

Diseño de un prototipo para la medición de flujo de calor mediante calorimetría directa usando sensado por variación de temperatura

Oscar Reyes*, Oscar Cadena**, Rodrigo Correa***

Resumen

Este artículo muestra las principales características del módulo para el monitoreo de flujo de calor mediante sensado de temperatura en pacientes que se encuentran en estado post-operatorio, como planteamiento de solución a los inconvenientes y falencias que presentan los actuales métodos de seguimiento del consumo de calorías. Este proyecto es un prototipo que se construye con el fin de guiar estudios posteriores sobre el tema, por lo tanto, las pruebas de calibración de flujo de calor y temperatura no se realizarán en seres humanos sino en generadores de calor controlados.

Palabras claves: Calorimetría, flujo de calor, metabolismo, temperatura.

Abstract

This article presents the main characteristics of the design and construction of a prototype to measure heat flux, acquiring temperature variation and using noninvasive temperature sensors. The conditions of a post-surgical patient are related to energy consumption as a part of the metabolic answer due to stress that represents the patient decaying condition. One of the actions adopted to improve and accelerate the patient process of recovery, is the appropriate handling of the metabolism, since its adequate control can contribute to the necessary nutrients for the evolution and recovering of the person under care. This project is a prototype, and therefore, tests should not be used on human beings but only on controlled heat generators.

Key words: Calorimetry, heat flux, metabolism, temperature.

Fecha de recepción: 25 de abril de 2007
Fecha de aceptación: 24 de octubre de 2007

* Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, UIS. Grupo de Investigación CEMOS. omreyes@uis.edu.co

** Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, UIS. Grupo de Investigación CEMOS.

*** Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, UIS. Grupo de Investigación CEMOS. crcorrea@uis.edu.co

Correspondencia: UIS, Edificio Ingeniería Eléctrica. Cra. 27 calle 19, Bucaramanga (Colombia).

I. INTRODUCCIÓN

Este artículo describe el diseño de un prototipo para la medición de flujo de calor, mediante el método de calorimetría directa utilizando sensores para detectar las variaciones de temperatura; se exponen las distintas etapas del prototipo y los criterios de selección de dispositivos para la construcción del *hardware* así como las principales características del *software* elaborado con el fin de representar los datos obtenidos.

La fase final del proyecto se basa en la calibración del equipo mediante análisis comparativos utilizando un equipo de medición de temperatura patronado con certificación ISO9001 vigente y un generador de calor controlado.

Este trabajo es el primer eslabón del proyecto de investigación “Desarrollo de un sistema de calorimetría directa con comunicación inalámbrica para pacientes hospitalizados” que adelanta el Grupo CEMOS¹ de la Universidad Industrial de Santander, y está enfocado a presentar una propuesta diferente e innovadora para realizar el monitoreo nutricional en el proceso de rehabilitación de pacientes que se encuentran en estado post-quirúrgico por medio de la vigilancia del consumo de calorías.

II. MARCO TEÓRICO Y JUSTIFICACIÓN

Las enfermedades clínicas y el padecimiento post-quirúrgico en general elevan el gasto energético como parte de la respuesta metabólica del organismo al estrés que presenta esta condición de decadencia en el paciente. Este aumento depende de la gravedad de la dolencia y de la extensión de la agresión sufrida o por algunos padecimientos, como la presencia de fiebre, las complicaciones infecciosas y las medidas terapéuticas adoptadas para su recuperación.

El seguimiento del metabolismo en pacientes que se encuentran en estado post-operatorio es un aspecto de gran importancia en el proceso de recuperación y en la detección de posibles desbalances energéticos o nutricionales que impidan un correcto avance en su salud. Este seguimiento y control nutricional se puede determinar por medio de los cambios en la cantidad de calor que el cuerpo emite en el proceso de producción y consumo de la energía.

¹ Grupo Investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación. Universidad Industrial de Santander. Bucaramanga, Colombia

Para realizar un estudio de la energía es necesario definir la materia o región en el espacio de interés, en este caso el cuerpo humano, el cual se encuentra separado por una capa aislante y protectora conocida como la piel, la cual será llamada la *frontera*, ya que aísla el sistema en estudio de sus alrededores. Este sistema, a pesar de su aislamiento, se encuentra en continuo intercambio de masa y energía necesarias para mantener su funcionamiento; este concepto es conocido en termodinámica como *sistema abierto*. La masa y energía puede entenderse como los alimentos, sustancias y nutrientes que ingresan al sistema (cuerpo humano) e intervienen en el metabolismo interno para producir otros tipos de energía, que satisfacen los diferentes requerimientos del cuerpo. El producto principal y motivo de nuestro estudio en términos de energía es el calor.

La termodinámica es una rama de la física conocida como la ciencia de la energía y permite encontrar las distintas relaciones entre el calor y su capacidad para producir trabajo [1]. Es posible afrontar el problema de la medición del flujo de calor por medio de la variación de temperatura siempre y cuando se ostente un conocimiento claro de los conceptos termodinámicos de flujo de calor y temperatura. Estos dos parámetros están correlacionados pero no representan lo mismo.

La temperatura es una magnitud física que permite conocer el grado de concentración de la energía térmica. Concretamente, la temperatura es un parámetro físico descriptivo de un sistema que caracteriza el calor o transferencia de energía térmica entre un sistema y otros, mientras que el flujo de calor es la tasa de transferencia de energía por unidad de área [1]. El calor es entendido como una interacción de energía y solo ocurre debido a una diferencia de temperatura. La transferencia de calor es un intercambio de energía térmica.

El flujo o transferencia de calor por unidad de masa de un sistema se denota por medio de q y se determina por (1).

$$q = \frac{Q}{m} \left(\frac{\text{kJ}}{\text{kg}} \right) \quad (1)$$

Donde representa la cantidad de calor transferida durante un proceso entre dos estados.

El calor se transfiere en general en tres diferentes maneras: conducción, convección y radiación.

