



**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 VARIACIÓN DE TEMPERATURA**



**ALVARO ANDRÉS ORTÍZ JÁCOME
LEÓN DAVID VALDERRAMA GARCÉS**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
GRUPO DE INVESTIGACIÓN CEMOS
BUCARAMANGA**

2006



**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 VARIACIÓN DE TEMPERATURA**



**ALVARO ANDRÉS ORTÍZ JÁCOME
LEÓN DAVID VALDERRAMA GARCÉS**

Trabajo presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero Electrónico

Director

OSCAR MAURICIO REYES TORRES

Codirector

CARLOS RODRIGO CORREA CELI, PhD

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
GRUPO DE INVESTIGACIÓN CEMOS
BUCARAMANGA**

2006

AGRADECIMIENTOS

Al de arriba por convertirse en luz para mostrarme el camino.

A mis padres Alvaro y Stella, a quienes les debo todo lo que tengo y me dieron el soporte para ser lo que soy hoy en día.

A mi hermana por el portátil.

A todos y cada uno de mis compañeros que nos acompañaron en las buenas y en las malas y que nos soportaron en los peores momentos.

Alvaro Andrés Ortiz Jácome

AGRADECIMIENTOS

A Dios por ser guía

A mis Padres Guillermo y Lucía, por su apoyo incondicional en todos y cada uno de los momentos de mi vida.

A mi familia por ser mi soporte.

A la hermana de Álvaro por el portátil.

A mi Director de Proyecto Oscar Reyes por su infinita paciencia y sus innumerables aportes académicos y personales.

A mis amigos cercanos y lejanos que nos acompañaron en este proceso.

León David Valderrama

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Industrial de Santander.

A la Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

Al grupo de investigación CEMOS y en especial a nuestro director Oscar Reyes y el codirector Rodrigo Correa, por habernos guiado y facilitado las herramientas para el desarrollo de nuestro trabajo de grado.

Los Autores.

CONTENIDO

	pág.
AGRADECIMIENTOS	iii
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
INTRODUCCIÓN	2
I FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
I.1 DEFINICIONES BÁSICAS EN TERMODINÁMICA	5
I.1.1 CALOR	6
I.1.2 Transferencia de calor	6
I.1.3 Conducción	7
I.1.3.1 Convección	8
I.1.3.2 Radiación.	9
I.1.4 TEMPERATURA	10
I.1.5 CALOR ESPECÍFICO	11
I.1.6 RELACIÓN CALOR TEMPERATURA	11
I.1.7 CALORÍA	12
I.1.8 CALORIMETRÍA	12
I.2 MEDICION DE TEMPERATURA	12
I.2.1 RTD (<i>Resistance Temperature Detector</i>)	13
I.2.2 Termopar	14
I.2.3 Termistor	15
I.2.4 Sensores de circuito integrado o basados en uniones semiconductoras	17
I.3 FUNDAMENTOS MEDICOS BASICOS	17
I.3.1 Producción de Energía	17
I.3.1.1 Síntesis del ATP	17
I.3.1.2 OTROS TIPOS DE RESERVAS ENERGÉTICAS	18
I.3.2 METABOLISMO	19
I.3.2.1 METABOLISMO BASAL	20
I.3.2.2 MÉTODOS DE MEDICIÓN DEL METABOLISMO	21
I.3.3 REGULACIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL	22
I.4 PUNTOS DE MEDICIÓN PROPUESTOS PARA TEMPERATURA	23
I.4.1 Arteria Yugular	24
I.4.2 Esófago	25
I.4.3 Hígado	25
2 INTERFAZ ELECTRÓNICA Y CONSTRUCCIÓN DE LOS MÓDULOS.	27
2.1 FUNCIONES GENERALES	27
2.2 BLOQUE DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.	28
2.2.1 Sensor: Termistor	28
2.2.2 Acondicionador de Señal: Puente de Wheatstone	30
2.3 BLOQUE DE ACONDICIONAMIENTO Y FILTRADO DE LA SEÑAL.	31

2.3.1	AMPLIFICACION.	32
2.3.2	FILTRADO.	35
2.3.2.1	Diseño	35
2.4	BLOQUE DE CONVERSION ANALOGO - DIGITAL.	42
2.5	BLOQUE DEL MICROCONTROLADOR Y COMUNICACIÓN CON PC.	45
2.5.1	PROTOCOLO I ² C	46
2.5.2	INTERFAZ DE COMUNICACIÓN SERIAL (SCI).	52
2.6	ALIMENTACIÓN	53
2.7	CONSUMO DE POTENCIA.	54
2.8	TARJETA IMPRESA IMPLEMENTADA (PCB)	55
3	SOFTWARE DE LA INTERFAZ.	58
3.1	VISUALIZACIÓN	60
3.2	Programación	66
4	PRUEBAS REALIZADAS AL PROTOTIPO.	71
4.1	SENSADO DE TEMPERATURA.	71
4.2	SENSADO DE FLUJO DE CALOR.	79
5	OBSERVACIONES Y CONCLUSIONES.	84
	REFERENCIAS	87
	ANEXOS	88
	ANEXO A. Datos suministrados por el fabricante del termistor	88
	ANEXO B. Amplificador de Instrumentación AD627.	88
	ANEXO C. Amplificador operacional OPA2340.	88
	ANEXO D. Hoja de datos conversor A/D ADS7823	88
	ANEXO E. Programación del microcontrolador.	88
	ANEXO F. Certificado de calibración del termómetro patrón FLUKE SI II.	88

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Cuerpo humano como sistema termodinámico.	6
Figura 2. Símbolo Eléctrico para una RTD.	13
Figura 3. Representación del funcionamiento de un termopar.	14
Figura 4. Representación eléctrica de un termistor.	16
Figura 5. Escala de espectro visible usado en termografía.	23
Figura 6. Sitios propuestos para ubicación de sensores.	24
Figura 7. Imagen Termográfica total del cuerpo.	25
Figura 8. Imagen termográfica del abdomen.	26
Figura 9. Diagrama de bloques de la interfaz electrónica.	28
Figura 10. Relación Resistencia Vs. Temperatura del termistor.	29
Figura 11. Esquema eléctrico del puente de Wheatstone implementado.	30
Figura 12. Diagrama de pines. Amplificador de Instrumentación AD627.	32
Figura 13. Esquemático de circuito de Amplificación.	34
Figura 14. Diagrama de Pines. Amplificador Operacional OPA2340	36
Figura 15. Esquema utilizado en la simulación del filtro de cuarto orden utilizando el programa <i>Tina for Windows</i> .	37
Figura 16. Diagrama esquemático de la implementación del filtro utilizando el amplificador operacional OPA2340	38
Figura 17. Gráfica de Respuesta en Frecuencia del filtro de cuarto orden con frecuencia de corte $f_0 = 19,33\text{Hz}$.	39
Figura 18. Proceso de transformación de la señal sensada	39
Figura 19. Figura comparativa (Salida del filtro vs. Resistencia generada por el termistor).	41
Figura 20. Conversor A/D. Diagrama de Pines	43
Figura 21. Esquemático del conversor A/D.	44
Figura 22. Microcontrolador MC68HC908QT4. Diagrama de Pines.	45
Figura 23. Diagrama de Tiempos para conversor ADS7823.	48
Figura 24. Esquema completo de comunicación Maestro – Esclavo.	49
Figura 25. Byte de Direccionamiento del conversor.	50
Figura 26. Byte de datos provenientes de la conversión.	50
Figura 27. Diagrama de Flujo de tareas del Microcontrolador.	51
Figura 28. Esquemático circuito microcontrolador.	52
Figura 29. Cara anterior del PCB	56
Figura 30. Cara posterior del PCB	57
Figura 31. Diagrama de flujo de señal del programa en LabVIEW®	59
Figura 32. Gráfica del panel frontal de Configuración	62
Figura 33. Gráfica del panel frontal de monitoreo de Temperatura	63

Figura 34. Gráfica del panel frontal del monitoreo de Flujo de Calor	65
Figura 35. Gráfica de panel frontal de recolección de estadísticas.	66
Figura 36. Figura del diagrama resultante de la programación gráfica realizada en LabVIEW	67
Figura 37. Estructura jerárquica de utilización de SubVis en el programa de visualización.	67
Figura 38. SubVi de adquisición de datos, identificación de cabeceras y detección de errores en la transmisión	68
Figura 39. SubVi de procesamiento matemático de la señal de tensión recibida en forma digital. Realiza procesos de selección según las opciones elegidas por el usuario en el panel frontal de configuración.	69
Figura 40. SubVi generador del modo <i>simulación</i> . Genera dos gráficas aleatorias en torno a los datos obtenidos del módulo.	69
Figura 41. SubVi que da la señal que determina la adquisición de un dato cada cierto tiempo configurado por el usuario.	70
Figura 42. Diseño de prueba inicial de laboratorio.	71
Figura 43. Diseño final implementado para pruebas.	72
Figura 44. Posición de los sensores. El sensor blanco corresponde al termistor del prototipo y el marrón corresponde al termómetro patrón.	73
Figura 45. Distancia en perspectiva entre el generador de calor y el sensor del prototipo.	74
Figura 46. Prueba en tiempo real de la temperatura visualizada en el PC.	74
Figura 47. Respuesta del termómetro patrón y del prototipo implementado.	76
Figura 48. Prueba de temperatura (sección temperatura). Resultado de temperatura en tiempo real.	77
Figura 49. Prueba de temperatura (sección de estadísticas) en un valor promedio de $32,1^{\circ}\text{C}$ y un flujo de calor de $986,47\text{ J}$ en tiempo real.	77
Figura 50. Prueba de temperatura a $43,386^{\circ}\text{C}$ que corresponde a un estado febril en temperatura corporal.	78
Figura 51. Prueba de temperatura durante operación completa en tiempo real.	78
Figura 52. Prueba de flujo de calor en tiempo real para punto máximo de temperatura en la resistencia. ($T_a=60^{\circ}\text{C}$ y $T_{\text{prototipo}}=42,91^{\circ}\text{C}$)	81
Figura 53. Prueba de flujo de calor en tiempo real para punto máximo de temperatura en la resistencia. ($T_a=56,5^{\circ}\text{C}$ y $T_{\text{prototipo}}=43,19^{\circ}\text{C}$)	81
Figura 54. Lectura de termómetro patrón en el caso de funcionamiento máximo de la resistencia	82

TÍTULO: 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 VARIACIÓN DE TEMPERATURA¹.

AUTORES: ORTÍZ J. Alvaro A.
VALDERRAMA G. León D².

PALABRAS CLAVE: Calorimetría, Temperatura, Flujo de calor, Metabolismo.

DESCRIPCIÓN:

El presente trabajo de grado plantea el diseño y construcción de un prototipo para la medición de flujo de calor mediante la adquisición de la variación de temperatura usando sensores no invasivos. Se destaca la adecuada selección del sensor de temperatura que presenta las características más convenientes para los propósitos del proyecto y se exponen las distintas etapas del prototipo y los criterios de selección de dispositivos para la construcción del hardware y el software para su visualización.

El padecimiento post-quirúrgico, directamente eleva el gasto energético como parte de la respuesta metabólica al estrés que presenta esta condición de decadencia en el paciente. Entre las medidas adoptadas para el mejoramiento y agilización de la recuperación del paciente, se encuentra un correcto manejo del metabolismo, ya que con un control adecuado del mismo se pueden aportar los nutrientes necesarios para la evolución y recuperación del convaleciente.

Como resultados del proyecto se diseñó y construyó un prototipo que permite obtener directamente y en tiempo real la temperatura de un cuerpo con alta precisión y exactitud en un rango de 26°C a 44°C, el cual se calibró utilizando un generador de calor controlado. Al mismo tiempo se desarrolló un programa en LabVIEW que permite la visualización de los datos de temperatura y flujo de calor en tiempo real, además se generan gráficas estadísticas de los datos obtenidos.

¹ Trabajo de Grado.

² Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Grupo de investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación (CEMOS). Director: Oscar Mauricio Reyes Torres, MI.

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A PROTOTYPE FOR A HEAT FLUX MEASUREMENT IN POST-SURGERY PATIENTS USING DIRECT CALORIMETRY: SENSING METHOD BY TEMPERATURE VARIATION³.

AUTHORS: ORTÍZ J. Álvaro A.
VALDERRAMA G. León D⁴.

KEYWORDS: Calorimetry, Temperature, Heat Flow, Metabolism.

DESCRIPTION:

In the present work proposes the design and construction of a prototype to measure heat flux acquiring a temperature variation and using noninvasive temperature sensors. It's remarked the appropriated selection of the temperature sensor that shows the best characteristics according to the project's objectives and all prototype stages are exposed, also the selection criteria of devices to construct and develop hardware and visualization software.

The post-surgical suffering elevates directly the power consumption like a part of the metabolic answer due stress that it presents this decaying patient condition. One of actions adopted to improve and accelerate the patient convalescence is the appropriate handling of the metabolism, since its adequate control can contribute the necessary nutrients for the evolution and recovering of the convalescent one.

The results of the project include the design and construction of a prototype to obtain directly a real-time temperature of a body with high precision and accuracy in a rank between 26°C to 44°C, which was calibrated using a controlled heat generator. At the same time, it was developed a LabVIEW software that allows the real-time visualization of the temperature and heat flux data. In addition to this, statistical graphs of the collected data are generated.

³ Engineer's degree work.

⁴ Faculty of Physic-Mechanical Engineerings. Electrical, Electronic Engineerings and Telecommunication's School, Electronic Engineering. Director: Oscar Mauricio Reyes Torres (MI). Co-director: Carlos Rodrigo Correa Cely (PhD)

INTRODUCCIÓN

Las enfermedades clínicas y padecimiento post-quirúrgico, en general, elevan el gasto energético como parte de la respuesta metabólica al stress 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 por el paciente, o por algunos padecimientos como la presencia de fiebre, las complicaciones infecciosas, y las medidas terapéuticas implementadas para su mejora.

Entre las medidas adoptadas para el mejoramiento y agilización de la recuperación del paciente, se encuentra un correcto manejo del metabolismo, ya que con un control adecuado del mismo podemos aportar los nutrientes necesarios para la evolución y recuperación del convaleciente.

Debido a las características de los pacientes críticos, la elaboración de recomendaciones sobre el soporte nutricional en estos pacientes es difícil. En muchas ocasiones no se encuentran basados en características particulares del paciente, lo que conlleva a que el avance y recuperación sean lentos y en algunos casos compliquen aún más el tratamiento.

Numerosos estudios en áreas como la nutrición han cubierto cuidadosamente investigaciones sobre el consumo metabólico del ser humano, La creciente complejidad de los métodos de estudio para realizar estas investigaciones y la complicada interpretación de los mismos, han abierto la necesidad de desarrollar sistemas con mayor y mejor capacidad de analizar los datos fisiológicos generados por el paciente. Una importante información es generada por la temperatura corporal, ya que ésta brinda la capacidad de analizar mediante relaciones de la termodinámica, la cantidad de calor generada por el cuerpo y finalmente generar un dictamen sobre el gasto metabólico del cuerpo del paciente en estado post-operatorio.

Dada la importancia del cálculo del metabolismo del cuerpo humano para un correcto análisis de la evolución del paciente en estado post-operatorio, y como este se puede relacionar con la temperatura en puntos específicos del ser humano (que serán propuestos en el presente trabajo), resulta de gran utilidad, y en algunos casos muy necesario, conocer directamente la temperatura de dichos puntos y así conocer un estimado del metabolismo.

Es por ello que el presente trabajo de grado plantea el diseño de un prototipo para el sensado de temperatura en un sistema termodinámico generador de

calor que emulará un punto de temperatura en el ser humano. Con base en esto, se analizarán las posibilidades de ser llevado finalmente al estudio de pacientes en estado post-operatorio mediante el análisis de flujo de calor emanado por nuestro sistema y las similitudes más cercanas y posibles con el ser humano.

El sistema desarrollado en presente trabajo, realiza la anterior labor antes descrita con las siguientes características:

- Análisis directo y en tiempo real de la temperatura superficial, usando sensores de temperatura no invasivos.
- Adquisición y tratamiento de la señal en hardware que se adecua al tamaño y comodidad del futuro usuario.
- Resolución de los resultados de una manera clara y precisa. Esto se realiza mediante un software que facilite al usuario la interpretación de los resultados.
- Que sea confiable y seguro. Ya que no debe presentar ningún tipo de riesgo para el usuario final (ser humano).
- Que sea reproducible. Ya que finalmente lo que se pretende es brindar una posibilidad más económica y asequible a los requerimientos de esta rama en las entidades de salud en nuestro país.

El presente documento se organiza en cinco capítulos de la siguiente manera:

En el capítulo I se expone el marco teórico y fundamentos sobre el cual está soportado el presente trabajo. Se presentan las definiciones básicas en los campos de la termodinámica y medicina que son fundamentales y relevantes para un correcto entendimiento del planteamiento del problema a resolver. También se realiza un bosquejo de los distintos sensores de temperatura disponibles y la justificación final para la elección del mismo.

El capítulo 2 muestra el diseño y consideraciones que se tuvieron en cuenta para la realización del hardware de nuestro sistema. Se justifica la elección de cada uno de los componentes usados en los bloques del equipo y se muestran las pruebas realizadas para cada uno de ellos. Además se dan ciertas consideraciones importantes para la comunicación de nuestro sistema con el PC y futuros tipos de comunicación que se puedan emplear.

El capítulo 3 muestra las consideraciones tenidas en cuenta para la elaboración de la interfaz visual realizada en LABVIEW, y el manejo de la señal de temperatura para encontrar la relación con el flujo de calor emanado.

En el capítulo 4 se explicarán las pruebas realizadas al equipo mediante la simulación de un punto de temperatura del ser humano. Se mostrarán los diferentes tipos de experimentos que se pueden implementar, la justificación para el experimento final realizado y la implementación de la tarjeta impresa (PCB) que se utiliza en las pruebas finales.

Finalmente en el capítulo 5, se exponen algunas observaciones y conclusiones con base en los resultados del proyecto, además de recomendaciones para un correcto funcionamiento del mismo.

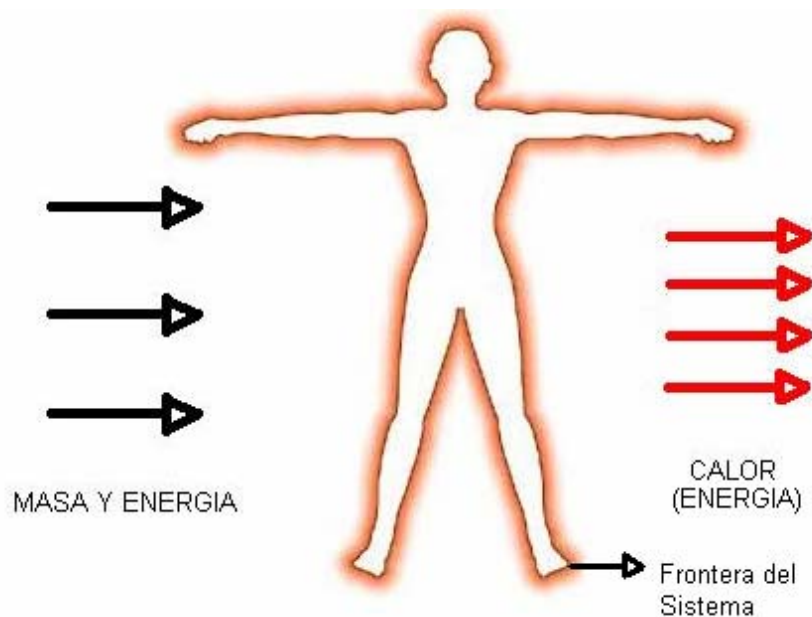
I FUNDAMENTOS TEÓRICOS

I.1 DEFINICIONES BÁSICAS EN TERMODINÁMICA

La termodinámica es una rama de la física conocida como la ciencia de la energía, y permite encontrar las distintas relaciones de la energía en sus diferentes manifestaciones, entre ellas se encuentra el calor y su capacidad para producir trabajo.

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 corresponde a la *frontera* del sistema, ya que aísla nuestro sistema 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* (figura 1). La masa y energía puede entenderse como los alimentos, sustancias, nutrientes, etc., 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.

Las diferentes áreas de aplicación de la termodinámica se pueden extender hacia el estudio del ser humano y brindará herramientas importantes para conocer el índice de energía necesaria para el correcto funcionamiento de los procesos internos del cuerpo, esto se conoce como metabolismo y será tratado a fondo en capítulos posteriores.



Fuente: Autores

Figura 1. Cuerpo humano como sistema termodinámico.

1.1.1 CALOR

El calor se define como la forma de energía que se transfiere entre sistemas, o un sistema y sus alrededores, debido a una diferencia de temperatura. El calor es entendido como una interacción de energía y solo ocurre debido a una diferencia de temperatura. Este concepto se encuentra directamente ligado al principio conocido como primera ley de la termodinámica o principio de conservación de la energía, dado que no existe el concepto de calor si no se relaciona con una transferencia de energía.

La dirección de transferencia de la energía siempre es del cuerpo de temperatura más alta al de temperatura mas baja y este fenómeno se mantiene hasta que los sistemas se encuentren en equilibrio térmico.

1.1.2 Transferencia de calor

Como se ha mencionado anteriormente, el concepto de calor en termodinámica conduce directamente al concepto de transferencia de calor o de energía térmica, ya que no existe sustancia o fluido definido como *calor*. Así, que en sencillas palabras la transferencia de calor es simplemente un intercambio de energía térmica según la dirección antes mencionada.

La transferencia de calor hacia un sistema se conoce como adición de calor, y la transferencia hacia fuera de un sistema se conoce como rechazo de calor.

La transferencia de calor por unidad de masa de un sistema se denota por medio de q y se determina por la ecuación (1-1).

$$q = \frac{Q}{m} [kJ / kg] \quad (1-1)$$

Donde Q 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.

1.1.3 Conducción

Es la transferencia de energía de partículas más energéticas de una sustancia a partículas adyacentes menos energéticas, debido a interacciones directas entre ellas. Esta ocurre en los sólidos, líquidos y gases. En sólidos, esta ocurre debido a la vibración de las moléculas de la estructura, mientras que en líquidos y gases es debido a las colisiones entre las moléculas durante su movimiento aleatorio.

La tasa de conducción de calor Q , en una capa de espesor constante, ∂x , es proporcional a la diferencia de temperatura, ∂T , a través de la capa y el área A transversal al flujo e inversamente proporcional al espesor de la capa, es decir:

$$q_{cond} = -kA \frac{\partial T}{\partial x} [W] \quad (1-2)$$

Donde:

q es el flujo de calor (W),

A es el área transversal perpendicular al flujo de calor (m^2),

T es la temperatura dada en grados Kelvin (K),

x es la coordenada en dirección del flujo (m) y

k es la conductividad térmica del sólido (W/mK).

