

Diseño de un Prototipo de Máquina para Hipotermia Cerebral en Neonatos

William Razván Castro Jaluba
MSc(C) Ingeniería Electrónica,
Universidad Industrial de Santander
Docente Tiempo Completo, Investigador Grupo UNITEL,
Universidad Santo Tomás Bucaramanga, Colombia
williamrazban12@mail.ustabuca.edu.co

Alexis López Figueroa
Ingeniero Mecatrónico,
Universidad Santo Tomás Bucaramanga
alfalexis86g@gmail.com

Ricardo Rosales Acevedo
Ingeniero Mecatrónico,
Universidad Santo Tomás Bucaramanga
ricardojr96@hotmail.com

Freddy Rincón Osorio
Esp. Ingeniería Mecatrónica,
Universidad Industrial de Santander
Docente Tiempo Completo, Investigador Grupo GRAM,
Universidad Santo Tomás Bucaramanga, Colombia
frincono@gmail.com

Óscar Obando Correa
Ingeniero Mecatrónico,
Universidad Santo Tomás Bucaramanga
mecatroscar@hotmail.com

Jorge García Harcker
Pediatra Neonatólogo
Coordinador Médico UCIN
Clínica Materno Infantil San Luis Bucaramanga
jgarciaharker@hotmail.com

Resumen— La Facultad de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Santo Tomás, seccional Bucaramanga, inició en el año 2005 el proceso de formulación y desarrollo de un trabajo cuya idea se originó por parte de la Clínica Materno Infantil San Luis en Bucaramanga; la cual consistió en la posibilidad de construir un equipo que permitiera aplicar hipotermia cerebral en neonatos, con el fin de prevenir las complicaciones derivadas de la Encefalopatía Hipóxico Isquémica (EHI), que es una de las principales causas de enfermedades neurológicas en neonatos. El presente trabajo describe la forma en que se diseñó y construyó el prototipo inicial de una máquina que, a través de un sistema de enfriamiento de estado sólido basado en células peltier, produce hipotermia a nivel cerebral en neonatos. Se describe de igual forma el desarrollo de un segundo prototipo a partir de las mejoras realizadas al primero en diferentes aspectos de su estructura. El segundo prototipo obtenido es una máquina que permite aplicar una adecuada temperatura de enfriamiento en el cerebro de los neonatos de manera estable y por el tiempo que especifiquen los especialistas médicos.

Palabras clave— Encefalopatía Hipóxico Isquémica, Hipotermia, Transferencia de Calor.

Abstract— The Mechatronics Engineering Faculty at Universidad Santo Tomás in Bucaramanga, initiated in 2005 the process of formulation and development of a work whose idea was conceived by the Clínica Materno Infantil San Luis in Bucaramanga, about building an equipment to apply cerebral hypothermia in neonates, in order to prevent complications due to hypoxic ischemic encephalopathy (HIE), since this is one of the leading causes of neurological diseases in neonates. This paper describes the design and building of the initial prototype of a machine with a cooling system based on solid state Peltier cells.

This machine produces hypothermia on the brain in neonates. The development of a second prototype based on the improvements made to the first in various aspects of its structure is also described. The second prototype is a machine that applies a proper and stable cooling temperature on the brain of neonates, during the time specified by the medical specialists.

Keywords— Heat Transfer, Hypothermia, Hypoxic Ischemic Encephalopathy.

I. INTRODUCCIÓN

La encefalopatía hipóxico isquémica (EHI) es una complicación que se puede presentar en los bebés en el momento del nacimiento y se constituye en la principal causa de enfermedades neurológicas en neonatos [1]. El origen de la EHI incluye aquellas circunstancias que afectan el fluido sanguíneo cerebral en el feto y el neonato, y compromete el suministro de oxígeno al cerebro. Esta se puede desarrollar ya sea en el período anterior al parto, durante el parto o luego del parto. Para el tratamiento de esta complicación se han planteado diferentes alternativas, una es la aplicación de hipotermia a nivel cerebral [2], ya que mediante esta técnica se puede disminuir el metabolismo cerebral lo cual a su vez reduce los requerimientos de oxígeno del cerebro, disminuye los posibles daños que se puedan presentar [3].

Hasta el momento se han realizado diversos estudios no sólo en humanos [4], [5], sino también en

animales, para establecer las consecuencias del enfriamiento cerebral [5] a [9]. En la mayoría de estos estudios no se hace referencia al método o mecanismo utilizado para lograr el enfriamiento cerebral, encontrando en algunos la utilización de bolsas de hielo o gorras de enfriamiento. En otros estudios se encontró que se utilizó agua a una temperatura de 10 °C por 72 horas [4], [10] a [16], por esta razón, éstos últimos parámetros se tomaron como criterio para el diseño y construcción de la máquina.