La *conducción* es la transferencia de energía de partículas más energéticas de una sustancia a partículas adyacentes menos energéticas, debido a interacciones directas entre ellas. *Convección* es la transferencia de energía entre una superficie sólida y un líquido o gas adyacente que se encuentra en movimiento. *Radiación* es la energía emitida por la materia por medio de ondas electromagnéticas; para estudios de transferencia de calor resulta más importante la radiación térmica, la cual es emitida por los cuerpos debido a su temperatura, mientras mayor sea la temperatura, mayor será la radiación que emita el sistema.

La relación entre calor y temperatura se deriva de la ley de enfriamiento de Newton, la cual expresa que, siempre y cuando no haya una diferencia demasiado grande entre el ambiente y el cuerpo en análisis, se puede encontrar una tasa de calor transferido por unidad de tiempo hacia al cuerpo o desde el cuerpo por radiación, convección y conducción que, a su vez, es aproximadamente proporcional a la diferencia de temperatura entre el cuerpo y el medio externo[1]. La relación se expresa en (2)

$$Q = m c_p \Delta T \quad (2)$$

Donde:

Q es la tasa de transferencia de calor o energía asociada al cambio de temperatura en Joules (J).

m es la masa del cuerpo en kg.

c_p es el calor específico del cuerpo en $J/kg K$.

ΔT es la variación de temperatura dada en grados Kelvin (K)

El metabolismo constituye la suma de todas las reacciones químicas necesarias para transformar la energía en los seres vivos y suele representarse por el *índice metabólico*, que se define como la tasa transformación de la energía (en forma de calor liberado) durante dichas reacciones químicas[2]. El calor es el producto final de más del 95% de la energía liberada en el organismo cuando no se presenta consumo energético externo.

El proceso de seguimiento del gasto energético debe realizarse bajo condiciones de completo reposo. El gasto energético de una persona cuando se encuentra en estas condiciones se conoce como *metabolismo basal* y es precisamente bajo estas condiciones controladas que se utilizan técnicas para la medición del flujo de calor.

La *calorimetría* es el método encargado de medir el calor de una reacción química o de una sustancia en reposo. Actualmente se utilizan dos métodos para la medición del flujo de calor en las aplicaciones médicas:

A. *Calorimetría indirecta*

Es el proceso mediante el cual se mide el gasto de oxígeno que se utiliza directamente en el metabolismo oxidativo, es decir, las reacciones que se presentan entre el oxígeno y los alimentos para la generación de energía. Más del 95% de la energía consumida por el organismo proviene de reacciones del oxígeno con los distintos alimentos, por lo tanto se puede calcular la tasa metabólica de todo el cuerpo a partir de la tasa de utilización del oxígeno. Es así que para una alimentación promedio *la cantidad de energía liberada por litro de oxígeno consumido por el cuerpo, representa 4825 calorías*[2]. Esta relación es conocida como *equivalente energético del oxígeno* y, gracias a ella, es posible calcular la tasa de liberación de calor del organismo a partir del oxígeno consumido en un determinado período de tiempo.

B. *Calorimetría directa*

Se fundamenta en el proceso descrito por la termodinámica y se encarga de medir la cantidad de calor liberada por el cuerpo dentro de un *Calorímetro*. Una persona es introducida dentro de una cámara aislada para tener condiciones controladas de temperatura. El calor generado por el paciente es conducido por el aire alrededor y es transferido de manera forzada a pasar por agua que rodea la cámara[3]. Utilizando la definición de caloría², y sabiendo la temperatura inicial del agua, se puede obtener el número de calorías generadas por el individuo al interior del calorímetro.

El costo, la complejidad y el tiempo que requiere este método no permiten su aplicación en forma rutinaria y queda circunscrita sólo al ámbito de la investigación y su utilización en un reducido número de lugares en el mundo.

El método de Calorimetría Indirecta no presenta la exactitud necesaria porque la constante de consumo de oxígeno cambia de acuerdo con el organismo tomando en cuenta variables de género, edad, masa corporal, entre otros; además, es un procedimiento incómodo tanto para el paciente como para los miembros del equipo médico. Por otra parte, el método de

² Caloría: cantidad de energía necesaria para aumentar la temperatura de un litro de agua destilada de 14,5 °C a 15,5°C, manteniendo la presión constante.

Calorimetría Directa, utilizando la cámara de medición, es altamente costoso, sólo permite la atención de una persona por cámara, lo que implica una baja eficiencia en la prestación de servicio en los pacientes que necesiten de este tipo de cuidado.

III. DISEÑO DE UNA SOLUCIÓN AL PROBLEMA

Como propuesta a la solución del problema que presentan los dos métodos de medición de flujo de calor citados anteriormente, se plantea un modelo con las siguientes características:

- Bajo costo
- Alto factor de rechazo en modo común (CMRR)
- Alto factor de rechazo de fuente (PSRR)
- Buena relación señal a ruido (SNR)
- Alta inmunidad al ruido de 60Hz
- Bajo consumo de potencia
- Alta resolución
- Tamaño reducido
- Posibilidad de expansión
- Posibilidad de futura conexión inalámbrica

Cada una de las etapas está diseñada para ser implementada con tecnología de montaje superficial (SMD), lo que hace posible un tamaño bastante reducido para una fácil manipulación y transporte del módulo. El prototipo cuenta con un encapsulado de acrílico que aísla el sensor del circuito y éste a su vez de la batería, lo que protege los datos medidos de interferencias con los elementos del circuito y evita malformaciones de señal de alimentación producidas por el oscilador. La Figura 1 muestra una visión general del sistema por medio de un diagrama de bloques.