Esta expresión es conocida como la ley de Fourier, ella indica que la tasa de conducción de calor en una dirección es proporcional al gradiente de temperatura en esa dirección. El calor se conduce en la dirección de la temperatura decreciente.

La conductividad térmica k , es una propiedad de los materiales, siendo el diamante uno de los materiales con mayor valor (2300 [W/(m K)]) en condiciones ambientales normales. La tabla I presenta la conductividad térmica de algunos materiales.

Material	k [W/(m K)]
Plata	420
Cobre	400
Aluminio	240
Acero	79
Hielo	1,7
Vidrio. Hormigón	0,8
Agua	0,59
Músculo animal.	0,2
Grasa	
Madera. Asbestos	0,08
Filtro. Lana mineral	0,04
Aire	0,024
Vello	0,019

Fuente: Termodinámica Cengel [1]

Tabla I. Conductividad térmica de algunos materiales.

1.1.3.1 Convección

Es la transferencia de energía entre una superficie sólida y un líquido o gas adyacente que se encuentra en movimiento. Cuanto mayor es el movimiento del fluido mayor es la transferencia de calor por convección, ante la ausencia de movimiento la transferencia se realiza por conducción pura.

La transferencia de calor se presenta de manera natural o forzada, donde se conoce como *convección forzada* cuando el líquido es obligado o forzado a fluir por un camino determinado o sobre una superficie, y convección natural se

presenta si el movimiento del fluido es provocado por fuerzas de flotación debido a diferencias de densidades producto de la variación de temperatura. Encontrar una relación directa para determinar la cantidad de transferencia de calor por convección, resulta bastante tedioso, pero existe una relación empírica que muestra la mayor aproximación posible, esta relación es conocida como la ley de enfriamiento de Newton, y se expresa en la ecuación (1-3).

$$q_{conv} = hA(T_a - T_b) [W] \quad (1-3)$$

Donde:

h es el coeficiente de transferencia de calor por convección (No es una propiedad del fluido, se determina experimentalmente),

A es el área de la superficie donde ocurre la transferencia,

T_p es la temperatura de la superficie, y

T_{inf} es la temperatura del fluido más allá de la superficie.

1.1.3.2 Radiación.

Es la energía emitida por la materia por medio de ondas electromagnéticas, por lo que a diferencia de la conducción y convección, esta no requiere de un medio para su propagación entre el sistema y sus alrededores, y en efecto es mas rápida. Para estudios de transferencia de calor resulta más importante la radiación térmica, la cual es emitida por los cuerpos debido a su temperatura. Todo material emite radiación térmica, cuya intensidad depende de la temperatura a la que este se encuentre, esto se encuentra relacionado directamente, mientras mayor sea la temperatura, mayor será la radiación que emita el sistema.

La radiación varía dependiendo del tipo de material, y suele considerarse como un fenómeno superficial, ya que a algunos materiales, en especial sólidos opacos, la radiación emitida por las regiones internas no alcanza a llegar a la superficie y la radiación que incide solo alcanza a llegar unos cuantos micrones de la superficie.

La superficie que mejor emite radiación a una tasa máxima es conocida con el nombre de cuerpo negro y es idealizada, pero para superficies reales, la relación de transferencia de calor por radiación se expresa en la ecuación (1-4).

$$q_{emitida} = \varepsilon \sigma A T_s^4 \quad [W] \quad (1-4)$$

Esta ecuación (1-4) es conocida como la ley de Stefan-Boltzmann.

Donde:

ε Es la emisividad de la superficie, y representa lo cerca que se encuentra un material de aproximarse a un cuerpo negro idealizado, algunos valores se encuentran en la tabla 2.

A es el área de la superficie, y

σ Es la constante de Stefan-Boltzmann ($5.67 \times 10^{-8} W / (m^2 \cdot K^4)$).

MATERIAL	TEMPERATURA (°C)	EMISIVIDAD
Piel humana	32	0.98
Agua destilada	20	0.96
Hielo	-10	0.96
Suelo húmedo	20	0.95
Suelo seco	20	0.92
Arena	20	0.90
Nieve	-10	0.85
Aluminio anodizado	100	0.55

Fuente: Extractado de Rao et al., 1990

Tabla 2. Valores de Emisividad para algunos materiales.

1.1.4 TEMPERATURA

La temperatura es una magnitud física que permite conocer el grado de concentración de la energía térmica. Desde el punto de vista microscópico, la temperatura es una medida de la energía cinética de las partículas en un sistema, ya que estas presentan un movimiento aleatorio.

Como propiedad física, determina el equilibrio térmico de dos o más sistemas, esto es una ley conocida como la ley cero de la termodinámica, que señala que si dos cuerpos por separado se encuentran a igual temperatura, estos están en equilibrio térmico entre sí.

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.

I.1.5 CALOR ESPECÍFICO

Es la energía necesaria para elevar la temperatura de una masa unitaria en un grado, por lo tanto, esta magnitud es propia de cada material y se determina en condiciones específicas de laboratorio. También es conocido como capacidad calorífica específica o calor másico. Se denota comúnmente por c_p .

I.1.6 RELACIÓN CALOR TEMPERATURA

Esta relación es llamada calor sensible, es decir, es la energía entregada por el cuerpo en función de la temperatura. Esta relación 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 radiación que a su vez, es aproximadamente proporcional a la diferencia de temperatura entre el cuerpo y el medio externo.

$$Q = m \cdot c_p \cdot \Delta T \quad (1-5)$$

Donde:

Q representa la tasa de transferencia de calor o energía asociada al cambio de temperatura [J],

m es la masa del cuerpo [kg],

c_p Es el calor específico (J/ Kg K) y

ΔT Es la variación de la temperatura (Kelvin).

La ecuación (1-5) permite encontrar la transferencia de calor en un cuerpo con masa determinada y calor específico conocido, en el caso del cuerpo humano, estos datos son conocidos en tablas que serán nombradas mas adelante y que son normalmente utilizadas como registros en estudios de nutrición y metabolismo.

1.1.7 CALORÍA

La cantidad de energía necesaria para elevar la temperatura un grado centígrado (específicamente de 14.5 – 15.5 °C) de un gramo de agua es conocida como caloría. Esta es la unidad definida en el sistema técnico para el calor. Dado que el calor es una forma de energía, esta tiene su equivalencia en Julios (J), es decir, una caloría según la tabla de conversiones de la IUPAC equivale a 4.18 J [1].

La notación para caloría en química-física señala que para 1 caloría es cal (c minúscula) y la kilocaloría (1000 cal) como kcal. Para los seres vivos, la energía que se requiere y se transforma se mide en kilocalorías. En ramas como la biología, alimentación y nutrición se puede encontrar comúnmente como 1000 cal = 1 Kcal = 1 Cal (con C mayúscula) [2].

1.1.8 CALORIMETRÍA

La calorimetría es el método encargado de medir el calor de una reacción química o de una sustancia en reposo. Esta es realizada por el calorímetro (también conocido como bomba calorimétrica), instrumento que se encarga de generar las condiciones necesarias para realizar la medida del flujo de calor. Su funcionamiento esta basado en la construcción de una cámara aislada rodeada de agua, en cuyo interior se deposita la sustancia de análisis, y se lleva un registro de la diferencia entre la temperatura interior y la del agua, que permita mediante la ecuación (1-5) y con c_p conocido (c_p agua = 1 cal/g°C) encontrar el flujo de calor asociado a la sustancia.

Este método es muy utilizado en la medicina para registrar el gasto de calorías de un ser humano en una determinada actividad, mediante calorimetría directa e indirecta. Este tema se tratará mas adelante.

1.2 MEDICION DE TEMPERATURA

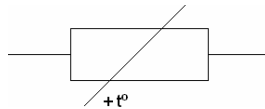
1.2.1 RTD (*Resistance Temperature Detector*)

Son detectores basados en la variación de la resistencia eléctrica de un conductor con la temperatura, en algunas ocasiones se habla de PRT (*Platinum Resistance Thermometer*) por ser el Platino el material más utilizado para la construcción de estos sensores. En un conductor, el número de electrones disponibles para la conducción no cambia apreciablemente con la temperatura, pero si ésta aumenta, las vibraciones de los átomos alrededor de sus posiciones de equilibrio son mayores, y así dispersan más eficazmente a los electrones, reduciendo su velocidad media. Esto implica un coeficiente de temperatura positivo, es decir, un aumento de la resistencia con la temperatura. Esta dependencia se puede expresar como se muestra en la ecuación (1-6):

$$R = R_0(1 + \alpha_1 T) \quad (1-6)$$

Donde R_0 es la resistencia a la temperatura de referencia y T el incremento de temperatura respecto a la referencia y α es el coeficiente de temperatura de la resistencia.

La figura 2 muestra el símbolo eléctrico de la RTD donde la línea diagonal indica que la variación es intrínseca lineal y la anotación junto a dicha línea denota que la variación es debida a la temperatura y tiene un coeficiente positivo.



Fuente: Autores

Figura 2. Símbolo Eléctrico para una RTD.

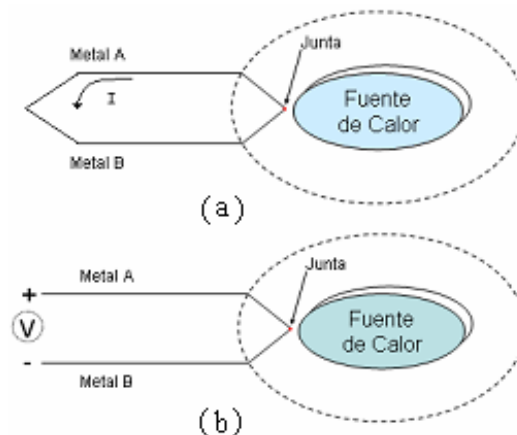
El empleo de conductores para la medida de temperatura está sometido a diversas limitaciones, la primera de ellas está se refiere a que no puede tomar medidas próximas ni superiores del punto de fusión del conductor. La segunda de ellas está ligada al autocalentamiento provocado por el circuito de medida, esto debe evitarse para que el sensor esté a la misma temperatura que está detectando. Otra limitación a considerar es la posible presencia de

deformaciones mecánicas que provocan un cambio en el valor de la resistencia. Las ventajas del prototipo están asociadas a la alta sensibilidad y repetibilidad, estabilidad a largo plazo y exactitud.

1.2.2 Termopar

El termopar es un sensor termoeléctrico, es decir, genera energía eléctrica a partir de la temperatura [11]. La utilización de estos transductores es ampliamente utilizada en la industria por su construcción robusta y un rango más amplio de medición de temperatura, además, no necesita alimentación de ningún tipo.

El principio de funcionamiento del termopar es el efecto SEEBEK que afirma que un circuito de dos metales distintos homogéneos con dos uniones a diferente temperatura, aparece una corriente eléctrica (figura 3a), o si se abre se obtiene una fuerza termo-electromotriz (figura 3b) que depende de los metales y de la diferencia de temperaturas entre las dos uniones. Para realizar medidas con termopares debe tenerse una unión de medida y otra unión de referencia a una temperatura conocida y, en la medida de lo posible, constante.



Fuente: Autores

Figura 3. Representación del funcionamiento de un termopar.

Existen dos efectos reversibles que rigen el trabajo de un termopar y son el efecto Peltier que manifiesta que el sentido del flujo de corriente en un circuito cerrado compuesto por dos metales distintos homogéneos depende del

sentido del flujo de calor y el efecto Thompson que consiste en la absorción o liberación de calor por parte de un conductor homogéneo con temperatura no homogénea; se absorbe calor si la corriente y el calor fluyen en direcciones opuestas, y se libera calor si fluyen en la misma dirección.

Aunque los termopares poseen muchas ventajas, las limitaciones que se presentan a la hora de realizar medidas son significativas. En primer lugar la corriente que circula por el circuito de termopares debe ser mínima para que la temperatura de la unión de medida no sea distinta a la que se desea medir y la unión de referencia mantenga la temperatura supuesta. Por otro lado los conductores deben ser homogéneos y por lo tanto no deben sufrir tensiones mecánicas ni térmicas lo que implica extremas precauciones al realizar instalaciones y mantenimientos. Otra limitación se refiere a la necesidad de mantener una de las juntas a temperatura constante si se desea medir la de la otra unión, cualquier cambio en la referencia es una fuente de error. La no linealidad de los termopares expresada por la ecuación (1-7) requiere una corrección que se realiza en los circuitos acondicionadores de señal.

$$E_{AB} \approx C_1(T_1 - T_2) + C_2(T_1^2 - T_2^2) \quad (1-7)$$

Donde E_{AB} es la tensión a la salida de la junta que permanece a temperatura fija, C_1 y C_2 son constantes que dependen de los metales y T_1 y T_2 son las temperaturas absolutas respectivas de cada unión.

1.2.3 Termistor

Los termistores son sensores resistivos elaborados con materiales semiconductores que varían su resistencia con la temperatura. Existen dos clases de termistores de acuerdo a su coeficiente de temperatura, si al aumentar la temperatura aumenta la resistencia se llaman PTC (*Positive Temperature Coefficient*) y si el proceso es inverso se denominan NTC (*Negative Temperature Coefficient*). Los símbolos correspondientes a PTC y NTC se ilustran en la figura 4 (a) y (b) donde se observa los signos positivo y negativo que indican la naturaleza del termistor y una línea inclinada que revela un comportamiento no lineal.



Fuente: Autores.

Figura 4. Representación eléctrica de un termistor.

El funcionamiento de los termistores se fundamenta en la dependencia que tienen los semiconductores con la temperatura. Al aumentar la temperatura lo hace también el número de portadores reduciendo de esta manera la resistencia y de ahí la presencia de coeficientes de temperatura negativos [11]. Ésta dependencia varía con la presencia de impurezas cuando se realiza un dopado intenso el semiconductor adquiere propiedades metálicas con coeficiente de temperatura positivo.

Para los termistores con NTC la ecuación que relaciona resistencia con temperatura está dada por la ecuación (1-8).

$$R_T = R_0 \cdot e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (1-8)$$

Donde R_0 es la resistencia a una temperatura T_0 (K) que se toma a 298K (25°C) y β se denomina temperatura característica del material y está en el rango de 2000K a 5000K y usualmente está especificada en la hoja de datos del fabricante.

Las múltiples ventajas de los termistores han aumentado su uso de manera considerable. El primer punto a favor es su alta sensibilidad que permite obtener alta resolución en la medida de temperatura, además, debido a su alta resistividad pueden tener una masa pequeña que proporciona comodidad en diversas aplicaciones donde el tamaño de los sensores es concluyente. Poseen una respuesta rápida y permite emplear hilos largos para su conexión aunque estos estén sometidos a cambios de temperatura, porque ellos tienen mayor resistencia y coeficiente de temperatura. Como limitaciones cabe mencionar que los sensores tienen un límite impuesto por la temperatura de fusión, también hay que evitar el autocalentamiento si no lo requiere la aplicación.

1.2.4 Sensores de circuito integrado o basados en uniones semiconductoras

El funcionamiento de un diodo depende de su temperatura, lo que genera una dependencia no lineal de la corriente con respecto a la temperatura, por esto se emplea la relación térmica de la tensión base-emisor de un transistor cuya corriente de colector es constante.

La utilización de arreglos de transistores dentro de empaquetados ha permitido la aparición de sensores lineales, exactos y económicos, que poseen alta sensibilidad a los cambios de temperatura. Por tener poca masa son rápidos y permiten medir la temperatura de componentes activos en funcionamiento. Por otra parte no poseen un amplio rango de medida debido a la naturaleza de los materiales que los componen, necesitan fuente de alimentación y son poco robustos para usos industriales en condiciones húmedas [11].

Son ampliamente utilizados para medición de temperatura con multímetros digitales y para medir la temperatura de componentes activos en funcionamiento dentro de un circuito, como por ejemplo el monitoreo de la temperatura de un procesador en un computador para activar los sistemas de ventilación.

1.3 FUNDAMENTOS MEDICOS BASICOS

1.3.1 Producción de Energía

1.3.1.1 Síntesis del ATP

Se puede definir el ATP (Adenosín trifosfato) como la mayor fuente de energía química para las reacciones metabólicas. Las células sintetizan ATP a partir de carbohidratos, grasas y proteínas, y teniendo en cuenta que las principales fuentes de éstas son los alimentos, es fácil notar la importancia del estudio del metabolismo y su relación con la nutrición.

La ruptura de enlaces del ATP producen una gran cantidad de calorías, aproximadamente 8000 por molécula en condiciones fisiológicas (cuerpo humano).

Muchas de estas calorías son liberadas en forma de calor durante la formación del ATP mismo, quedando un 25% disponible para el metabolismo celular [2].

Funciones de ATP:

- Proporcionar energía a través de la síntesis de la mayor parte de los componentes celulares.
- Proporcionar energía para la contracción muscular.
- Proporcionar energía para el transporte activo a través de las membranas.
- Proporcionar energía para la secreción glandular.
- Proporcionar energía para la conducción nerviosa.

Existen dos tipos de producción de energía:

- Síntesis anaeróbica: se obtiene del alimento sin la presencia directa de oxígeno. La mejor fuente de energía en estas condiciones es el glucógeno almacenado en las células, dado que por cada mol de glucosa que se rompe para formar ácido pirúvico, se generan de dos a tres moles de ATP, esto se conoce como ciclo glucolítico. Los únicos alimentos que pueden producir energía sin utilizar oxígeno son los carbohidratos. [3]
- Síntesis aerobia: energía que se obtiene del alimento mediante el metabolismo oxidativo. En este tipo de producción entra toda la producción del ATP que se genera mediante la oxidación de carbohidratos, grasas y proteínas [3].

1.3.1.2 OTROS TIPOS DE RESERVAS ENERGÉTICAS

Almacenamiento de energía en forma de Fosfato de Creatina (ahorrador o amortiguador de ATP). Es la principal reserva celular de enlaces

energetógenos de fosfato. El fosfato de creatina no puede servir de intermediario en el transporte de energía de los alimentos a los sistemas funcionales celulares, pero puede intercambiar su energía con el ATP. Cuando se dispone de cantidades extras de ATP, gran parte se utiliza para sintetizar fosfato de creatina, acumulando así depósitos de energía. Por el contrario, cuando el ATP empieza a utilizarse, la energía almacenada en el fosfato de creatina se libera rápidamente de nuevo al ATP. En el caso de una mayor exigencia de energía por parte del organismo de la que puede ser entregada por el metabolismo oxidativo, primero se utiliza el depósito de fosfocreatina y después la ruptura anaeróbica del glucógeno.

I.3.2 METABOLISMO

Constituye la suma de todas las reacciones químicas necesarias para transformar la energía en los seres vivos. El metabolismo corporal, representa todas las reacciones químicas ocurridas en las células del cuerpo y suele representarse por el *índice metabólico*, definido como la tasa transformación de la energía (en forma de calor liberado) durante dichas reacciones químicas.

Como se explicó anteriormente, la energía de los alimentos no se conduce completamente al ATP, sino gran parte se convierte en calor. Además aproximadamente un 35% de esta energía se convierte en calor durante la síntesis del ATP mismo y cabe mencionar que al finalizar la mayoría de las funciones celulares, esta también termina transformada en calor. Son varios los procesos que se pueden citar para la producción de calor, algunos ejemplos importantes son:

- La energía utilizada para el movimiento muscular, que debido a la fricción de los tejidos, se transforma en calor.
- La energía consumida para el bombeo del corazón que impulsa la sangre a través del cuerpo y causa fricción en sus paredes que traduce en producción de calor.
- El cerebro y el hígado representan el 50% del consumo metabólico del cuerpo humano, por lo tanto, son generadores sobresalientes de calor.

En resumidas cuentas, el calor es el producto terminal de casi toda la energía liberada en el organismo. Excepciones importantes se presentan cuando hay consumo energético externo, como por ejemplo, la utilización de los músculos para subir escaleras, o levantar un objeto a determinada altura.

La unidad que expresa la cantidad de energía liberada por los distintos alimentos o consumida por los diversos procesos funcionales del organismo es la caloría, la cual definimos anteriormente, y se trabajará la convención de Caloría (con C mayúscula) que representa 1000 calorías, ya que trabajar por calorías (c minúscula) es una unidad muy pequeña para hablar en términos de energía corporal.

1.3.2.1 METABOLISMO BASAL

Numerosos factores afectan la intensidad del metabolismo, algunos como el ejercicio, las necesidades diarias de energía, la edad, hormonas, condiciones climáticas, etc, se presentan en diferentes intensidades, por lo cual una comparación entre individuos resultaría muy contradictoria. Podemos observar en la tabla 3 un caso específico de consumo de energía para un caso especial.

ACTIVIDAD	Calorías/Hora
Metabolismo Basal	72
Basketbol	550
Manejar un automóvil	180
Comer	99
Baile Intenso	600
Nadar (lento)	288
Nadar (rápido)	860
Caminar (7.2Km/Hora)	432
Ver T.V	72

Fuente: Termodinámica Cengel [1]

Tabla 3. Consumo de energía aproximado de un adulto de 68 Kg durante algunas actividades (1 Caloría = 4.1868 K).

Para solucionar este problema se estableció un procedimiento para medir la intensidad del metabolismo y poder llegar a un punto común y de posible comparación, esta técnica es conocida como *metabolismo basal*. Las condiciones basales garantizan la correcta medición del gasto energético mínimo para el sostenimiento del organismo e independiente de factores como los mencionados anteriormente, estas condiciones son [2]:

- La persona no debe haber consumido ningún alimento durante al menos 12 horas.
- El sensado se debe realizar después de una noche de sueño reposado.
- No se debe realizar ningún ejercicio intenso durante por lo menos la noche anterior.
- Se deben eliminar todos los factores psíquicos y físicos que producen excitación
- La temperatura del aire debe ser confortable y estar entre los 18 y 26 °C.

I.3.2.2 MÉTODOS DE MEDICIÓN DEL METABOLISMO

Anteriormente dimos a conocer el método de la calorimetría como aquel que permite encontrar la cantidad de calor liberado por una sustancia, en el caso de aplicaciones médicas, se trabaja el mismo fundamento pero en dos versiones, la calorimetría directa y la indirecta.

I.3.2.2.1 CALORIMETRIA INDIRECTA

Puesto que mas del 95% de la energía consumida por el organismo proviene de reacciones del oxígeno con los distintos alimentos, se puede también calcular la tasa metabólica de todo el cuerpo con mucha exactitud a partir de la tasa de utilización del oxígeno [2]. Se basa en la cuantificación del 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.