A partir de esta problemática se inicia el desarrollo de una máquina que logre aplicar frío en la cabeza de un neonato que haya sufrido de EHI. Con el fin de lograr este objetivo inicialmente se diseña y construye un primer prototipo, el cual luego es mejorado en diversos aspectos.

II. DISEÑO INICIAL [17]

El componente principal de la máquina corresponde al sistema de refrigeración y para el diseño de éste se parte de la potencia calórica producida por el cerebro y que se requiere extraer con el fin de enfriar la cabeza. Habida cuenta que la potencia calórica en la cabeza se genera a partir del metabolismo cerebral, el glucógeno, el oxígeno y la temperatura estacionaria en la sangre; obteniendo un valor aproximado de 15W para la potencia calórica en el cerebro [18]. Si se establece un factor de pérdidas entre la cabeza y el dispositivo que se utilice para la aplicación del frío, se concluye que el dispositivo de aplicación de frío (casco) tendrá que tener una capacidad de extraer 18,75W. Se asume que la cabeza del paciente estará a una temperatura inicial de 37°C y que el fluido que se utilizará como medio para realizar la transferencia de frío circulará con un caudal de 50lt/hr, el cual corresponde al caudal nominal de la bomba a utilizar. Finalmente, con (1) se establece que para cualquier valor de temperatura menor a 36.7°C se logra extraer la potencia requerida.

$$T_{Cabeza} - T_{Casco} = \frac{P}{\rho \cdot Q \cdot C_p} \quad (1)$$

T_{Cabeza} : Temperatura en la cabeza del paciente [°K]

T_{Casco} : Temperatura en el casco [°K]

P: Capacidad de potencia de extracción del casco [W]

ρ : Densidad del agua [Kg/m³]

Q: Caudal [m³/s]

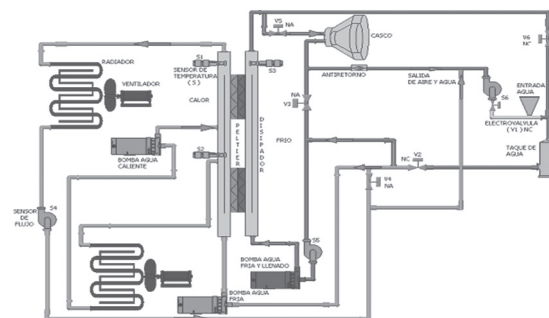
C_p : Calor específico del agua [J/(Kg·°K)]

Para establecer el mecanismo mediante el cual se realizaría el sistema de enfriamiento se tiene en cuenta que la máquina funcionará en unidades de cuidado intensivo, por lo cual se requiere que produzca la menor cantidad de ruido sonoro posible y adicionalmente teniendo en cuenta que se tendrá un dispositivo de enfriamiento a través del cual se enfriará la cabeza de un neonato se establece que se requiere un sistema de enfriamiento que no utilice elementos contaminantes que potencialmente puedan afectar al paciente.

Es así como se establece que la utilización de células peltier es la mejor alternativa para obtener un sistema de enfriamiento silencioso y sin fluidos contaminantes. Las células Peltier [19] son dispositivos semiconductores que al hacer circular una corriente eléctrica a través de ellos, un lado del dispositivo se calienta y el otro lado se enfría, produciéndose un gradiente de temperatura entre las dos placas que la componen. Entre las características que hacen a las células Peltier los dispositivos ideales para esta aplicación están: producen frío y calor indistintamente simplemente invirtiendo la polaridad de la tensión aplicada, son totalmente silenciosas y no producen vibraciones, fácil variación de la potencia refrigerante, no necesitan mantenimiento, no poseen elementos móviles, pueden funcionar en cualquier posición. Estos aspectos hacen posible tener sistemas de refrigeración que no utilizan refrigerantes gaseosos, los cuales tienen características contaminantes.

En la Fig. 1 se muestra el diseño del sistema de enfriamiento planteado inicialmente.

FIG. 1. DISEÑO INICIAL DEL SISTEMA DE ENFRIAMIENTO



Este diseño preliminar incluyó el diseño de los disipadores de calor para las células peltier, de los radiadores de refrigeración y del dispositivo de enfriamiento para la cabeza del paciente. Estos diseños fueron simulados en Ansys® para comprobar su funcionamiento, obteniendo buenos resultados. Las Fig. 2 y 3 muestran los disipadores de calor diseñados, la Fig. 4 muestra algunas de las simulaciones realizadas sobre los disipadores.