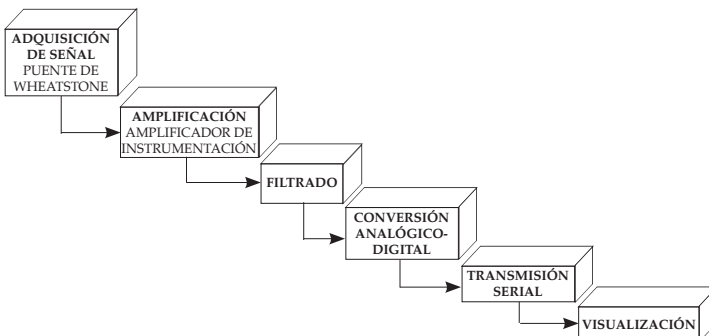


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema de adquisición de la señal de temperatura

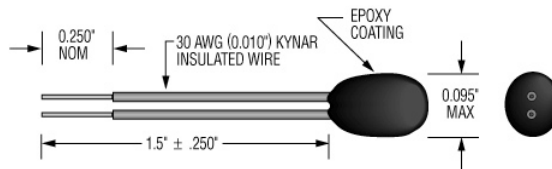
Los siguientes son los pasos de diseño del prototipo:

A. Características de la variable que se va a medir

La temperatura en seres humanos tiene un comportamiento definido y unos límites determinados por las diversas reacciones que el cuerpo pueda tener. Así pues, debido a que por debajo de 36 °C puede presentarse un shock térmico, y por encima de los 41 °C de manera prolongada las convulsiones y el stress térmico llevarían a la muerte, es necesario tener en cuenta estos límites, de tal forma que el equipo que se va a diseñar permita un correcto trabajo de la variable medida.

B. Selección del sensor

El sensor utilizado para este prototipo es el *termistor*, el cual se ilustra en la Figura 2. Posee un recubrimiento epóxico que recubre el material semiconductor, cables aislados que facilitan la manipulación dentro del circuito electrónico y un tamaño reducido que se ajusta a las características del módulo. Su resistencia de referencia es 10kΩ a 25°C.



Fuente: Adaptado de[4].

Figura 2. Esquema del *termistor* con medidas en pulgadas.

La característica de Resistencia vs. Temperatura de un *termistor* no es lineal; sin embargo, dentro del rango de temperatura corporal en que opera, el termistor presenta una característica muy aproximada a una línea recta.

La hoja de datos del sensor donde se encuentra la caracterización de las temperaturas grado por grado, con su correspondiente valor de resistencia, se denomina CURVA J y con base en ella se han realizado los cálculos de diseño que fueron corroborados en las distintas pruebas que se efectuaron en la etapa de adquisición de la señal de temperatura por medio del puente de Wheatstone.

Con las especificaciones necesarias, el *termistor* presenta un modelo matemático preciso en temperaturas que van desde 0°C hasta los 50°C, donde el β se mantiene relativamente constante en 3892 (± 2). El modelo matemático del termistor utilizado se presenta en (3).

$$R = 10 \times 10^3 e^{3892 \left(\frac{1}{T+273.15} - \frac{1}{298.15} \right)} \quad (3)$$

Donde:

R es la resistencia del *termistor* (Ω)

T es la temperatura en grados Celsius a la que se encuentra el *termistor*.

La Figura 3 muestra la gráfica de Resistencia vs. Temperatura. La línea con marcas puntuales (inferior) corresponde a la característica de la curva J proporcionada por el fabricante. La línea continua con marcas de x representa la curva generada por (3). Se aprecia que la similitud entre curvas es aceptable para adoptar el modelo matemático (correlación de 0.992).

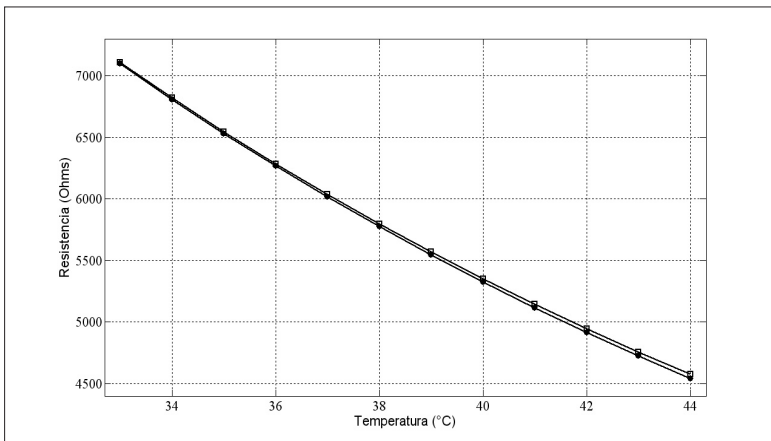


Figura 3. Gráfica de Resistencia Vs. Temperatura del *Termistor*.

La línea con marcas puntuales corresponde a la curva J y la gráfica con X se genera a partir de (3).

Una rápida respuesta térmica, una exactitud de $\pm 0.5^\circ\text{C}$, alta estabilidad, larga vida útil, tamaño reducido, bajo precio y caracterización R vs. T de fábrica, hacen del *termistor* la mejor opción para la medición de temperatura en el marco del presente proyecto.

C. Acondicionamiento de señal

Para la detección de variaciones de resistencia se utiliza el puente de Wheatstone. Usando un *termistor* con resistencia de $10\text{k}\Omega$ a 25°C se emplean resistencias de $10\text{k}\Omega$ (R_2 y R_4 en la Figura 4) y un arreglo de resistencias, cuyo equivalente es $9575,80916\Omega$, muy cercana a la resistencia del *termistor* a 26°C (9572Ω); temperatura ambiente que se utiliza generalmente en el contexto médico, esto con el fin de evitar el consumo de potencia si el módulo no se está utilizando y está encendido porque si la relación de (4) se cumple, la salida diferencial del puente de Wheatstone es cero[5].

$$\frac{R_2}{R_4} = \frac{R_3}{R_{\text{termistor}}} \quad (4)$$

Donde:

R_3 es la resistencia equivalente del arreglo de resistencias $R_3 + (R_6 // R_7)$

$R_{\text{termistor}}$ representa la resistencia variable del termistor.

R_2 y R_4 son las resistencias de $10\text{k}\Omega$.