Esta utilización de oxígeno es fácilmente cuantificable y se puede llevar a una relación que permita evaluar el trabajo metabólico del cuerpo en función del oxígeno que se consume. Por ejemplo, cuando se metaboliza un litro de oxígeno con glucosa se liberan 5.01 Calorías, con grasa 4.70 Calorías, con proteínas 4.60 Calorías. A partir de estas cifras se encuentra la equivalencia de las cantidades de energía liberada por litro de oxígeno consumido, independientemente del alimento metabolizado. Es así, que para una

alimentación promedio *la cantidad de energía liberada por litro de oxígeno consumido por el cuerpo, representa 4825 Calorías*. Esta relación, es conocida como *equivalente energético del oxígeno [2]* y gracias a ella, es posible calcular la tasa de liberación de calor del organismo a partir del oxígeno consumido en un determinado periodo de tiempo, por ello es conocido también como respirometría o calorimetría respiratoria.

Este método es el más utilizado en la medicina, ya que su implementación se realiza de manera relativamente sencilla, pero no ofrecen la exactitud y confiabilidad que ofrecen las técnicas directas, además que se basan en planteamientos estándar para cualquier individuo en estudio, y no tienen en cuenta individualidades como la masa corporal del paciente.

I.3.2.2.2 CALORIMETRIA 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* suficientemente grande para comodidad del paciente. La persona es introducida dentro de una cámara de aire, perfectamente aislada, para prevenir que el calor se escape y la temperatura al interior se mantenga constante. El calor del paciente es conducido por el aire alrededor, y este es transferido de manera forzada a pasar por agua fría que rodea la cámara. De esta manera se monitorea permanentemente la diferencia producida entre la temperatura corporal del individuo y de la habitación, permitiendo conocer la cantidad de calor corporal producido por el paciente [2].

Sin embargo, 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.

I.3.3 REGULACIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

La temperatura media normal en el cuerpo, se encuentra entre los 36.8 y 37 °C medida en la cavidad oral, pero esta puede variar entre 0.5 y 0.7 °C si es tomada en otros puntos como el recto [2]. Para el caso de la temperatura en la

piel, esta puede variar en relación a la temperatura exterior y de los puntos en los cuales se quiera tomar.

La producción de calor se encuentra directamente relacionada con el metabolismo corporal y este es producido en gran medida en los órganos internos, especialmente en el hígado, cerebro, corazón y los músculos esqueléticos durante el ejercicio [2]. Este calor es luego conducido a la piel, donde se pierde por los fenómenos antes comentados de radiación, conducción y convección y la intensidad con la que se pierde viene determinado por la rapidez en que este calor sea conducida del centro del cuerpo a la piel y luego de la piel al entorno.

I.4 PUNTOS DE MEDICIÓN PROPUESTOS PARA TEMPERATURA

Los puntos de sensado para temperatura fueron determinados bajo el cumplimiento de mínimo las siguientes condiciones:

- Ser una zona representativa de generación de calor que influya directamente con un alto grado de consumo metabólico.
- Ser una zona con músculo relativamente delgado (músculo esquelético) donde se garantice menos capas que se alejen de los órganos internos.
- Contacto directo con la piel.

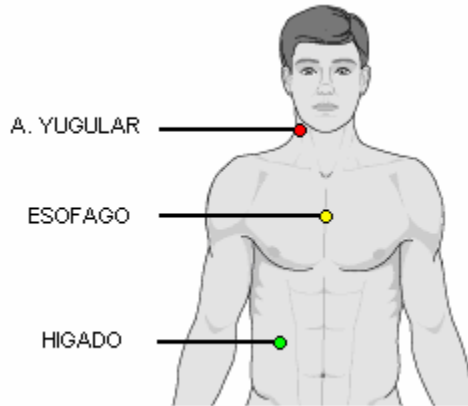
Estos fueron justificados gracias a la ayuda de la termografía, rama encargada de la generación y estudio de imágenes con cámaras especiales, utilizando la porción del espectro electromagnético correspondiente a las radiaciones infrarrojas. En termografía la escala usada para identificar si un cuerpo emite mayor o menor energía es la del espectro visible y se muestra en la figura 5 con el fin de facilitar el entendimiento de las imágenes termográficas.



Fuente: Autores.

Figura 5. Escala de espectro visible usado en termografía.

Los puntos de sensado propuestos son los siguientes:



Fuente: Autores

Figura 6. Sitios propuestos para ubicación de sensores.

1.4.1 Arteria Yugular

La energía consumida para el bombeo del corazón que impulsa la sangre a través del cuerpo y causa fricción en sus paredes se traduce en producción de calor, y representa un punto importante para el sensado de la temperatura. Se propuso la arteria yugular debido a su ubicación, grosor y cercanía a la piel. Esta es una vena principal, ubicada en el cuello, por la cual la sangre retorna del cerebro a los pulmones.

Mediante termografía se puede observar claramente el punto de ubicación (Ver figura 7). Allí se nota claramente el color rosado intenso en el cuello que representa una alta generación de calor.

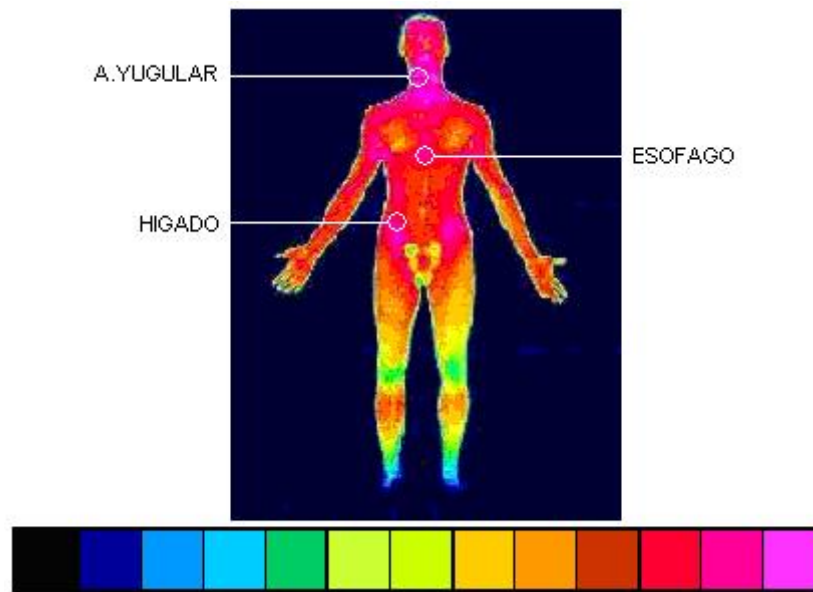


Figura 7. Imagen Termográfica total del cuerpo⁵.

I.4.2 Esófago

El esófago es una parte del tubo digestivo formado por un tubo muscular de unos 20cm de largo, por el cual se conducen los alimentos de la faringe al estómago. Este se encuentra ubicado a partir del cuello hasta introducirse en el abdomen superior, atravesando el diafragma.

Su importancia como punto de sensado, es debida a que se encuentra en contacto directo con el cayado aórtico de la arteria aorta y también con la aurícula izquierda del corazón, además, el esófago, se encuentra irrigado por diferentes arterias según el punto que recorre. En el caso de nuestro punto de sensado, se encuentra vascularizado por las arterias bronquiales, por arterias esofágicas medias y las intercostales, que como se dijo anteriormente, son ramas directas de la aorta.

I.4.3 Hígado

⁵ Infrared Atlas of Normals <http://medimaging.org/>

El hígado junto con el cerebro, representan el 50 % del consumo metabólico del cuerpo. El hígado es la glándula mas voluminosa del cuerpo y desempeña funciones únicas y vitales como la síntesis de proteínas (asimilación), elaboración de la bilis, desempeña funciones desintoxicantes, almacena vitaminas, entre otras.

En la grafica siguiente (figura 8) se observa claramente el color rosa intenso, la cual facilita su ubicación (Inmediatamente termina la zona intercostal) y justificación como punto de sensado.

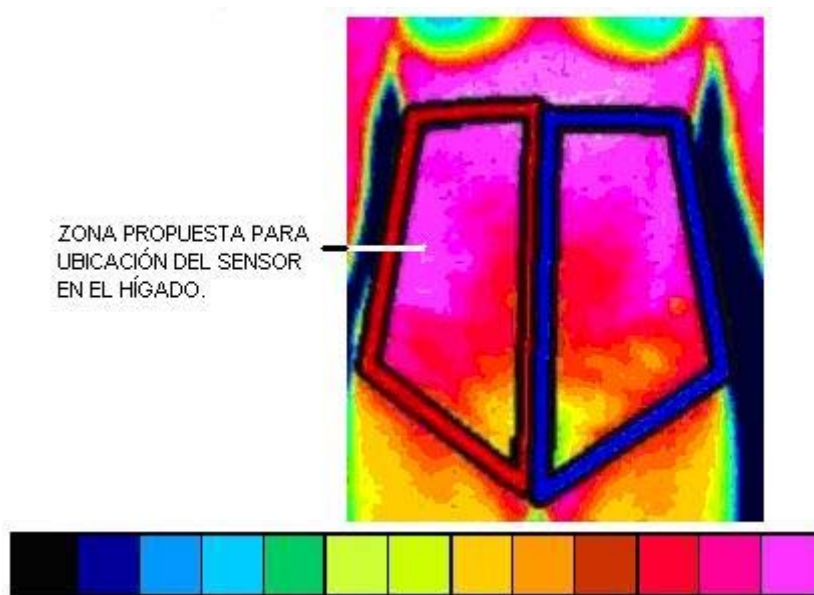


Figura 8. Imagen termográfica del abdomen⁶.

El cerebro entre otros lugares, son puntos que se dejan abiertos para un futuro estudio, pero para este caso, debido a la incomodidad que representaría para el paciente, se descartan.

⁶ Infrared Atlas of Normals. <http://medimaging.org/>

2 INTERFAZ ELECTRÓNICA Y CONSTRUCCIÓN DE LOS MÓDULOS.

En este capítulo se describirán las consideraciones que se tuvieron en cuenta para la realización del hardware de la interfaz electrónica que se llevo a cabo en este trabajo de grado.

En el capítulo I se explicó cómo es posible sensar la temperatura proveniente del cuerpo y analizarla para obtener un estimado del flujo de calor y posteriormente una tasa metabólica, pero debido a que nuestro objetivo fundamental se centra en como sensar estas señales, nos enfocaremos ahora en el diseño electrónico encargado de este trabajo.

Las pruebas del equipo no se llevarán a cabo sobre el cuerpo humano, tal y como se ha explicado anteriormente, estas serán llevadas a cabo sobre una fuente de calor controlada. La información proveniente, podrá en posteriores estudios llevarse a cabo directamente sobre el cuerpo humano, por lo que la fuente de calor controlada (Ver Capítulo 5. Pruebas Finales) será el sistema de estudio.

Este sistema permitirá realizar las pruebas y calibración del prototipo diseñado en el presente trabajo de grado. La información proveniente se debe capturar, transmitir, analizar, y así llegar a conclusiones válidas sobre el comportamiento térmico del sistema en estudio. Este análisis se llevará a cabo en tiempo real mediante la herramienta de LabVIEW® en un PC.

Las consideraciones de diseño se ajustaron a las necesidades técnicas del sistema a medir, así como en el presupuesto disponible, además se realizarán algunas recomendaciones para futuros prototipos.

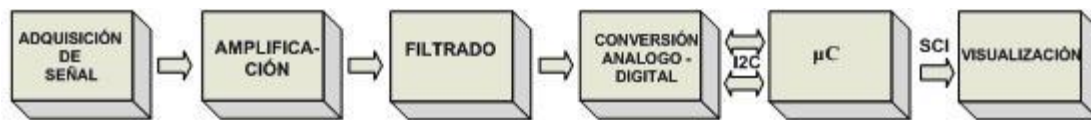
2.1 FUNCIONES GENERALES

Las funciones que cumple el módulo electrónico son las siguientes.

- Monitoreo de temperatura
- Transmisión de los datos.

- Visualización de datos.
- Análisis de datos.

El hardware para la adquisición de la temperatura se diseño bajo el diagrama de bloques de la figura 9.



Fuente: Autores

Figura 9. Diagrama de bloques de la interfaz electrónica.

Ahora se explicaran cada uno de los bloques usados y los criterios seguidos para su realización.

2.2 BLOQUE DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.

2.2.1 Sensor: Termistor

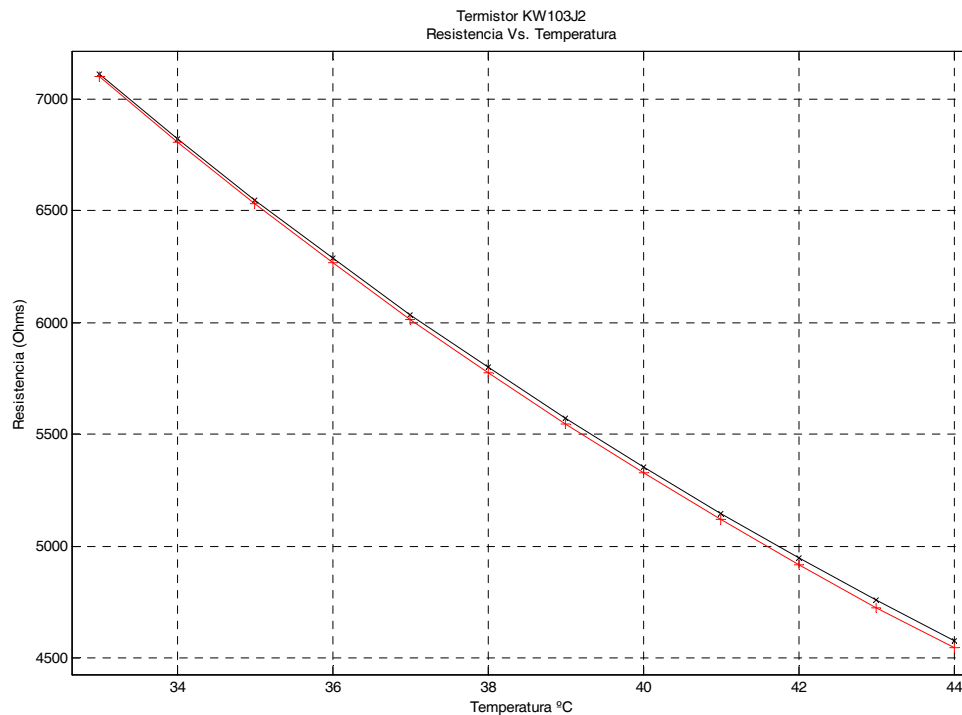
Se utiliza el termistor KW103J2 de USSENSOR para la adquisición de la señal de temperatura, posee recubrimiento epóxico, cables aislados y un tamaño que se ajusta a las necesidades del diseño; además cuenta con caracterización de fábrica y es NTC (Coeficiente de Temperatura Negativo) que indica que a mayor temperatura, el valor de resistencia disminuye, esta característica es muy útil para un laboratorio que no cuenta con un sistema controlado de temperatura y se desea simular el comportamiento del termistor con un potenciómetro.

La resistencia del termistor KW103J2 a una temperatura de 25 grados Celsius es de 10k Ω , el índice de sensibilidad (β) es 3892K, y la curva característica de operación es la curva J de Resistencia Vs. Temperatura proporcionada por el fabricante (Ver Anexo A).

De acuerdo a la ecuación (1-8) se reemplazan los valores característicos del termistor suministrados por el fabricante y se obtiene el modelo matemático del sensor representado en la ecuación (2-1). La comparación de la curva generada por el modelo matemático y la obtenida por la interpolación de los puntos que se plantean en la curva J se muestra en la figura 10. La correlación obtenida entre los valores de la ecuación en comparación con los de la curva J en el rango de temperaturas que va desde los 33 grados Celsius hasta los 44 grados de 0,999999902 e indica que la ecuación modela de manera precisa el comportamiento del termistor.

$$R = 10000 \times e^{3892 \left(\frac{1}{T+273.15} - \frac{1}{298.15} \right)} \quad (2-1)$$

Donde R es la resistencia del termistor en Ohms y T es la temperatura a la cual se encuentra el termistor en grados Celsius.



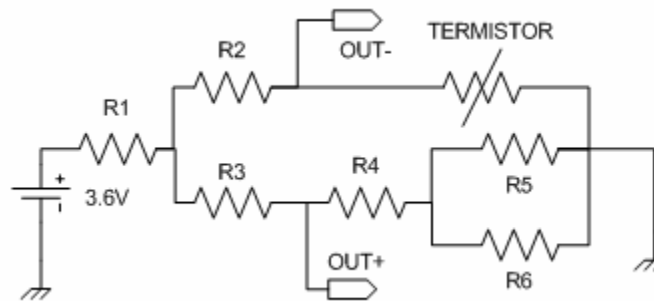
Fuente: Autores.

Figura 10. Relación Resistencia Vs. Temperatura del termistor.

La curva roja con el símbolo (+) corresponde a la generada por los puntos correspondientes a la curva J proporcionada por el fabricante. La curva negra con el símbolo (x) se relaciona con la generada por la ecuación (2-1).

2.2.2 Acondicionador de Señal: Puente de Wheatstone

Un termistor posee una proporción entre la temperatura en la que se encuentra y la resistencia medida en sus terminales. El método seleccionado para realizar la transducción del valor resistivo a un valor de tensión es el Puente de Wheatstone que se ilustra en la figura 11.



Fuente: Autores.

Figura 11. Esquema eléctrico del puente de Wheatstone implementado.

El Puente de Wheatstone está en equilibrio, es decir, la tensión medida entre los terminales OUT+ y OUT- es cero cuando se cumple la siguiente relación:

$$\frac{R2}{R3} = \frac{R_T}{R4 + (R5 // R6)} \quad (2-2)$$

Donde R2, R3, R4, R5, y R6 son resistencias en Ohms y R_T es la resistencia del termistor en Ohms.

Con el fin de reducir el consumo de potencia se diseñó el Puente de Wheatstone de manera que a una temperatura de 26 grados Celsius la salida fuera cero tomando como referencia la ecuación (2-2) y el valor de resistencia

de la curva J que corresponde a 9572Ω , por lo tanto, un arreglo de resistencias $R4=301\Omega$, $R5=24,3k\Omega$ y $R6=15k\Omega$ dan como resultado $9575,81\Omega$; valor muy cercano al esperado para obtener el menor valor de salida a una temperatura ambiente donde se supone que el módulo no está en funcionamiento.

La etapa de amplificación permite una tensión diferencial de entrada de $320mV$ antes de saturarse, por lo tanto se incluye una resistencia limitadora en la entrada del puente. Para el cálculo de la resistencia se obtuvo un modelo matemático del puente de Wheatstone como lo muestra la ecuación (2-3).

$$V_o = \frac{V_{dd}}{\frac{R1 \cdot (R2 + (R4 + (R5 // R6)) + R3 + R_T)}{(R3 + (R4 + (R5 // R6))) \cdot (R2 + R_T)} + 1} \cdot \left(\frac{(R4 + (R5 // R6))}{R3 + (R4 + (R5 // R6))} - \frac{R_T}{R2 + R_T} \right)$$

(2-3)

Donde V_o es la tensión de salida diferencial (V) y V_{dd} es la tensión de alimentación (V). $R1$, $R2$, $R3$, $R4$, $R5$ y $R6$ son resistencias en Ohms y R_T es la resistencia del termistor en Ohms.

La resistencia R_T para una temperatura máxima de 48 grados Celsius es 3888Ω . Reemplazando los valores de tensión de alimentación $3,7V$ y de tensión diferencial máxima se obtiene que la resistencia $R1$ ideal para el circuito es $11,53k\Omega$. Se utiliza el valor aproximado, incluido en el kit de resistencias, de $12,1k\Omega$. El valor de las resistencias $R2$ y $R3$ es de $10k\Omega$.

2.3 BLOQUE DE ACONDICIONAMIENTO Y FILTRADO DE LA SEÑAL.

Esta etapa debe cumplir con las siguientes funciones:

- Manejo de la tensión a un nivel aceptable, por lo tanto se debe aplicar una etapa de amplificación.
- Librar la señal de señales en modo común e interferencia con la aplicación de una etapa de filtrado.

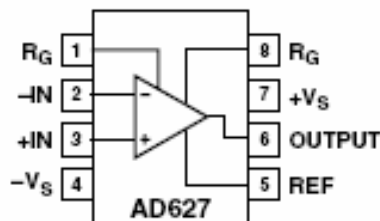
2.3.1 AMPLIFICACION.

Las señales provenientes del puente de Wheatstone se encuentran en el orden de los mV, este tipo de señales son fácilmente confundidas con el ruido externo provocado por el ambiente en el cual se pueda encontrar el módulo, por lo tanto se debe amplificar para diferenciarla y mantenerla en un nivel aceptable para su tratamiento y posterior visualización.

Para elevar este nivel, se escogió un amplificador de instrumentación encapsulado, ya que estos presentan las siguientes características que lo hacen indispensable para este sistema:

- Nivel de ganancia ajustable
- Alto factor de rechazo en modo común (CMRR), para diferenciarlas de este tipo de señales.
- Bajo consumo de potencia para prolongar el tiempo de funcionamiento de la batería.
- Rechazo a variaciones de la fuente (PSRR), que mantiene la señal ante pequeñas variaciones de la fuente.
- Pocos elementos externos elementales para su funcionamiento. A diferencia de otros tipos de amplificadores que necesitan de numerosos elementos externos, como lo es aplicar una amplificación a partir de amplificadores operacionales.

En base a las anteriores especificaciones se eligió el amplificador de instrumentación AD627 de Analog Devices, cuyo diagrama de pines se muestra en la figura 12.



Fuente: Hoja de datos AD627 (Anexo A)

Figura 12. Diagrama de pines. Amplificador de Instrumentación AD627.

