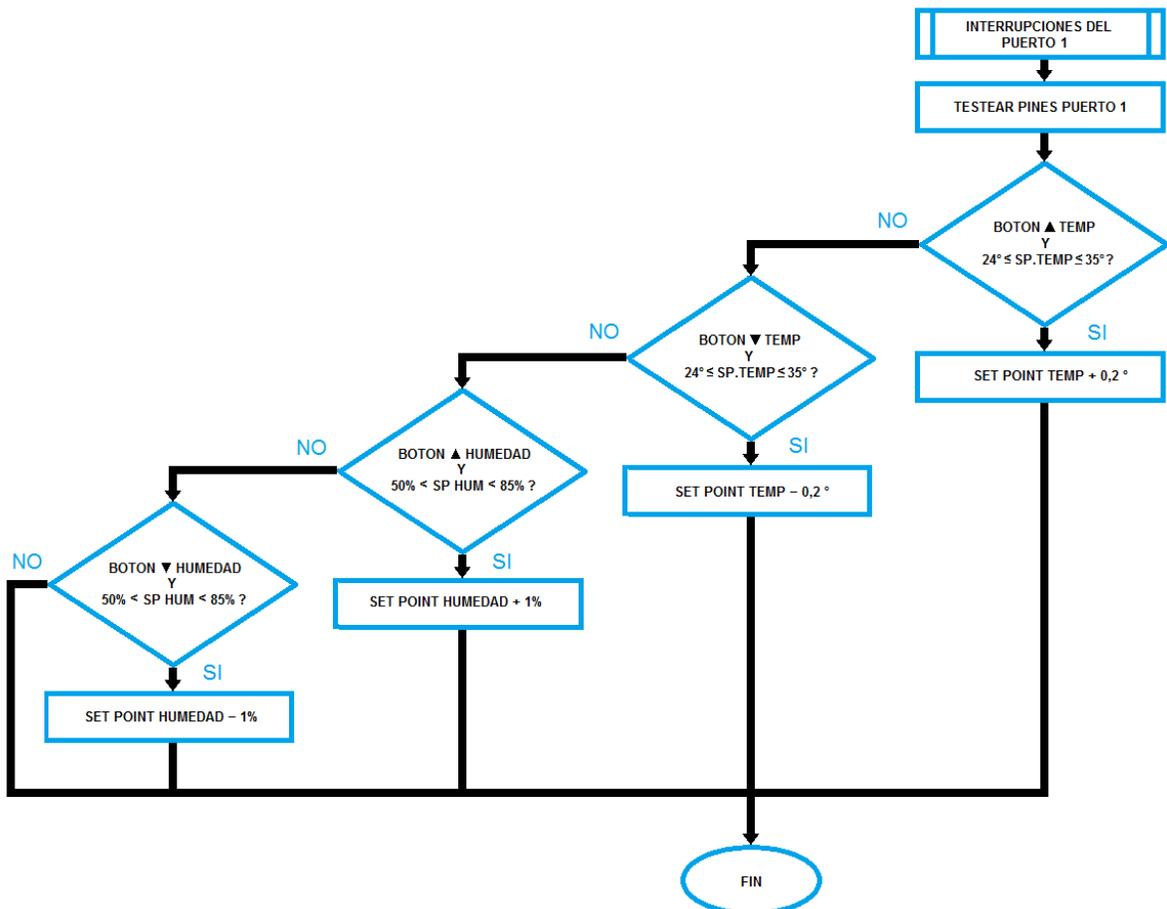
Para más información acerca de la configuración del módulo UART diríjase al Anexo A.

3.2.6 Interrupción puerto P1. El MSP430F2416 soporta interrupciones por hardware que permiten realizar diversas aplicaciones según la característica de la interrupción que usemos como por ejemplo las interrupciones del puerto P1.

Las interrupciones del puerto P1 son interrupciones externas, de tipo enmascarable y prioridad 18. Estas interrupciones son generadas por flancos de subida o bajada (De acuerdo a la configuración del pin) en alguno de los pines del puerto P1.

La rutina de atención a la interrupción se muestra en la Figura 49.

Figura 49. Algoritmo de rutina de atención a la interrupción del puerto P1



Esta rutina es la encargada de configurar los set points para los controles difusos de temperatura y humedad relativa. El algoritmo determina cuál de los pines del puerto P1 ha generado un flanco de subida al revisar las banderas de interrupción

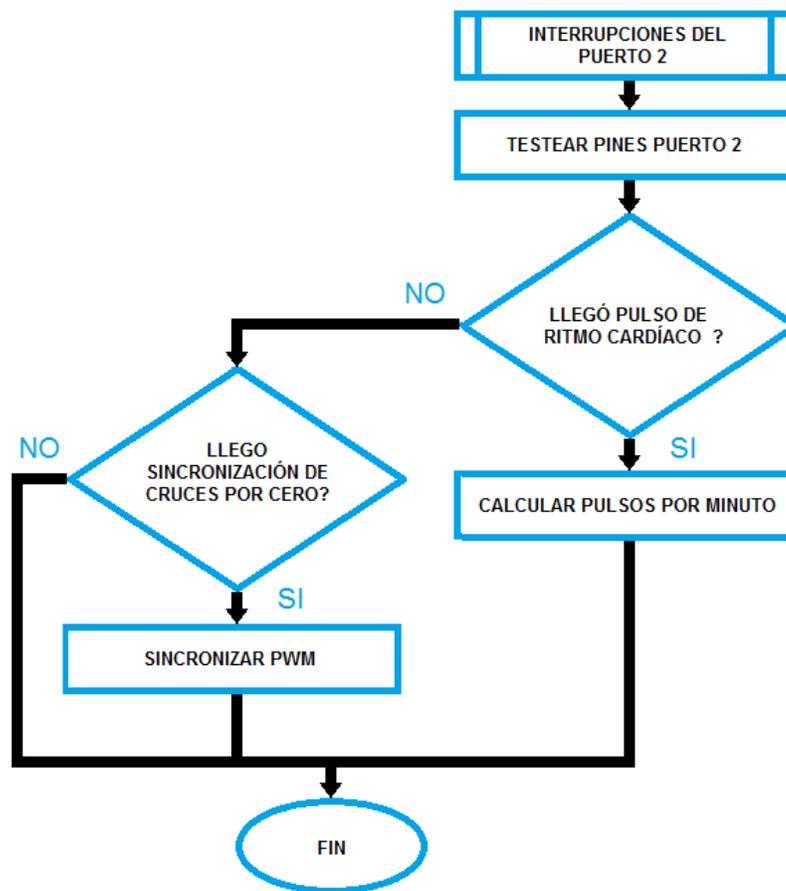
de cada pin y procede a realizar una acción que puede ser de aumento o decremento del valor de establecimiento para los controles difusos.

3.2.7 Interrupción puerto P2. Debido a la necesidad de calcular los pulsos por minuto del paciente y de sincronizar la señal de PWM que generan los controladores difusos con la señal de la red eléctrica se emplean las interrupciones externas del puerto P2 cuya prioridad es de 19.

La señal de PWM es sincronizada con la señal de la red eléctrica a través de un circuito detector de cruces por ceros y un algoritmo que enlaza las interrupciones del puerto P2 con los registros del TimerB, esto se hace con el objetivo de controlar adecuadamente la entrega de potencia a los actuadores.

El algoritmo diseñado para el manejo de las interrupciones del puerto P2 se aprecia en la Figura 50.

Figura 50. Algoritmo de rutina de atención a la interrupción del puerto P2



3.3 ETAPA DE POTENCIA

Para el correcto control de la temperatura y la humedad relativa dentro de la cúpula se hace necesario un elemento que genere calor y otro que proporcione vapor. Estos elementos trabajan a altas potencias, por esto se hace necesario diseñar una etapa que permita transmitir la señal generada por el control hacia los respectivos actuadores, con el fin de obtener un completo manejo sobre el sistema.

Se decidió generar una señal de control PWM con el MSP430F2416 para aprovechar la etapa de potencia diseñada en el proyecto Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso.

El actuador utilizado para producir calor dentro de la cúpula es una resistencia calefactora suministrada por FANEM. La resistencia está diseñada para soportar potencias de hasta 270 Watts y trabaja a 127VAC. El dispositivo es fabricado especialmente para este tipo de aplicaciones. La resistencia calefactora es mostrada en la Figura 51.

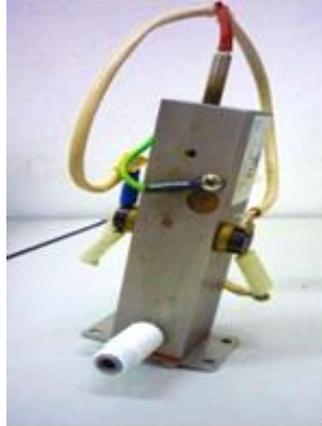
Figura 51. Resistencia calefactora



Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

Para el caso del control de humedad relativa el dispositivo final utilizado es un humidificador diseñado con una resistencia calefactora de 100,8 Ω . El sistema dispone de una reserva de agua que administra el fluido al humidificador para que genere vapor y sea transportado por el ducto de aire de la incubadora hacia la cúpula. El humidificador trabaja con una alimentación de 127VAC y es mostrado en la Figura 52.

Figura 52. Humidificador



Fuente: QUINTERO M., Carlos; LOSADA T., Oscar. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de Ingeniería Electrónica. 2012.

Para información acerca del diseño de la etapa de potencia de la resistencia calefactora y el humidificador diríjase al proyecto Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso.

3.4 MANEJADOR DE PANTALLA Y GLCD

Es necesario evaluar las variables del paciente mientras se le está prestando atención médica para poder supervisar la respuesta, razón por la cual se desarrolló un módulo de monitoreo donde se visualizan la totalidad de las variables, la onda plestimográfica y los valores de set point de los controladores difusos.

3.4.1 Manejador de pantalla. El sistema de monitoreo en el sitio está conformado por un manejador de pantalla realizado en un microcontrolador PIC18F4550 y una pantalla GLCD de 240 x 128 píxeles. El microcontrolador PIC18F4550 se eligió gracias a que ofrece una gran facilidad en la programación de la GLCD y a su sencilla comunicación con el MSP430F2416.