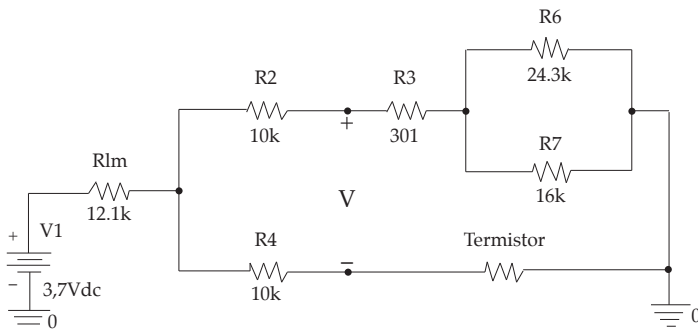


Figura 4. Esquema de la configuración del puente de Wheatstone.

El rango de temperatura que se ha establecido fijo para realizar el diseño del acondicionamiento de señal y de las demás etapas va desde los 33°C hasta los 44°C ³. Se ha agregado una resistencia limitadora de $12,1\text{k}\Omega$ al puente de Wheatstone, que genera un divisor de tensión para mantener la

³ Rango de temperatura sugerido teniendo en cuenta los límites que del cuerpo humano en estados extremos de hipotermia y fiebre que no inducen la muerte.

salida diferencial en un máximo de 320mV; una mayor tensión genera una saturación en el amplificador de instrumentación.

D. Amplificación

Para dar una referencia de tierra y amplificar la señal diferencial que proporciona el puente de Wheatstone, se utiliza un amplificador de instrumentación de *Analog Devices*. Ofrece un excelente desempeño con señales de muy baja frecuencia (o DC), muy buena relación señal a ruido ($SNR=38nV/\sqrt{Hz}$), alimentación sencilla y ganancia mínima de $5V/V$. La salida de la etapa de adquisición está dentro del rango de 20mV a 320mV, por lo tanto una ganancia mínima es suficiente para realizar todos los procedimientos posteriores de filtrado y conversión analógico-digital. La Figura 5 muestra el esquema utilizado en la etapa de amplificación.

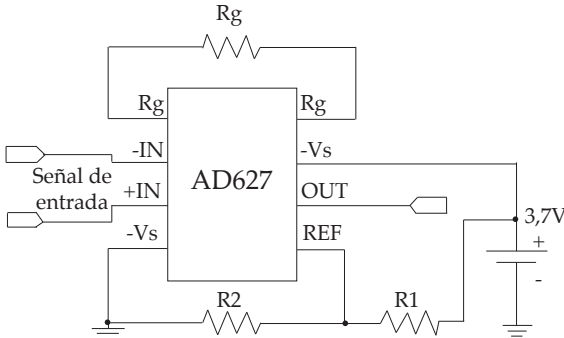


Figura 5. Esquema para la etapa de amplificación utilizando el amplificador de instrumentación AD627

Una elevada entrada diferencial donde $(V_{in+}) - (V_{in-}) \geq 0$ permite utilizar una referencia inferior a la que se usa en forma general que se define como la tensión de alimentación dividida entre dos para obtener el máximo rango de excursión. El presente caso tolera un valor de referencia de 0.9V, con el fin de evitar la saturación de los amplificadores utilizados en el filtro y disminuir el consumo de potencia en etapas posteriores.

E. Filtrado

Las frecuencias de trabajo del módulo son muy bajas, tendiendo a cero. Por esta razón se construye un filtro pasa bajas de cuarto orden que atenúa el ruido de 60Hz en 27dB, lo suficiente para tener una señal libre de la interferencia de frecuencias superiores.

Los centros hospitalarios y de salud cuentan con una iluminación fluorescente casi en su totalidad. El ruido que induce este tipo de iluminación genera interferencias electromagnéticas en los circuitos electrónicos sensibles que no cuenten con las debidas protecciones. El deterioro de la señal, datos incorrectos y fallas en comunicación y operación son las consecuencias de un filtrado deficiente de la señal; por estas razones se realizó un trabajo riguroso en el diseño de esta etapa. El esquema utilizado se ilustra en la Figura 6.

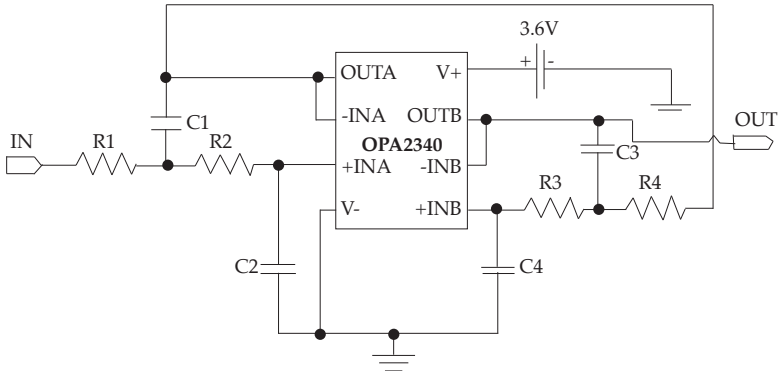


Figura 6. Esquema de la etapa de filtrado

La Figura 7 muestra la respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado en escala logarítmica y se define como frecuencia de corte 18,4Hz y ganancia unitaria.

