

Diseño de un control de temperatura inteligente para incubadoras de recién nacidos

Design of an intelligent temperature control for incubators newborns

EDINSON DUGARTE D¹, NELSON DUGARTE^{1,2}, VINCENZO RAIMONDI¹

RESUMEN

En este artículo se presenta el diseño de un control de temperatura con técnicas de protección inteligente, con la finalidad de implementarlo en incubadoras para recién nacidos. El funcionamiento del control de temperatura se centra en la utilización de un microcontrolador, programado para responder por modulación de ancho de pulso sobre el calefactor, y así lograr una alta precisión en la regulación de la temperatura. Lo novedoso del proyecto radica en la técnica de protección utilizada. Esta técnica está basada en la supervisión constante de las irregularidades térmicas, en múltiples puntos del ambiente de la incubadora. Esto permite establecer un criterio para el apagado del calefactor y la activación de la alarma en función de la lectura individual de 4 sensores tipo termistor NTC, ubicados estratégicamente dentro de la incubadora. Este diseño se ve motivado a la necesidad de adaptar controles modernos a incubadoras antiguas que pueden ser totalmente recuperadas, además abre la posibilidad de diseñar un equipo de incubadora completo. Cabe destacar que este proyecto contribuye con el desarrollo de tecnología propia en el área de la instrumentación y control aplicado a ingeniería biomédica.

Palabras clave: Incubadora, Control inteligente de temperatura, Sistema de protección, Desarrollo de tecnología propia.

SUMMARY

This paper presents an intelligent temperature control design with smart protection techniques, implemented in newborn incubators. The operation of the temperature control was focused on the use of a programmed microcontroller, which respond with pulse width modulation at the heater, and thus achieve, high precision temperature regulation. The novelty of this design, lies, on the protection technique used. That is based, on a constant monitoring of the incubator thermal variations; at several parts of the environment. That allows establishing, an approach for the shutdown of the heater and the alarm on, depending on the individual reading of 4 sensors NTC thermistor, strategically located within the incubator. This design is motivated by the necessity of adapt modern controls to old incubators that can be fully recovered; also opens the possibility to design a complete new incubator. It is important to note that this project contributes with our own development technology; especially on biomedical engineering, instrumentation and control.

Key words: Incubator, intelligent control of temperature, protection system, development of own technology.

INTRODUCCIÓN

El recién nacido tiene muy limitada su capacidad de producir calor a través de la actividad muscular, por lo cual sólo le queda la capacidad de hacerlo por medio del metabolismo de las células de grasa parda (1).

Desde el siglo XVIII se han efectuado intentos para preservar el calor en los niños recién nacidos. A mediados del siglo XX se demostró que la permanencia en incubadoras aumenta la sobrevivencia de los niños recién nacidos, especialmente en los de bajo peso y en los nacidos

¹ Laboratorio de Instrumentación Científica de Medicina (LIC-M) de la ULA. Calle 32, entre avenida 4 y Don Tulio, Edificio de microscopía electrónica, Mérida, estado Mérida, Venezuela Tf: 0274-2403171. edinson0909@hotmail.com. vincenzo@ula.ve.

² Grupo de Ingeniería Biomédica de la ULA. Avenida Don Tulio. Antiguo edificio de la Facultad de Ingeniería. Mérida, Estado Mérida. Venezuela Tf: 0274-2402906. Mail: nelsond@ula.ve.

prematuros (2) (3). La recomendación de los expertos es que la temperatura de los neonatos se mantenga entre los 36.7 y 37.3 °C (grados centígrados) (4) (1).

El control de temperatura en el sistema de las incubadoras, busca establecer el balance térmico de un ambiente aislado (5). Dicho balance está determinado por el equilibrio que se establece entre la cantidad de calor que se pierde desde el interior de la incubadora al medio ambiente y el calor proveniente de los calefactores (6).

El diseño de este proyecto se ve motivado a la necesidad de desarrollar un sistema de control de temperatura con la precisión requerida para incubadoras de recién nacidos (6) (7), compensando en el menor tiempo posible las alteraciones de temperatura que se puedan originar como consecuencia de los cambios térmicos externos y las manipulaciones de la incubadora (8). Pero, no solo consiste en desarrollar un sistema de control térmico, sino además, hacerlo inteligente para detectar alteraciones de temperatura que puedan hacer daño al niño en su interior.