FIG. 2. DISIPADOR LADO FRÍO DISEÑADO

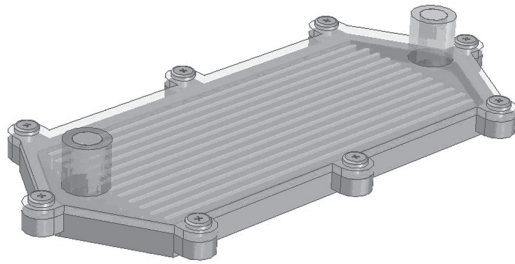


FIG. 3. DISIPADOR LADO CALIENTE DISEÑADO

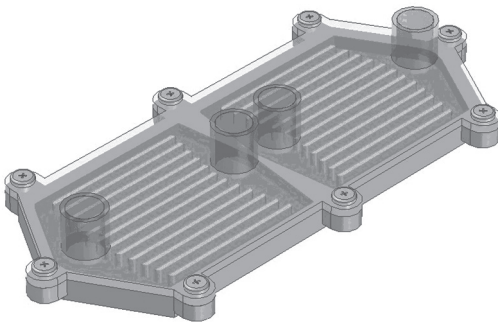
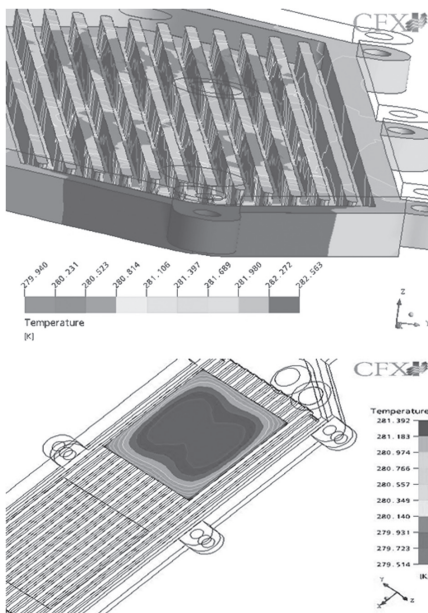


FIG. 4. DISIPADOR LADO CALIENTE DISEÑADO

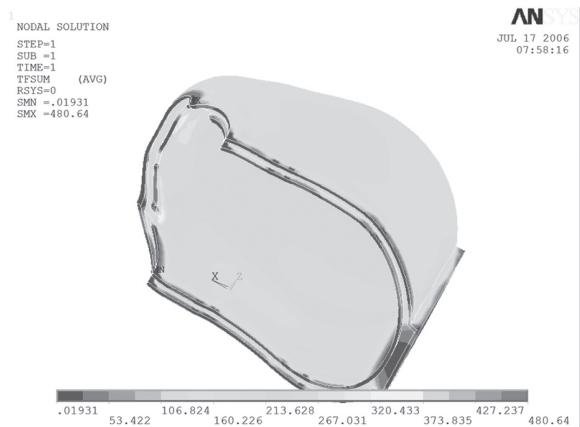


La Fig. 5 muestra el casco diseñado y la Fig. 6 muestra una de las simulaciones realizadas sobre él.

FIG. 5. CASCO DISEÑADO



FIG. 6. SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO TÉRMICO DEL CASCO DISEÑADO



Para efectos del control electrónico del sistema y de la temperatura de enfriamiento requerida, se planteó la utilización de un sistema que utilizaría un microcontrolador como núcleo principal y además se utilizaría una interfaz hombre máquina compuesta por un teclado alfanumérico y una pantalla LCD.

Para efectos de controlar la temperatura del agua, se planteó la implementación mediante microcontrolador de un control PI, en el que se utiliza como señal de control una tensión aplicada sobre la compuerta de un mosfet que a su vez controla la circulación de corriente sobre las células peltier. Adicionalmente se planteó utilizar una válvula bypass con el fin de desviar el agua que circula por el casco, cuando se alcance la temperatura de referencia, y cuando el agua aumentara su temperatura sobre el valor de referencia nuevamente el agua circularía por el casco. De esta forma se ejercería un control on-off sobre el casco.

Estos diseños no pudieron desarrollarse en la práctica debido a varios factores: en el caso de los disipadores de calor y los radiadores para las células Peltier, resultaba muy costosa su fabricación y en el caso del dispositivo de enfriamiento no fue posible ubicar alguna empresa que pudiera construir el diseño planteado.