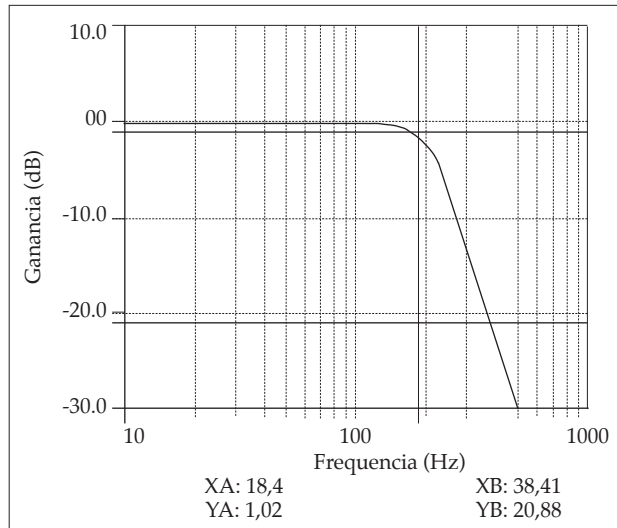


Figura 7. Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado. Frecuencia de corte 18,4Hz y ganancia unitaria

La salida del filtro es la salida de la etapa analógica del módulo y es precisamente este valor de tensión el que debe tener una relación matemática con el valor de resistencia del *termistor* y su correspondiente valor de temperatura para incluir la ecuación en el *software* y visualizar los datos de tensión obtenidos como valores de temperatura precisos.

Por medio de pruebas de laboratorio se lograron datos que relacionan la tensión en la salida del filtro con la resistencia del *termistor*. Los datos se presentan en la línea continua y con marcas de **o** en la Figura 8. Utilizando el método de mínimos cuadrados se obtuvo (5) que representa una línea recta ilustrada en la Figura 8 como una línea negra continua sin marcas, que se ajusta a los datos medidos con una correlación de 0,9983.

$$V = 3,5185488 - 0,0002803 R \quad (5)$$

donde:

V es la tensión a la salida del filtro

R es la resistencia del *termistor*

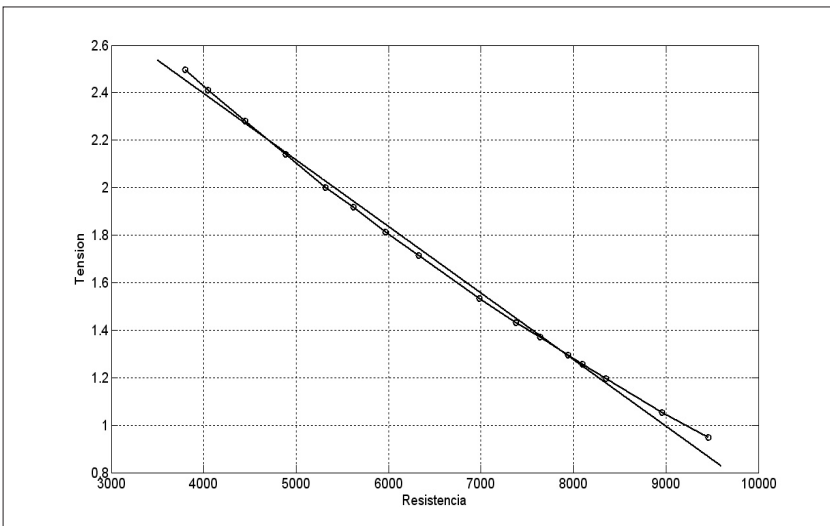


Figura 8. Comparación entre los resultados obtenidos en el laboratorio de resistencia vs. tensión (línea con marcas **o**) y la línea recta obtenida de (5)

De (3) y (5) se puede obtener la relación que existe entre la tensión de salida del filtro y la temperatura que mide el *termistor* representada en (6).

$$T = \frac{3892}{\ln(165451,5462(3,5185488 - V))} \quad (6)$$

donde:

T es la temperatura que mide el *termistor* en grados Celsius.
 V es la tensión en la salida del filtro.

F. *Convertor Analógico – Digital y Microcontrolador*

Debido a que es necesario que el sistema tenga una alta resolución, se utiliza un convertor analógico-digital de 12 *bits* con un solo canal analógico de entrada, el ADS7823 de la empresa Texas Instruments. El convertor se ajusta para recibir la señal proveniente del bloque de acondicionamiento y filtrado en un rango de 0 – 2.5 V.

Entre las características principales de este convertor se puede encontrar que su comunicación con el microcontrolador se realiza mediante el protocolo I²C, razón por la cual fue necesario programar un protocolo de comunicación con el microcontrolador[6].

La señal analógica proveniente del filtro ingresa al convertor, ésta es llevada luego al microcontrolador de manera serial y siguiendo el protocolo I²C. La comunicación entre el convertor y el microcontrolador se lleva a cabo entre los canales SDA y SCL. El canal SDA transmite los datos de manera serial siempre y cuando se mantengan sincronizados mediante la señal SCL que corresponde al reloj. Los datos digitales de la conversión ingresan al microcontrolador que se encarga de transmitirlos en forma serial al PC [7].

El esquemático del convertor analógico digital se muestra en la Figura 9.

El microcontrolador elegido es el MC68HC908QT4 de Motorola.

Las tareas desempeñadas por el microcontrolador son las siguientes:

- Manejo del convertor análogo digital mediante protocolo I²C, para la captura de las señales.
- Transmisión vía puerto serial a un PC.

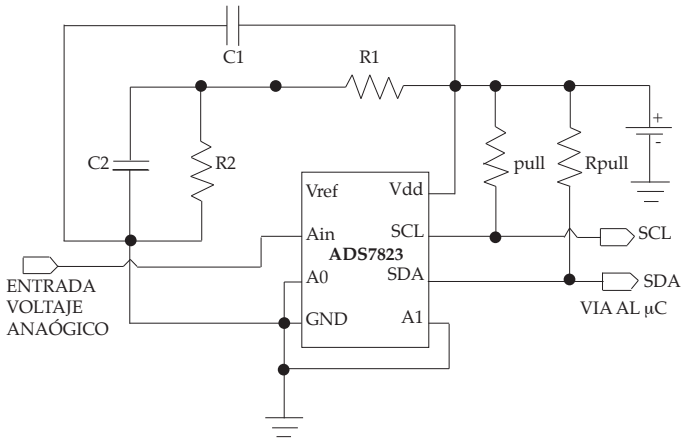


Figura 9. Esquema del convertor analógico – digital

Entre las principales características que condujeron a la elección de este microcontrolador se encuentran [8]:

- Microcontrolador perteneciente a la conocida familia M68HC08 de 8 bits de Motorola.
- Alimentación adecuada y bajo consumo de potencia.
- Número de pines necesarios para realizar su trabajo (5 de comunicación).
- 4096 bytes de memoria FLASH programable.
- Tamaño reducido y acorde al diseño.