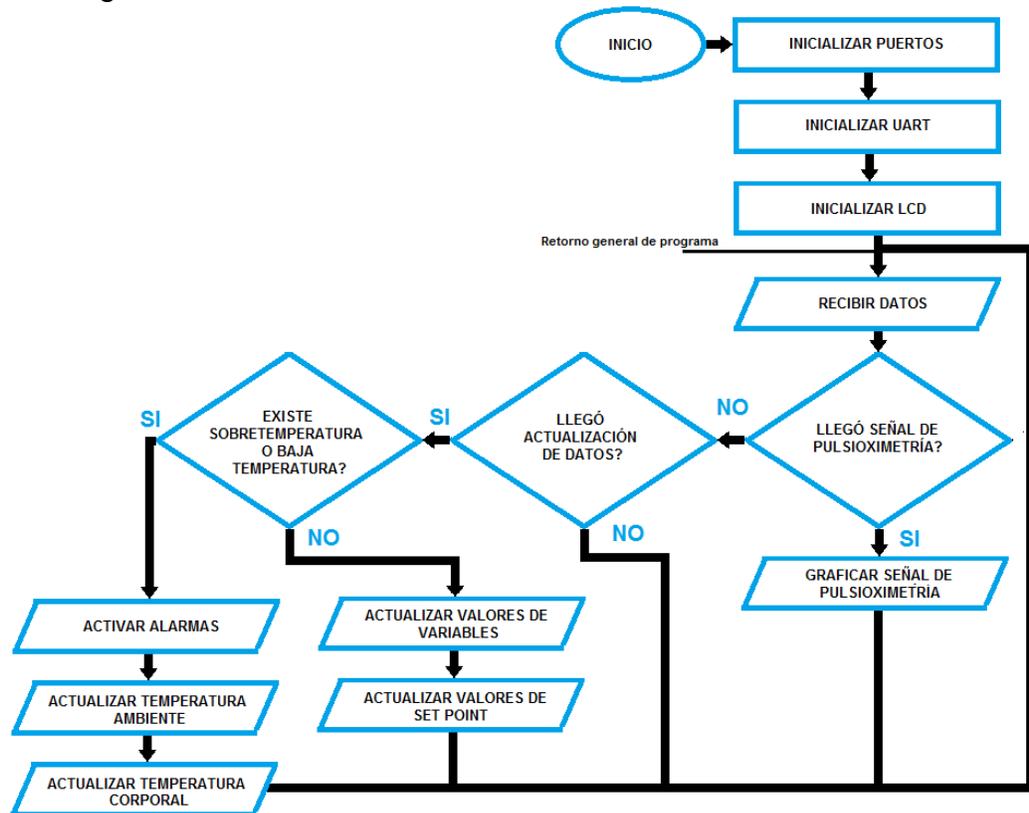
Figura 53. Microcontrolador PIC18F4550



Fuente: http://www.dynamoelectronics.com/components/com_virtuemart/shop_image/product/PIC18F4550_monta_4c94ec9adb190.jpg

El PIC18F4550 recibe los datos enviados desde el pin TX del MSP430F2416 y determina si el dato recibido corresponde a la señal de la onda plestimográfica o algún valor de las variables monitoreadas. En la GLCD se muestran los valores numéricos de todas las variables excepto los de la onda plestimográfica, estos son graficados. Todos los datos son procesados para determinar si existe alguna emergencia y así activar las alarmas correspondientes. El algoritmo desarrollado para la recepción y envío de datos desde el PIC18F4550 hacia la GLCD se muestra en la Figura 54.

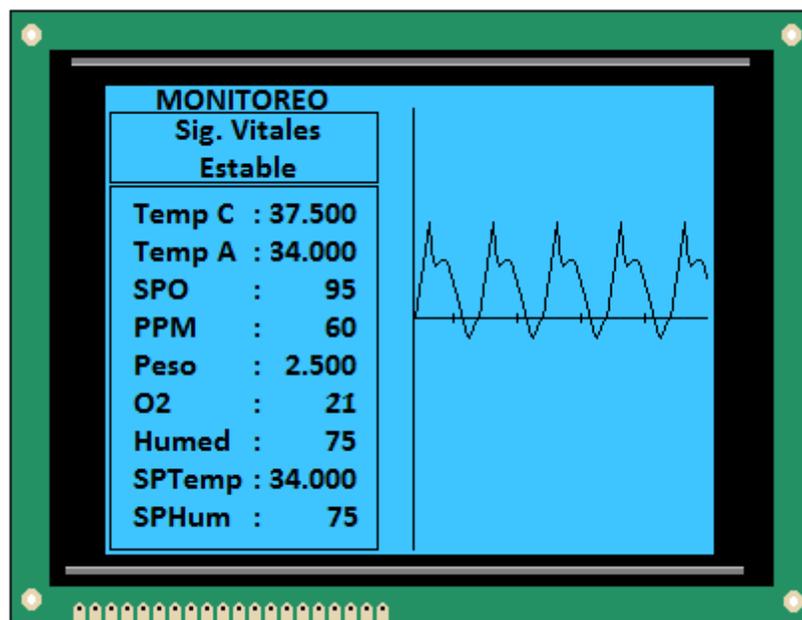
Figura 54. Algoritmo del microcontrolador PIC18F4550



3.4.2 Pantalla GLCD. Es necesario visualizar los valores en tiempo real de una considerable cantidad de variables, razón por la cual se eligió la LGM240128A. La LGM240128A es una pantalla GLCD monocromática con una dimensión de 240x128 píxeles, un tamaño adecuado para el desarrollo del proyecto. Para información acerca de los datos técnicos de la GLCD véase Anexo B.

Esta GLCD además presenta una gran facilidad de programación debido a que su controlador gráfico, el T6963C, es compatible con el compilador utilizado para la programación del manejador de pantalla. La pantalla LGM240128A se puede observar en la Figura 55.

Figura 55. Pantalla LGM240128A



3.5 TRANSMISIÓN INALÁMBRICA XBEE

INELUS 2.0 cuenta con un módulo remoto de supervisión de todas las variables vitales del paciente y los valores de set point de los controles difusos en tiempo real. Este módulo es implementado a través de un dispositivo de comunicación inalámbrica, el XBee S2.

Este dispositivo es compatible con el estándar de comunicaciones IEEE 802.15.4 o ZigBee, el cual, tiene como características principales un bajo consumo, facilidad de integración, transmisión de bajo flujo de datos y velocidad de transmisión hasta de 250 Kbps.

Entre las principales características del XBee S2 sobresalen:

- Voltaje de alimentación de 3,3 voltios.
- Frecuencia de transmisión de 2,4GHz en la banda industrial, científica y médica.
- Alcance de 120 metros en línea libre de visión.

El dispositivo XBee S2 se muestra en la Figura 56.

Figura 56. XBee S2



Fuente: http://www.olimex.cl/product_info.php?products_id=488

3.6 INTERFAZ GRÁFICA

Uno de los objetivos principales del proyecto es generar una interfaz remota amigable con el usuario, que en este caso será el personal médico.

La finalidad de crear una interfaz remota es proporcionar al usuario una facilidad en el monitoreo en tiempo real de las variables vitales de varios pacientes desde la comodidad de un escritorio.

Esta interfaz permite la correcta visualización de cada una de las variables medidas y los set point de los controladores, almacena constantemente los valores capturados y procesados por el sistema en una base de datos enlazada a MySQL, la cual contendrá también información referente al paciente y al personal médico que lo opera y además generará alarmas cuando existan valores no deseados en la temperatura del paciente o la cúpula.

El panel de monitoreo y de registro de datos se muestran en la Figura 57 y la Figura 58 respectivamente.

Figura 57. Panel de monitoreo

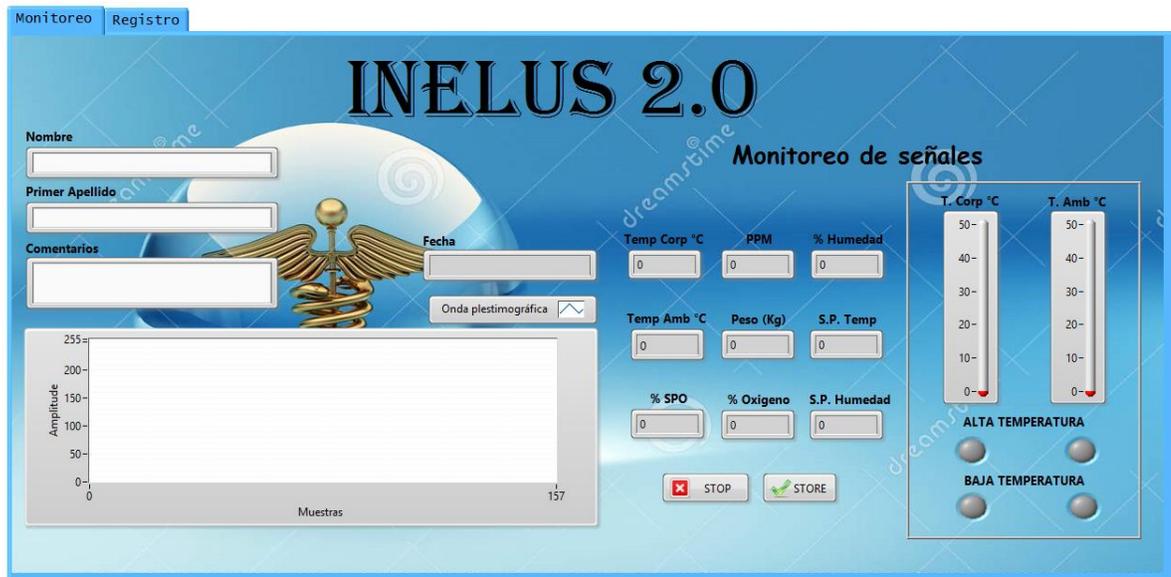
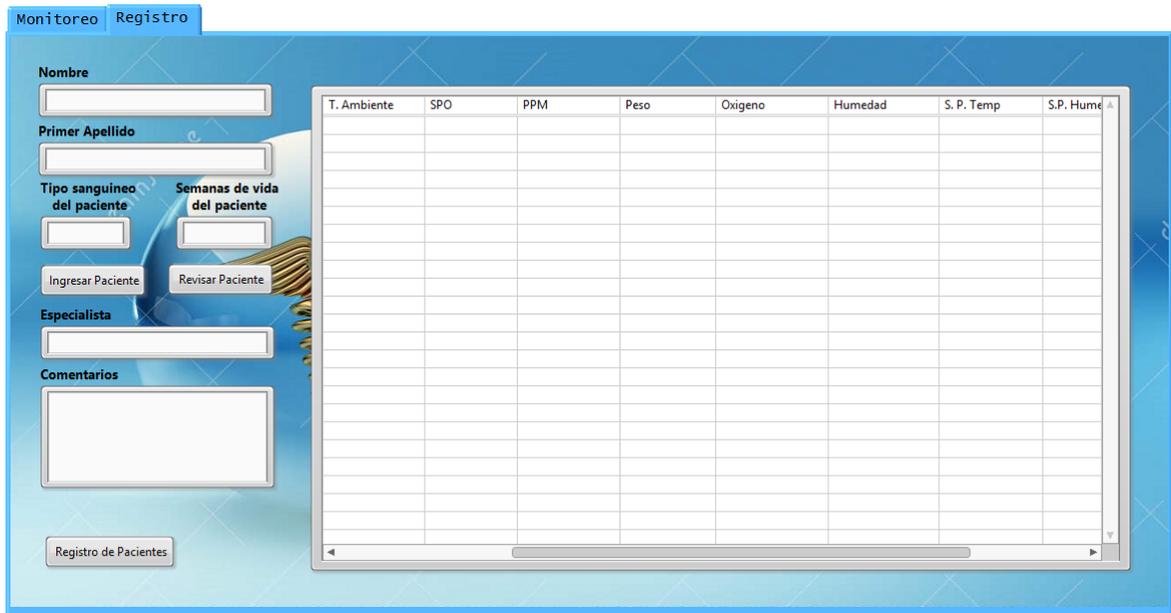