Los sistemas elaborados por humanos son susceptibles a fallas. La seguridad es uno de los factores más importantes en un ambiente diseñado para que un niño neonato, permanezca estadías relativamente largas y sin supervisión constante. Un cambio de temperatura en el área limitada de la incubadora, sólo puede originarse por fallas, internas o externas, que generen calor extremo. Dichas fallas pueden ser originadas de diversas fuentes, entre otras, pueden producirse por un corto circuito, un incendio en el área donde se encuentre el equipo, o reacciones con sustancias químicas que puedan generar calor (9).

La mayoría de los sistemas de control de temperatura utilizados en los equipos comerciales utilizan un solo sensor (6) (7). Esta técnica trae como consecuencia algunos problemas de control originados por fallas de diseño. Si el sistema cuenta sólo con un sensor y este se daña, el lazo de control detectaría un cambio de temperatura en lugar de detectar una falla del sistema, esto provocaría una inestabilidad en el control, que podría causar daños al bebe neonato en su interior.

El diseño inteligente de este sistema consiste en detectar niveles críticos de temperatura en diferentes lugares dentro del ambiente de la incubadora. Esto permite evidenciar problemas que pueden generar cambios

de temperatura puntuales, independientemente de que el calor excedente sea de origen externo o por fallas propias de la incubadora.

Hoy en día, en muchos centros asistenciales materno infantiles existen incubadoras, que no fueron diseñadas con los recursos de seguridad apropiados o, que en muchos de los casos, presentan daños en el sistema de control de temperatura (10). Cabe destacar que la aplicación de este proyecto permite recuperar y/o actualizar incubadoras cuyo control de temperatura sea obsoleto o se encuentre dañado de forma irrecuperable.

MATERIALES Y MÉTODOS

La técnica desarrollada en este sistema para visualizar las fallas, radica en la utilización simultánea de varios sensores de temperatura (11). Si se cuenta con más de un sensor se pueden detectar fallas específicas, tales como, excedentes puntuales de calor, fallas individuales de alguno de los sensores de temperatura, o cambios bruscos de temperatura que pueden originarse fuera de la incubadora como el caso de un incendio repentino (12). Esto es posible porque el sistema compara el valor medido de cada uno de los sensores con dos umbrales de seguridad.

El primer umbral de seguridad está definido por los cambios rápidos de temperatura, ya que el incremento de temperatura en el ambiente debe responder a una curva de valores conocida, en función de la potencia de los calefactores de la incubadora. El segundo umbral tiene la finalidad de detectar si la temperatura sobrepasa los niveles de seguridad en algunas de las áreas internas.

La medición de la temperatura del ambiente, se realiza promediando el registro de todos los sensores en cada instante. El resultado del promediado se toma como el valor real de la temperatura y se utiliza para realizar el control y para indicar la temperatura en una pantalla digital.

Descripción del hardware

El funcionamiento del sistema está representado en el diagrama de la Fig. 1. Todas las operaciones de control y visualización de la temperatura, son realizadas por un microcontrolador (13). El microcontrolador seleccionado para este diseño es el PIC16F877 (14). Este es un

dispositivo electrónico programable con 5 puertos múltiples de entrada/salida, temporizadores, convertidor A/D (analógico a digital) multicanal y otras funciones que permiten el cumplimiento de los objetivos de control de este sistema.

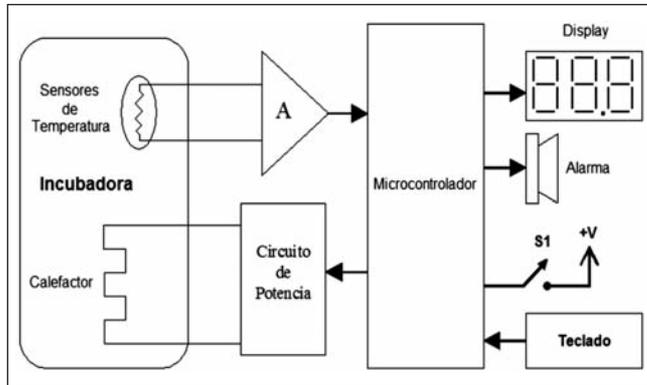


Fig. 1. Diagrama en bloques del hardware

El diagrama eléctrico de la Fig. 2, constituye el montaje de los componentes electrónicos que funcionan según se representa en el modelo de la Fig. 1. Los sensores de temperatura, señalados en la Fig. 1, están conformados por cuatro resistencias sensibles a la temperatura del tipo termistor (15), con curva térmica negativa "NTC", señalados en la Fig. 2 como Rt1, Rt2, Rt3, Rt4. El termistor NTC tiene la característica de bajar su valor de resistencia eléctrica con los incrementos de temperatura (16). En los circuitos correspondientes, las variaciones de resistencia de cada uno de los sensores, permiten obtener variaciones de tensión proporcionales a los cambios de temperatura.