Por esto se analizaron otras alternativas para desarrollar el sistema de enfriamiento y se mantuvo como núcleo central las células Peltier.

III. PROTOTIPO INICIAL

En la búsqueda de soluciones alternativas para el desarrollo del sistema de enfriamiento, se encontró que existen unos sistemas utilizados para mejorar el rendimiento de computadoras, los cuales funcionan haciendo circular agua sobre los procesadores, a través de unas placas de disipación; y algunos de estos sistemas para lograr un mejor desempeño utilizan células Peltier.

Fue así como se decidió utilizar los sistemas Bigwater 745 de la empresa Thermaltake los cuales constan de: una placa de disipación, un par bomba-tanque y radiadores (Ver Fig. 7). Estos sistemas utilizan como medio refrigerante glicol, sin embargo este fluido es contaminante y podía ser perjudicial para el paciente. A partir de estos sistemas se planteó un diseño para el sistema de enfriamiento, el cual se muestra en la Fig. 8, y el medio refrigerante fué reemplazado por agua.

FIG. 7. SISTEMA DE ENFRIAMIENTO BIGWATER 745

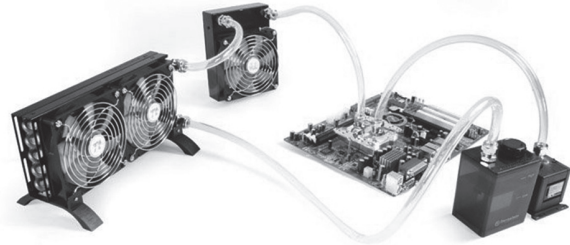
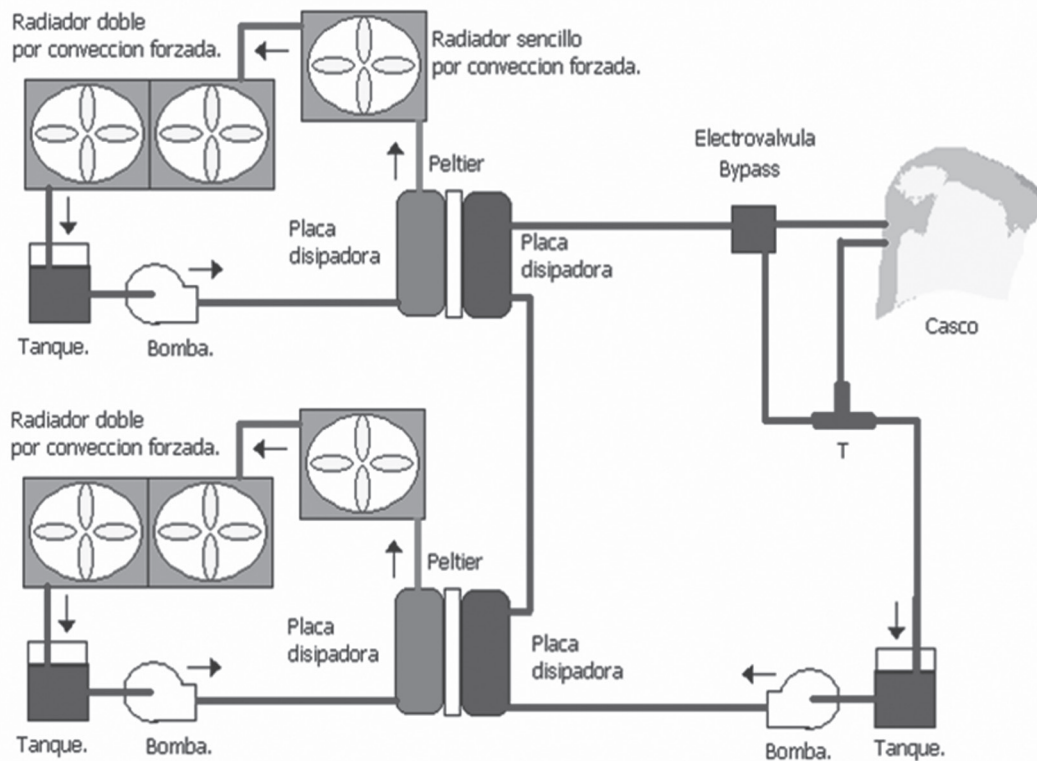


FIG. 8. SISTEMA DE ENFRIAMIENTO IMPLEMENTADO EN EL PROTOTIPO INICIAL CON BASE EN LOS SISTEMAS BIGWATER 745



En lo relacionado con el sistema electrónico, se modificó el diseño preliminar, planteando la utilización de dos PIC's, uno encargado de manejar las señales de sensado y actuación sobre las células peltier y otro encargado de manejar la interfaz hombre máquina y otras señales de actuación.