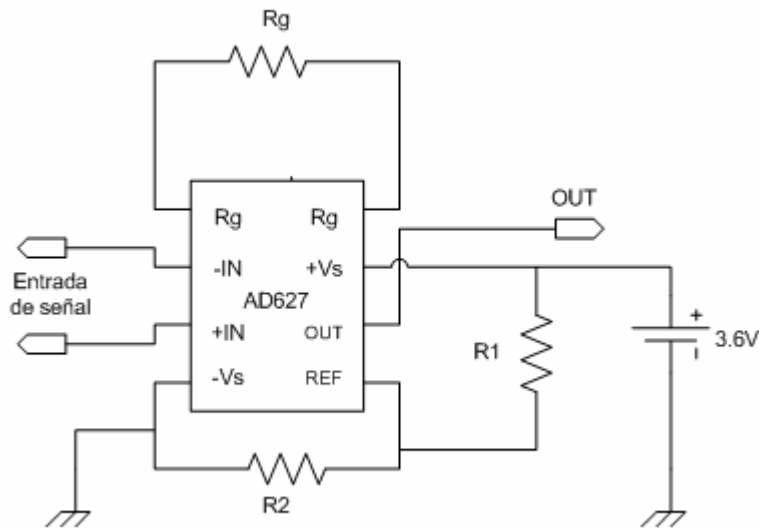
La configuración a implementar se encuentra definida por la elección de la ganancia y el valor de referencia a utilizar. Para la ganancia, se explico anteriormente que los niveles de las señales provenientes del puente de Wheatstone son del orden de los mV, por lo tanto se aplica la ganancia mínima otorgada por el amplificador ($5 \text{ } \frac{V}{V}$), por lo que el valor de la resistencia según dada por la ecuación (2-4) debe ser infinito, es decir no colocar ninguna resistencia, mas sin embargo en caso de que se requiera cambiar el valor de amplificación para realizar algún ajuste, esta se deja en el diseño del PCB final.

$$A_v = 5 + \frac{200k\Omega}{R_g\Omega} \quad (2-4)$$

Donde A_v es la ganancia del amplificador en $\frac{V}{V}$, y R_g es una resistencia en Ohms que se ubica entre los pines 1 y 8 del encapsulado del amplificador para ajustar el valor de la ganancia.

Los valores de tensión que entran al amplificador de instrumentación son siempre positivos debido al diseño de la etapa de adquisición y el rango de temperatura que se encuentra entre 26°C y 48°C . Por lo tanto no es necesario obtener un valor de referencia para el mayor rango de excursión. El valor de referencia que se eligió para el diseño es de 1V con el fin de obtener mediciones de temperatura válidas en lugares donde el la temperatura es inferior a 26°C , sin embargo, cabe resaltar que el rango de diseño se encuentra basado en los rangos vitales del cuerpo humano. Esto se logró utilizando una resistencia de 3010Ω entre los pines 7 y 5, y una resistencia de $1k\Omega$ entre los pines 5 y 4 obteniéndose una tensión de referencia de $0,927\text{V}$.

El esquemático del circuito que corresponde con la amplificación de la señal, se muestra en la figura 13.



Fuente: Autores.

Figura 13. Esquemático de circuito de Amplificación.

Simulando las variaciones resistivas propias de un termistor, se utilizó un potenciómetro de 10kΩ de tal manera que fuese posible medir el valor de tensión a la salida de la etapa de amplificación y el valor de tensión diferencial a la salida del puente de Wheatstone. Utilizando la ecuación (2-4) se obtiene el valor de ganancia. Los resultados se muestran en la tabla 4.

Valor de tensión de referencia experimental= 0,922V

La ecuación (2-5) muestra la forma para obtener el valor de la ganancia a partir de la tensión de entrada, la tensión de salida y la tensión de referencia.

$$A_v = \frac{V_{out} - V_{ref}}{V_{in}} \quad (2-5)$$

Donde A_v es la ganancia del amplificador (V/V), V_{out} es la tensión de salida (V) y V_{in} es la tensión diferencial de entrada proveniente del puente de Wheatstone (V).

Resistencia del Potenciómetro (kΩ)	Tensión de salida del Puente de Wheatstone (mV)	Tensión de salida del amplificador de instrumentación (V)	Ganancia V/V

9,46	4,9	0,949	5,51
8,96	26,6	1,057	5,07
8,35	54,7	1,197	5,02
8,10	66,7	1,256	5,01
7,94	74,6	1,296	5,01
7,64	89,2	1,369	5,01
7,38	102,4	1,434	5
6,98	123,4	1,539	5
6,33	158,4	1,714	5
5,97	178,5	1,814	4,99
5,62	199,1	1,917	4,99
5,32	216,8	2,006	5
4,88	243,7	2,140	4,99
4,45	271,8	2,280	4,99
4,05	298,6	2,414	4,99
3,80	315,8	2,500	4,99

Fuente: Autores.

Tabla 4. Resultados de Laboratorio para determinar la ganancia promedio dentro del intervalo esperado de los valores de resistencias provenientes del termistor, simulada como un potenciómetro de 10k Ω

La ganancia promedio es 5,03921046 ($\%V$)

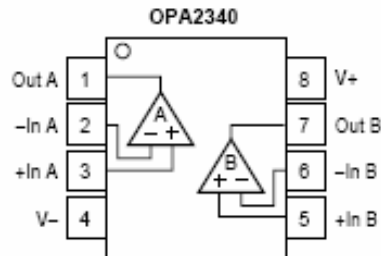
2.3.2 FILTRADO.

2.3.2.1 Diseño

A pesar que se han adoptado con especial cuidado las medidas necesarias para mantener la señal libre de ruido y estable, es posible que aún se manifiesten señales externas y ruido, como la de 60Hz, presente en ambientes normales y provenientes de cualquier dispositivo electrónico conectado a la red eléctrica. Por lo tanto se decide aplicar un filtro pasabajas de cuarto orden en configuración Sallen Key. La frecuencia de corte (f_0 Hz) para el diseño es 20Hz con el fin de evitar el ruido de alta frecuencia.

El dispositivo elegido para realizar el filtrado es el amplificador operacional OPA2340 de la empresa *Burr-Brown* perteneciente a Texas Instruments, el cual cumple con las características nombradas anteriormente en la amplificación, pero su diferencia radica en que en este caso el operacional se encuentra detallado para casos específicos como el de aplicar un filtrado de señal. Este

encapsulado cuenta con dos operacionales que facilita su aplicación para la configuración Sallen Key. El diagrama de pines correspondiente se encuentra en la figura 14.



Fuente: Hoja de Datos OPA2340. (Anexo C)

Figura 14. Diagrama de Pines. Amplificador Operacional OPA2340

Para el cálculo de los valores de resistencias y capacitores fue necesario utilizar de la herramienta *Filter Pro* de de Texas Instrument para facilitar los procesos matemáticos y obtener resultados muy aproximados a los planteados en el diseño. Las principales características del filtro son:

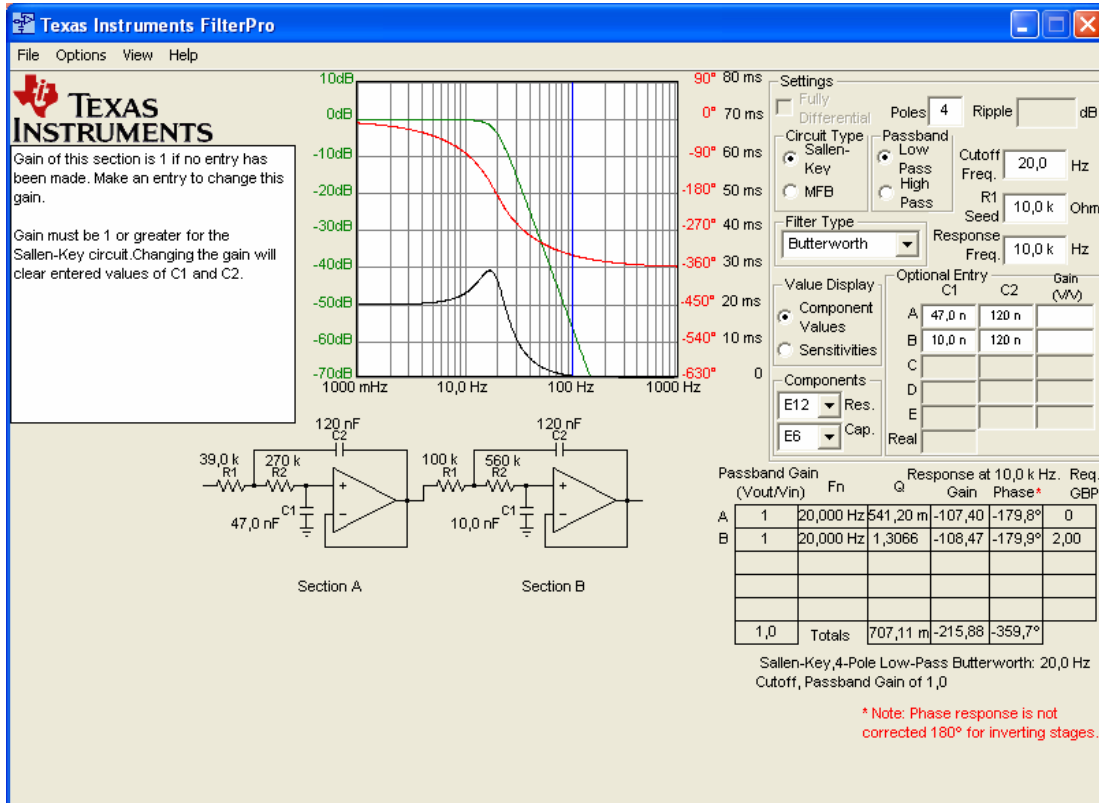
- Ganancia unitaria
- Frecuencia de corte $f_0=20\text{Hz}$
- Orden del filtro = 4°
- Tipo de filtro: Butterworth, máximamente plano.

Teniendo en cuenta los anteriores parámetros y utilizando los valores cercanos disponibles de resistencias y capacitores fue posible construir un filtro de cuarto orden con frecuencia de corte $f_0= 19,33\text{Hz}$, muy aproximado al valor esperado. Los valores de las resistencias que se presentan en el esquemático de la figura 16 son:

- R1 = 39k Ω
- R2 = 270k Ω
- R3 = 100k Ω
- R4 = 560k Ω
- C1 = 120nF
- C2 = 47nF
- C3 = 120nF

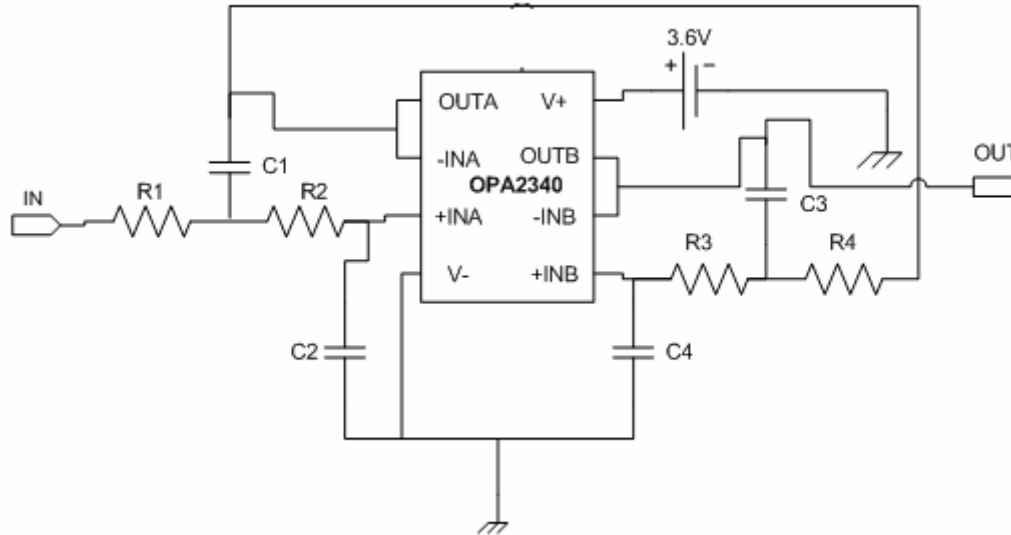
C4= 10nF

El circuito resultante del diseño propuesto utilizando el programa *Filter Pro* de Texas Instruments se muestra en la figura 15 donde se observa los parámetros que se ingresan al programa para la generación de los correspondientes valores de capacitores y resistencias. El esquemático correspondiente se muestra en la figura 16.



Fuente: Autores (FilterPro ® Texas Instruments).

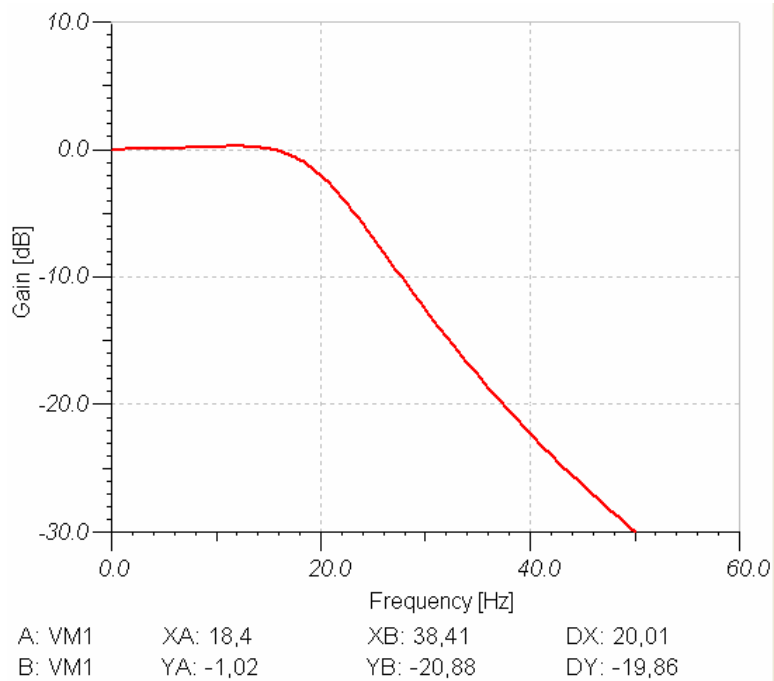
Figura 15. Esquema utilizado en la simulación del filtro de cuarto orden utilizando el programa Tina for Windows.



Fuente: Autores.

Figura 16. Diagrama esquemático de la implementación del filtro utilizando el amplificador operacional OPA2340

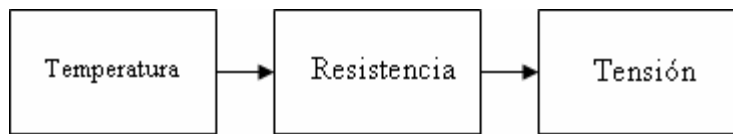
La gráfica de respuesta en frecuencia permite observar que las señales con frecuencias superiores a los 40Hz presentan una atenuación mayor a 20dB, por lo tanto, se garantiza una inmunidad al ruido de alta frecuencia, sobretodo al ruido de 60Hz presente en un ambiente donde la iluminación usa tubos fluorescentes y demás dispositivos que se conecten a la red eléctrica. La figura 17 muestra la gráfica de respuesta en frecuencia en una escala lineal de frecuencias tomada de la simulación utilizando el programa *Tina for Windows* perteneciente a Texas Instruments.



Fuente: Autores.

Figura 17. Gráfica de Respuesta en Frecuencia del filtro de cuarto orden con frecuencia de corte $f_0=19,33\text{Hz}$.

Es en este punto donde se obtiene la transformación de la señal de variación de resistencia en una señal en tensión que finalmente se va a convertir a formato digital. La cadena de transformaciones se muestra en la figura 18.



Fuente: Autores.

Figura 18. Proceso de transformación de la señal sensada

Como se realizó anteriormente, se utilizó un potenciómetro de $10\text{k}\Omega$ para simular el comportamiento del termistor y así obtener la relación entre la tensión de salida del filtro y el valor de resistencia del termistor en el puente de Wheatstone. Los datos obtenidos se encuentran en la tabla 5

Resistencia del Potenciómetro (kΩ)	Tensión de salida del filtro (V)
9,46	0,949
8,96	1,054
8,35	1,195
8,10	1,255
7,94	1,296
7,64	1,370
7,38	1,431
6,98	1,532
6,33	1,714
5,969	1,814
5,618	1,917
5,32	2,000
4,888	2,140
4,453	2,281
4,051	2,410
3,804	2,498

Fuente: Autores.

Tabla 5. Resultados de laboratorio donde se registra la resistencia de un potenciómetro de 10kΩ y el correspondiente valor de tensión a la salida de la etapa de filtrado

El primer resultado que tenemos es la atenuación del filtro que la obtenemos con los valores de la tensión de salida del amplificador contenidos en la tabla 4 y los presentados en la tabla 5. Por lo tanto el promedio de atenuación para el filtro utilizando la ecuación (2-6) es 0,99898596. Corresponde a los parámetros de diseño.

$$A_r = \frac{V_a}{V_f} \quad (2-6)$$

Donde A_r es el factor de atenuación del filtro, V_a es la tensión en la salida del amplificador (V) y V_f es la tensión de salida del filtro (V).

El segundo resultado es la relación que existe entre la tensión de salida del filtro y la resistencia del potenciómetro. La relación es de tendencia lineal como se muestra en la figura 19 (línea roja), por lo tanto se utiliza la regresión lineal por medio del método de mínimos cuadrados para obtener la ecuación (2-7) cuya gráfica se muestra en azul en la figura 19

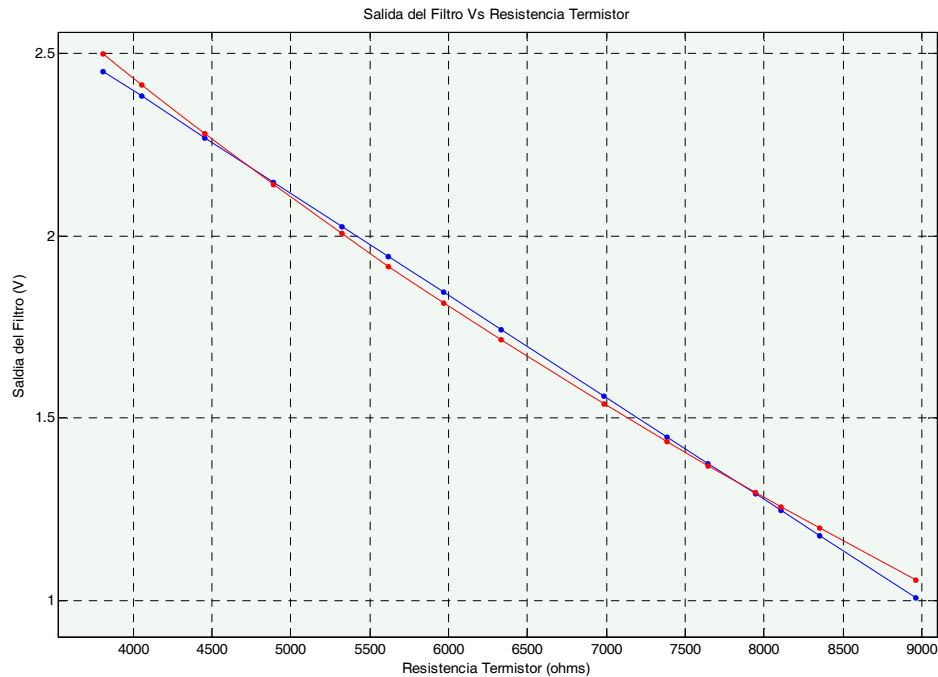
$$V_f = 3,51854880 - 0,0002803 * R \quad (2-7)$$

Donde V_f es la tensión de salida del filtro (V) y R es la resistencia del potenciómetro en Ohms.

Con la ecuación (2-1) y la ecuación (2-7) se obtiene la relación matemática entre la Temperatura sensada por el termistor y la tensión de salida del filtro como se muestra en la ecuación (2-8).

$$T = \frac{3892}{\ln\left(\frac{3,5185488 - V}{2,803}\right) + 13,053832} - 273,15 \quad (2-8)$$

Donde T es la temperatura sensada en grados Celsius y V_f es la tensión del filtro (V).



Fuente: Autores.

Figura 19. Figura comparativa (Salida del filtro vs. Resistencia generada por el termistor).

La gráfica roja describe el comportamiento de la tensión de salida del filtro con respecto a la resistencia del potenciómetro de $10k\Omega$ obtenida en el laboratorio. La gráfica azul corresponde a la ecuación (2-7).

El programa de visualización recibe los datos de tensión y utilizando la ecuación (2-8) es posible graficar el correspondiente valor de temperatura.

2.4 BLOQUE DE CONVERSION ANALÓGICO - DIGITAL.

Las señales analógicas provenientes de la etapa de acondicionamiento y filtrado deben ser enviadas a un PC para su respectiva visualización, análisis y estudio, para ello deben ser digitalizadas previamente para facilitar su adquisición en el PC.

Los criterios que se tuvieron en cuenta para la elección del conversor A-D se basaron en lo siguiente:

- Resolución del conversor acorde con la magnitud de las variaciones que se desean medir, es decir, se podrán observar variaciones pequeñas en función de la variación de nuestro sensor. En nuestro caso y dado la aplicación, se escoge una resolución de 12 bits que en porcentaje representa un 0.02442% de acuerdo a la siguiente ecuación (2-9).

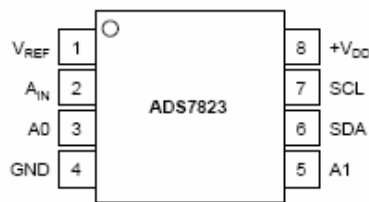
$$\text{Resolución} = \frac{1}{2^{12} - 1} * 100\% = 0.02442\% \quad (2-9)$$

- El método con el cual realiza la conversión. Se ajusta a nuestro criterio el método de conversión por aproximaciones sucesivas (SAR), este método se destaca por ser el más empleado comúnmente, ajustándose a numerosas aplicaciones.
- Para realizar el intercambio de datos con el PC, este debe ser controlado por medio de un microcontrolador y seguir un protocolo de comunicación para facilitar su entendimiento (PC - conversor). El protocolo a utilizar es el I2C [5], cuyas principales ventajas son la alta

inmunidad al ruido, pocos cables de interconexión, tamaño de tarjeta reducido.

- Velocidad de muestreo acorde al comportamiento de la señal de temperatura. Estas variaciones no se realizan de manera abrupta, ni representan cambios significativos, por se opta por utilizar una velocidad intermedia a 50 KHz.

El conversor que seleccionado es el ADS7823 de Texas Instruments. A continuación se muestra un diagrama de pines del conversor utilizado (figura 20).