Cada una de las 4 señales eléctricas obtenidas como respuesta por los cambios resistivos de los termistores, es indicativo de la temperatura puntual de 4 áreas distintas dentro de la incubadora. Estas señales son manipuladas por los amplificadores señalados por A1,

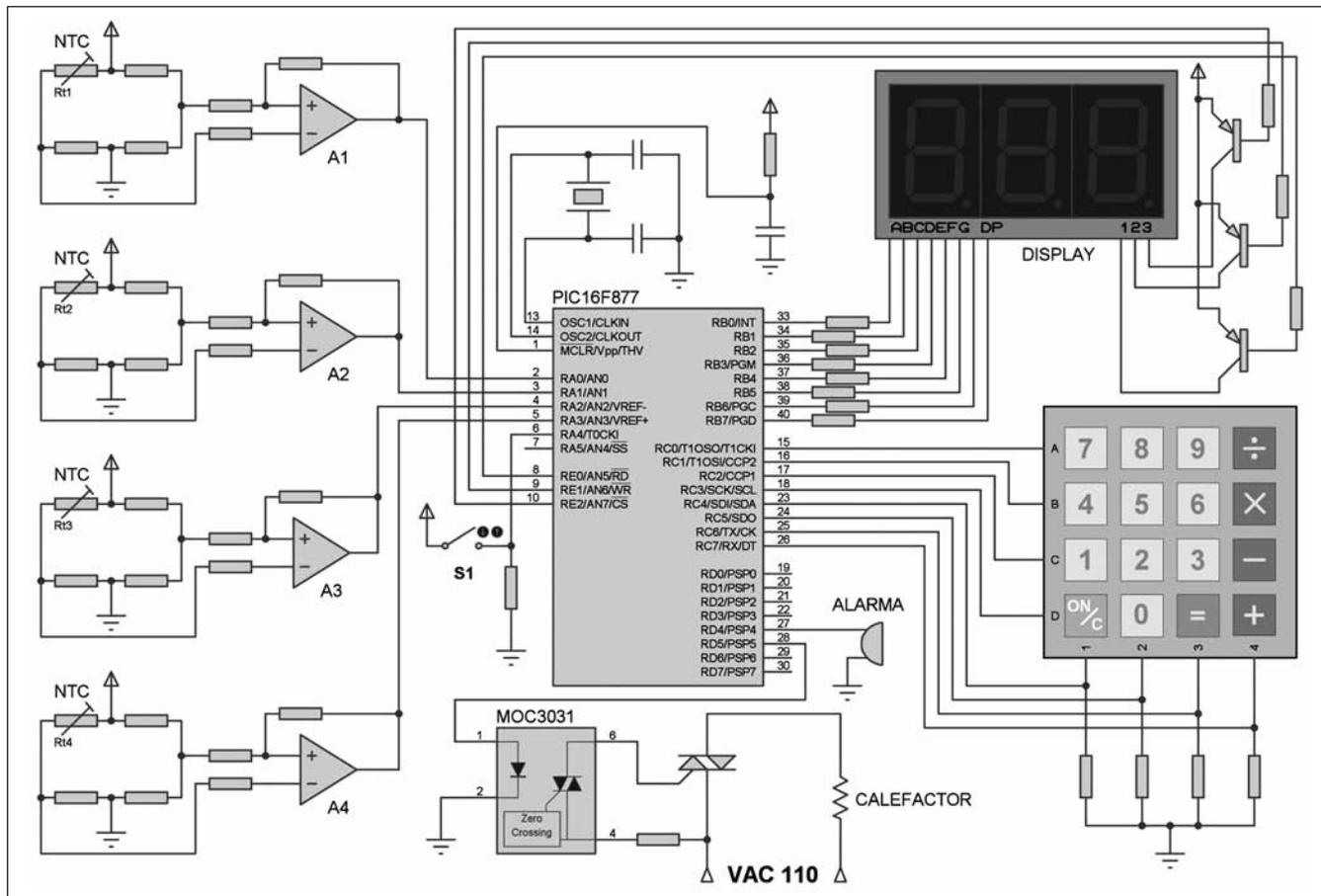


Fig. 2. Circuito eléctrico utilizado para el sistema

A2, A3 y A4, con la ganancia adecuada para obtener señales con un gradiente de 0.1 V (voltio) por cada °C de temperatura (17).