Figura 58. Panel de registro de datos



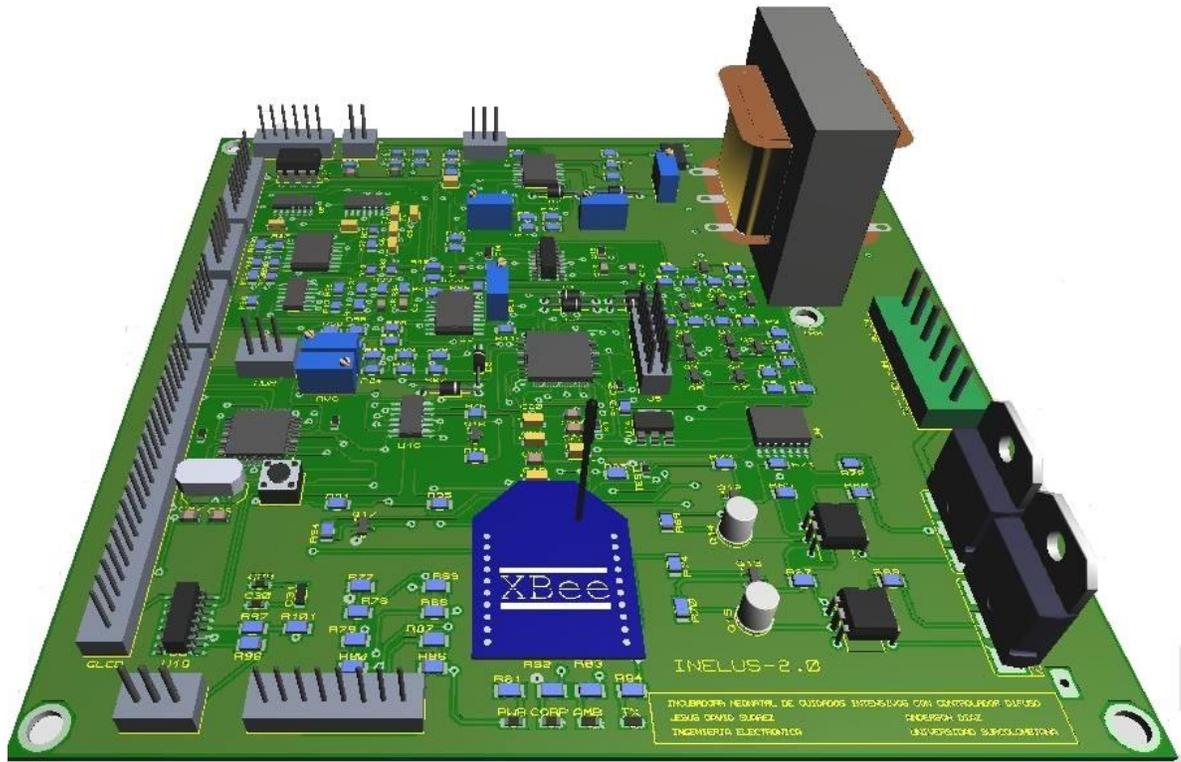
El panel de registro permite visualizar la información de los pacientes y el historial de las variables monitoreadas.

4. RESULTADOS

4.1 TARJETA ELECTRÓNICA

Se desarrolló una tarjeta electrónica con dispositivos de montaje superficial tales como resistores, capacitores, circuitos integrados y transistores, además de utilizar un microcontrolador de alta gama como el MSP430F2416 cuyo empaquetado posee un tamaño notablemente menor comparado con los microcontroladores utilizados en los dos proyectos de grado anteriores “Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso y Diseño e Implementación de un Sistema de Monitoreo de Oxígeno y Pesaje en una Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos”. Todo esto con el objetivo de unificar y reducir considerablemente el tamaño de las placas electrónicas diseñadas anteriormente. La placa electrónica es mostrada en la Figura 59.

Figura 59. Tarjeta electrónica INELUS 2.0

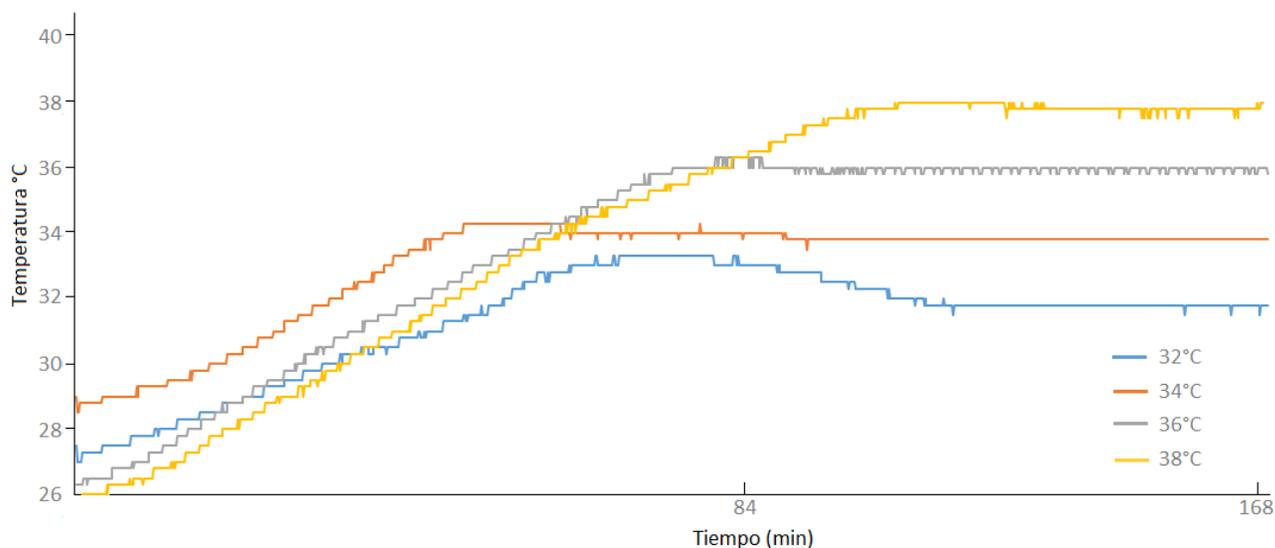


4.2 CONTROLADORES CON LÓGICA DIFUSA

Se diseñan dos controladores con lógica difusa, uno para la temperatura ambiente y otro para la humedad relativa dentro de la cúpula.

El control de temperatura proporciona un total manejo del nivel de temperatura en el microambiente. Las características en estado transitorio y estado estable así como la respuesta del sistema a cuatro diferentes set point se visualizan en el Cuadro 5 y la Figura 60 respectivamente.

Figura 60. Resultados control difuso de temperatura



Cuadro 5. Resultados control difuso de temperatura

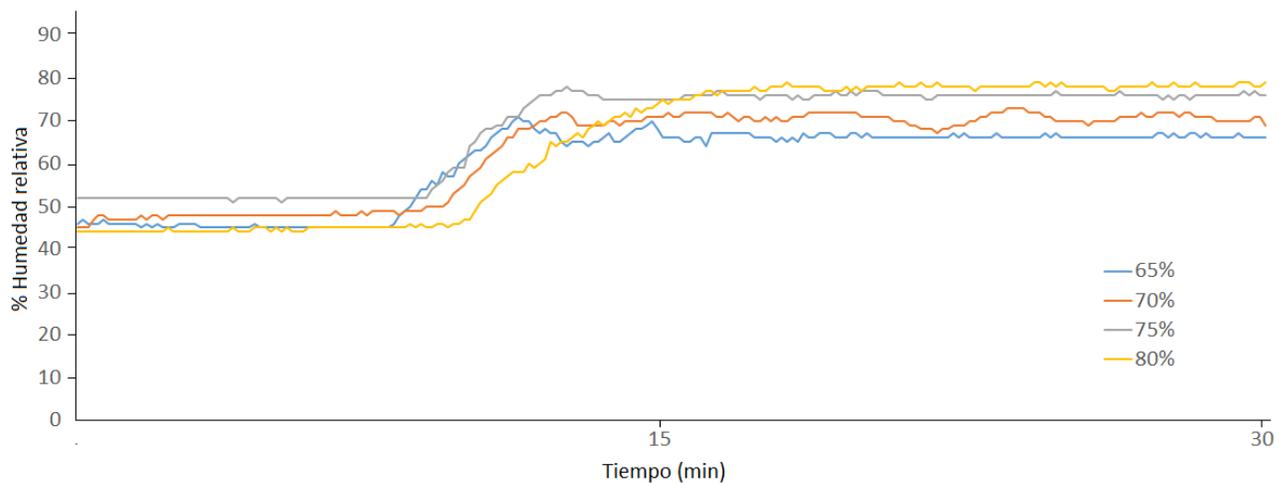
N° Prueba	Set Point (°C)	Tiempo de establecimiento (seg)	Error en estado estable	Sobreimpulso
1	32	5840	0,4%	2,6%
2	34	3192	0,4%	0,6%
3	36	4976	0,4%	0,6%
4	38	6608	0,4%	0%

Las pruebas de temperatura se realizan con cuatro set points que permiten conocer el funcionamiento del controlador en todo el rango de trabajo del sistema. Del Cuadro 5 se observa que el tiempo de establecimiento del sistema se reduce considerablemente en las pruebas No 1, 2 y 3 respecto de la respuesta del sistema sin el controlador la cual es mostrada en la Figura 30. El sobreimpulso nunca es mayor al 2,6% lo que previene de perjuicios al neonato por temperaturas no

deseadas y el error en estado estable es de 0,4% lo que equivale a 0,2°C; esto significa que el sistema mantendrá satisfactoriamente la temperatura deseada. Lo antes descrito asegura que el neonato estará protegido ante posibles cambios no deseados en la temperatura del microambiente.

Por otro lado, el control de humedad relativa en el interior de la cúpula también fue exitoso. Los resultados obtenidos se presentan en el Cuadro 6 y la Figura 61.

Figura 61. Resultados control difuso de humedad relativa



Cuadro 6. Resultados control difuso de humedad relativa

N° Prueba	Set Point (% Humedad relativa)	Tiempo de establecimiento (seg)	Error en estado estable	Retardo (seg)	Sobreimpulso
1	65	888	2%	472	15%
2	70	736	3%	520	2%
3	75	784	2%	528	3%
4	80	1048	3%	576	0%

Analizando el Cuadro 6, el cual muestra los resultados de los datos obtenidos al realizar cuatro pruebas con el controlador difuso de humedad en todo el rango que ésta posee, se concluye que el diseño del controlador fue exitoso; toda vez que la planta alcanzó los set points deseados, el error en estado estacionario no superó el 3% y el tiempo de establecimiento disminuyó para todos los casos respecto a la respuesta obtenida de la planta sin el controlador, la cual es mostrada en la Figura 35. El sobreimpulso alcanza un 15% en la prueba No 1 debido a que el control entrega una potencia moderadamente alta, generando así sobreimpulsos

importantes en los set point inferiores a 70% de humedad relativa pero al mismo tiempo garantizando alcanzar los niveles deseados mayores a 70%.