Fuente: Hoja de datos ADS7823. (Anexo D)

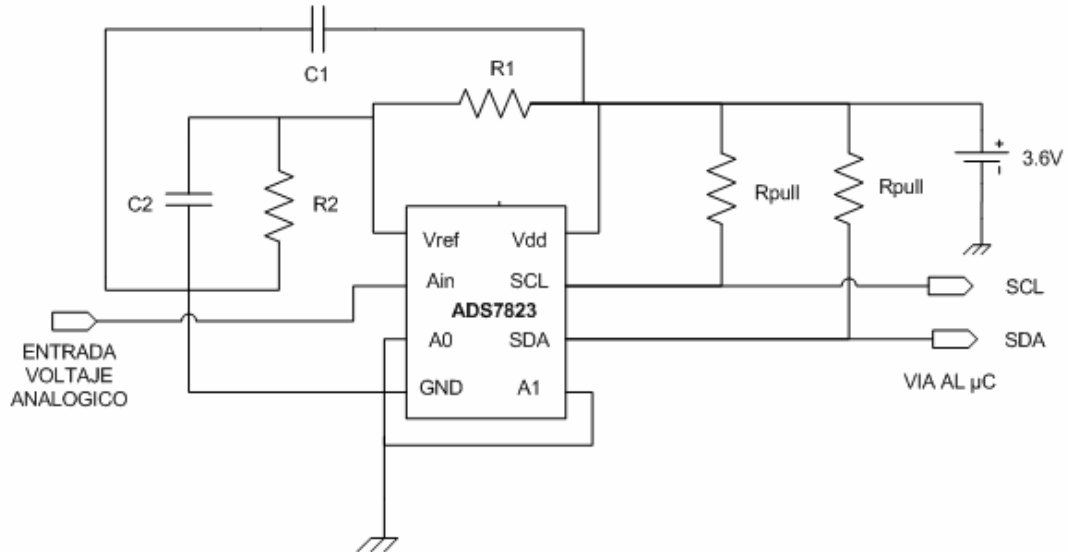
Figura 20. Conversor A/D. Diagrama de Pines

La señal analógica proveniente del filtro de cuarto orden es ingresada al conversor por el pin 2, ilustrado en el diagrama como A_{IN} , esta es llevada luego al microcontrolador por el pin A2 del puerto A (se explicará mas adelante) de manera serial y siguiendo el protocolo I2C. La comunicación entre el conversor y el microcontrolador se lleva a cabo entre los canales SDA (Serial Data) y SCL (Serial Clock). El canal SDA transmitirá 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 son llevados al microcontrolador el cual se encargará de transmitirlos de manera serial al PC terminal.

El conversor requiere el ajuste del voltaje de referencia, con el cual se limitará la entrada de voltaje analógico y se conocerá el valor del bit menos significativo, el cual para un voltaje de referencia de 2.5 V está representado en la ecuación (2-10).

$$LSB = \frac{V_{ref}}{4095Bits} = 0.6105mV \quad (2-10)$$

El esquema de montaje del circuito que corresponde al convertor análogo – digital se puede observar en la figura 21.



Fuente: Autores.

Figura 21. Esquemático del convertor A/D.

Los valores de las resistencias R1 y R2 se ajustan para generar un divisor de voltaje y así obtener el valor de voltaje de referencia necesario; para este caso:

$$\begin{aligned}
 V_{ref} &= 2,51V \\
 R1 &= 499\Omega \quad (2-11) \\
 R2 &= 10k\Omega
 \end{aligned}$$

Las resistencias de Rpull son recomendadas por el fabricante del convertor y estas se encuentran a un valor de $2K\Omega$ [4].

Vin	Vout	BYTE COMPLETO	DIF.	ERROR LSB
0,0	0,0	000000000000	0	0
0,089	0,0879	000010010000	0,0011	1,8
0,217	0,216	000010110001	0,001	1,6

0,508	0,5079	001101000000	0,0001	0,16
1,085	1,0800	011011101001	0,005	8
1,257	1,261	100000010110	0,004	6
1,502	1,503	100110011110	0,001	1,6
2,068	2,069	110100111110	0,001	1,6
2,258	2,254	111001101100	0,004	6
2,493	2,498	11111111100	0,005	8

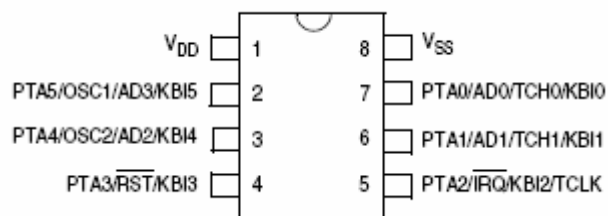
Fuente: Autores.

Tabla 6. Pruebas realizadas de conversión análogo – digital.

Para las pruebas de laboratorio realizadas en el convertidor es necesario el uso del microcontrolador ya que este generará las señales del protocolo I2C, por lo que se mostrarán y explicarán mas adelante.

2.5 BLOQUE DEL MICROCONTROLADOR Y COMUNICACIÓN CON PC.

El microcontrolador elegido para este trabajo de grado, es el MC68HC908QT4 de Motorola, cuya configuración de pines se muestra en la figura 22.



Fuente: Hoja de Datos MC68HC908QT4 [8]

Figura 22. Microcontrolador MC68HC908QT4. Diagrama de Pines.

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

- Microcontrolador perteneciente a la conocida familia M68HC08 de 8 bits de Motorola.

- Alimentación adecuada y bajo consumo de potencia.
- Numero de pines necesarios para realizar su trabajo (5 de comunicación).
- 4096 bytes de memoria FLASH programable.
- Tamaño reducido y acorde al diseño.

Las tareas desempeñadas por el microcontrolador son las siguientes:

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

Estas tareas son desarrolladas en pleno por el microcontrolador. El manejo del protocolo I2C para la comunicación de los datos provenientes del conversor A-D ADS7823 [4] y la comunicación con el PC o modulo externo, se realizo basado en el diagrama de flujo de la figura 7. La comunicación con el PC se realiza por medio de un adaptador RS-232 externo a la tarjeta, y a futuro, de manera directa con el sistema de comunicación Bluetooth que se encuentra en desarrollo por otro trabajo de grado [6].

Gracias a la implementación de este tipo de comunicación se puede realizar el direccionamiento de varios módulos de temperatura, los cuales pueden visualizarse alternadamente, para dado el caso del análisis en el cuerpo humano, se pueda llegar a entregar un informe detallado del metabolismo sensado en los diferentes puntos del cuerpo.

2.5.1 PROTOCOLO I²C

Anteriormente se realizo una pequeña introducción⁷ en lo que se refiere a la configuración física del protocolo I2C. Este estándar de comunicación fue diseñado por la empresa Phillips Semiconductor, y fue creado con el fin de proveer una solución a la intercomunicación de dispositivos provenientes de diferentes fabricantes.

⁷ Véase bloque de conversión análoga – digital.

Ahora se revisarán de manera más profunda las tareas que debe desempeñar el microcontrolador para permitir que el conversor inicie la conversión y la envíe a nuestro bloque de visualización.

Los componentes necesarios para comunicación mediante el protocolo I2C son:

- Maestro
- Esclavo
- Líneas de comunicación: SDA y SCL. La línea por la cual circulan los datos se denomina SDA y se maneja de manera bidireccional. La línea SCL es la encargada de manejar la señal del reloj.

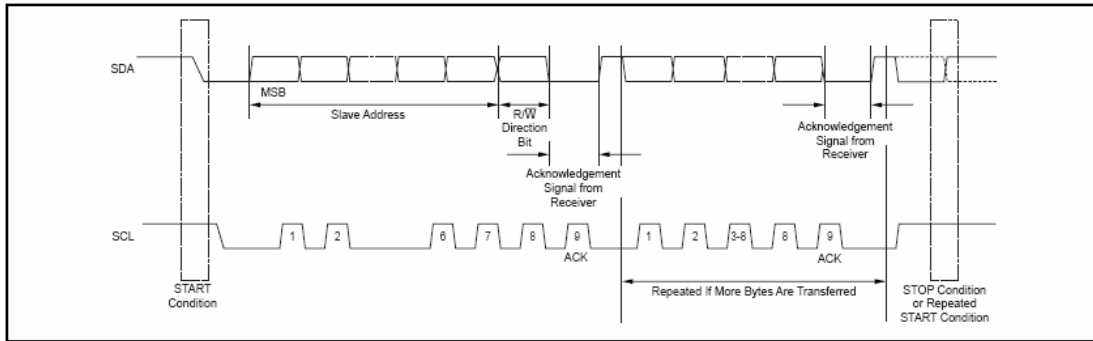
El protocolo I2C presenta la configuración Maestro – Esclavo⁸, donde el maestro, en nuestro caso, el microcontrolador, debe realizar las siguientes funciones:

- Generar la señal de reloj del bus (SCL).
- Inicia y termina la comunicación.
- Direccional los esclavos.
- Establece el sentido de la comunicación.

La velocidad de transmisión a utilizar se encuentra definida en modo estándar (*standar mode*), es decir $100 \frac{Kbits}{s}$, y se escogió esta dado que es suficiente para realizar la comunicación sin ningún inconveniente de demoras.

En la figura 23 podemos observar algunas de estas características para realizar una operación básica.

⁸ Maestro: Dispositivo que inicia una transferencia, genera las señales de reloj y termina la transferencia; en nuestro caso, es el microcontrolador.



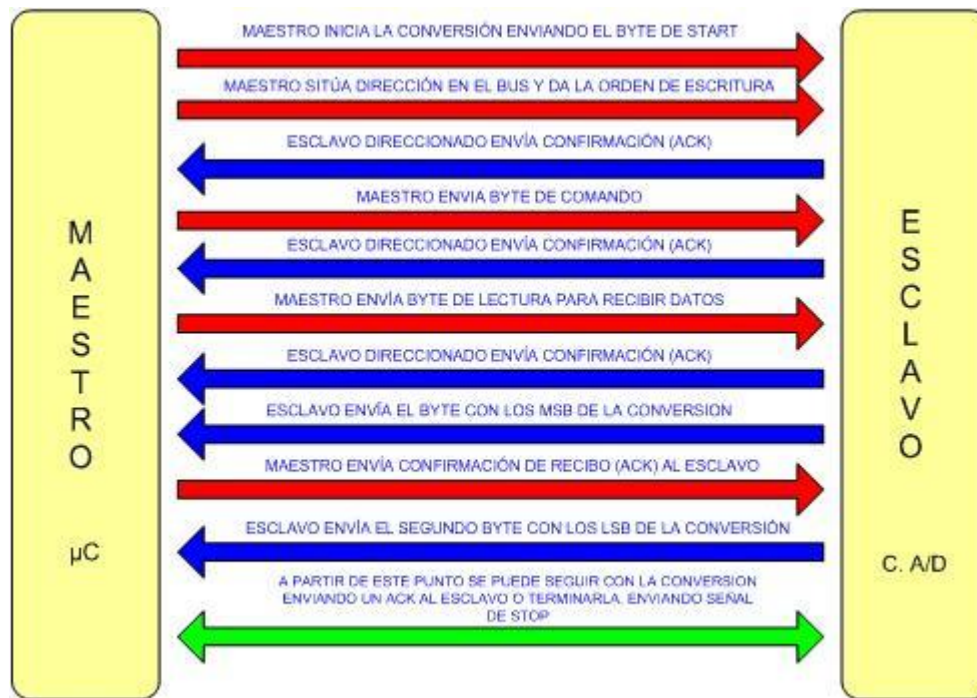
Fuente: Hoja de Datos ADS7823[4]

Figura 23. Diagrama de Tiempos para convertor ADS7823.

Los parámetros de transmisión básicos necesarios se definen a continuación:

- Condición START: es el inicio de transmisión de los datos, y representa un cambio de ALTO a BAJO en la línea de SDA mientras que la línea SCL permanece en ALTO.
- Condición STOP: es el fin de transmisión de los datos. Representa un cambio de BAJO a ALTO en la línea SDA, mientras la línea SCL permanece en ALTO.
- Validez de un Dato: es una condición importante ya que la línea SDA debe permanecer constante durante un periodo ALTO de la línea SCL.
- Inactividad del Bus: condición para que el bus se mantenga sin actividad alguna; las líneas SDA y SCL deben permanecer en ALTO.
- ACK: también conocido como acuse o reconocimiento. Debe realizarse para validar una transmisión o recepción de los datos. Consiste en mantener en BAJO la línea SDA durante un pulso extra generado por el reloj para tal fin.

El esquema completo de comunicación y las tareas completas desarrolladas por cada uno de los componentes del bus I2C diseñado para esta aplicación se muestra en la figura 24.



Fuente: Autores.

Figura 24. Esquema completo de comunicación Maestro – Esclavo.

Este esquema fue realizado en base a las características dadas por el convertor ADS7823, el cual define los parámetros de transmisión del sistema, los parámetros principales son:

- **INICIO:** Es manejada por la rutina START, byte de preparación de escritura y byte de COMANDO. La rutina Start se explicó anteriormente, el byte de escritura simplemente prepara al convertor para escribir en el, y el byte de comando define el modo de operación del ADS7823 y consiste en enviar ceros en los 3 bits más significativos mientras los otros no interesan.
- **DIRECCIONAMIENTO:** corresponde al byte de preparación de escritura y lectura. La conformación del byte se puede observar en la figura 25, donde el LSB corresponde a lectura (bit en 1) y escritura (bit en 0). El bit 1 (A0) y bit 2 (A1) del byte de direccionamiento corresponden a la dirección física del convertor.

MSB	6	5	4	3	2	1	LSB
1	0	0	1	0	A1	A0	R/W

Fuente: Hoja de datos ADS7823. [4]

Figura 25. Byte de Direccionamiento del conversor.

- **DATOS:** corresponden a los bytes de conversión del ADS7823. BYTE2 corresponde a los MSB bits de la conversión, y el BYTE1 a los LSB. Esto se puede observar fácilmente en la figura 26. En el BYTE2, DF1 y DF2 corresponden a la dirección física del sensor utilizado.



Fuente: Autores

Figura 26. Byte de datos provenientes de la conversión.

- **FINALIZACIÓN:** se realiza con la condición de STOP antes explicada, pero en nuestro caso la conversión como tal solo se detiene para realizar el almacenamiento de los datos y evitar un represamiento de los mismos.

Para la realización de la programación del microcontrolador, se debe tener en cuenta y claramente el esquema definido en la figura 15, en base a este, se realizó un diagrama de flujo general (Ver figura 27) de la programación empleada para el microcontrolador.

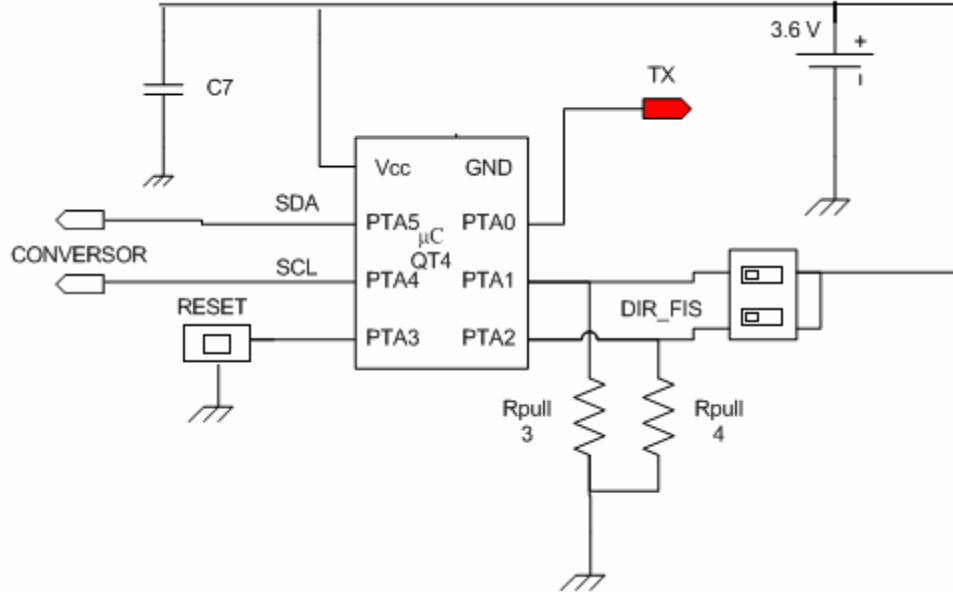
La explicación detallada de cómo el microcontrolador realiza cada una de las tareas, es llevada a cabo en el Anexo E (Programación microcontrolador), por lo tanto se omitirán las rutinas de programación y sus respectivos diagramas de bloques.



Fuente: Autores.

Figura 27. Diagrama de Flujo de tareas del Microcontrolador.

El esquemático de la interconexión entre Conversor y microcontrolador se encuentra en la figura 28.



Fuente: Autores

Figura 28. Esquemático circuito microcontrolador.

2.5.2 INTERFAZ DE COMUNICACIÓN SERIAL (SCI).

El protocolo de comunicación (SCI) es un sistema de comunicación serial asíncrono usado en nuestro caso, para comunicar el microcontrolador y el dispositivo periférico (CPU). Las líneas de señal requeridas son las de transmisión TXD y la de recepción RXD, las cuales operan en modo Full-Duplex (transmisión y recepción al mismo tiempo). SCI utiliza para el envío, el formato de transmisión estándar NRZ donde el orden de los bits es el siguiente:

bit START – DATOS – bit STOP

Una vez se inicia la conversión, los datos son enviados por el pin TXD del microcontrolador a la interfaz implementada a partir del módulo RS232, la cual no fue incluida dentro del hardware general ya que se plantea a futuro utilizar los módulos bluetooth. Los datos son enviados en grupos de 2 bytes cada uno de ellos en el medio de las señales de START (bit en 0) y STOP (bit en 1). Los 4 bits más significativos del primer byte enviado son usados para direccionar cada

uno de los prototipos. Dado que en nuestro caso tenemos 3 posibles direcciones para cada tipo de modulo, las combinaciones se deben presentar en 2 bits, los mas significativos del primer byte. Según observamos en la anterior figura 17, el byte que primero debe enviarse es el BYTE2, donde DF1 y DF2 especifican la dirección física de cada modulo (ver tabla 7).

	DF1	DF2
NO SENSOR	0	0
AORTA	0	1
HIGADO	1	0
ESOFAGO	1	1

Fuente: Autores

Tabla 7. Direcciones físicas ubicadas en el BYTE2 que se genera primero.

La velocidad de transmisión de los datos se ajusto en 9600 baudios, pero esta puede ser variable según las necesidades, se escogió esta debido a que se considera una velocidad estándar utilizada en la transmisión, y es necesaria para disminuir la posibilidad de envío de errores, pero suficiente para observar la resolución del conversor.

2.6 ALIMENTACIÓN

La alimentación corresponde un punto fundamental para cumplir con las funciones generales del prototipo, ya que esta debe complementar la seguridad que debe poseer nuestro prototipo y asegurar el correcto funcionamiento del mismo.

La seguridad es un aspecto bastante importante, ya que nuestro prototipo así lo requiere, por lo tanto, es necesario que la batería presente protección contra cortocircuitos y evite cualquier factor de riesgo que ponga en peligro la integridad de la persona que se encuentra manipulándolo o en un futuro, utilizándolo en su propio cuerpo.

Debido a que el comportamiento de las señales de temperatura y calor presentan una variación muy lenta, es indispensable que se tenga muy en cuenta la duración de la batería, ya que es necesario que este perdure el tiempo que sea necesario para tener muestras confiables sobre temperatura,

por lo tanto se debe optar por una batería que presente la característica de larga duración.

La tensión nominal representa el valor con el cual serán alimentados finalmente cada una de las etapas de nuestro prototipo, para el presente proyecto, se trabajará bajo una tensión nominal de 3.7V.

Bajo los anteriores requerimientos, se escogió la batería NOKIA BL-5C, la cual presenta finalmente las características mostradas en la tabla 8.

CARACTERISTICAS	VALOR NOMINAL
Tensión Nominal	3.7 V
Corriente/Hora	850 mAH
Material de Fabricación	Li-Ion
Efecto Memoria	No

Fuente: Hoja de Datos [9].

Tabla 8. Tabla de características de la batería Nokia BL-5C

2.7 CONSUMO DE POTENCIA.

El consumo de potencia ayudará a calcular la autonomía del prototipo ante la duración de la batería, es por ello que se calcula la duración de esta en función del consumo de corriente total de los bloques implementados en el diseño electrónico.

La autonomía total del prototipo dada en horas, se puede calcular relacionando la corriente nominal entregada por la batería, la cual es una característica entregada por el fabricante y se encuentra dada en (A-hora) con el consumo de corriente total del prototipo, es decir:

$$Autonomía = \frac{I_{no\ min\ al,\ bateria} (A - Hora)}{I_{no\ min\ al,\ dispositivo} (A)} [Horas] \quad (2-12)$$

Como se ha explicado anteriormente, se ha implementado una dirección física para ser seleccionada en el microcontrolador, esto se encuentra basado en habilitar mediante resistencias de pull-up que permitan enviar un alto o un bajo

mediante un switch, lo que aumenta directamente aunque no en gran medida, el consumo de corriente del circuito en general.

El consumo de corriente total del modulo se ha detallado con el uso de cada una de las direcciones físicas y para el circuito en general, esto se observa en la tabla 9 a continuación.

Detalle medición	Tensión de Alimentación (V)	Corriente (mA)	Potencia (mW)
Dirección en Ceros (Ambos en bajo)	3.91	8.42	32.92
Una dirección habilitada.	3.91	10.41	40.70
Ambas direcciones habilitadas	3.91	12.36	48.32

Fuente: Autores

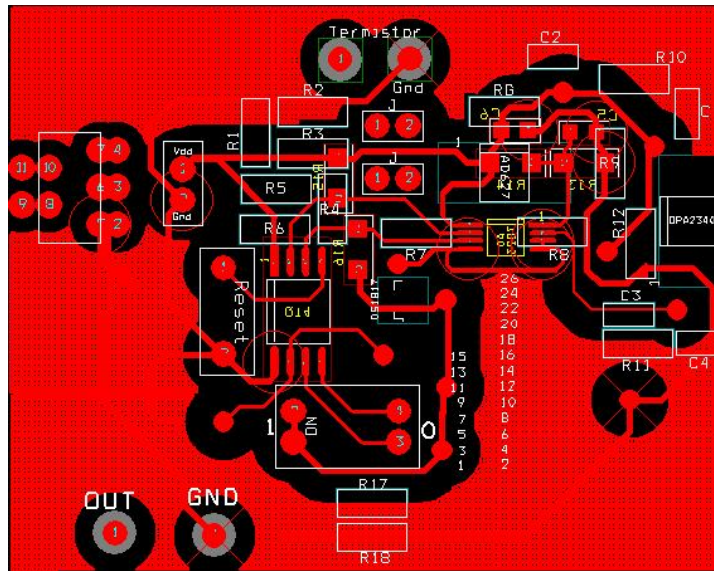
Tabla 9. Consumo de corriente y potencia para cálculos de autonomía del prototipo.