Las 4 señales que representan la temperatura de la incubadora, son digitalizadas por el microcontrolador. Este dispositivo cuenta con un convertidor A/D de 10 bits de resolución, con entradas multiplexadas. La resolución de digitalización está determinada por la Ec. 1 (18) (19).

$$\text{Resolución} = \text{Amplitud} \div [\text{N}^\circ \text{ de divisiones posibles}] \quad [1]$$

Donde, la *Amplitud* está dada por la máxima diferencia de voltaje en que se puede realizar la conversión A/D. Para este proyecto, la amplitud es de 5V. El "*N° de divisiones posibles*" está dado por la resolución del convertidor A/D del microcontrolador (14). Como el convertidor es de 10 bits, el número de divisiones posibles es de 1024. De tal forma la resolución queda expresada por la solución de la ecuación 1 indicada en la Ec. 2.

$$\text{Resolución} = 5 \text{ V} \div [1024] = 0.00488 \text{ V} \quad [2]$$

De (2) se puede señalar que el voltaje mínimo de conversión es de 4,88 mili volt (mV). Como la relación entre la amplitud de voltaje y la temperatura medida es de 0,1 V por cada °C, se tiene que la temperatura mínima detectable por el sistema es de 0.0488 °C.

Para lograr la mayor exactitud en la medición de la temperatura, los sensores fueron linealizados. La linealización consiste en utilizar los termistores en la parte más recta de su curva "S" característica (16), en el rango de temperatura en la cual se están utilizando. Para esto se calcula el valor óptimo de la corriente que debe pasar por ellos, en función de su respuesta característica.

El "Circuito de Potencia" señalado en el esquema de la Fig. 1, está formado por los circuitos electrónicos que son capaces de conectar o interrumpir el paso de corriente por el calefactor, en función de las directivas del microcontrolador. Este circuito está compuesto por un Triac, señalado en el esquema de la Fig. 2 como TR1, y un optoacoplador denotado por MOC3031. El Triac es el dispositivo de potencia que limita la corriente por el calefactor (20) y el MOC3031 es el componente que permite al microcontrolador manejar al Triac con aislamiento eléctrico (21).

El Display, es el elemento visual que indica, en 2 dígitos enteros y un decimal, el valor de temperatura en el ambiente de la incubadora. El display, está conformado por 3 unidades 7 segmentos manejadas por el microcontrolador.

La alarma, es el dispositivo acústico que permite dar un aviso de emergencia en caso de registrarse una falla en el sistema.

El teclado, está formado por una matriz de 16 interruptores, por medio del cual se puede, previa introducción de una clave de seguridad, ajustar los valores de control y de los umbrales de protección.

S1 es un interruptor de seguridad, que sólo puede ser activado por medio de una llave, que sólo posee el usuario responsable o el departamento técnico. El interruptor S1, habilita la capacidad del teclado para cambiar los valores de control temperatura del sistema, con el propósito de ajustar el ambiente a niveles de calor más adecuados para el recién nacido, según los requerimientos del médico especialista.

Descripción del Software

El microcontrolador es el encargado de realizar todo el proceso de control, este se rige por un programa desarrollado para cumplir los requerimientos del sistema. El listado de instrucciones del programa fue codificado en lenguaje ensamblador. La secuencia de trabajo programada responde al diagrama en bloques de la Fig. 3.

El proceso de control se inicia revisando las señales generadas a partir de la respuesta de cada uno de los sensores. Lo que se pretende es detectar si alguna de las señales indicativas de la temperatura excede los valores umbrales de protección. Si es alcanzado alguno de los valores umbrales, se considera que existe un problema que pone en riesgo la seguridad del bebe y por consiguiente, se apaga el calefactor y se activa la alarma.

Los valores umbrales de seguridad y el valor de la temperatura de control pueden ser ajustados por el usuario. Para realizar cambios en cualquiera de los parámetros preestablecidos el usuario debe activar el interruptor de seguridad S1, esto evita que el sistema pueda ser utilizado con valores inseguros. Si el interruptor esta activado, el sistema acepta los nuevos datos y los almacena en una memoria imborrable del microcontrolador "EEPROM" (22). Mientras que el interruptor no se active,

el proceso continuará desarrollándose normalmente con los datos fijados con anterioridad.

Cada uno de los cuatro sensores se revisa en forma independiente con el propósito de detectar si se presenta algún cambio brusco de temperatura, indicativo de alguna falla o daño en el sistema. Para efectos de medición y control de temperatura, la señal de todos los sensores es promediada por el microcontrolador. El valor promediado de las señales indicativas de la temperatura puntual en diferentes lugares dentro del ambiente, es representativo de la temperatura general en toda la incubadora.