CONCLUSIONES

- Utilizar lógica difusa para el desarrollo de controladores en plantas cuyo modelo matemático se desconoce pero se tiene comprensión de que su comportamiento resulta muy eficiente.
- El desarrollar aplicaciones con microcontroladores de gama alta proporciona ventajas como alta velocidad, mayor capacidad de almacenamiento, mayor cantidad de módulos periféricos y un significativo ahorro de energía frente al uso de otros microcontroladores. Ventajas que permiten crear proyectos de mayor calidad y complejidad.
- Apoyarse en herramientas como LabVIEW para la creación de aplicaciones que permitan al usuario interactuar de forma rápida y confiable con el sistema, es muy eficiente debido a la variedad de servicios y facilidad en la programación que brinda este software.
- Cuando se crea una base de datos en MySQL que almacene toda la información del proceso, es decir, los datos del paciente y las variables en tiempo real, pueden realizarse análisis y estudios posteriores acerca del progreso del paciente.
- Se elaboró exitosamente un sistema que permite el monitoreo en tiempo real de la temperatura ambiente, la temperatura del paciente, la humedad relativa, el peso, el suministro de oxígeno, saturación de oxígeno y los pulsos por minuto del paciente, además del control por lógica difusa de la temperatura ambiente y la humedad relativa en la cúpula.
- Se diseñó una tarjeta electrónica unificada para un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos, más compacta, con dispositivos de montaje superficial, que ofrece mayor rendimiento y que minimiza considerablemente el ruido eléctrico.
- Se desarrolló un algoritmo que permite el procesamiento y control de todo el sistema a través de un único microcontrolador, el MSP430F2416.
- Se mejoró el diseño del módulo de pulsioximetría elaborado en el proyecto de grado Diseño e Implementación de un Prototipo de Incubadora Neonatal de Cuidados Intensivos con Controlador Difuso al adicionarle una etapa de

ganancia automática e inversión de la señal de la onda plestimográfica para una correcta visualización de ésta.

- Se diseñó una etapa de adecuación y procesamiento para el cálculo de la frecuencia cardíaca del paciente a partir del módulo de pulsioximetría.
- Se optimizó el panel de monitoreo ubicado en el prototipo para una rápida y sencilla supervisión del neonato por parte del personal médico, permitiendo mejorar la calidad en la atención al paciente.
- Se realizó una comunicación inalámbrica entre el sistema y un servidor remoto por medio del protocolo 802.15.4 o ZigBee, con el objetivo de monitorear y almacenar los datos en tiempo real desde un ordenador.

RECOMENDACIONES

Se recomienda mejorar la estructura del prototipo de incubadora para hacerla hermetica y lograr que el ambiente de la cúpula se aíse totalmente del exterior.

Se recomienda implementar el control del porcentaje de oxígeno dentro de la cúpula.

Se recomienda utilizar software libre en la elaboración de la interfaz gráfica del servidor remoto para lograr una reducción en los costos de fabricación del prototipo.

BIBLIOGRAFÍA

AMAZON. (19 de Febrero de 2014). *Amazon*. Obtenido de <http://www.amazon.com/Amico-AD590JHZ-Temperature-Sensor-Linear/dp/B00CN43WVA>

BIOGENESIS. (19 de Febrero de 2014). *biogenesis.com.uy*. Obtenido de <http://www.biogenesis.com.uy/es/productos/temperatura/wings.html>

CAHUANTZI, M. P. (20 de Junio de 2013). *udlap.mx*. Obtenido de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/ramirez_r_o/capitulo3.pdf

DUNGUIHUAL, D. (24 de Junio de 2013). *Pontificia Universidad Católica de Chile*. Obtenido de <http://escuela.med.puc.cl/publ/CardioLactante/pulso.html>

LAINZ, T. (10 de Noviembre de 2013). *Anestesia virtual*. Obtenido de <http://www.anestesiavirtual.com/pulsio03.htm>

LAREDO, H. (15 de Marzo de 2013). *Microembebidos*. Obtenido de: <http://microembebidos.com/category/tutoriales/msp430/>

MAPFRE. (19 de Noviembre de 2012). *Mapfre*. Obtenido de <http://www.mapfre.com/salud/es/cinformativo/peso-talla-perimetro-cefalico.shtml>

MENESES A., A. y TOLOZA C., D. C. (2005). *Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales basado en un Computador Portátil*. Pereira.

MSPINC. (19 de Febrero de 2014). *Mspinc.com*. Obtenido de <http://www.mspinc.com/image/cache/data/Manufacturers/Maxtec/r114p70-maxtec-max-16-replacement-oxygen-sensor-500x500.jpg>

NOGUERON C, M. J. y SECO G, A. (18 de Noviembre de 2013). *Fisterra*. Obtenido de <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>

ORTIZ, J. y LEMUS, J.C.; Diseño e implementación de un sistema de monitoreo de oxígeno y pesaje en una incubadora neonatal de cuidados intensivos. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de Ingeniería. Programa de ingeniería electrónica. 2012. 64p.

QUINTERO M., C. y LOSADA T., O. Diseño e implementación de un prototipo de incubadora neonatal de cuidados intensivos con controlador difuso. Tesis de Pregrado en Ingeniería Electrónica. Neiva. Universidad Surcolombiana. Facultad de ingeniería. Programa de ingeniería electrónica. 2012.

QUIROGA, A.; CHATTAS, G.; GIL C., A.; RAMÍREZ J, M.; MONTES B, M. T.; IGLESIAS D, A., . . . CARRERA, B. (2010). Guía de práctica clínica de termorregulación en el recién nacido. *Sociedad Iberoamericana de Neonatología*, 25.

RUZA T, F. (2011). *Tratado de cuidados intensivos pediátricos* (Tercera ed., Vol. 1). Madrid: Capitel Ediciones.

SANCHEZ C., R.; SOLANO, J. y MENDEVIL, E. (22 de Febrero de 2013). SCP.COM.CO. Obtenido de Sociedad Colombiana de Pediatría: http://www.scp.com.co/precop/precop_files/modulo_9_vin_3/Precop_9-3-D.pdf

SCHRODERUS, J. (12 de Octubre de 2013). *Polar.com*. Obtenido de http://www.polar.com/e_manuals/CS400/Polar_CS400_user_manual_Espanol/ch10.html

SOTO V., V. A. y JÁCOME R., P.S. Diseño e implementación de un sistema de cuna radiante. Tesis de pregrado en ingeniero en electrónica y telecomunicaciones. Guayaquil. Escuela Superior Politécnica del Litoral. Facultad de ingeniería en electricidad y computación. 2005. 128 p.

TEXAS INSTRUMENT. (18 de Septiembre de 2013). TI.com. Obtenido de: <http://www.ti.com/product/msp430f2416>

VILLAFANE, G. (23 de Septiembre de 2013). *Babysitio*. Obtenido de http://www.babysitio.com/bebe/desarrollo_tablas.php

ZAMORANO F., J. L.; MOTA R., J. A., y LUNA C, M. A. (2002). Diseño de un control electrónico para una incubadora de bebés neonatos. *SOMI XVIII Congreso de Instrumentación*, (pág. 10). México.

15.4.1 UCAXCTL0, USCI_Ax Control Register 0

	7	6	5	4	3	2	1	0
	UCPEN	UCPAR	UCMSB	UC7BIT	UCSPB	UCMODEx		UCSYNC
	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0
UCPEN	Bit 7	Parity enable 0 Parity disabled. 1 Parity enabled. Parity bit is generated (UCAXTXD) and expected (UCAXRXD). In address-bit multiprocessor mode, the address bit is included in the parity calculation.						
UCPAR	Bit 6	Parity select. UCPAR is not used when parity is disabled. 0 Odd parity 1 Even parity						
UCMSB	Bit 5	MSB first select. Controls the direction of the receive and transmit shift register. 0 LSB first 1 MSB first						
UC7BIT	Bit 4	Character length. Selects 7-bit or 8-bit character length. 0 8-bit data 1 7-bit data						
UCSPB	Bit 3	Stop bit select. Number of stop bits. 0 One stop bit 1 Two stop bits						
UCMODEx	Bits 2-1	USCI mode. The UCMODEx bits select the asynchronous mode when UCSYNC = 0.						

15.4.2 UCAxCTL1, USCI_Ax Control Register 1

	7	6	5	4	3	2	1	0
	UCSSELx		UCRXEIE	UCBRKIE	UCDORM	UCTXADDR	UCTXBRK	UCSWRST
	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-0	rw-1
UCSSELx	Bits 7-6	USCI clock source select. These bits select the BRCLK source clock.						
		00	UCLK					
		01	ACLK					
		10	SMCLK					
		11	SMCLK					
UCRXEIE	Bit 5	Receive erroneous-character interrupt-enable						
		0	Erroneous characters rejected and UCAxRXIFG is not set					
		1	Erroneous characters received will set UCAxRXIFG					
UCBRKIE	Bit 4	Receive break character interrupt-enable						
		0	Received break characters do not set UCAxRXIFG.					
		1	Received break characters set UCAxRXIFG.					
UCDORM	Bit 3	Dormant. Puts USCI into sleep mode.						
		0	Not dormant. All received characters will set UCAxRXIFG.					
		1	Dormant. Only characters that are preceded by an idle-line or with address bit set will set UCAxRXIFG. In UART mode with automatic baud rate detection only the combination of a break and synch field will set UCAxRXIFG.					
UCTXADDR	Bit 2	Transmit address. Next frame to be transmitted will be marked as address depending on the selected multiprocessor mode.						
		0	Next frame transmitted is data					
		1	Next frame transmitted is an address					
UCTXBRK	Bit 1	Transmit break. Transmits a break with the next write to the transmit buffer. In UART mode with automatic baud rate detection 055h must be written into UCAxTXBUF to generate the required break/synch fields. Otherwise 0h must be written into the transmit buffer.						
		0	Next frame transmitted is not a break					
		1	Next frame transmitted is a break or a break/synch					
UCSWRST	Bit 0	Software reset enable						
		0	Disabled. USCI reset released for operation.					
		1	Enabled. USCI logic held in reset state.					