En base a la anterior tabla y la ecuación (2-12), podemos calcular que nuestro prototipo posee una autonomía de duración de la batería alimentada a 3.91 V y en su máximo consumo de:

$$\text{Autonomía} \approx 68\text{horas} \quad (2-13)$$

2.8 TARJETA IMPRESA IMPLEMENTADA (PCB)

Para el diseño del PCB final se utilizó el programa *Orcad Layout Plus* versión 9.2. Las normas para el diseño y construcción del PCB implementado son básicas. Teniendo en cuenta que, en un futuro, el módulo estará situado en la superficie de un ser humano; se redujo el tamaño hasta que fuera similar o incluso menor al de la batería. Para lograr el ahorro de espacio utilizamos circuitos integrados,



Fuente: Autores

Figura 30. Cara posterior del PCB

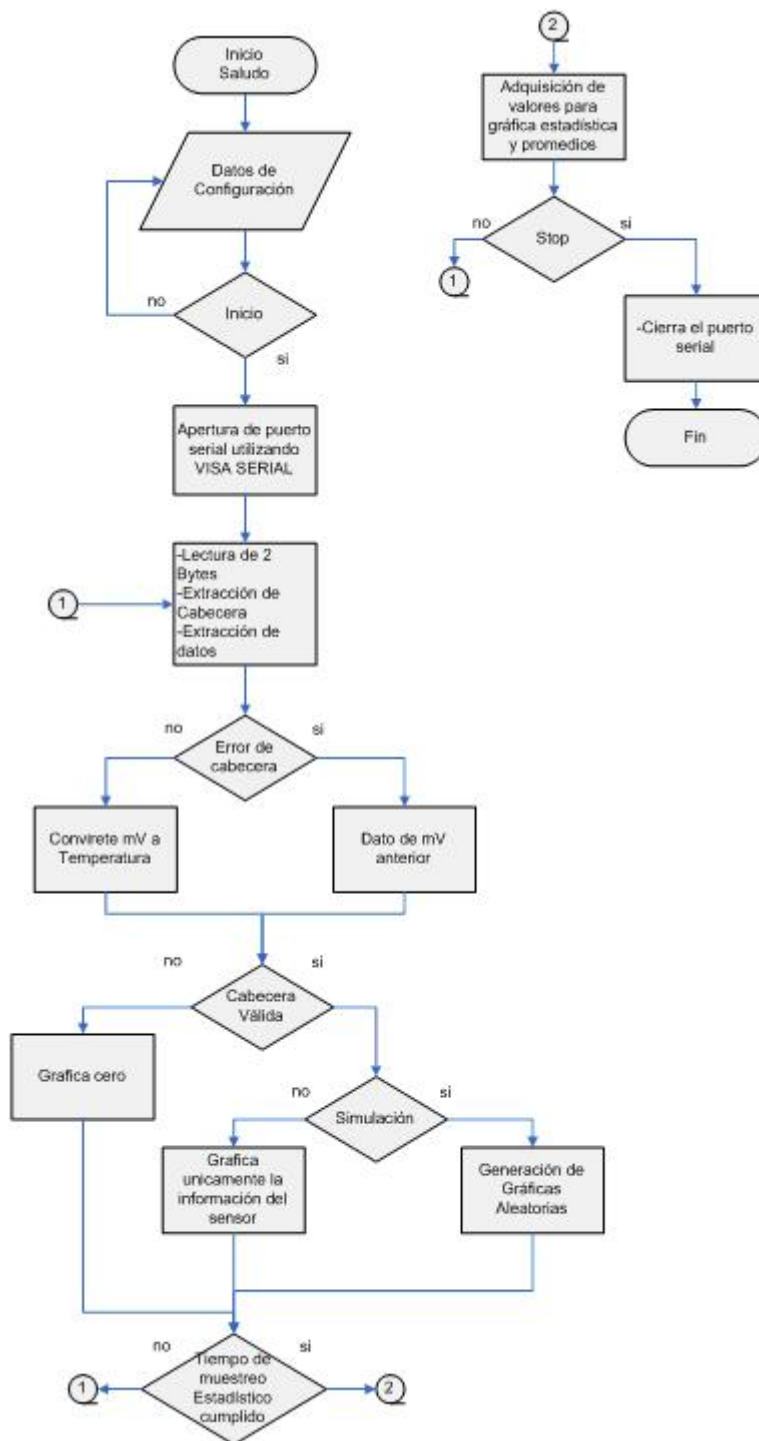
3 SOFTWARE DE LA INTERFAZ.

Para la visualización de los datos de temperatura y flujo de calor obtenidos por medio del módulo de medición, se utilizó el software LabVIEW 7.1. Esta herramienta utiliza un lenguaje de programación gráfica en vez de líneas de texto para crear aplicaciones. En contraste con la programación basada en texto donde las instrucciones determinan la ejecución del programa, LabVIEW® utiliza programación de flujo de datos donde el flujo de los datos determina la ejecución de la aplicación.

Una de las utilidades más atractivas de LabVIEW® es la configuración de los puertos, y en nuestro caso el puerto serial. Selección del puerto que se desea utilizar, selección de la tasa de transmisión, número de bits por byte, habilitar o deshabilitar bit de paridad y demás opciones secundarias que ofrece la función “VISA Configure Serial Port” son de gran ayuda en el momento de realizar pruebas de transmisión y facilitan su identificación cuando el programa está trabajando con las especificaciones válidas.

Teniendo en cuenta que LabVIEW® ofrece herramientas o instrumentos virtuales como osciloscopios, termómetros y tanques para la visualización de datos, se diseñó un programa que aprovecha muchas de estas ventajas como se describe a continuación.

El objetivo fundamental del programa de visualización es crear una interfaz amigable para el usuario del sistema de monitoreo de temperatura y flujo de calor, que ofrezca la posibilidad de observar en forma gráfica los datos obtenidos en tiempo real, además, obtenga información de tiempo transcurrido, hora y fecha de inicio, hora y fecha actual y un registro de los últimos promedios de temperatura y flujo de calor conseguidos de la fuente. Cabe anotar que se proponen indicadores *led* para la determinación del sensor que está transmitiendo y para la identificación de errores en el proceso de transmisión. El diagrama de bloques del programa se muestra en la figura 29.



Fuente: Autores

Figura 31. Diagrama de flujo de señal del programa en LabVIEW®

3.1 VISUALIZACIÓN

Debido a que la aplicación del software se efectúa con un solo sensor, la programación es bastante diferente en comparación con un programa donde la entrada son tres sensores como se tiene planeado para estudios posteriores; sin embargo las opciones deshabilitadas podrán ser aprovechadas próximamente cuando se desarrolle el estudio por completo.

Teniendo en cuenta el objetivo final del proyecto, se programaron dos modos de operación del programa. El primero es el modo sencillo (simulación off) en el que se registra únicamente la señal de entrada del sensor con el que se trabaja. La temperatura y flujo de calor que se grafica y se registra se toma como el promedio total de estas dos variables adquiridas por el único sensor que se encuentra en funcionamiento. El punto de medición ubicado en el hígado se toma como referencia para graficar el sensor que envía los datos reales al computador, por lo tanto las opciones de los restantes dos lugares de medición se deshabilitan. El segundo modo es de simulación, donde generan dos señales aleatorias alrededor de la señal original obtenida del módulo con una diferencia en temperatura que está entre los rangos de $-0,5C$ y $0,5C$, rango dentro del cual se encuentran las diferencias reales entre las zonas en las cuales se realiza el sensado. Las señales se grafican como si fuesen adquiridas de los tres módulos independientemente con el fin de ilustrar el futuro de la actual investigación.

El módulo de sensado de temperatura tiene la posibilidad de cambiar por medio de hardware la dirección física del sensor, por lo tanto es posible cambiar la cabecera del paquete. El programa reconoce cabeceras y determina el lugar de donde proviene la información, es decir, reconoce si el sensor está en el esófago, aorta o hígado, dependiendo de la dirección física que se le asigne al prototipo de hardware. Las direcciones físicas escogidas para cada punto se definen en la tabla 7.

El programa de visualización está dividido en cuatro secciones que se encuentran integradas en un *Tab Control* para su fácil manejo e identificación. Las secciones son:

- Configuración
- Monitoreo de Temperatura

- Monitoreo de Flujo de Calor
- Estadísticas

En la sección de configuración están los parámetros de entrada mediante los cuales se puede llevar un registro del paciente. Incluye especificaciones de nombre, edad, género y masa corporal dentro de los datos personales; además, como el uso éste sistema de monitoreo se realiza en ambientes con temperatura controlada, se solicita el ingreso del valor de la temperatura del medio ambiente en grados Celsius para realizar los cálculos matemáticos referentes al flujo de calor por medio de la ecuación (1-5). Finalmente en esta sección se selecciona el modo de operación del programa con el selector *on/off* de simulación. En el momento de iniciar el programa, un aviso proporciona la información de introducir los parámetros de configuración que se encuentren habilitados y luego hacer click en el botón *Inicio* para empezar la adquisición de los datos.

Como ilustra la figura 30, las opciones de entrada de los datos personales del paciente (nombre, edad y género) están deshabilitados debido a que su uso en esta aplicación es poco relevante. La posibilidad del ingreso de los datos en el futuro del presente trabajo tendrá como objetivo llevar un registro de los pacientes a los cuales se les realice el procedimiento de monitoreo. Con el fin de determinar el tiempo de muestreo mediante el cual se va a tomar datos de temperatura y flujo de calor para construir las gráficas estadísticas, se incluye en el panel frontal de configuración la opción de *tiempo de muestreo* en unidades de segundos para las gráficas y en unidades de minutos para la elaboración de los promedios.

La sección de configuración es el primer paso de la secuencia que tiene el programa para su funcionamiento y hasta no ser superada ésta etapa, el puerto serie no será leído y los datos no serán procesados. En el *Block Diagram* se aprecia una estructura con dos secuencias. La primera solicita la introducción de los datos y la orden de inicio, en la segunda secuencia se encuentra el bloque completo de adquisición y procesamiento de la señal; se finaliza con el botón *stop* que aparece en las secciones que explicaremos a continuación.



Fuente: Autores.

Figura 32. Gráfica del panel frontal de Configuración

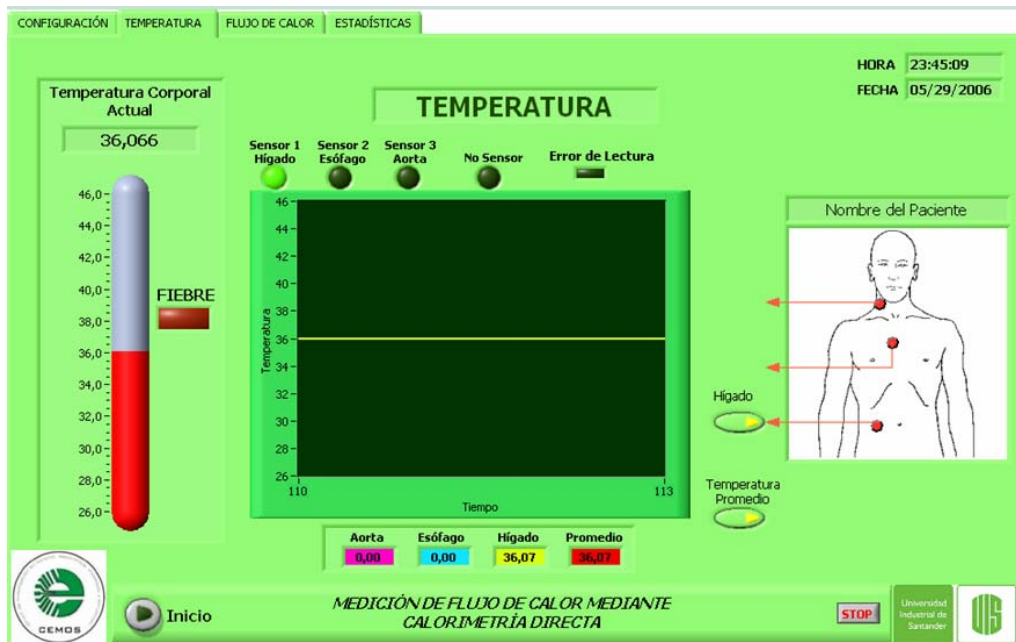
La segunda sección dentro del *Tab Control* del panel frontal del programa es Temperatura. Aquí se encuentra la ubicación sugerida de los sensores en el cuerpo humano. En la figura 31 muestra la apariencia de la sección donde se aprecia una imagen humana con tres puntos rojos que corresponden a la ubicación de cada uno de los sensores y encima de ella el nombre del paciente que se ha ingresado en la sección de configuración; actualmente esta opción no se encuentra disponible. La gráfica de cada sensor es activada por su correspondiente botón de control que se relaciona por medio de una flecha roja.

Dentro del panel frontal de Temperatura hay dos instrumentos virtuales: Osciloscopio y Termómetro que funcionan en una escala que va desde 26C hasta 46C. El osciloscopio grafica las señales de todos los sensores de acuerdo a la selección realizada, inclusive la temperatura promedio. Cada gráfica tiene un color característico que la relaciona con un *display* del mismo color en la parte inferior de la pantalla facilitando la identificación de cada uno de los datos teniendo en cuenta la fuente de donde proviene. En el termómetro se muestra el valor de la temperatura promedio en forma de nivel, además cuenta con un *display* que facilita la lectura y presenta un formato más preciso de la misma. Una opción del termómetro es la alarma de fiebre, cuando la temperatura corporal promedio supera los 37,5C se considera un estado febril [2] y se enciende un *led* color rojo a manera de alerta para informar el estado anormal

del paciente. Cuando la selección de simulación se encuentra apagada, el termómetro muestra la misma temperatura adquirida por el módulo.

En un modo de operación normal (simulación *off*), según la dirección del sensor que esté enviando la información al computador, se activa el botón de visualización correspondiente y se ocultan los otros dos, de tal manera que no hay lugar a errores en la selección de la gráfica que se desea visualizar porque solo se presenta la opción que se ajusta a la dirección detectada. En modo de simulación, se muestran todos botones de selección de gráfica ya que se tendrían los datos obtenidos en forma aleatoria para los restantes dos sensores.

Tres indicadores en la parte superior del osciloscopio virtual muestra el sensor que se encuentra actualmente en uso, de tal manera que si se encuentra en modo de simulación se determine cual es el módulo que está transmitiendo los datos reales. De la misma manera, cuando la dirección de la cabecera sea 00 se toma como si ningún sensor se encuentra conectado. El formato de cabecera, como lo muestra la figura 26 tiene dos bits en uno (11) que sirven para la detección de errores en la transmisión. Si no se encuentran los bits mencionados, un indicador de *error de transmisión* se enciende y hace entender que los datos que se están graficando no corresponden a los valores reales de medición.

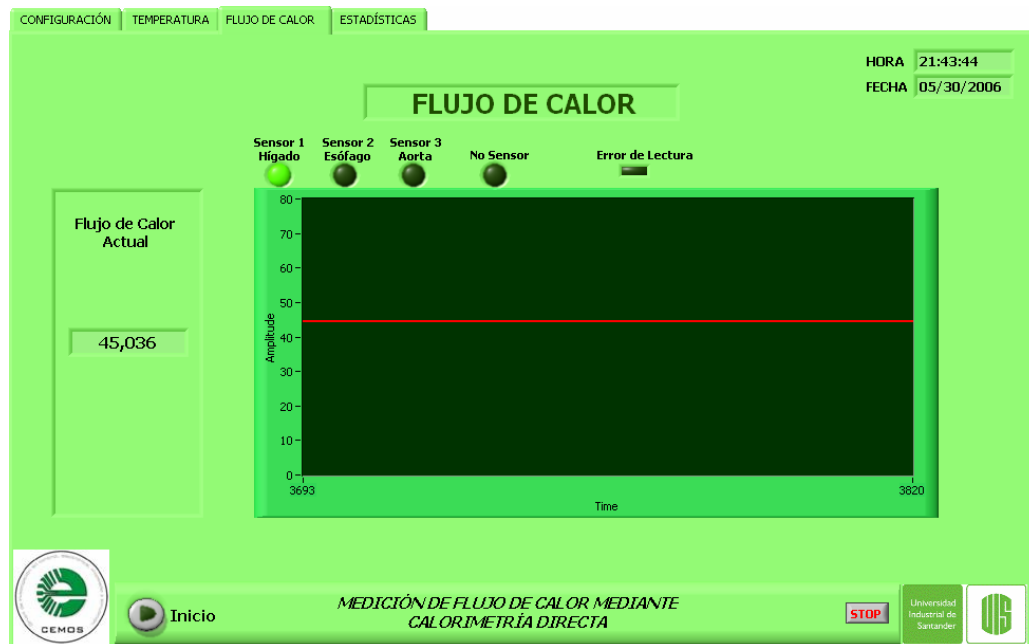


Fuente: Autores

Figura 33. Gráfica del panel frontal de monitoreo de Temperatura

La sección de monitoreo de flujo de calor cuenta con un osciloscopio virtual y una *display* para la apreciación de la medida actual de flujo de calor emitida por el cuerpo que se está sensando. El valor del flujo de calor se toma como total, por lo tanto se presenta una sola gráfica resultado de el procesamiento matemático donde la variable de temperatura que se utiliza corresponde a la temperatura promedio de los tres sensores si el programa se encuentra en modo de simulación, o únicamente del sensor que se encuentra activo si la simulación se encuentra desactivada. Los datos que se solicitaron en la configuración son utilizados en esta parte del proceso, porque como explicamos anteriormente la masa del cuerpo, la constante calórica y la temperatura del medio ambiente que junto con la temperatura medida proporcionan el ΔT , son las variables que determinan la generación de calor de los cuerpos, en este caso enfocada al cuerpo humano.

De la misma forma en que se encuentran organizados los indicadores de detección de sensor y error de transmisión en la sección de monitoreo de temperatura, se encuentran distribuidos en la parte superior del osciloscopio virtual, con el fin de proporcionar una ubicación más específica del punto de donde proviene la medición de temperatura para determinar el flujo de calor. Esta sección cuenta con la hora y la fecha actual, así como los botones de inicio y parada. La figura 32 muestra la apariencia de la sección de monitoreo de flujo de calor.



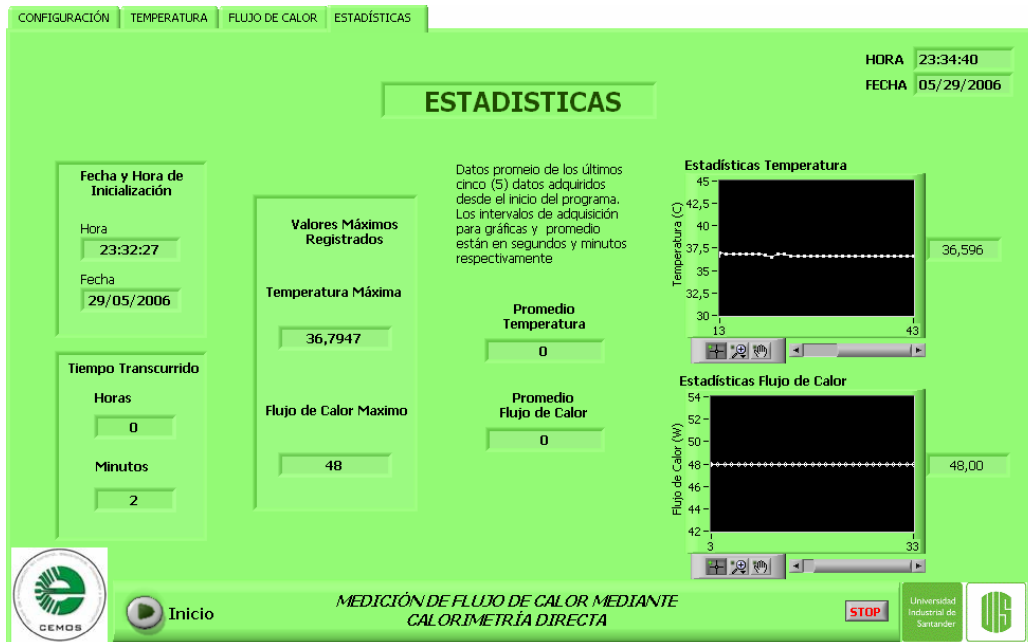
Fuente: Autores

Figura 34. Gráfica del panel frontal del monitoreo de Flujo de Calor

Cuando se realiza un monitoreo de temperatura en un paciente durante un prolongado periodo de tiempo, es necesario llevar un registro de los principales acontecimientos ocurridos durante el proceso, así como un historial que proporcione información gráfica que muestre el comportamiento de la variable de interés; por lo tanto, se incluyó una sección de estadísticas donde se puede observar los parámetros de interés como las mediciones de temperatura y flujo de calor máximas registradas, el promedio de las variables y una gráfica histórica que provee claramente un patrón de comportamiento a lo largo de la medición; además indica la hora y la fecha inicial del proceso y el tiempo transcurrido de la prueba.

En la etapa de configuración se solicitaron dos tiempos de muestreo, uno en segundos y otro en minutos. El primer dato es el tiempo que espera el programa en tomar un solo dato de la medición de temperatura y flujo de calor para llevarlo a la gráfica correspondiente; realmente lo que se hace es dividir el tiempo en intervalos más amplios para que pueda observarse de manera más general el comportamiento de las variables de interés y teniendo en cuenta que la temperatura es un parámetro que varía en forma lenta en los seres humanos, la frecuencia de muestreo puede elegirse de acuerdo a las necesidades del usuario. El segundo dato es el tiempo que espera el programa de visualización para tomar un solo dato y sumarlo con cuatro valores tomados anteriormente a iguales intervalos de tiempo y realizar un promedio de los cinco. Si es el primer dato, éste se toma como promedio; el segundo dato no se promedia con los cuatro anteriores sino con el inmediatamente anterior, el tercer dato se suma a los anteriores dos y se realiza la correspondiente operación y así sucesivamente hasta que los valores que se promedien sean valores de temperatura y no valores nulos (ceros) que se encuentran en los registros de desplazamiento al iniciar el programa.

De la misma manera dos *displays* ilustran los valores máximos obtenidos durante el proceso de monitoreo como información extra, útil luego del consumo de alimentos y en el sueño. El panel frontal de la sección de estadísticas se ilustra en la figura 33.