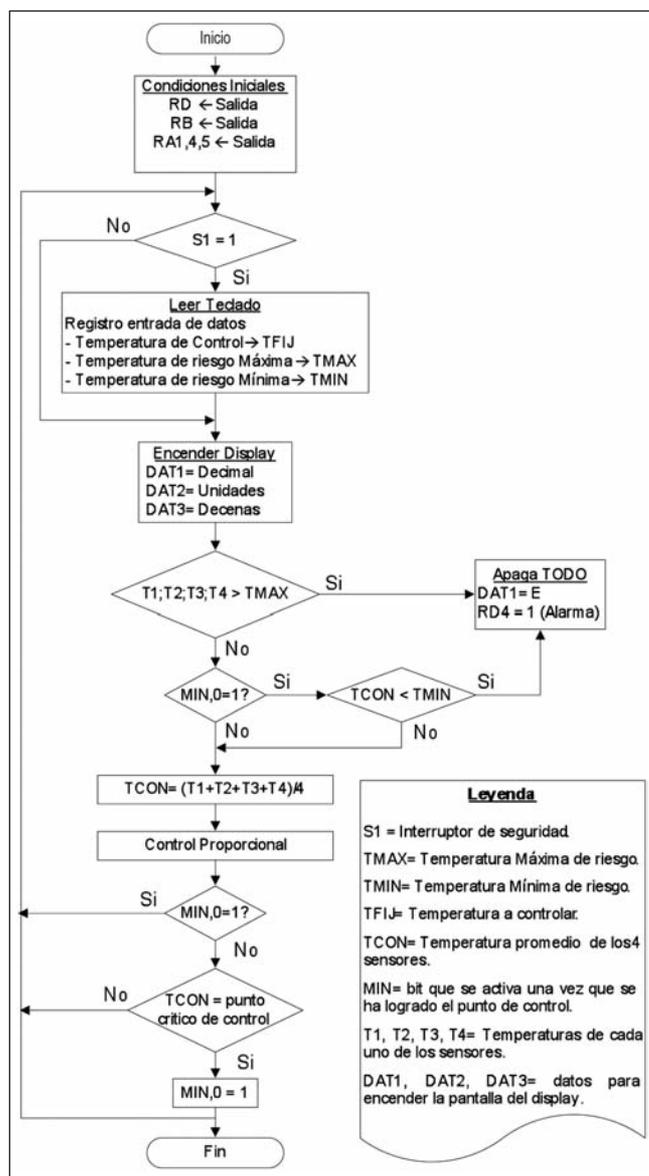


Fig. 3. Diagrama en bloques del software

El control de temperatura del ambiente se realiza mediante una comparación diferencial entre el valor promediado de las temperaturas medidas y el valor fijado como temperatura óptima en la incubadora.

Al realizar un control de encendido y apagado se produce un error causado por la histéresis térmica (23), esto hace que los límites de control se expandan, aumentando el error a niveles que son de riesgo para un neonato, en especial cuando es prematuro; por consiguiente, en el diseño de este sistema el proceso de control se realiza en forma proporcional.

El efecto de control proporcional, se refiere a la forma en que se agrega calor al ambiente mediante el encendido del calefactor, por intervalos de tiempo variable manejados por el microcontrolador. Esta forma de control permite ajustar los niveles de calor que se agregan al ambiente en intervalos cortos y sucesivos, proporcionales al calor disipado al ambiente, los cuales disminuyen el error causado por histéresis a niveles muy bajos.

La etapa del control de temperatura funciona en dos períodos diferentes. El primer período de funcionamiento es dado cuando la temperatura del ambiente es inferior a 1 °C de la temperatura fijada como punto de control. En esta etapa de funcionamiento se activa el calefactor al cien por ciento (100%) con la finalidad de alcanzar la temperatura deseada lo más rápido posible, Fig. 4.

Cuando la temperatura del ambiente se encuentra a 1 °C por debajo de la temperatura de control, el sistema comienza a disminuir la energía que se aplica al calefactor, apagándolo y encendiéndolo en períodos de tiempo variable. Los cambios de niveles de energía se logran al variar el porcentaje de tiempo en que el calefactor permanece encendido, Fig. 5.

Lo que se busca es que el diferencial térmico del calor que se aplica al sistema entre en equilibrio con la temperatura que se irradia al ambiente. Esto se logra por medio de la modulación del ancho de un pulso, a intervalos de un segundo, el cual se hace mas estrecho en la medida en que la temperatura se acerca al punto deseado.

La modulación del ancho del pulso que proporciona la energía que alimenta al calefactor, Fig. 4, es consecuencia del proceso de verificación que realiza el microcontrolador en su etapa de control, Fig. 5.