En cuanto al sistema de control de temperatura, en el prototipo inicial se mantuvo la idea de realizar un control on-off sobre el casco, a través de una válvula bypass (Ver Fig. 8). La Fig. 9 muestra un diagrama de bloques del sistema electrónico y la Fig. 10 muestra la interfaz hombre máquina desarrollada.

FIG. 9. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

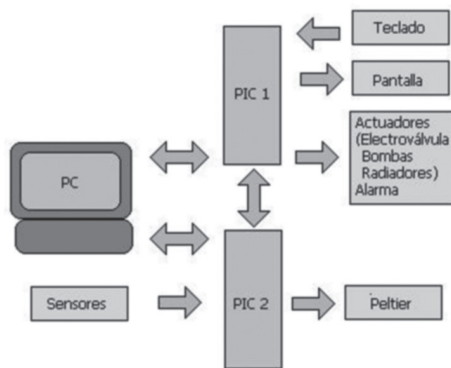


FIG. 10. INTERFAZ HOMBRE MÁQUINA DESARROLLADA



En cuanto al dispositivo de enfriamiento se desarrollaron diversas alternativas, sin embargo se tuvieron problemas tanto a nivel del tipo de material a utilizar como a nivel de la técnica para su fabricación. Debido a esto se buscaron otras alternativas, y se encontró un sistema utilizado para la aplicación de frío en el hombro, el cual se adaptó

muy bien a la aplicación. En la Fig. 11 se muestran los diversos diseños planteados y en la Fig. 12 el dispositivo para enfriamiento de hombro.

FIG. 11. DIFERENTES DISEÑOS PLANTEADOS PARA EL DISPOSITIVO DE ENFRIAMIENTO (CASCO)

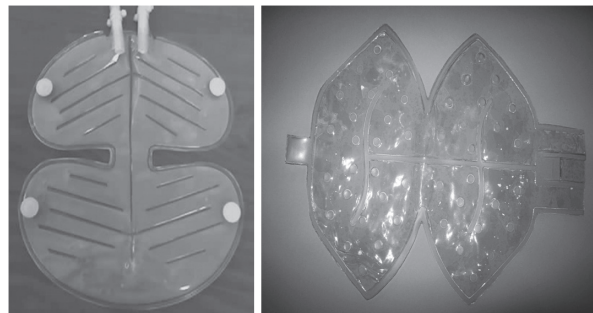
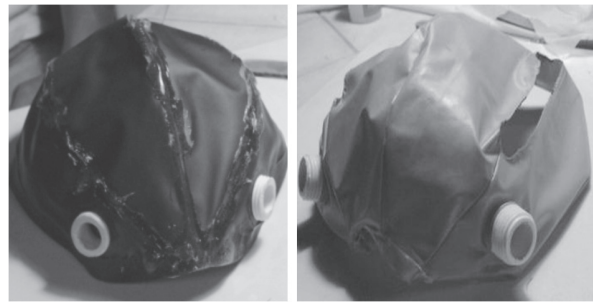


FIG. 12. DISPOSITIVO PARA ENFRIAMIENTO DE HOMBRO ADAPTADO A LA MÁQUINA



Mediante el prototipo inicial construido, mostrado en la Fig. 13, se logró establecer una temperatura de enfriamiento en un rango de 6-14°C la cual cubría el valor de 10°C establecido como criterio de diseño, pero dependía de la temperatura ambiente. La Fig. 14 muestra el comportamiento del prototipo inicial a temperatura ambiente de 20 y 25°C, en donde se observa que para 25°C se alcanzan aproximadamente 13°C en el agua que circula por el casco, de tal forma no se logra obtener la temperatura de referencia de 10°C.