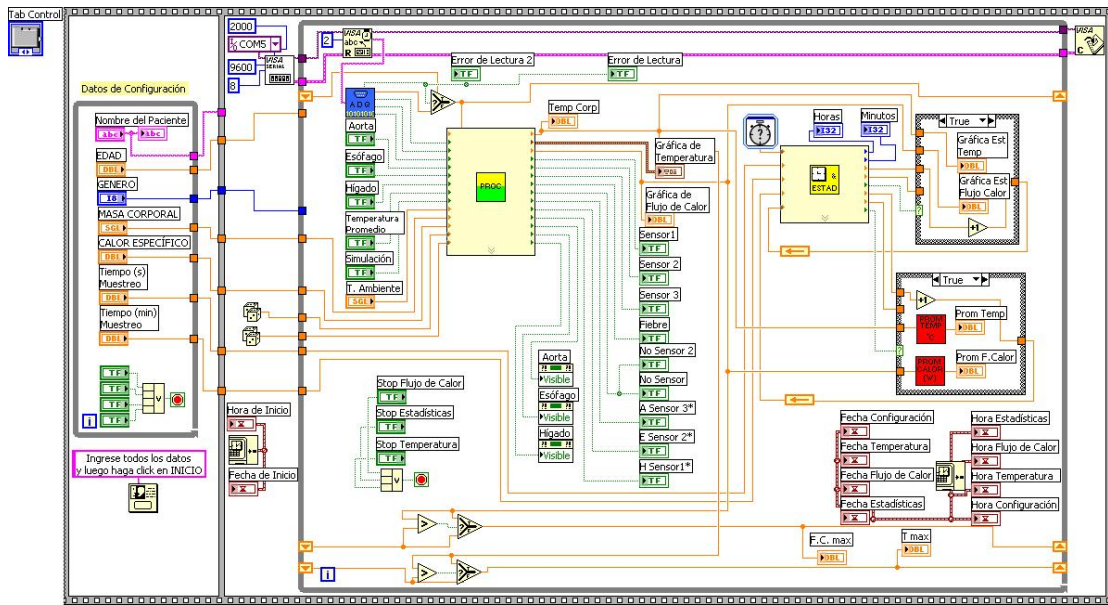


Fuente: Autores

Figura 35. Gráfica de panel frontal de recolección de estadísticas.

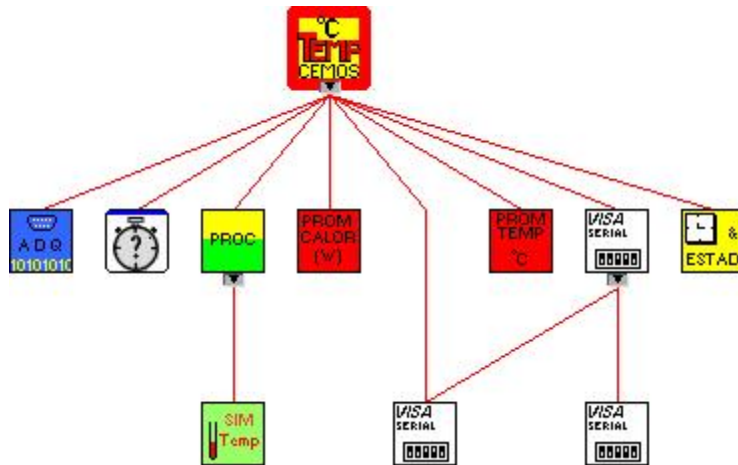
3.2 Programación

El diagrama de bloques del programa consta de cuatro partes básicas: Recolección de parámetros de configuración, apertura del puerto serial, lectura y procesamiento de la información proveniente del módulo y adquisición de valores para generación de estadísticas. Cabe aclarar que la apertura del puerto implica el cierre del mismo cuando el *while* principal termina su ciclo al presionarse el botón *stop*. En la figura 34 se muestra un panorama general de la programación y se observa las dos estructuras de secuencia, así como el *while* principal. La utilización de SubVis reduce el tamaño visual de la programación y posibilita una mejor comprensión de esquema propuesto para la secuencia del flujo de la información a través del diagrama de bloques. Los SubVis utilizados y su relación se encuentran ilustrados en la figura 35.



Fuente: Autores

Figura 36. Figura del diagrama resultante de la programación gráfica realizada en LabVIEW



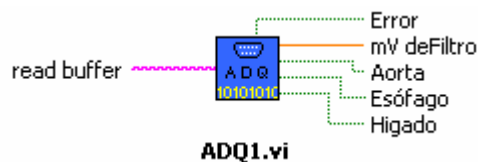
Fuente: Autores

Figura 37. Estructura jerárquica de utilización de SubVis en el programa de visualización.

Un breve saludo que contiene indicaciones de inicialización del programa y una señal de inicio proveniente de cada una de las secciones constituyen la primera secuencia de programación. Seguidamente se procede a la configuración del puerto serial utilizando la función *VISA Configure Serial Port*. El puerto que se

utiliza es COM1 configurado a 9600bps y 8 bits por byte, aunque LabVIEW identifica un bit de inicio y un bit de parada lo que indica que el byte que recibe realmente es de 10 bits; al tiempo con la apertura del puerto se define la hora y fecha inicial del proceso y los valores aleatorios que se utilizarán para la generación de gráficas en caso de utilizarse el modo de simulación. El paso siguiente en el flujo de la señal está a cargo de *VISA Read*, función a la cual es posible configurarse el número de bytes que se desean leer por ciclo, este caso utiliza dos bytes como se hizo descripción en el capítulo anterior.

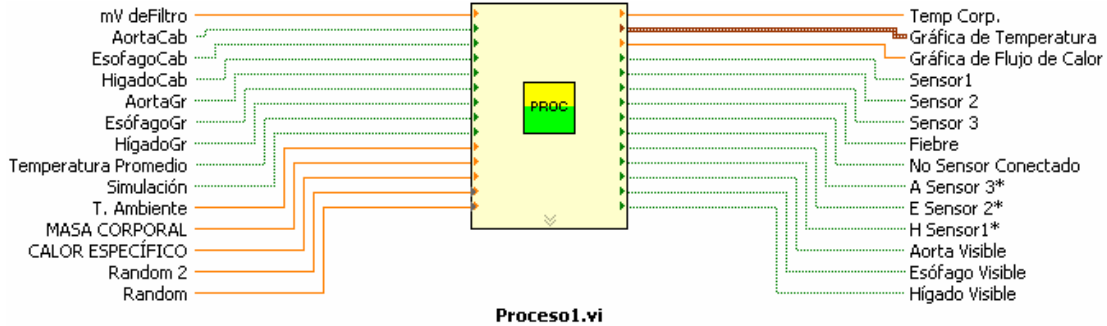
La información proveniente del lector de VISA se encuentra en formato de cadena de caracteres ASCII que se convierte a un arreglo numérico que contiene la información de los dos bytes seguidos, se separan y se adquiere la cabecera que contiene la dirección física del sensor, los datos con información de la tensión de salida del filtro y una alerta de error cuando falta el doble uno (11) que acompaña a la dirección física en la cabecera de cuatro bits. Este proceso es realizado por el primer SubVi llamado ADQ1 y su ícono se muestra en la figura 36.



Fuente: Autores

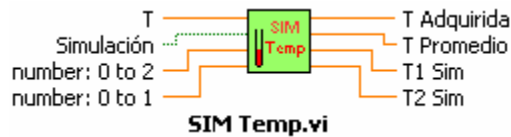
Figura 38. SubVi de adquisición de datos, identificación de cabeceras y detección de errores en la transmisión

El siguiente bloque de funciones está definido por el SubVi *Proceso1* (Figura 37) que es el encargado de tomar las entradas de selección de la gráfica que se quiere visualizar dependiendo del modo de operación (simulación *on/off*), los datos de configuración y el valor tensión del proceso de adquisición. Utilizando la fórmula 16 se obtiene el valor de la temperatura a la que se encuentra el sensor. Dentro de este SubVi se encuentra otro SubVi (como se observa en la figura 35) encargado de tomar el dato de temperatura y procesarlo según la condición de simulación, recoge los valores aleatorios, forma dos gráficas alrededor de los datos reales y obtiene el promedio de temperatura. Como se mencionó anteriormente, el modo de simulación *off* no tiene promedio, es decir, el valor promedio es igual al valor adquirido por el sensor en una sola zona del cuerpo. El SubVi *Proceso1* es el núcleo del programa y es aquí donde se produce la transformación de tensión en temperatura, la elección de las gráficas y el proceso matemático que lleva al valor numérico del flujo de calor a partir de la temperatura.



Fuente: Autores

Figura 39. SubVi de procesamiento matemático de la señal de tensión recibida en forma digital. Realiza procesos de selección según las opciones elegidas por el usuario en el panel frontal de configuración.

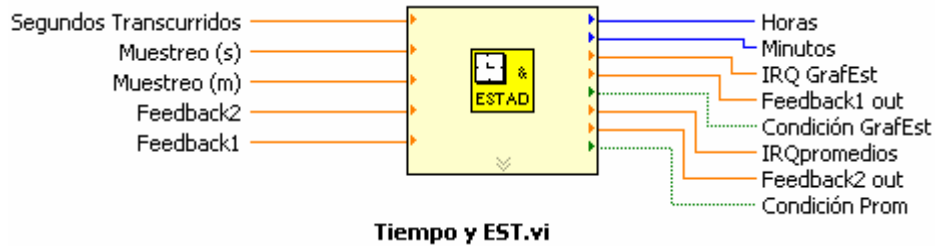


Fuente: Autores

Figura 40. SubVi generador del modo *simulación*. Genera dos gráficas aleatorias en torno a los datos obtenidos del módulo.

Para la generación de las gráficas estadísticas y los promedios utilizando los tiempos de muestreo solicitados en la sección de configuración, es preciso tener un bloque de función de tiempo transcurrido en segundos que se activa en el momento de dar inicio al programa. Tomar un solo dato cada cierto tiempo implica cumplir con una serie de condiciones y seguir una serie de pasos: Primero se usa la división parte entera para dividir los segundos entre el valor del muestreo, si el valor del residuo es igual a cero se cumple la primera de las condiciones para la generación de la gráfica. En segunda medida se tiene una estructura *case* para gráficas estadísticas y otra para el promedio de los últimos cinco datos en intervalos programados; el resultado de la división parte entera (IQ) se envía cada ciclo del *while* a cada una de las estructuras *case* y se hace una realimentación para comparar si son iguales. Si los resultados coinciden se realiza una operación *AND* con el resultado de la primera condición para permitir la entrada del dato al *case* donde se grafica el dato o se toma el promedio, además al resultado de la división parte entera se adiciona una unidad para volver a empezar el proceso y esperar a que se cumpla el tiempo que se ha programado. Las unidades de minutos se obtienen haciendo

una división de los segundos entre 60, previa a la división parte entera. El SubVi responsable de las funciones de divisiones y comparaciones es *Tiempo y EST* y se presenta en la figura 39, además aquí se toman los datos de horas y minutos transcurridos del proceso.



Fuente: Autores

Figura 41. SubVi que da la señal que determina la adquisición de un dato cada cierto tiempo configurado por el usuario.

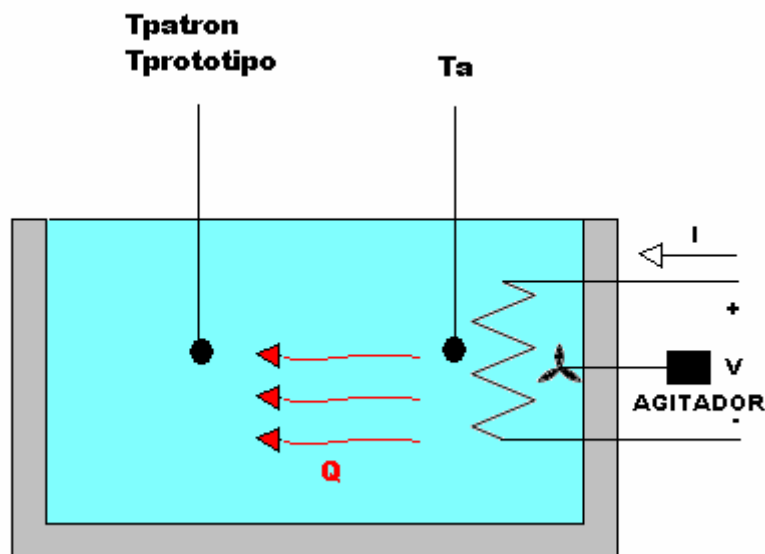
Otra característica del programa es que cuando se detecta un error de transmisión por parte del SubVi *ADQ/* el dato que entra al SubVi *Proceso/* no es el proveniente del módulo sino que mantiene el dato anterior, esto con el fin de evitar falsos valores de temperatura que puedan afectar los datos estadísticos como los valores máximos.

4 PRUEBAS REALIZADAS AL PROTOTIPO.

4.1 SENSADO DE TEMPERATURA.

Uno de los objetivos principales del presente trabajo es el de sensar temperatura, por lo que el tipo de hardware implementado para el sensor de temperatura escogido, es aquel que pueda adquirir estas señales y acondicionarlas para ser visualizadas en el PC.

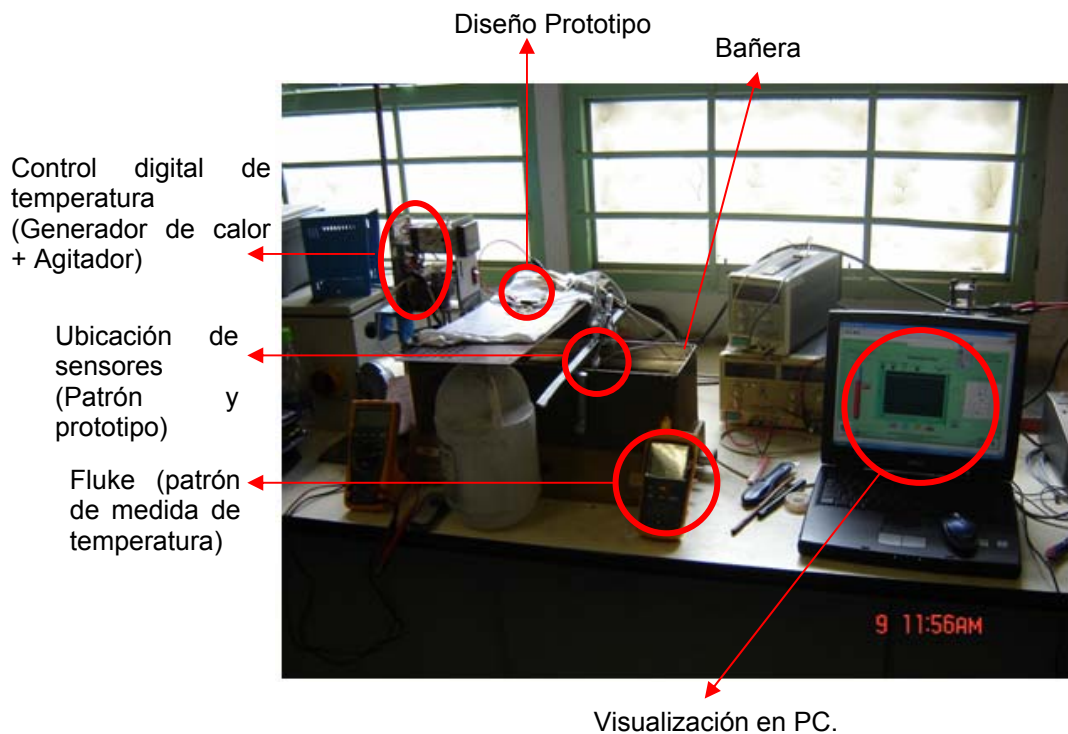
Por lo tanto, para calibrar y comprobar las señales de temperatura obtenidas por nuestro prototipo, se deben corroborar mediante un termómetro patrón y realizar, si es necesario, la calibración de los datos que se obtengan, por lo tanto se diseñó la prueba de laboratorio mostrada en la figura 42.



Fuente: Autores.

Figura 42. Diseño de prueba inicial de laboratorio.

El diseño final, para realizar dichas pruebas de sensado de temperatura se muestra en la figura 43 donde se presentan los siguientes elementos:



Fuente: Autores.

Figura 43. Diseño final implementado para pruebas.

- Control de temperatura digital. Fue adquirido con la colaboración de la Escuela de Química y sus referencias son: Polystat Immersion Circulator de la empresa OMRON, modelo 01271-00.
- Termómetro patrón. FLUKE SI II Thermometer, que posee una termocupla tipo K, cuya validez de resultado se comprueba gracias a la certificación vigente (Anexo F). Este termómetro se encuentra en actual servicio en la división de mantenimiento de la UIS.
- Diseño prototipo. Es el diseño actual, objetivo principal del trabajo de grado, al cual se le realizan las pruebas. Posee el sensor termistor.
- Agua. Es el material al cual se le realizaran las pruebas de temperatura. Se utilizaron 7,2 litros de agua.
- Bañera. Es el recipiente que contiene al agua. Material: aluminio.

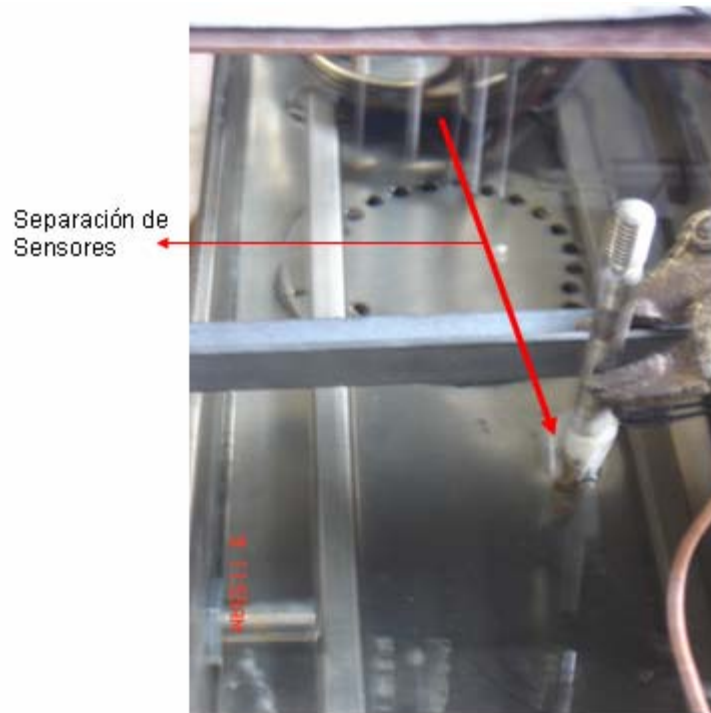
El calor es generado por la resistencia que posee el control digital, el cual se debe ajustar a la temperatura deseada. Los sensores de temperatura fueron

ajustados a una distancia de aproximadamente 30 cm para evitar la turbulencia generada por el agitador, estas fueron puestas a una misma distancia y las condiciones mas similares posibles, como son posición e instante de tiempo de la lectura, esto se puede observar en la figura 44 y 45.



Fuente: Autores.

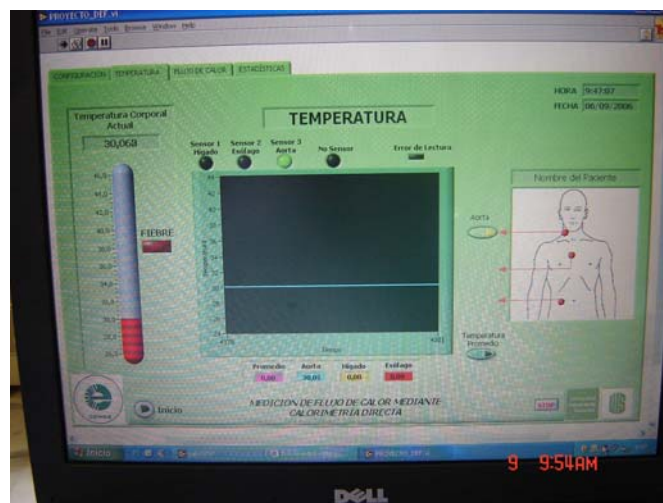
Figura 44. Posición de los sensores. El sensor blanco corresponde al termistor del prototipo y el marrón corresponde al termómetro patrón.



Fuente: Autores.

Figura 45. Distancia en perspectiva entre el generador de calor y el sensor del prototipo.

La temperatura es inmediatamente visualizada en pantalla mediante el software de visualización implementado en LABVIEW, un ejemplo se puede observar en la figura 46.



Fuente: Autores.

Figura 46. Prueba en tiempo real de la temperatura visualizada en el PC.

A continuación se muestran en la tabla 10 los resultados obtenidos mediante el prototipo y el termómetro patrón.

Ta [°C]	Tp [°C]	Tpa [°C]	Tpa2 [°C]	Er	%E
27,6	26,0	26,8	26,8090	0,8	3,1
29,1	27,7	28,3	28,2969	0,6	2,1
31,2	29,8	30,0	30,0128	0,2	0.7
33,1	31,8	31,8	31,8090	0	0
34,9	33,0	33,0	33,0544	0	0
36,8	35,1	35,1	35,0986	0	0
38,9	37,2	37,3	37,2910	0,1	0.3
40,6	40,2	40,4	40,4260	0,2	0.5
43,1	43,1	43,6	43,6090	0,5	1.2
44,8	44,5	44,2	44,2180	0,3	0.7

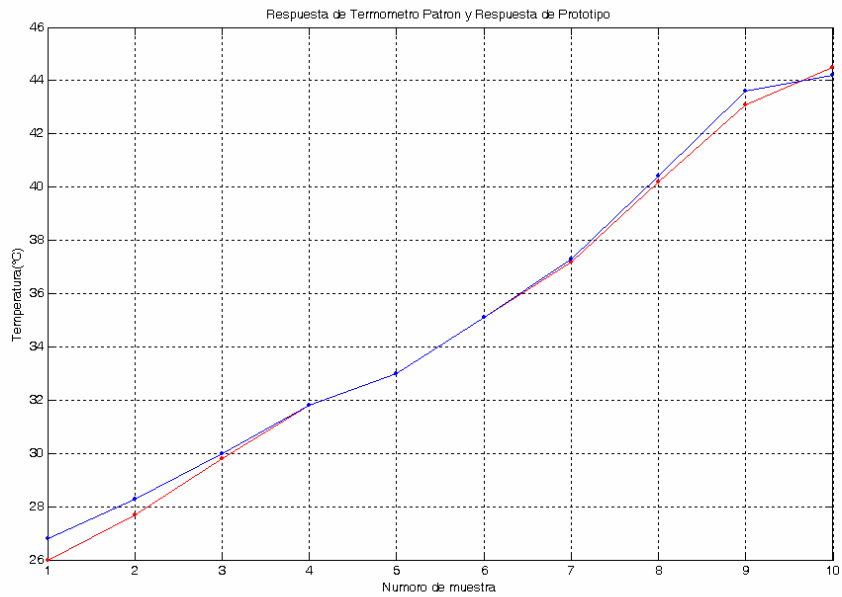
Fuente: Autores

Tabla 10. Pruebas de temperatura realizadas al prototipo. Voltaje de la batería 3.9V

De la anterior tabla tenemos:

- Ta corresponde a la temperatura directa que se encuentra en el punto cercano a la resistencia generadora de calor.
- Tp es la temperatura correspondiente a la obtenida por el equipo de patronaje
- Tpa (Aproximado) corresponde a la temperatura obtenida por nuestro prototipo y visualizada en el computador mediante labview.
- Tpa2 (3 cifras) corresponde a la temperatura del prototipo con 3 cifras significativas.
- Er (Error relativo), es el error diferencia entre la referencia patrón y el prototipo diseñado.
- %E Porcentaje de error relativo.