El proceso de control se hace comparando el valor de la temperatura fijada "TFIJ" con el valor de la temperatura

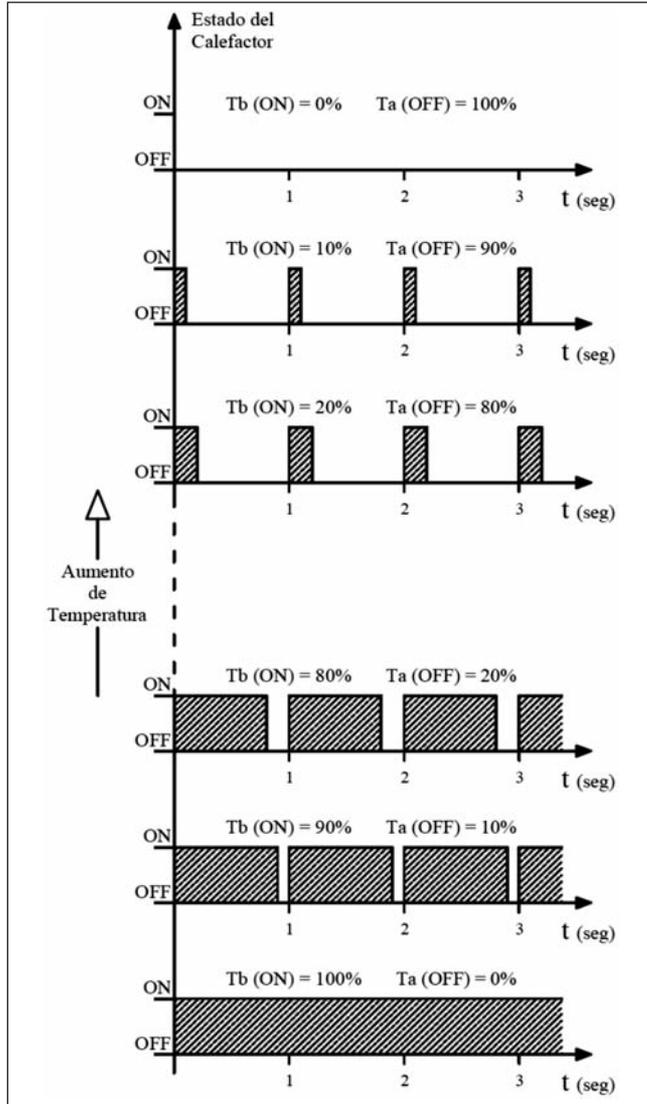


Fig. 4. Estado del calefactor en función de la temperatura.

promediada del ambiente "TCON". Del resultado de esta comparación se ajusta el ancho del pulso que suministra la energía al calefactor "Tb" (ON) desde un 100% hasta apagado total, Fig. 4. El tiempo que permanece el calefactor apagado es señalado como "Ta" (OFF), este se reduce en la medida en que Tb se incrementa.

Si el valor de TFIJ excede al valor de la temperatura deseada TCON, la energía del calefactor se hace nula. En este caso Ta se hace constante en OFF. Si el valor de TFIJ esta por debajo de un grado centígrado del fijado como TCON, la energía aplicada al calefactor es máxima. En este caso Tb se hace constante en ON.