15.4.3 UCAxBR0, USCI_Ax Baud Rate Control Register 0

	7	6	5	4	3	2	1	0
	UCAxBR0							
	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw

15.4.4 UCAxBR1, USCI_Ax Baud Rate Control Register 1

	7	6	5	4	3	2	1	0
	UCAxBR1							
	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw
	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw

15.4.4 UCAxBR1, USCI_Ax Baud Rate Control Register 1

	7	6	5	4	3	2	1	0
	UCAxBR1							
	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw	rw

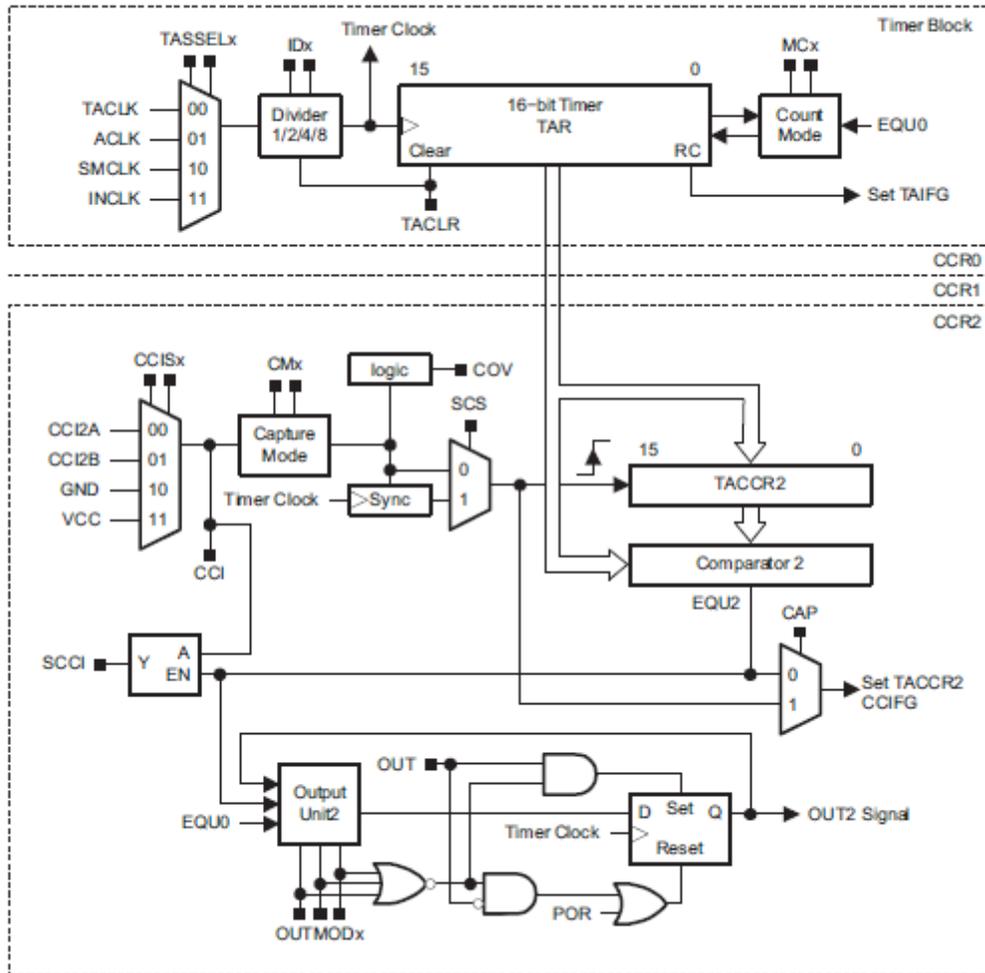


Figure 12-1. Timer_A Block Diagram

12.3.1 TACTL, Timer_A Control Register

15	14	13	12	11	10	9	8
Unused						TASSELx	
rw-(0)	rw-(0)						
7	6	5	4	3	2	1	0
IDx		MCx		Unused	TACLr	TAIE	TAIFG
rw-(0)	rw-(0)						

Unused	Bits 15-10	Unused
TASSELx	Bits 9-8	Timer_A clock source select
	00	TACLK
	01	ACLK
	10	SMCLK
	11	INCLK (INCLK is device-specific and is often assigned to the inverted TBCLK) (see the device-specific data sheet)
IDx	Bits 7-6	Input divider. These bits select the divider for the input clock.
	00	/1
	01	/2
	10	/4
	11	/8
MCx	Bits 5-4	Mode control. Setting MCx = 00h when Timer_A is not in use conserves power.
	00	Stop mode: the timer is halted.
	01	Up mode: the timer counts up to TACCR0.
	10	Continuous mode: the timer counts up to 0FFFFh.
	11	Up/down mode: the timer counts up to TACCR0 then down to 0000h.
Unused	Bit 3	Unused
TACLr	Bit 2	Timer_A clear. Setting this bit resets TAR, the clock divider, and the count direction. The TACLr bit is automatically reset and is always read as zero.
TAIE	Bit 1	Timer_A interrupt enable. This bit enables the TAIFG interrupt request.
	0	Interrupt disabled
	1	Interrupt enabled
TAIFG	Bit 0	Timer_A interrupt flag
	0	No interrupt pending
	1	Interrupt pending (device-specific data sheet)

12.3.2 TAR, Timer_A Register

15	14	13	12	11	10	9	8
TARx							
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)
7	6	5	4	3	2	1	0
TARx							
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)

TARx Bits 15-0 Timer_A register. The TAR register is the count of Timer_A.

12.3.3 TACCRx, Timer_A Capture/Compare Register x

15	14	13	12	11	10	9	8
TACCRx							
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)
7	6	5	4	3	2	1	0
TACCRx							
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)

TACCRx Bits 15-0 Timer_A capture/compare register.
 Compare mode: TACCRx holds the data for the comparison to the timer value in the Timer_A Register, TAR.
 Capture mode: The Timer_A Register, TAR, is copied into the TACCRx register when a capture is performed.

12.3.4 TACCTLx, Capture/Compare Control Register

15	14	13	12	11	10	9	8
CMx		CCISx		SCS	SCCI	Unused	CAP
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	r	r0	rw-(0)
7	6	5	4	3	2	1	0
OUTMODx			CCIE	CCI	OUT	COV	CCIFG
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	r	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)

CMx	Bit 15-14	Capture mode 00 No capture 01 Capture on rising edge 10 Capture on falling edge 11 Capture on both rising and falling edges
CCISx	Bit 13-12	Capture/compare input select. These bits select the TACCRx input signal. See the device-specific data sheet for specific signal connections. 00 CCIxA 01 CCIxB 10 GND 11 V _{cc}
SCS	Bit 11	Synchronize capture source. This bit is used to synchronize the capture input signal with the timer clock. 0 Asynchronous capture 1 Synchronous capture
SCCI	Bit 10	Synchronized capture/compare input. The selected CCI input signal is latched with the EQUx signal and can be read via this bit
Unused	Bit 9	Unused. Read only. Always read as 0.
CAP	Bit 8	Capture mode 0 Compare mode 1 Capture mode
OUTMODx	Bits 7-5	Output mode. Modes 2, 3, 6, and 7 are not useful for TACCR0, because EQUx = EQU0. 000 OUT bit value 001 Set 010 Toggle/reset 011 Set/reset 100 Toggle 101 Reset 110 Toggle/set 111 Reset/set
CCIE	Bit 4	Capture/compare interrupt enable. This bit enables the interrupt request of the corresponding CCIFG flag. 0 Interrupt disabled 1 Interrupt enabled
CCI	Bit 3	Capture/compare input. The selected input signal can be read by this bit.
OUT	Bit 2	Output. For output mode 0, this bit directly controls the state of the output. 0 Output low 1 Output high
COV	Bit 1	Capture overflow. This bit indicates a capture overflow occurred. COV must be reset with software. 0 No capture overflow occurred 1 Capture overflow occurred
CCIFG	Bit 0	Capture/compare interrupt flag 0 No interrupt pending 1 Interrupt pending

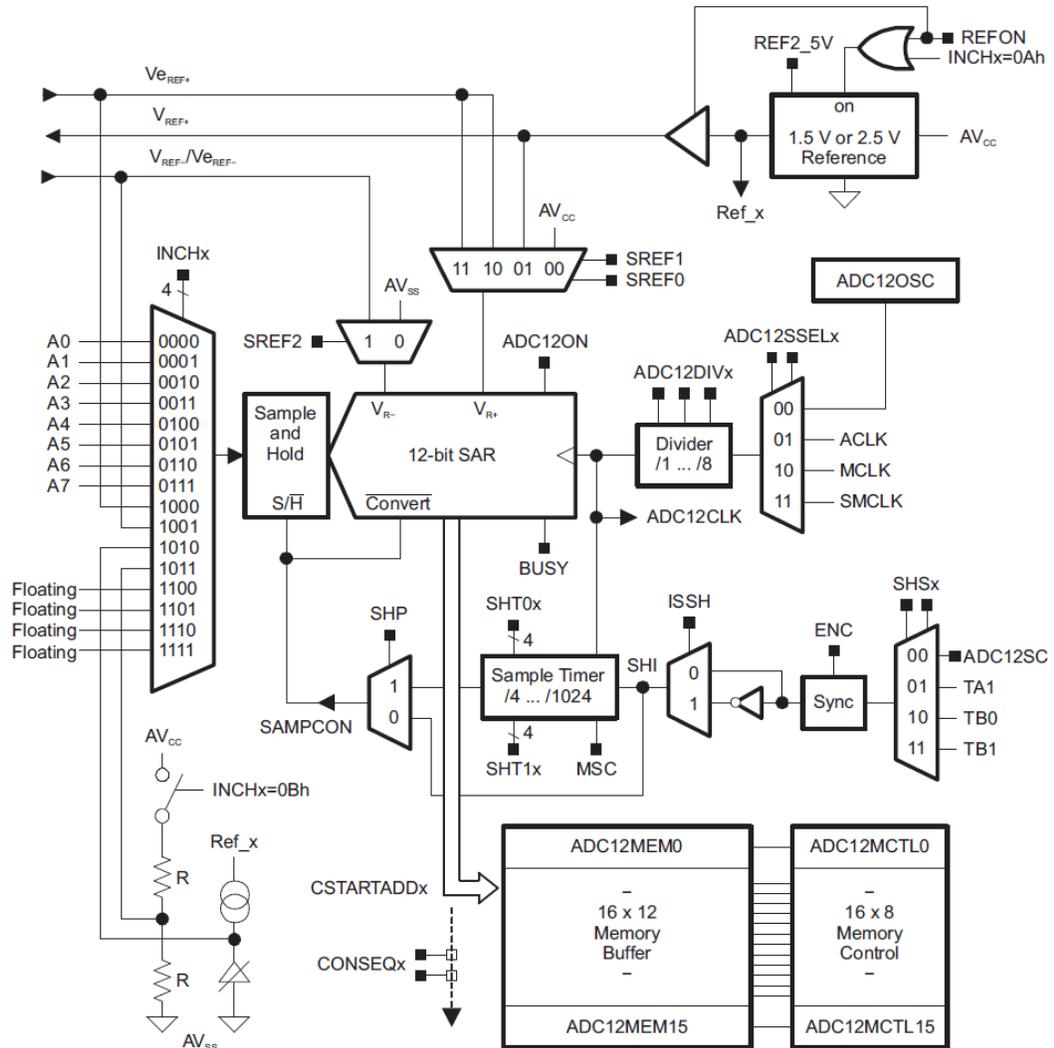


Figure 23-1. ADC12 Block Diagram

23.3.1 ADC12CTL0, ADC12 Control Register 0

15	14	13	12	11	10	9	8
SHT1x				SHT0x			
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)
7	6	5	4	3	2	1	0
MSC	REF2_5V	REFON	ADC120N	ADC12OVIE	ADC12TOVIE	ENC	ADC12SC
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)