FIG. 13. PROTOTIPO INICIAL CONSTRUIDO

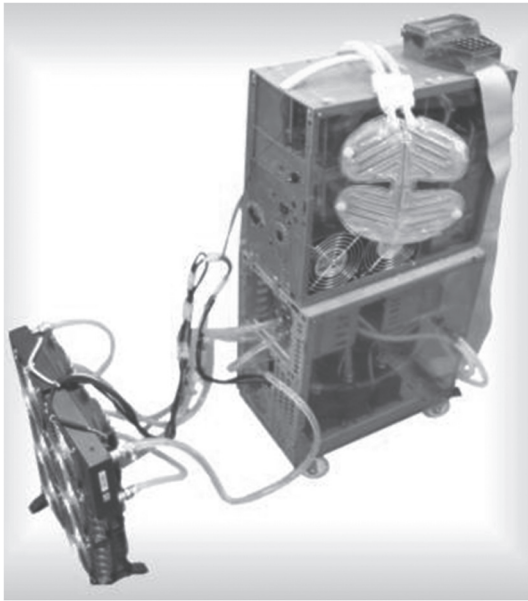


FIG. 14. COMPORTAMIENTO DEL PROTOTIPO INICIAL A 20 Y 25°C

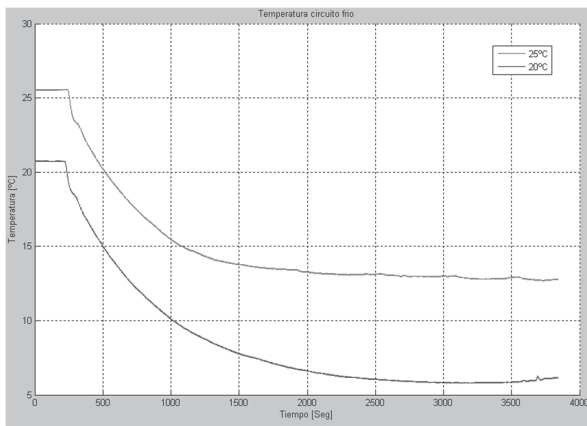
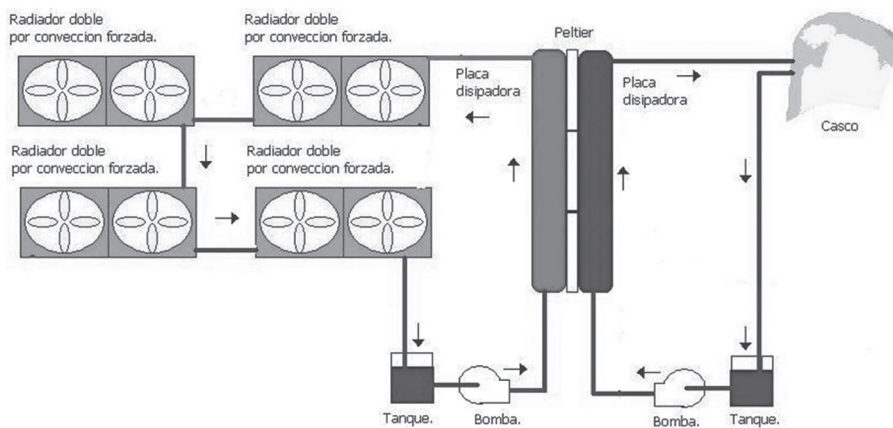


FIG. 15. SISTEMA DE ENFRIAMIENTO IMPLEMENTADO EN EL PROTOTIPO FINAL



Debido a la influencia de la temperatura ambiente que no permitía lograr la temperatura requerida a más de 23°C y a otros aspectos como: la composición de la máquina en cuanto a sus partes como se observa en la figura se tienen tres componentes (una estructura principal que alberga la mayor parte de dispositivos, un banco de radiadores separado de la estructura principal y la interfaz hombre máquina), la máquina producía un pequeño ruido debido a algunos ventiladores; se planteó realizar una adecuación de la máquina que mejorara estos y otros aspectos.

IV. ADECUACIÓN DEL PROTOTIPO

Para la adecuación del prototipo inicial, se planteó: el mejoramiento del sistema de refrigeración, rediseño del sistema electrónico de control, del dispositivo de enfriamiento y de la estructura principal.

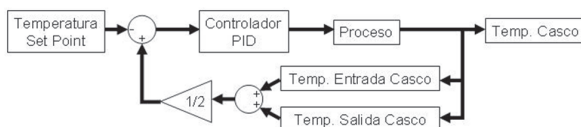
En el caso del sistema de enfriamiento, se aisló este sistema de los demás componentes de la máquina y se realizaron diversas pruebas, con el fin de determinar la mejor configuración del sistema que presentara un mejor desempeño, se obtuvo la configuración mostrada en la Fig. 15.

Esta configuración utiliza tres peltier para lo cual se elaboraron nuevos disipadores, los cuales tienen una mayor área de contacto con las células peltier, logrando un mayor aprovechamiento de transferencia de calor entre el agua y las peltier. Por otro lado se observa la eliminación de la electroválvula bypass, debido a que se encontró que el control on-off producía alteraciones bruscas de la temperatura del casco que podrían ser perjudi-

ciales para el paciente. Al eliminar el control on-off se planteó ejercer un control continuo sobre la temperatura del agua, para lo cual, se seleccionó un PLC que incluyera un control PID para ejercer el control continuo sobre la temperatura del agua en el casco. El PLC seleccionado fue el OPLC Vision 570 de Unitronics, el cual integra un PLC con una interfaz hombre máquina en un solo dispositivo.