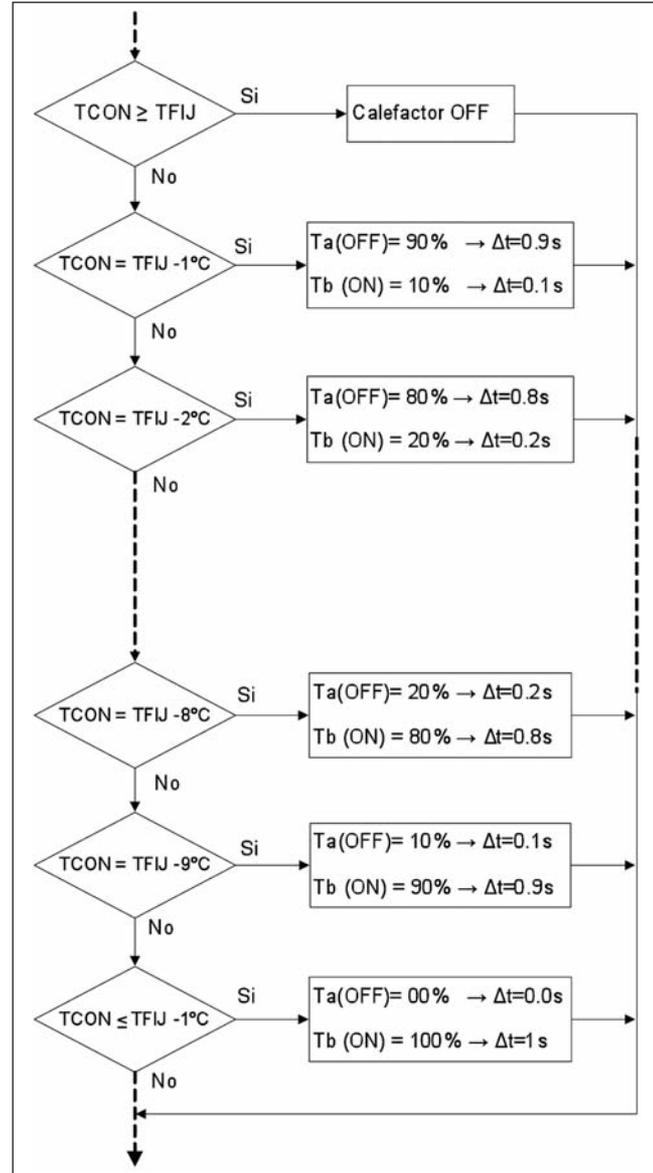


Fig. 5. Proceso de trabajo del control de temperatura.

RESULTADOS

Se ha logrado el diseño completo del circuito eléctrico, Fig. 2 y el software con el que se programa el microcontrolador. Los circuitos se han probado montados en protoboard (24). Las mediciones correspondientes han demostrado el funcionamiento del sistema y las pruebas preliminares han presentado buenos resultados.

Los valores de temperatura dados por el termistor son utilizados por el microcontrolador para realizar la

detección inteligente de seguridad y ejecutar el procedimiento de control. La medición de la temperatura promedio entre los cuatro sensores tiene una precisión de 0,00488 °C, dada por la resolución del microcontrolador. El error máximo cometido en la medición de la temperatura es menor al 0,1 %. Esto se comprobó comparando las mediciones de temperatura del sistema en un ambiente aislado, con las mediciones realizadas con instrumentos calibrados.

Las pruebas preliminares sobre cambios puntuales de temperatura demostraron que el sistema responde de inmediato presentando la alarma de que existe una alteración térmica en el ambiente, de la misma forma se probó simulando la ruptura de uno de los sensores y el sistema reportó una falla evidente de funcionamiento.

En los ensayos realizados se probó el sistema controlando la temperatura en un horno simple de mediano aislamiento. Dentro de los resultados que se obtuvieron se constató que el error de control está por debajo de 0.1 °C. No se logró medir variaciones más pequeñas, pero se estima que se pueden realizar pruebas extensivas donde se grafique la temperatura en el tiempo para constatar los verdaderos niveles de error.

DISCUSIÓN

La tendencia actual de muchos instrumentos médicos es utilizar un computador personal como parte de los equipos de diagnósticos (instrumentación virtual), ya que permiten no sólo almacenar y procesar los datos recopilados, sino que la información puede ser transmitida a otros lugares para su evaluación por otros especialistas.

Entre las múltiples ventajas que representa este proyecto cabe destacar que se tiene un software de diseño propio y una base de datos manipulable, que permite a otros investigadores la aplicación de nuevas técnicas de procesamiento. La posibilidad de implementar nuevas tecnologías en el futuro, abre las puertas a nuevos descubrimientos científicos y por ende al mejoramiento de los tratamientos médicos, que buscan curar las enfermedades que aquejan al ser humano.

Una desventaja fundamental en el diseño de este proyecto es que no se desarrollaron los modelos matemáticos para la simulación. Por consiguiente queda pendiente para la continuidad de esta investigación el desa-

rollo de las funciones de transferencia y los modelos respectivos para el mejoramiento y la optimización del sistema.

CONCLUSIONES

Se considera que el sistema es eficiente, ya que el error detectado está por debajo de los límites normales que pueden afectar a un neonato.

Los resultados preliminares demuestran que el sistema mejora el funcionamiento de las incubadoras para neonatos. Al incorporar un control de temperatura proporcional se minimiza el error en la temperatura deseada. Y lo más importante es que el sistema de supervisión inteligente es capaz de detectar fallas críticas del sistema, sean de origen externo o causadas por los mismos circuitos electrónicos del instrumento.

Una de las principales relevancias que se deben destacar en este proyecto se centra en el desarrollo de tecnología propia. La aplicación de los conocimientos que surgen con este sistema representa un logro que contribuye con nuestra independencia tecnológica. Con la aplicación de este proyecto se busca una reducción de costos, que contribuya con la salud de los sectores menos favorecidos.