Can be modified only when ENC = 0

SHT1x	Bits 15-12	Sample-and-hold time. These bits define the number of ADC12CLK cycles in the sampling period for registers ADC12MEM8 to ADC12MEM15.
	0000	4 ADC12CLK cycles
	0001	8 ADC12CLK cycles
	0010	16 ADC12CLK cycles
	0011	32 ADC12CLK cycles
	0100	64 ADC12CLK cycles
	0101	96 ADC12CLK cycles
	0110	128 ADC12CLK cycles
	0111	192 ADC12CLK cycles
	1000	256 ADC12CLK cycles
	1001	384 ADC12CLK cycles
	1010	512 ADC12CLK cycles
	1011	768 ADC12CLK cycles
	1100	1024 ADC12CLK cycles
	1101	1024 ADC12CLK cycles
	1110	1024 ADC12CLK cycles
	1111	1024 ADC12CLK cycles
SHT0x	Bits 11-8	Sample-and-hold time. These bits define the number of ADC12CLK cycles in the sampling period for registers ADC12MEM0 to ADC12MEM7.
	0000	4 ADC12CLK cycles
	0001	8 ADC12CLK cycles
	0010	16 ADC12CLK cycles
	0011	32 ADC12CLK cycles
	0100	64 ADC12CLK cycles
	0101	96 ADC12CLK cycles
	0110	128 ADC12CLK cycles
	0111	192 ADC12CLK cycles
	1000	256 ADC12CLK cycles
	1001	384 ADC12CLK cycles
	1010	512 ADC12CLK cycles
	1011	768 ADC12CLK cycles
	1100	1024 ADC12CLK cycles
	1101	1024 ADC12CLK cycles
	1110	1024 ADC12CLK cycles
	1111	1024 ADC12CLK cycles
MSC	Bit 7	Multiple sample and conversion. Valid only for sequence or repeated modes.
	0	The sampling timer requires a rising edge of the SHI signal to trigger each sample-and-conversion.
	1	The first rising edge of the SHI signal triggers the sampling timer, but further sample-and-conversions are performed automatically as soon as the prior conversion is completed.
REF2_5V	Bit 6	Reference generator voltage. REFON must also be set.
	0	1.5 V
	1	2.5 V

REFON	Bit 5	Reference generator on 0 Reference off 1 Reference on
ADC12ON	Bit 4	ADC12 on 0 ADC12 off 1 ADC12 on
ADC12OVIE	Bit 3	ADC12MEMx overflow-interrupt enable. The GIE bit must also be set to enable the interrupt. 0 Overflow interrupt disabled 1 Overflow interrupt enabled
ADC12TOVIE	Bit 2	ADC12 conversion-time-overflow interrupt enable. The GIE bit must also be set to enable the interrupt. 0 Conversion time overflow interrupt disabled 1 Conversion time overflow interrupt enabled
ENC	Bit 1	Enable conversion 0 ADC12 disabled 1 ADC12 enabled
ADC12SC	Bit 0	Start conversion. Software-controlled sample-and-conversion start. ADC12SC and ENC may be set together with one instruction. ADC12SC is reset automatically. 0 No sample-and-conversion-start 1 Start sample-and-conversion

23.3.2 ADC12CTL1, ADC12 Control Register 1

15	14	13	12	11	10	9	8
CSTARTADDx				SHSx		SHP	ISSH
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)
7	6	5	4	3	2	1	0
ADC12DIVx		ADC12SSELx			CONSEQx		ADC12BUSY
rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)	rw-(0)

Can be modified only when ENC = 0

CSTARTADDx	Bits 15-12	Conversion start address. These bits select which ADC12 conversion-memory register is used for a single conversion or for the first conversion in a sequence. The value of CSTARTADDx is 0 to 0Fh, corresponding to ADC12MEM0 to ADC12MEM15.
SHSx	Bits 11-10	Sample-and-hold source select 00 ADC12SC bit 01 Timer_A.OUT1 10 Timer_B.OUT0 11 Timer_B.OUT1
SHP	Bit 9	Sample-and-hold pulse-mode select. This bit selects the source of the sampling signal (SAMPCON) to be either the output of the sampling timer or the sample-input signal. 0 SAMPCON signal is sourced from the sample-input signal. 1 SAMPCON signal is sourced from the sampling timer.
ISSH	Bit 8	Invert signal sample-and-hold 0 The sample-input signal is not inverted. 1 The sample-input signal is inverted.
ADC12DIVx	Bits 7-5	ADC12 clock divider 000 /1 001 /2 010 /3 011 /4 100 /5 101 /6 110 /7 111 /8
ADC12SSELx	Bits 4-3	ADC12 clock source select 00 ADC12OSC 01 ACLK 10 MCLK 11 SMCLK
CONSEQx	Bits 2-1	Conversion sequence mode select 00 Single-channel, single-conversion 01 Sequence-of-channels 10 Repeat-single-channel 11 Repeat-sequence-of-channels
ADC12BUSY	Bit 0	ADC12 busy. This bit indicates an active sample or conversion operation. 0 No operation is active. 1 A sequence, sample, or conversion is active.

ANEXO B. Hoja de datos LGM240128A

LONGTECH OPTICS

LGM240128A

DOTS DETAIL

Pin	Symbol
1	VSS
2	VDD
3	V0
4	C/D
5	RD
6	WR
7-14	DB0-DB7
15	CE
16	RES
17	VEE
18	MD2
19	FS
20	LED+
21	LED+
22	LED-

Block diagram

Feature

- 240dots X 128dots matrix.
- Built-in controller (T6963C)
- Interface with 8-bit ,5V power supply
- 5V;1/128Duty cycle, 1/12Bias.
- Display Mode & Backlight Variations.
- ROHS Compliant

Maximum Absolute Power Ratings

Item	Symbol	Standard			Unit
		Min	Typ	Max	
Input voltage	V _{dd}	-0.3	---	5.5	V
Power supply	V _{in}	-0.3	---	VDD	

Electronical characteristics

Item	Symbol	Condition	Standard			Unit
			Min	Typ	Max	
Operating voltage	V _{oo}	V _{oo} =5.0V	4.5	5.0	5.5	V
Operating current	I _{oo}	V _{oo} =5.0V	---	70	90	mA
Recommended LCD driving voltage for normal temp module	V _{Lcd}	T _A =+25 °C	---	18.0	---	V
		T _A =0 °C	---	18.3	---	
		T _A =-20 °C	---	18.5	---	
Backlight voltage	V _{LED}	Y-G	---	5.0	---	V
Backlight current	I _{LED}	V _{LED} =3.1V	---	100	---	mA
Operating temperature	T _e	---	-20	---	70	°C
Storage temperature	T _s	---	-30	---	80	°C

Mechanical thickness

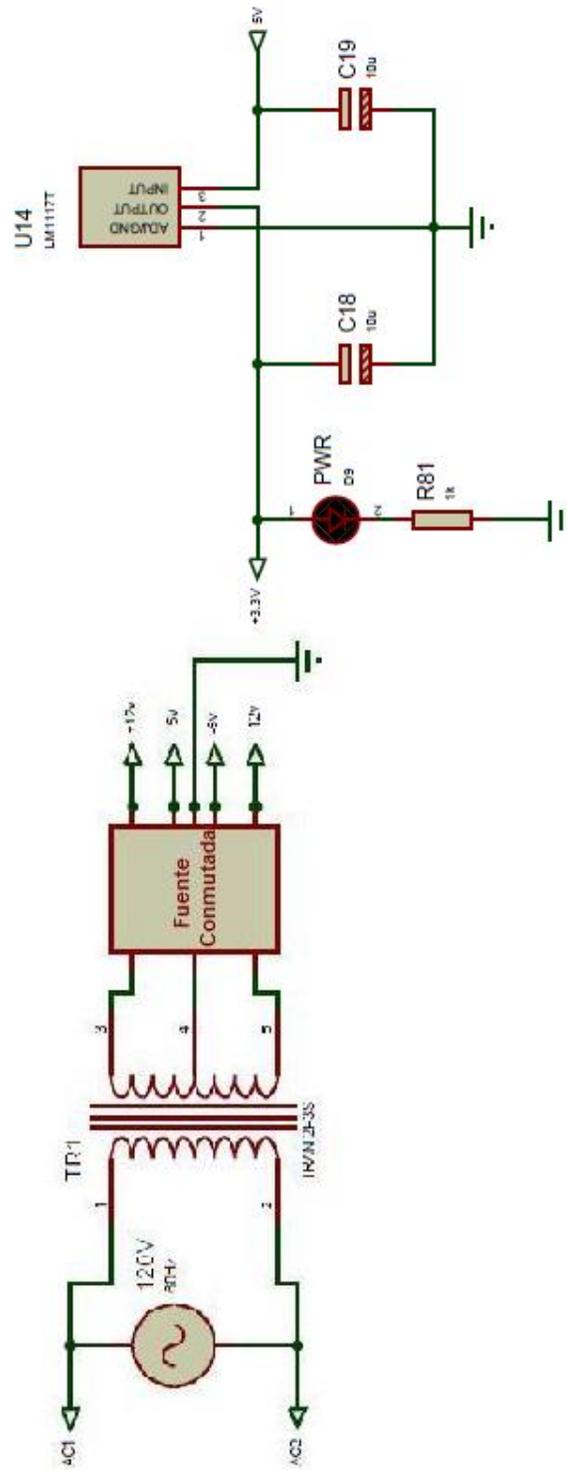
LCD module	T1	T2	Unit
Without or EL	---	---	mm
Edge backlight	8	12.5	mm
Bottom backlight	---	---	mm

Mechanical data

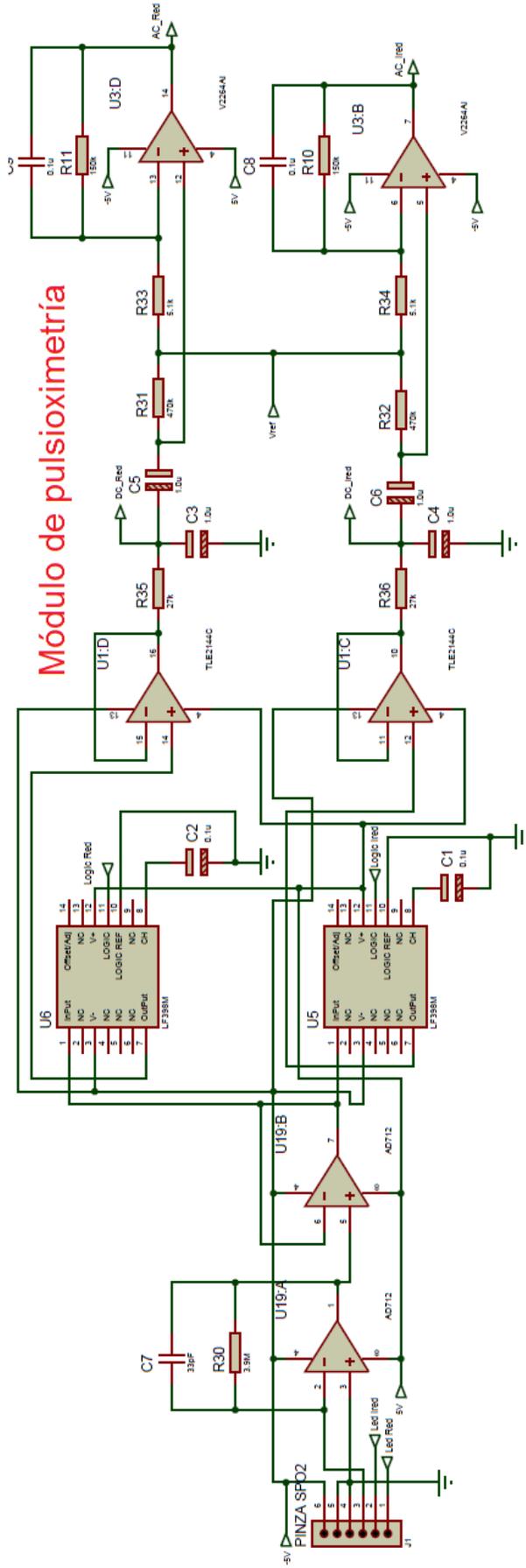
Item	Standard	Unit
Module size	144.0X104.0	mm
View area	114.0X64.0	mm
Dot size	0.40X0.40	mm
Area size	107.95X57.55	mm