La Fig. 16, muestra el esquema de control utilizado. El OPLC Vision 570 de Unitronics, posee rutinas de autosintonía, las cuales fueron configuradas para que cada vez que la máquina sea usada, el controlador se sintonice y responda adecuadamente a las diferentes condiciones presentes, tanto ambientales como con respecto al paciente.

FIG. 16. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA DE CONTROL EN EL PROTOTIPO ADECUADO



La implementación de este PLC, redujo significativamente los circuitos electrónicos involucrados en el sistema, lo cual da mayor confiabilidad.

Con relación a la estructura principal, se diseñó una nueva en la cual se integran todos los componentes de la máquina y la hacen más ergonómica y compacta. La Fig. 17, muestra el resultado final de la máquina con la nueva estructura.

Es de resaltar que en cuanto a normatividad de equipos médicos, se tuvo en cuenta la norma técnica IEC 60601-1.

V. CONCLUSIONES

Este trabajo se constituye en una muestra de lo que se puede lograr en Colombia, al indagar acerca de las necesidades del entorno, a pesar de las limitaciones en recursos que se poseen.

Particularmente la escasez de ciertos recursos tecnológicos implica que es importante realizar un análisis de las opciones de diseño que se planteen al desarrollar un producto, con el fin de seleccionar no sólo la mejor opción, sino la que se encuentre disponible y con esto optimizar al máximo el tiempo empleado en el proceso de desarrollo.

Se encontró que uno de los aspectos claves en el correcto funcionamiento de este equipo fue el

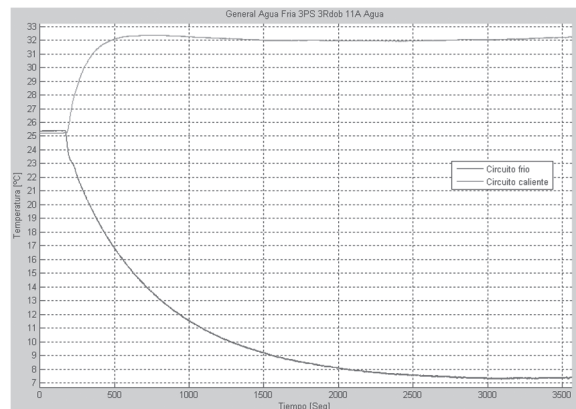
adecuado aislamiento térmico en diferentes etapas del dispositivo, con el fin de evitar las pérdidas y el efecto de la temperatura ambiente. En la Fig. 18 se puede observar la mejora en la evolución de la temperatura de la máquina a una temperatura de 25°C, llegando a ser aproximadamente 7.5 °C, inferior a los 10 °C necesarios.

Se espera poder desarrollar una nueva etapa en la cual, se ejecuten pruebas con pacientes, con el fin de corroborar el funcionamiento de la máquina.

FIG. 17. PROTOTIPO FINAL



FIG. 18. COMPORTAMIENTO TÉRMICO DE LA MÁQUINA A UNA TEMPERATURA AMBIENTE DE 25°C



El principio de funcionamiento de este equipo puede ser empleado para otras aplicaciones que

requieran la utilización del frío como terapia o tratamiento, con sólo modificar el dispositivo de aplicación de la temperatura sobre el paciente en la parte del cuerpo que se requiera. Es así como este equipo puede ser adaptado y utilizado en aplicaciones de hipertermias, cirugías cardíacas, tratamientos estéticos y lesiones deportivas, entre otras.