La gráfica que compara el comportamiento del Termómetro patrón con el prototipo diseñado corresponde a la figura 47.

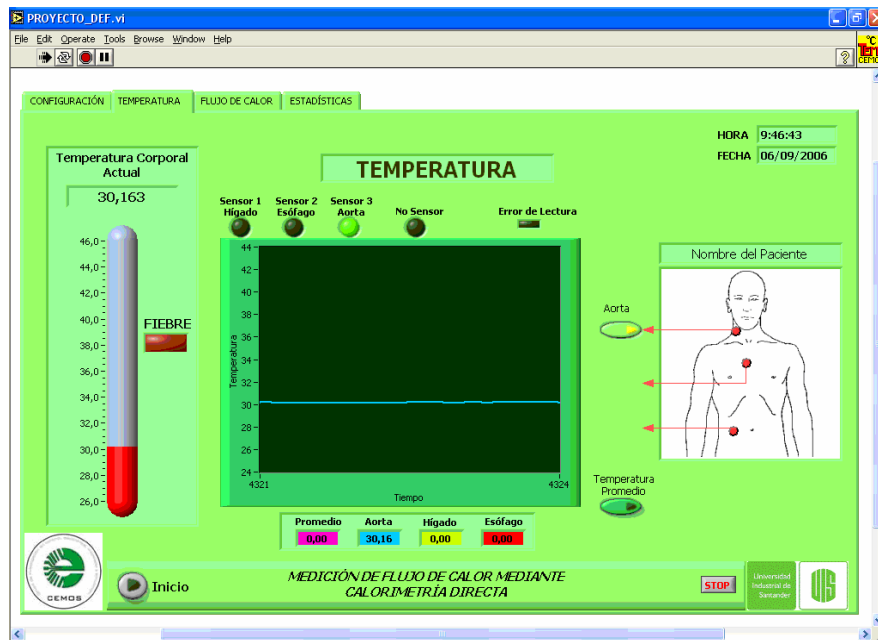


Fuente: Autores.

Figura 47. Respuesta del termómetro patrón y del prototipo implementado.

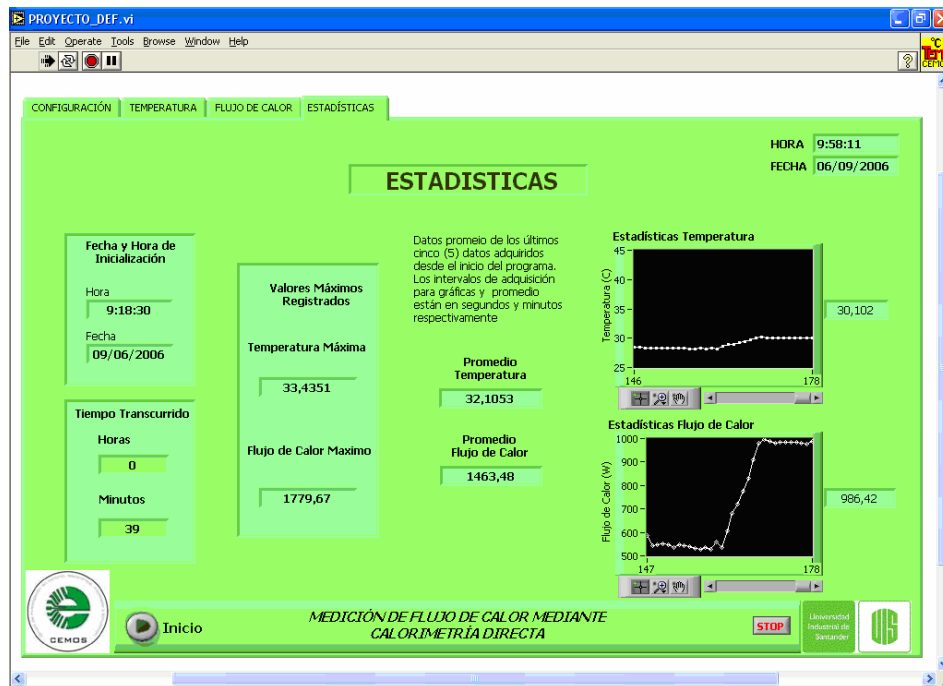
La línea roja representa el comportamiento del termómetro patrón y la línea azul muestra el comportamiento del prototipo. Muestras tomadas cada seis minutos en un medio que tiene control de temperatura para reducir el error por la diferente rapidez de respuesta de cada uno de los sensores

A continuación se presentan imágenes de resultados obtenidos durante la prueba en tiempo real.



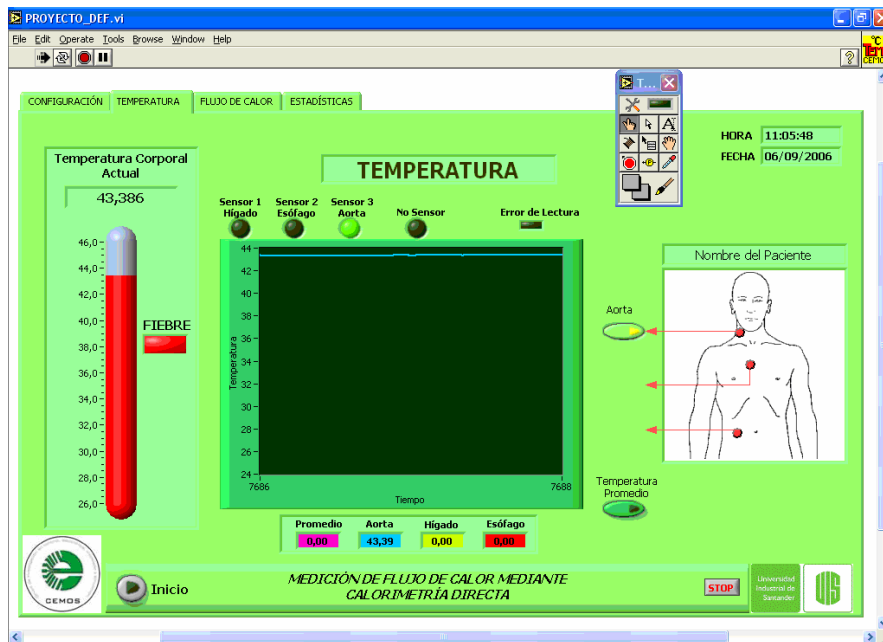
Fuente: Autores

Figura 48. Prueba de temperatura (sección temperatura). Resultado de temperatura en tiempo real.



Fuente: Autores

Figura 49. Prueba de temperatura (sección de estadísticas) en un valor promedio de 32,1°C y un flujo de calor de 986,47 J en tiempo real.



Fuente: Autores.

Figura 50. Prueba de temperatura a 43.386°C que corresponde a un estado febril en temperatura corporal.



Fuente: Autores

Figura 51. Prueba de temperatura durante operación completa en tiempo real.

De lo anterior podemos asegurar que para la prueba de laboratorio realizada al prototipo, el error absoluto máximo es de 0.8 grados de temperatura y que en el rango de temperatura corporal debe comportarse con un error menor a este.

El error diferencial el cual se presenta entre cada valor de temperatura obtenido y el siguiente es igual a 0.1° - 0.2° en la parte intermedia del rango de temperatura. Hacia los extremos, el error aumenta solo en 0.3° a 0.5°, con lo que garantizamos una muy alta precisión.

4.2 SENSADO DE FLUJO DE CALOR.

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 la ecuación (1-5), que representa el flujo de calor en función de la temperatura, se puede obtener el calor aproximado emanado 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 mas cercano posible a la resistencia generadora de calor, la cual representa el cuerpo en estudio; el otro valor de temperatura se coloca a una distancia aproximada de 45 cm para poder encontrar una diferencia de temperatura aceptable y hallar el ΔT necesario para la ecuación (1-5).

La masa de agua utilizada es de aproximadamente 7,2Kg y el calor específico de aproximadamente $4186 \frac{J}{Kg \cdot K}$, finalmente y en base a la ecuación (1-5), tenemos:

$$Q = m \cdot c_p \cdot (T_a - T_{prototipo}) \quad (4-1)$$

Ahora, en base a esta ecuación tenemos los datos obtenidos a continuación:

Ta [°C]	Tprototipo [°C]	ΔT	$Q=mCp\Delta T$ [J]
27,6	26,8	0,8	24111,4
29,1	28,3	0,8	24111,4
31,2	30,0	1,2	36167,0
33,1	31,8	1,3	39181,0
34,9	33,0	1,9	57264,5
36,8	35,1	1,7	51236,6
38,9	37,3	1,6	48222,7
40,6	40,4	0,2	6027,84
43,1	43,6	-0,5	-15069,6
44,8	44,2	0,6	18083,5

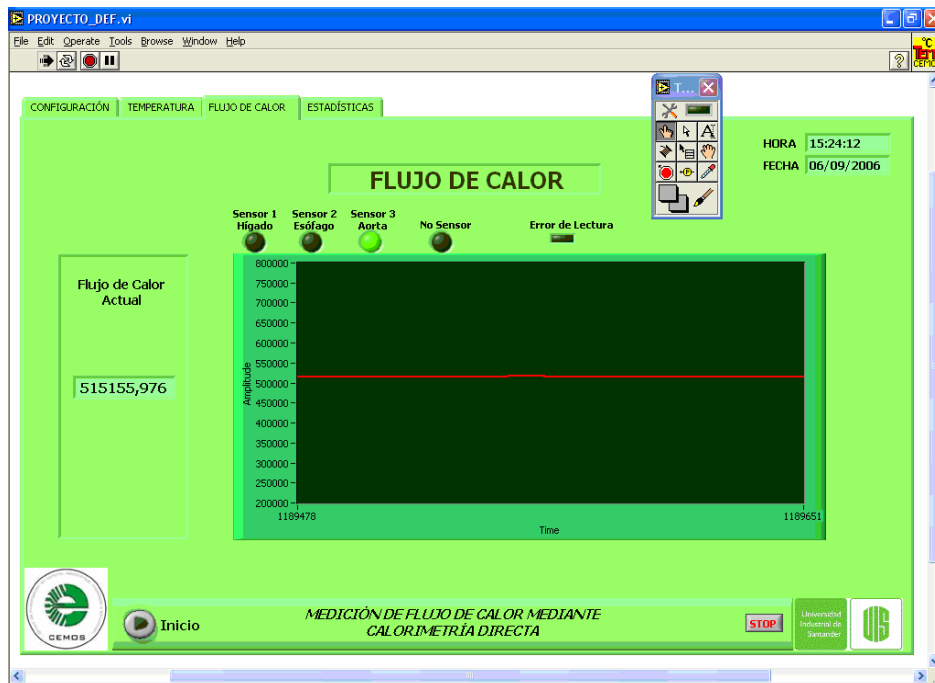
Fuente: Autores.

Tabla 11. Pruebas de Flujo de Calor

Dado que el generador de calor se encuentra controlado digitalmente, es decir mantiene la temperatura en el rango escogido haciendo uso del agitador que se pone en funcionamiento a su mayor velocidad cuando quiere bajar la temperatura y mínimo para mantenerla y de la resistencia que se enciende para aumentar la temperatura y se apaga cuando necesita disminuirla, el flujo de calor máximo e instantáneo se pudo obtener en pocas oportunidades debido al tiempo mínimo de funcionamiento máximo de la resistencia, la temperatura máxima de la resistencia se encuentra alrededor de los 50 y 60 °C. Este ejemplo se puede observar en la figura 52 y 53.

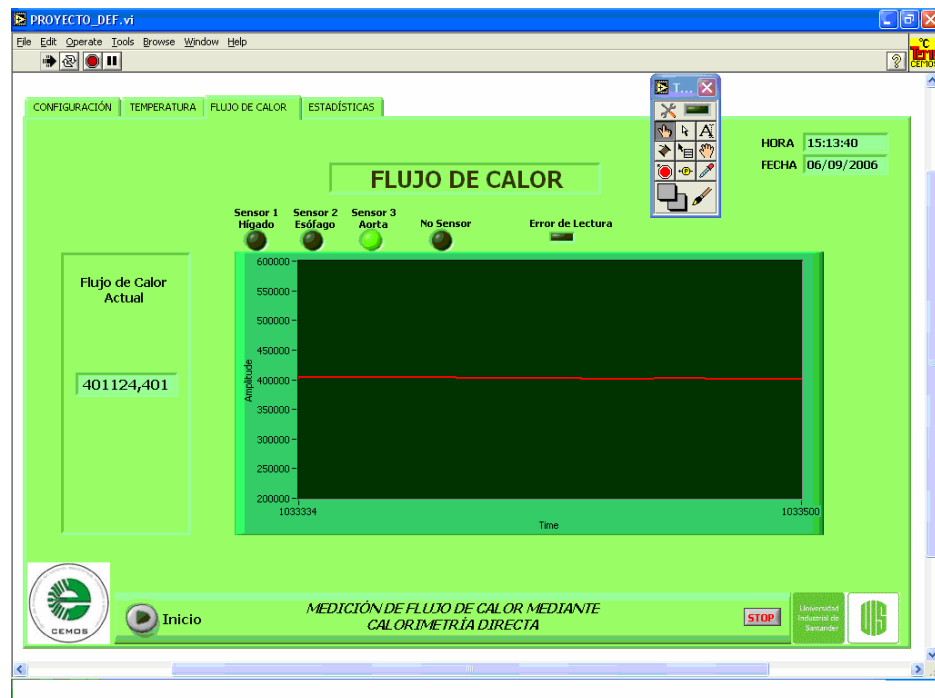
La temperatura de la resistencia es entonces realimentada en la interfaz de labview para obtener el valor de flujo de calor instantáneo, ya que como se ha mencionado anteriormente, las condiciones ambientales de un paciente en estado post-operatorio se encuentran controladas minuciosamente, y el flujo de calor que se quiere encontrar es el que se presenta entre el paciente y ambiente, por lo que se deben tomar la temperatura corporal en los puntos propuestos y la temperatura ambiental.

En un futuro se aconseja tomar directamente esta temperatura de otro sensor dispuesto para ello que permita lecturas ambientales.



Fuente: Autores.

Figura 52. Prueba de flujo de calor en tiempo real para punto máximo de temperatura en la resistencia. ($T_a=60^{\circ}\text{C}$ y $T_{\text{prototipo}}=42.91^{\circ}\text{C}$)



Fuente: Autores

Figura 53. Prueba de flujo de calor en tiempo real para punto máximo de temperatura en la resistencia. ($T_a=56.5^{\circ}\text{C}$ y $T_{\text{prototipo}}=43.19^{\circ}\text{C}$)

La lectura del termómetro patrón Fluke en este caso se muestra en la figura 54:



Fuente: Autores

Figura 54. Lectura de termómetro patrón en el caso de funcionamiento máximo de la resistencia

Las consideraciones para obtener el flujo correcto de calor emanado por un cuerpo son numerosas y requieren condiciones muy precisas y difíciles de obtener en los laboratorios actuales de la Universidad, estas se pueden enumerar en importancia de la siguiente manera:

- Aislamiento completo de la zona donde se genera el flujo de calor para obtener el menor porcentaje de pérdida de calor al exterior, se sugieren mayor número de capas aislantes.
- Los datos de masa de agua y calor específico C_p deben ser exactos y propios para la sustancia donde se realiza el estudio.
- La masa de agua o de la sustancia en uso, debe ser lo suficientemente amplia para lograr una diferencia notoria de temperatura y permitir medidas de flujo de calor más acertados y precisos.
- El calor emanado por la resistencia debe ser entregado plenamente al fluido, por lo tanto el fluido debe tener el mayor coeficiente de conductividad térmica.
- El agitador genera calor debido al trabajo producido por el eje, aunque en este caso no se tuvo en cuenta dado que se considera de muy bajo valor y se puede perder al entregarse al ambiente.

Estas consideraciones están dadas para la realización de las pruebas, pero dados los resultados encontrados en la tabla 10 donde la temperatura (T_a) es lo más cercano posible a la resistencia, se lograron obtener satisfactoriamente valores de flujo de calor correspondientes a las diferencias de temperatura encontradas.

Esto se encuentra en acuerdo con la definición de calor, la cual plantea que hay calor siempre y cuando haya una diferencia de temperatura, y este es transferido entre sistemas o un sistema y sus alrededores.

La dirección de transferencia de calor se presenta entre la resistencia generadora de calor y el punto de sensado del prototipo, por lo que se deduce que la resistencia se encuentra emanando calor.

Este fenómeno se puede comparar fácilmente guardando las debidas proporciones con la emanación de los puntos de calor propuestos en el presente trabajo de tesis y considerando que las condiciones en las cuales se presenta un paciente en estado post-operatorio son minuciosamente controladas podemos encontrar el flujo de calor en el punto de sensado.

5 OBSERVACIONES Y CONCLUSIONES.

- El prototipo llevado a cabo en este trabajo permite adquirir señales de temperatura directamente y en tiempo real en un rango de $(25 - 44)^{\circ}\text{C}$ el cual corresponde a las temperaturas mínimas y máximas emanadas 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 intermedio del rango de temperatura escogido.
- Las pruebas de flujo de calor se encuentran basadas en las diferencias de temperatura que se midieron en la prueba, pero basados en las recomendaciones presentadas en el capítulo 4 (Sección 4.2) se puede lograr un mayor acercamiento al verdadero flujo de calor generado por el cuerpo.
- 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 el presente trabajo de grado.
- El desarrollo y construcción final del prototipo permiten un diseño portátil y no invasivo, mejorando características presentadas por anteriores formas de medición de calorimetría, las cuales requieren de complejos equipos además de perjudicar la comodidad del paciente.
- Cabe aclarar que el presente trabajo abre una rama de investigación importante en el área de la bioingeniería (calorimetría en seres humanos), por lo tanto, éste 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 [7] y métodos inalámbricos de transmisión de los datos en el trabajo de Amaya y Morales [6].

- 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 demasiados 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, similar a como se desarrollaría con seres humanos.
- Es recomendable que para lograr un completo análisis de calorimetría del ser humano, se realice un estudio más profundo y detallado que resulte en un modelado general de temperatura y flujo de calor para los puntos característicos de generación de metabolismo y finalmente lograr un análisis más acertado de calorimetría total generada por el cuerpo.
- En el diseño de hardware del prototipo, se ha dejado abierta la posibilidad de cambiar el tipo de sensor usado ante las posibilidades de que en el futuro se desarrollen sensores de temperatura con mejores características. Esta cualidad es posible gracias a la ubicación de *jumpers* a la entrada del amplificador de instrumentación y además dejar habilitada la resistencia de variación de ganancia del amplificador (R_g). Con lo cual se podrían habilitar entradas que presenten las siguientes características:
 - Entradas de sensores con variación de resistencia, con lo cual habría que ajustar los valores del puente de Wheatstone o utilizar un montaje externo que lo realice aparte.
 - Entradas de sensores con variación de voltaje, para lo cual se requiere que esta señal llegue directamente a la entrada del amplificador, y si de ser necesario, ajustar el valor de la resistencia R_g .

- Ante estas posibilidades, se aclara que sólo es ajustable en el hardware, ya que el software, está especializado en visualizar las señales con las características dadas por el presente trabajo.

- Para realizar el direccionamiento de la ubicación de los sensores se prefirió usar un direccionamiento físico ante el 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. Un ejemplo de esta característica puede presentarse bajo el siguiente caso: El usuario desea ubicar los tres sensores en las tres posiciones propuestas o en tres diferentes puntos de sensado; él sólo requiere habilitar manualmente el *switch* de 2 posiciones y utilizar la tabla 4 de dirección física visualizada por LABVIEW. Mientras que el direccionamiento por software no permite realizar este cambio y tendrían que conocerse exactamente la ubicación de cada uno de los sensores para realizar una correcta visualización en LABVIEW.

- La sección del programa de LabVIEW dedicada al registro estadístico de los datos obtenidos es de gran ayuda cuando se monitorea la acción de algún medicamento (o procedimiento) en el transcurso del tiempo y su influencia en la producción de calor en el cuerpo. Un registro gráfico permite la posibilidad de observar picos de temperatura así como pendientes en el comportamiento de las dos variables estudiadas.

- 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 los *displays* de formato digital.

REFERENCIAS

- [1] CENGEL, Yunus A. BOLES, Michael A. Termodinámica. 4ª Ed. Mc Graw-Hill, 2004.
- [2] MARIN, Jeison. Análisis y Medición del Flujo de Calor Generado en un Circuito Electrónico. Tesis de Maestría, UIS. 2005.
- [3] GUYTON, Arthur C. Fisiología y Fisiopatologías Básicas 10ª ED. Mc Graw-Hill, 2000.
- [4] ATLAS OF NORMALS (MEDIMAGING). <http://www.medimaging.org/>. Medical Computing Research Group University of Glamorgan.
- [5] TEXAS INSTRUMENTS. 12-Bit, Sampling A/D Converter UI12C Interface, ADS7823 Datasheet. Texas Instruments Incorporated, 2003.
- [6] PHILLIPS, Semiconductor. The I2C Bus and How to Use it (Include Specifications), Phillips Semiconductor, 1995.
- [7] AMAYA, Carlos. MORALES, Norberto. Monitoreo en Tiempo Real de un Sistema de Calorimetría Directa. Tesis de Grado, UIS. 2006.
- [8] 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.
- [9] MOTOROLA. M68HC08 Microcontrollers. MC68HC908QT4 Datasheet. 2002.
- [10] NOKIA 1100 Datasheet. Monday 31, October 2005.
- [11] PALLAS ARENY, Ramón. Sensores y Acondicionamiento de Señal. ED. Alfaomega, Tercera Edición, 1998.

ANEXOS

ANEXO A. Datos suministrados por el fabricante del termistor

ANEXO B. Amplificador de Instrumentación AD627.

ANEXO C. Amplificador operacional OPA2340.

ANEXO D. Hoja de datos conversor A/D ADS7823

ANEXO E. Programación del microcontrolador.

ANEXO F. Certificado de calibración del termómetro patrón FLUKE SI II.