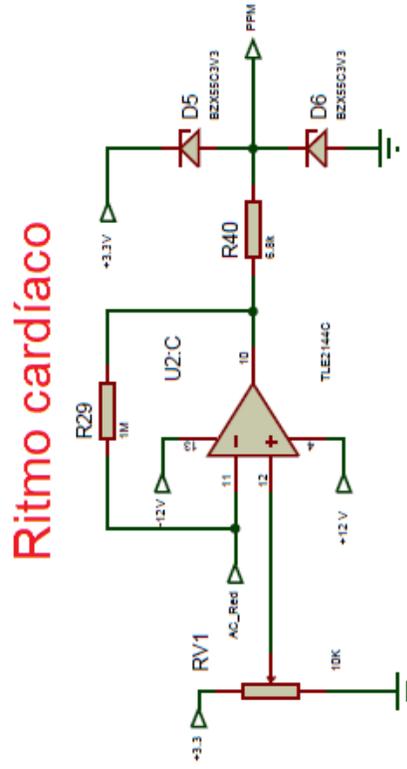
ANEXO C. Esquema eléctrico INELUS 2.0

Módulo de alimentación

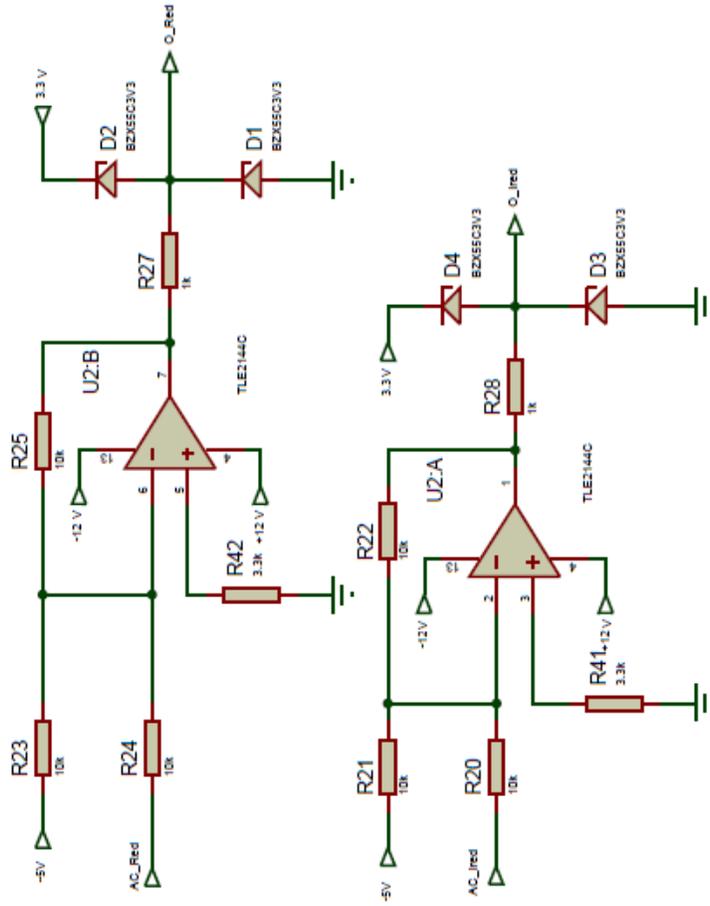


Módulo de pulsioximetría

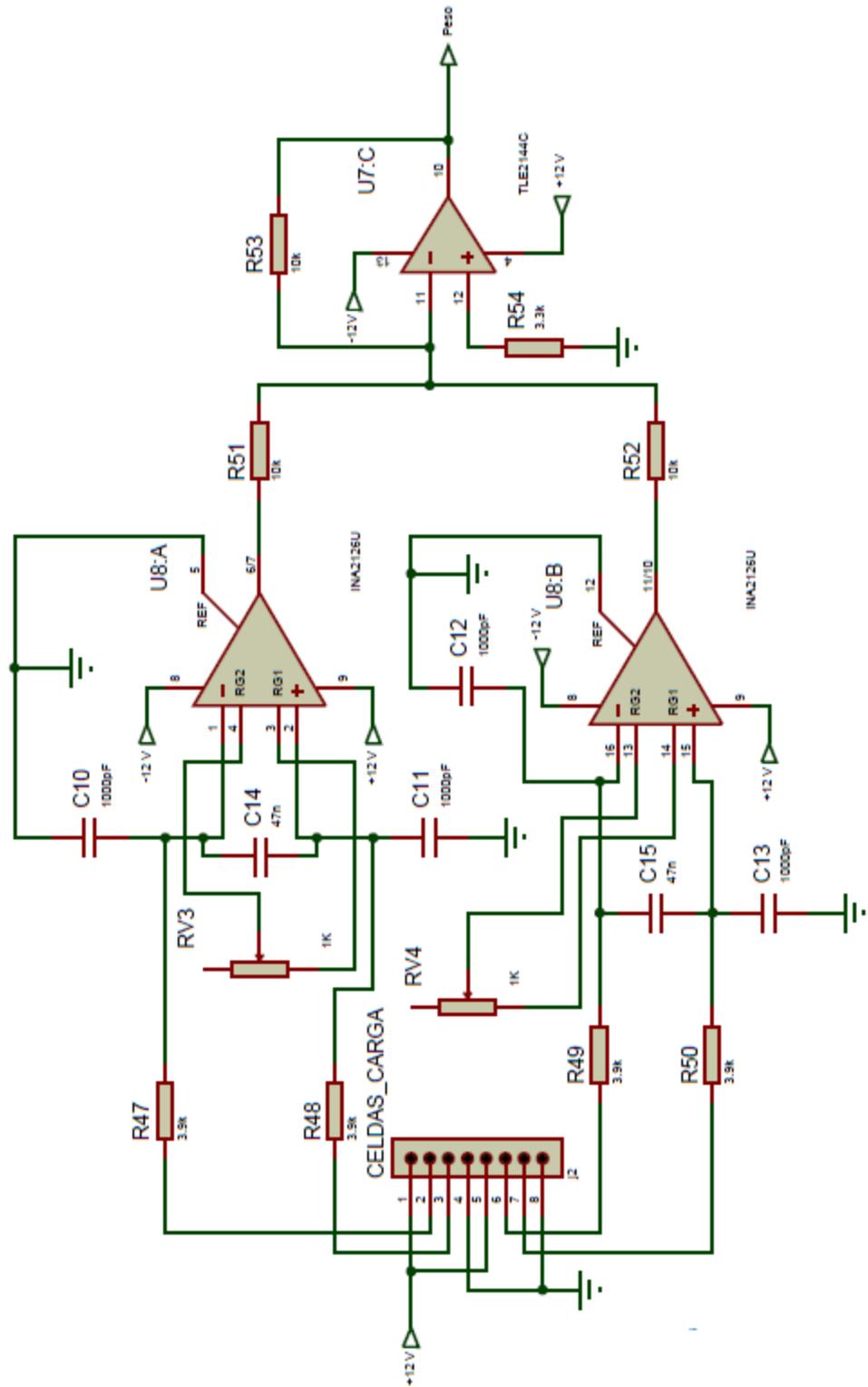




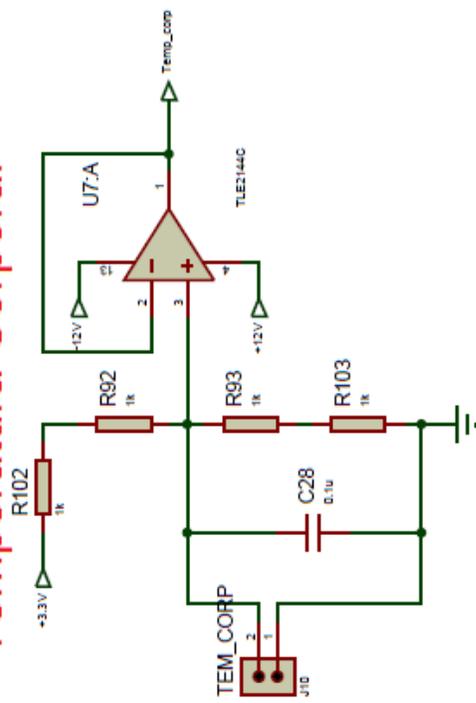
Etapa de ganancia (Pulsioximetría)