REFERENCIAS

- [1] A. Sola, C. W. Tong, S. Hamrick y D. Ferreiro. (2006, Febrero, 14). Eritropoyetina e injuria cerebral. [Online]. Disponible: <http://www.prematuros.cl/webocubre05/eritropoyetina/eritropoyetina.html>
- [2] A. Legido, C. Katsetos, O. Mishra, M. Delivoria-Papadopoulos. (2006, Febrero). Perinatal Hypoxic Ischemic Encephalopathy: Current and Future Treatments. *International Pediatrics*. [Online]. 15(3). pp 143-151
- [3] J. Martínez, M. Torres, S. Jimeno, R. Escrig, P. Sáenz, I. Izquierdo, Prevención del daño cerebral hipóxico-isquémico neonatal: viejos problemas, nuevas esperanzas, *Revista Mexicana de Pediatría*, Vol. 73, No. 4, Jul-Ago 2006, pp. 184-191
- [4] A. Gunn, P. Gluckman, T. Gunn, Selective head cooling in newborn infants after perinatal asphyxia: a safety study, *Pediatrics*, 1998, 102, pp 885-892
- [5] S. Shankaran, A. Laptook, L. Wright, et al, Whole-body hypothermia for neonatal encephalopathy: animal observations as a basis for a randomized, controlled pilot study in term infants, *Pediatrics*, 2002, 110, pp. 377-385
- [6] K. Haaland, E. Loberg, P. Steen, M. Thoresen, Posthypoxic hypothermia in newborn piglets, *Pediatr Res*, 1997, 41, pp. 505-512
- [7] M. Thoresen, R. Bagenholm, E. Loberg, F. Apricena, I. Kjølmer, Posthypoxic cooling of neonatal rats provides protection against brain injury, *Arch Dis Child Fetal Neonatal*, 1996, 74, F3-F9
- [8] M. Thoresen, J. Penrice, A. Lorek, et al, Mild hypothermia after severe transient hypoxia-ischemia ameliorates delayed cerebral energy failure in the newborn piglet. *Pediatr Res*, 1995, 37, pp 667-670
- [9] E. Sirimanne, R. Blumberg, D. Bossano, et al, The effect of prolonged modification of cerebral temperature on outcome following hypoxic ischemic injury in the infant rat, *Pediatr Res*, 1996, 39, pp 591-598
- [10] P. Gluckman, J.S. Wyatt, D. Azzopardi, R. Ballard, A.D. Edwards, D.M. Ferriero, R.A. Polin, C. Robertson, M. Thoresen, A. Whitelaw, A.J. Gunn. Selective head cooling with mild systemic hypothermia after neonatal encephalopathy: multicentre randomized trial. *Lancet*, 2005, Vol. 365, pp 663-670
- [11] M. Rutherford, D. Azzopardi, A. Whitelaw, F. Cowan, S. Renowden, A.D. Edwards, M. Thoresen, Mild Hypothermia and the Distribution of Cerebral Lesions in Neonates With Hypoxic-Ischemic Encephalopathy. *Pediatrics*, 2005, 116(4), pp 1001-1006
- [12] M.R. Battin, J.A. Dezoete, T.R. Gunn, P. Gluckman, A.J. Gunn. Neurodevelopmental Outcome of Infants Treated With Head Cooling and Mild Hypothermia After Perinatal Asphyxia. *Pediatrics*, 2001, 107(3), pp 480-484
- [13] M.R. Battin, J. Penrice, T.R. Gunn, A.J. Gunn. Treatment of Term Infants With Head Cooling and Mild Systemic Hypothermia (35.0 Degrees C and 34.5 Degrees C) After Perinatal Asphyxia. *Pediatrics*, 2003, 111(2), pp 244-251
- [14] Z.L. Lin, H.M. Yu, J. Lin, S.Q. Chen, Z.Q. Liang, Z.Y. Zhang. Mild Hypothermia Via Selective Head Cooling As Neuroprotective Therapy in Term Neonates With Perinatal Asphyxia: an Experience From a Single Neonatal Intensive Care Unit. *Journal of Perinatology*, 2006, 26(3), pp 180-184
- [15] G. Simbruner, C. Haberl, V. Harrison, L. Linley, A.E. Willeitner. Induced Brain Hypothermia in Asphyxiated Human Newborn Infants: a Retrospective Chart Analysis of Physiological and Adverse Effects. *Intensive Care Medicine*, 1999, 25(10), pp 1111-1117
- [16] W.H. Zhou, X.M. Shao, Y. Cao, C. Chen, X.D. Zhang. Safety Study of Hypothermia for Treatment of Hypoxic-Ischemic Brain Damage in Term Neonates. *Acta Pharmacologica Sinica*, 2002, 23, pp 64-68
- [17] C. Prada, J. Duarte, W. Castro, Diseño de un equipo para generación de hipotermia artificial en el cerebro de los neonatos, Proyecto de grado Ingeniería Mecatrónica, Universidad Santo Tomás, Bucaramanga, 2006
- [18] A. C. Guyton, Tratado de fisiología médica, 5ª ed., Editorial Interamericana, México, 1977
- [19] J. Millán. (2006, Febrero 14). Peltier. [Online]. Disponible: <http://www.sc.ehu.es/nmwmigaj/PELTIER.htm#t>