El desarrollo de este proyecto contribuye con la recuperación de una gran cantidad de incubadoras obsoletas, viejas o dañadas que se encuentran en centros de atención médica, que, por su presupuesto tan limitado no pueden acceder a costosas incubadoras modernas. El sistema desarrollado está hecho con tecnología propia, pudiendo ser adaptado a cualquier necesidad de investigación o reparación de equipos.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece al Laboratorio de Instrumentación Científica de la Facultad de Medicina (LIC-M) de la Universidad de los Andes (ULA) por su valioso apoyo tecnológico y a la Escuela Técnica Industrial "Manuel Antonio Pulido Méndez" por los conocimientos impartidos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Manual de Enfermería en Neonatología. "¿Qué debe considerar y reconocer de inmediato la enfermera de neonatos?". 2007. Disponible en www.aibarra.org/Neonatologia. (consultado 6 de junio de 2007).

- (2) Ruth PV et al. Valoración y estrategias no farmacológicas en el tratamiento del dolor neonatal. Rev. Cubana Pediatría. 2006; 78 (3): 7.
- (3) José N. Los primeros días del recién nacido. Servicio de Ginecología y Obstetricia. Hospital de Cruces, 2007.
- (4) Carmen PA. Percepción de los padres. Relación con las normas de entrada a la unidad neonatal. IV Congreso FEDALMA, Escuela Universitaria de Estudios Sanitarios de la Universidad Pública de Navarra, Pamplona, 2007.
- (5) SECELEC: Desarrollo. Medidores y controladores de temperatura. 2007. Disponible en www.criba.edu.ar (consultado 11 de junio de 2007).
- (6) Ollintec, Diseños. Control de Incubadora. 2007. Disponible en www.ollintec.com (consultado 14 de junio de 2007).
- (7) Bebés y más. Cómo Funciona una Incubadora. 2006. Disponible en www.bebesymas.com (consultado 14 de junio de 2007).
- (8) Manual de Enfermería en Neonatología. Manejo básico del prematuro. 2007. Disponible en www.aibarra.org/Neonatologia. (consultado 6 de junio de 2007).
- (9) Revista pediatría electrónica. Golpe de calor. 2007. Disponible en: www.revistapediatria.cl (consultado 21 de junio de 2007).
- (10) Gerencia Salud. La gerencia en la administración del mantenimiento hospitalario. 2007. Disponible en: www.gerenciasalud.com (consultado 27 de junio de 2007).
- (11) Profesor Molina. Sensores y transductores. 2008. Disponible en: www.profesormolina.com.ar (consultado 16 de abril de 2008).
- (12) Instituto de Automática industrial. Incubadora para neonatos de alto riesgo. 2007. Disponible en: www.iai.csic.es (consultado 14 de junio de 2007).
- (13) Angulo J, Angulo I. Microcontroladores PIC diseño práctico de aplicaciones. 2^{da} Ed. Madrid: McGraw-Hill; 1999.
- (14) Microchip Technology Inc. Data Sheet PIC16F87x Microchip. 2001. USA.
- (15) Technical English - Spanish Vocabulary. Termistores. 2007. Disponible en: www.sapiensman.com (consultado 14 de junio de 2007).
- (16) Todo sobre la electrónica. Resistores NTC. 2007. Disponible en: <http://www.ifent.org> (consultado 14 de junio de 2007).
- (17) Universidad Autónoma Metropolitana Azcapotzalco. ¿Cómo se mide la temperatura?. 2007. Disponible en: www.azc.uam.mx (consultado 28 de junio de 2007).
- (18) Electrónica Unicrom. Analógico y Digital. 2002. Disponible en: www.unicrom.com (consultado 13 de junio de 2007).
- (19) Wikipedia, la enciclopedia libre. Conversión analógica-digital. 2008. Disponible en: www.wikipedia.org (consultado 25 de abril de 2008).
- (20) Electrónica Unicrom. El triac. 2002. Disponible en: www.unicrom.com (consultado 16 de julio de 2007).
- (21) ElectronRed. Optoacopladores. 2007. Disponible en: www.electronred.iespana.es (consultado 16 de julio de 2007).
- (22) Wikipedia, la enciclopedia libre. EEPROM. 2008. Disponible en: www.wikipedia.org. (consultado 16 de abril de 2008).
- (23) Technical English - Spanish Vocabulary. Thermal Hysteresis. 2007. Disponible en: www.sapiensman.com (consultado 17 de abril de 2008).
- (24) Horizonte Electrónico. El protoboard. 2007. Disponible en: www.blogelectronico.com (consultado 16 de julio de 2007).