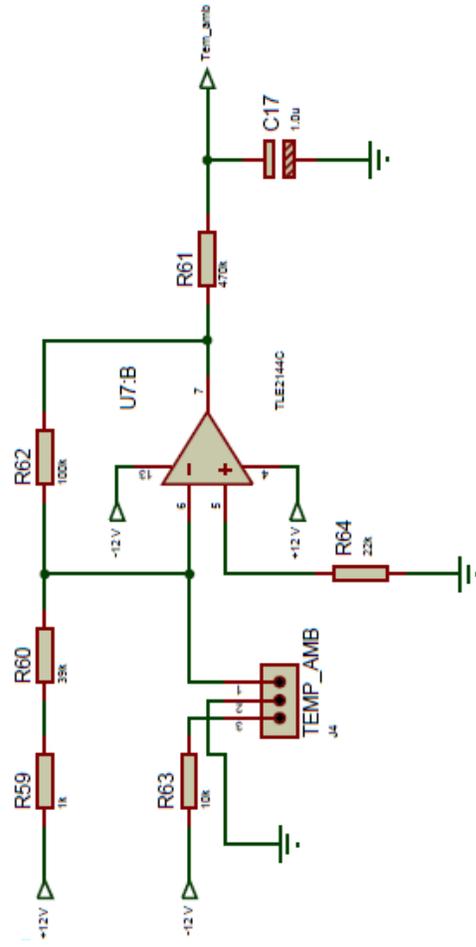
Peso



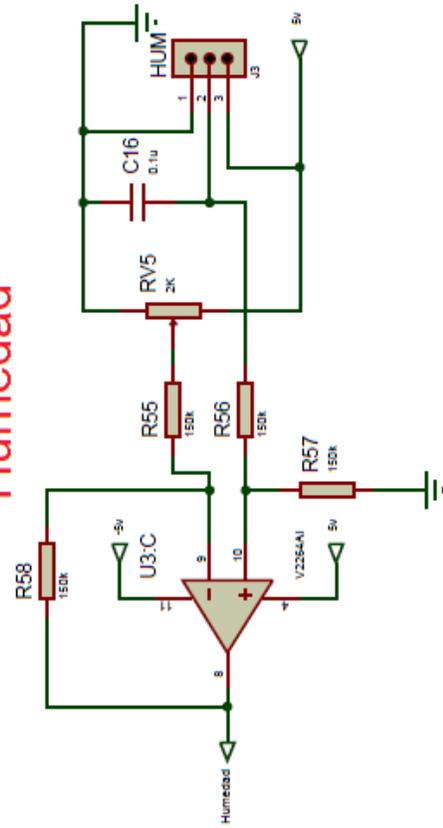
Temperatura Corporal



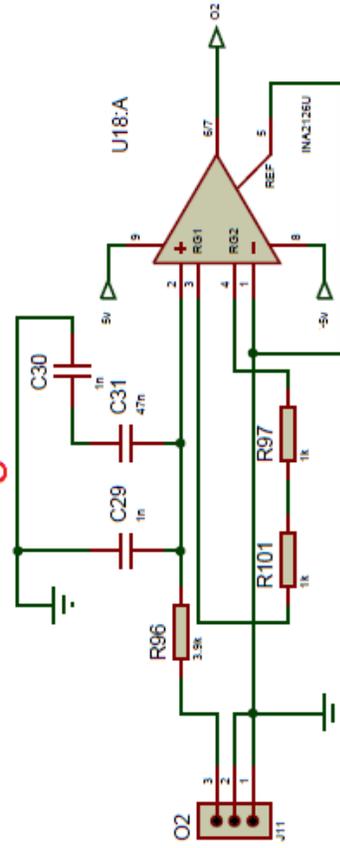
Temperatura Ambiente



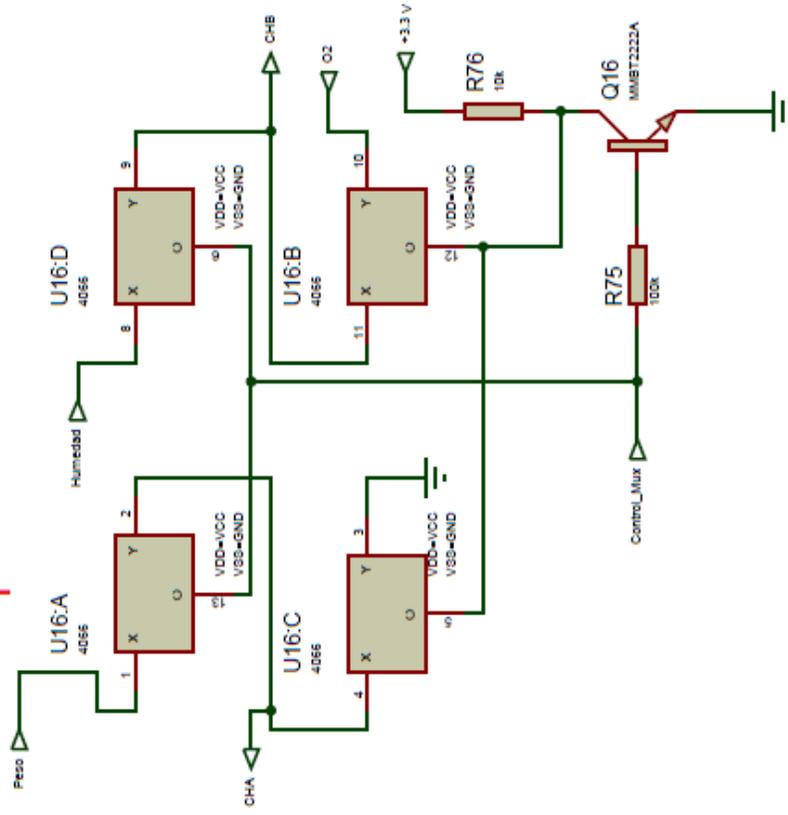
Humedad



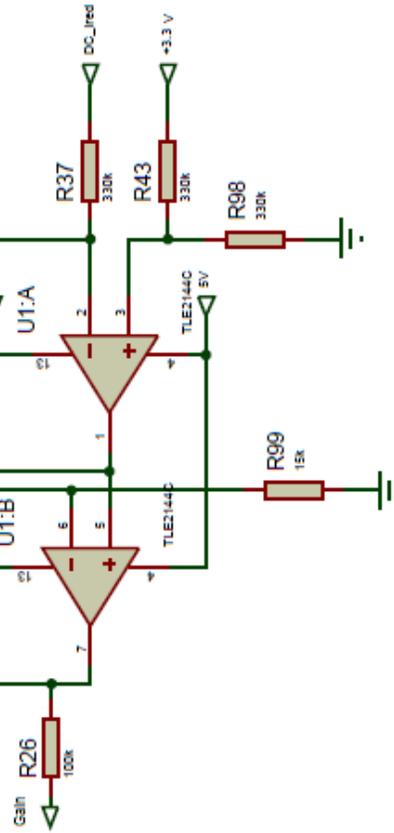
Oxígeno



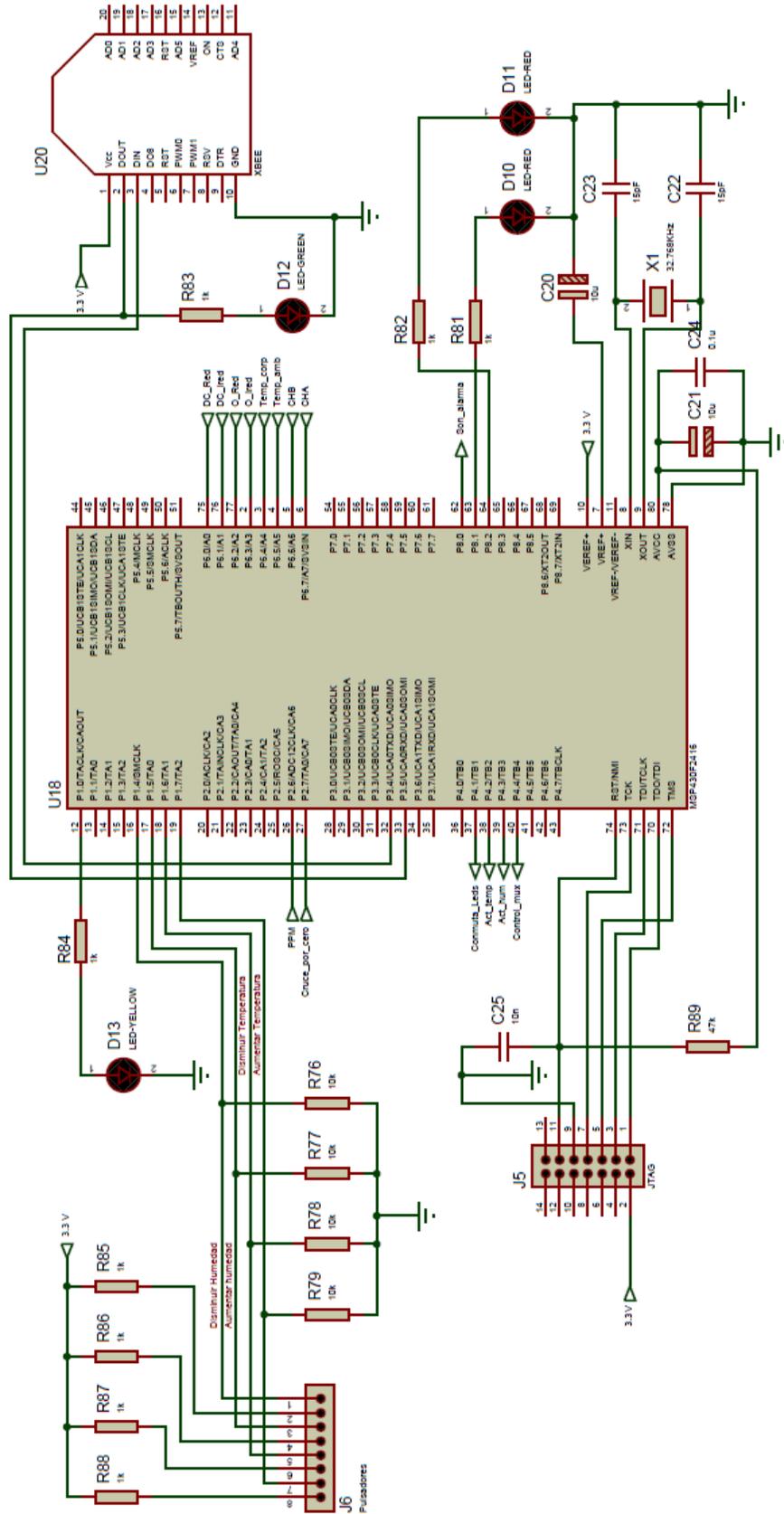
Multiplexación de ADC's



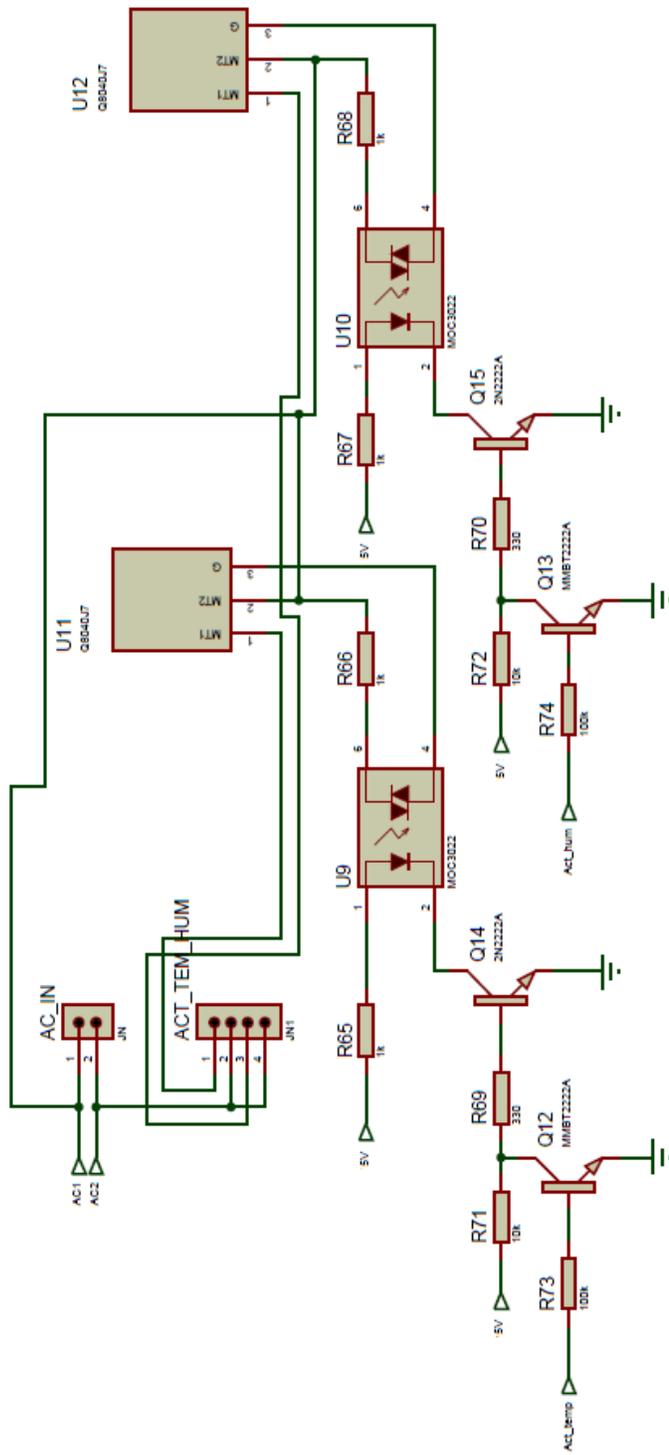
Control de ganancia de LED's



Módulo de procesamiento



Módulo de actuadores



Módulo de cruces por cero