La Figura 10 muestra el esquema del microcontrolador.

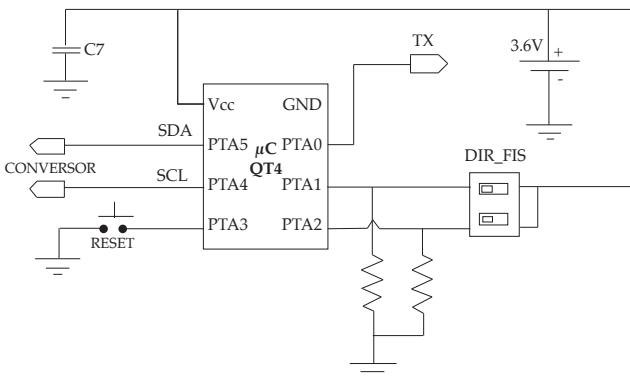


Figura 10. Esquema de la configuración electrónica del microcontrolador

G. Visualización

El programa que se utiliza para la adquisición y visualización de los datos seriales que envía el microcontrolador es LabVIEW 7.1. El entorno amigable para el usuario y una programación con utilidades para administración de los puertos, hace de este programa la mejor opción para el desarrollo de este proyecto.

Los datos digitales del valor de tensión que recibe el *software* son transformados utilizando (6) para obtener valores de temperatura y realizar todos procesos de visualización en tiempo real, manejo de estadísticas y activación de alarmas.

La Figura 11 presenta la ventana de visualización del *software*. Se puede apreciar que los datos se ilustran en formato analógico por medio de un osciloscopio virtual y un termómetro virtual; así mismo, los datos están en formato digital usando *displays* para tomar datos con mayor precisión. Además, muestra cuál es el sensor que está conectado reconociendo su dirección física, determina el estado febril a los 37,5°C con su respectiva alarma.

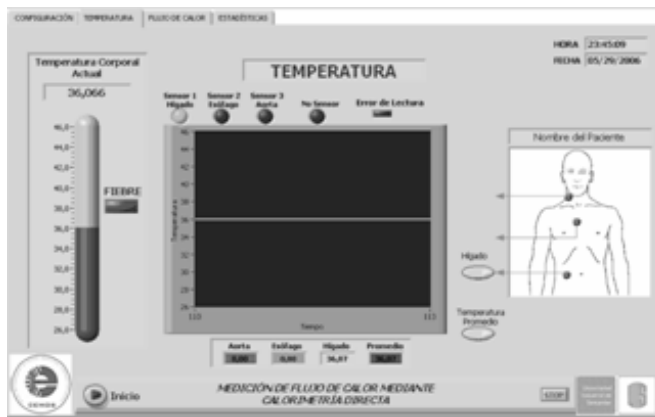


Figura 11. Ventana de visualización de temperatura usando LabVIEW

UBICACIÓN DE LOS SENSORES

Teniendo en cuenta que este proyecto está enfocado a un próximo uso en seres humanos, se sugieren tres puntos de medición para colocar los módulos y obtener resultados más precisos.

Con base en imágenes termográficas[9] y en sugerencias de profesionales médicos, se han identificado tres puntos claves para medir la temperatura en el cuerpo humano. Los tres puntos más calientes son: la arteria aorta, el esófago y el hígado.

Este prototipo no será calibrado en seres humanos; se utilizará un medidor controlado de calor para este fin.

DISPOSITIVO FINAL Y ESPECIFICACIONES

A continuación se presentan las principales características del prototipo final implementado:

- Alimentación
 - Batería NOKIA BL-5C de 3,7V y 850 mA /H.
- Switch de encendido y apagado.
- Consumo
 - 12,36mA a 3,91 V, es decir, 48,32mW
 - Autonomía \approx 68 Horas.
- Direccionamiento físico
- Portátil
- No invasivo
- Rango de trabajo
 - Rango de lectura de temperatura: 33°C a 44°C.
- Dimensiones:
 - Largo : 6,15 cm.
 - Ancho : 4,26 cm.
 - Alto⁴ : 2 cm.

Se ha dejado impreso en la tarjeta del prototipo un puerto para la utilización futura de tecnología Bluetooth[10]; por ahora, se utilizó un circuito externo con el integrado MAX232 para la comunicación serial con el PC en niveles de tensión adecuados.

PRUEBAS REALIZADAS

Uno de los objetivos principales de este trabajo es sensar temperatura, por lo tanto, para calibrar y comprobar las señales obtenidas por el equipo, se deben corroborar con un termómetro patrón y realizar, si es necesario, la

⁴ El alto del módulo incluye el grosor de la batería.

calibración de los datos que se obtengan. Por lo tanto, se diseñó la prueba de laboratorio que se explica a continuación.

Los elementos utilizados en la prueba son:

- Generador de calor controlado:
 - Resistencia de calor
 - Agitador
 - Controlador digital
 - Recipiente agua de volumen conocido
- Módulo prototipo de adquisición de señal de temperatura
- Circuito de transmisión serial
- Computador portátil
- Termómetro patrón con certificado de Calibración Vigente ISO9001

El calor es generado por la resistencia con el control digital que se debe ajustar a la temperatura deseada. Los sensores de temperatura fueron ajustados a una distancia aproximada de 30cm del agitador para evitar que la turbulencia creada produjera errores de lectura. Las puntas de los sensores fueron puestas en condiciones similares en cuanto a posición y distancia a la fuente de calor.

La temperatura es visualizada en pantalla mediante el *software* implementado en LabVIEW. A continuación se muestran, en la Tabla 1, los resultados obtenidos mediante el prototipo y el termómetro patrón.

Tabla 1
Pruebas de temperatura realizadas en comparación
con el termómetro patrón

T_p (°C)	T_{pa} (°C)	Er	%E⁵
26,0	26,8	0,8	3,1
27,7	28,3	0,6	2,1
29,8	30,0	0,2	0,7
31,8	31,8	0	0
33,0	33,0	0	0
35,1	35,1	0	0
37,2	37,3	0,1	0,3
40,2	40,4	0,2	0,5
43,1	43,6	0,5	1,2
44,5	44,2	0,3	0,7

⁵ T_p = Temperatura del prototipo

La Figura 12 muestra los resultados del experimento de adquisición de señal de temperatura. El comportamiento que corresponde al prototipo se caracteriza por una línea negra continua, marcada con puntos en cada una de las muestras tomadas. La línea punteada de color gris, que posee marcas circulares, pertenece a la respuesta del termómetro patrón.

El coeficiente de correlación entre las gráficas es de 0,998. No es necesario realizar calibración por medio de *software*.

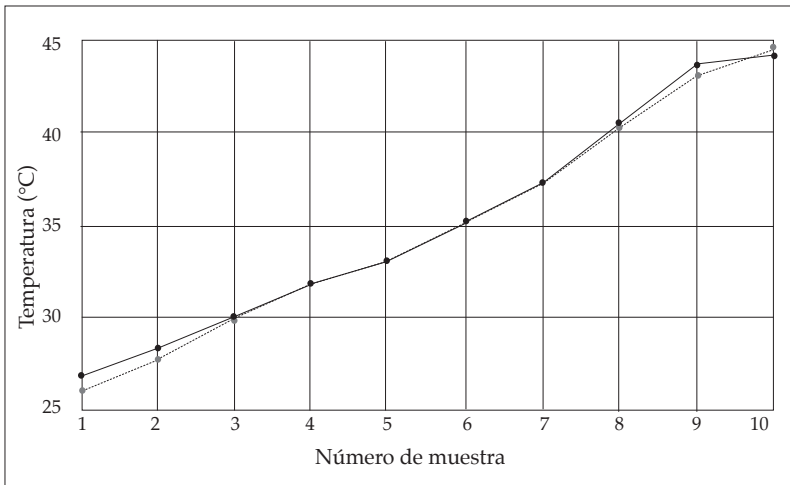


Figura 12. Gráfica comparativa entre el comportamiento del termómetro patrón y el prototipo

Una vez comprobados los resultados de temperatura es necesario corroborar que es posible obtener el flujo de calor emanado por un cuerpo en particular. Es así que a partir de (2), que representa el flujo de calor en función de la temperatura, se puede obtener el calor aproximado generado por el cuerpo en estudio.

Para realizar las pruebas de sensado de flujo de calor se recurre al montaje realizado en las pruebas de temperatura, ya que se necesita un valor de temperatura lo más cercano posible a la resistencia generadora de calor, la cual representa el cuerpo en estudio; el otro valor de temperatura se coloca a

T_{pa} = Temperatura del termómetro patrón
 Er = Error relativo
 %E = Porcentaje de error

una distancia de 45cm para poder encontrar una diferencia de temperatura aceptable y hallar el ΔT necesario para (2).

La masa de agua utilizada es de 7,2kg y el calor específico de aproximadamente $4186 \text{ J/kg} \cdot \text{K}$. Esta cantidad de agua, y las demás especificaciones de los equipos que se van a utilizar se calibran con el fin de obtener un rango de temperaturas acorde a la aplicación diseñada.

Las pruebas se realizaron entre los $26 \text{ }^\circ\text{C}$ y los $44,5 \text{ }^\circ\text{C}$, rango en el que se cubren, en su totalidad, todos los posibles valores de temperatura que lleguen a ser emitidos por el cuerpo humano. Finalmente se tiene:

$$Q = m_{cp} (T_{patron} - T_{prototipo}) \quad (7)$$

El prototipo utilizado se muestra en la Figura 13.

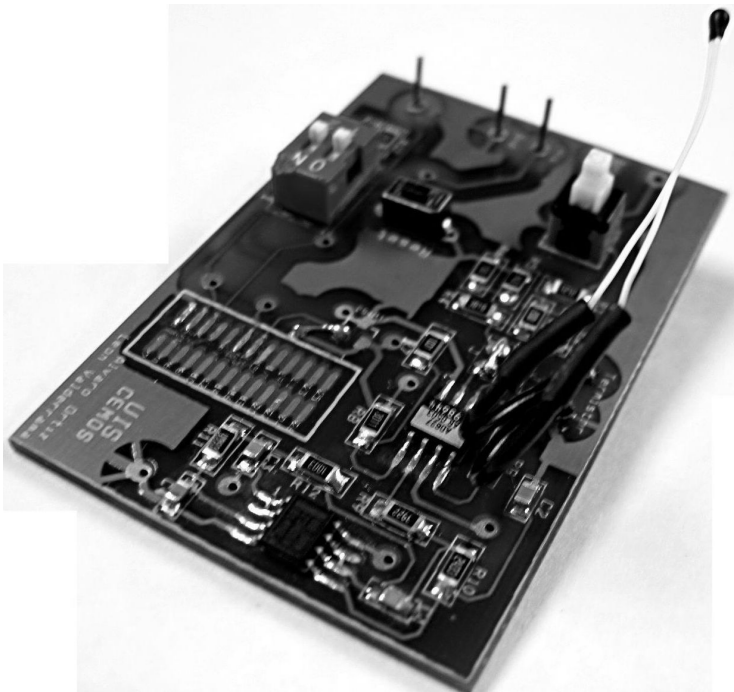


Figura 13. Prototipo para la medición de temperatura corporal

Utilizando (7) se obtienen los resultados contenidos en la Tabla 2.

Tabla 2
Resultados del cálculo de flujo de calor

Tp (°C)	Tpa (°C)	ΔT	Q (J)
27,6	26,8	0,8	24111,4
29,1	28,3	0,8	24111,4
31,2	30,0	0,21,2	36167,0
33,1	31,8	01,3	39181,0
34,9	33,0	01,9	57264,5
36,8	35,1	1,7	51236,6
38,9	37,3	1,6	48222,7
40,6	40,4	0,2	6027,8
43,1	43,6	-0,5	-15059,6
44,8	44,2	0,6	18083,5

CONCLUSIONES

El prototipo llevado a cabo en este trabajo permite adquirir señales de temperatura directamente y en tiempo real en un rango de 33°C hasta 44°C, que corresponde a las temperaturas mínimas y máximas producidas por el ser humano. A partir de estas señales y realizando un experimento bajo condiciones controladas y conocidas, es posible realizar un análisis de flujo de calor del cuerpo en estudio.

Los resultados de las pruebas realizadas al prototipo demuestran la confiabilidad en la lectura de temperatura en un cuerpo en contacto con el sensor, las cuales arrojaron errores relativos menores a 0.8 °C y cercano a 0°C en el punto de operación.

Con base en los resultados de las pruebas de flujo de calor realizadas, se puede deducir que bajo condiciones controladas se pueden obtener medidas claras y precisas de flujo de calor en diferentes cuerpos. En el caso de un paciente post-operatorio, estas condiciones están dadas y son ajustables en el *software* diseñado en esta investigación.

El desarrollo y construcción final del prototipo permite un diseño portátil y no invasivo, que mejora las características de anteriores formas de medición de calorimetría, las cuales requieren de complejos equipos además de afectar en forma negativa la comodidad del paciente.

Este trabajo abre una rama de investigación importante en el área de la bioingeniería (calorimetría en seres humanos), por lo tanto, se presenta como un primer prototipo para el sensado de las señales de temperatura para conocer el flujo de calor emanado por un cuerpo en estudio. Paralelamente, se realizan dos trabajos de tesis vinculados igualmente al grupo CEMOS, los cuales buscan otros tipos de métodos de calorimetría en el caso del trabajo de Cadena y García[11] y métodos inalámbricos de transmisión de los datos en el trabajo de Amaya y Morales[10].

Dentro de los objetivos propuestos en este trabajo, no se plantea la medición directa sobre el ser humano. Debido al carácter transitorio de las señales de temperatura y las características variables de la misma, se elaboraron diferentes tipos de pruebas de laboratorio que buscan la mayor similitud posible con el ser humano. Sin embargo, lograr esta similitud es una tarea complicada ya que se deben tener en cuenta varios factores como los coeficientes característicos para transferencia de calor por conducción, radiación y convección, la masa corporal, las cualidades de la piel, etc. Para solucionar este problema se desarrolló una prueba que demuestra que es posible, en condiciones apropiadas, sensar temperatura y hallar un equivalente de flujo de calor, en forma similar como se desarrollaría con seres humanos.

Para realizar el direccionamiento de la ubicación de los sensores se optó por usar un direccionamiento físico en vez del direccionamiento por *software*. Ambos tipos de direccionamiento se pueden habilitar, pero el direccionamiento físico brinda la posibilidad de variar la ubicación de cada sensor sin necesidad de especificar cada uno de ellos, es decir, cualquiera de los prototipos colocados en cualquier punto de sensado puede direccionarse correctamente y así evitar errores de ubicación. El direccionamiento por *software* no permite realizar un cambio de dirección ágil y tendrían que conocerse exactamente la ubicación de cada uno de los sensores para realizar una correcta visualización en PC.

El programa realizado en LabVIEW ofrece la posibilidad de visualizar los datos en forma analógica y digital. El termómetro y el osciloscopio virtual muestran los datos en forma de simulación analógica, mientras que los *displays* muestran los datos con varias cifras significativas. La ventaja de esta configuración es que para el monitoreo es necesario observar datos que se encuentren dentro del rango esperado, por lo que una lectura analógica es la mejor alternativa. Por otra parte, la recolección de información para generar tablas estadísticas y formatos que incluyan datos de las variaciones

de temperatura necesitan datos puntuales con una resolución suficiente para detectar pequeños cambios de temperatura y se utilizan las pantallas de formato digital.

REFERENCIAS

- [1] CENGEL, Yunus A. BOLES, Michael A. *Termodinámica*. 4ª ed., Bogotá: McGraw-Hill, 2004.
- [2] GUYTON, Arthur C. *Fisiología y fisiopatologías básicas*, 10ª ed., Bogotá: McGraw-Hill, 2000.
- [3] MARIN, Jeison. Análisis y medición del flujo de calor generado en un circuito electrónico. Tesis de Maestría, UIS. 2005.
- [4] US SENSOR Thermistor. www.ussensor.com. Noviembre de 2005
- [5] PALLAS ARENY, Ramón. *Sensores y acondicionamiento de señal*. 3ª ed., Bogotá: Alfaomega, 1998.
- [6] TEXAS INSTRUMENTS. 12-Bit, Sampling A/D Converter UII I2C Interface, ADS7823 Datasheet. Texas Instruments Incorporated, 2003.
- [7] PHILLIPS, Semiconductor. *The I2C Bus and How to Use it (Include Specifications)*, Phillips Semiconductor, 1995.
- [8] MOTOROLA. M68HC08 Microcontrollers. MC68HC908QT4 Datasheet. 2002.
- [9] ATLAS OF NORMALS (MEDIMAGING). <http://www.medimaging.org/>. Medical Computing Research Group University of Glamorgan.
- [10] AMAYA, Carlos, MORALES, Norberto. *Monitoreo en tiempo real de un sistema de calorimetría directa*. Tesis de Grado, UIS. 2006.
- [11] CADENA, Oscar, GARCÍA, Guillermo. *Diseño y construcción de un prototipo para la medición de flujo de calor en pacientes en estado post-operatorio mediante calorimetría directa: método de sensado por flujo de calor*. Tesis de Grado, UIS. 2006.