



**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**

**OSCAR LEONARDO CADENA RODRÍGUEZ
GUILLERMO ALEJANDRO GARCÍA DOMÍNGUEZ**



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
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:
METODO DE SENSADO POR FLUJO DE CALOR**

**OSCAR LEONARDO CADENA RODRÍGUEZ
GUILLERMO ALEJANDRO GARCIA DOMINGUEZ**

Trabajo de Investigación presentado como requisito parcial para optar al
título de Ingeniero Electrónico.

Director

**OSCAR MAURICIO REYES TORRES, MI.
Profesor Asistente**

Codirector

**CARLOS RODRIGO CORREA CELY, PhD.
Profesor Titular**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
DE TELECOMUNICACIONES
GRUPO DE INVESTIGACIÓN CEMOS
BUCARAMANGA
2006**

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por guiar mi camino

A mis padres Libardo e Ines, a mi familia y mis amigos, por su paciencia y apoyo.

Oscar Leonardo Cadena Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por su apoyo incondicional y su amor a la academia.

A todas las personas que directa y o indirectamente hicieron posible el desarrollo de este trabajo.

Guillermo Alejandro García D.

AGRADECIMIENTOS

Especial agradecimiento a la Universidad Industrial de Santander, al grupo de investigación CEMOS, a nuestro director, MI. OSCAR MAURICIO REYES TORRES y nuestro codirector Phd. CARLOS RODRIGO CORREA CELY, por habernos facilitado los medios, guiado el proceso e impartido los conocimientos necesarios para el desarrollo del presente trabajo.

Los autores.

CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS.....	v
LISTA DE TABLAS	x
LISTA DE FIGURAS	xi
INTRODUCCIÓN	1
1. MARCO TEORICO	3
1.1 ESTUDIO DEL METABOLISMO	3
1.1.1 Metabolismo basal.....	4
1.1.2 Factores que alteran la intensidad del metabolismo.....	5
1.2 FLUJO DE CALOR EN HUMANOS.....	6
1.3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS EN TERMODINÁMICA	9
1.3.1 Transferencia de Calor	10
1.3.2 Trabajo	11
1.3.3 Interacción Calor – Temperatura	11
1.4 MEDICION DEL FLUJO DE CALOR: CALORIMETRÍA	12
1.4.1 Calorimetría indirecta	12
1.4.2 Calorimetría directa	13
2. SENSOR DE FLUJO DE CALOR	14
2.1 PRINCIPIO FÍSICO DE FUNCIONAMIENTO.....	14
2.2 TIPOS DE SENSORES DE FLUJO DE CALOR	16
2.2.1 <i>Half Plated – Wound Wire</i>	17
2.2.2 Construcción de disco	17
2.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN DEL SENSOR DE FLUJO DE CALOR	18
2.3.1 Rango de Trabajo.....	19
2.3.2 Flexibilidad Del Material	20
2.3.3 Precisión.....	20
2.3.4 Sensibilidad	21
2.3.5 Respuesta En El Tiempo.....	21
2.4 CONSIDERACIONES DE MONTAJE DEL SENSOR.....	23
2.5 CALIBRACIÓN DEL SENSOR	23
3. TOPOLOGIA DEL MODULO	26
3.1 CONSIDERACIONES GENERALES.....	26
3.2 ALIMENTACIÓN.....	27
3.3 ETAPA DE ADQUISICIÓN	28
3.4 ETAPA DE FILTRADO	32
3.4 CONVERSIÓN ANALÓGICA A DIGITAL	35
3.4.1 Resolución.....	36
3.4.2 Método de conversión	36
3.4.3 Velocidad de muestreo.....	37

3.4.4	Interfaz de Comunicación	37
3.5	MICROCONTROLADOR.....	40
3.5.1	Protocolo I^2C y Funciones Del microcontrolador.....	41
3.5.2	Protocolo SCI y Funciones Del Microcontrolador	45
3.6	CONSUMO DE POTENCIA.....	47
3.7	IMPLEMENTACIONES FINALES.....	49
4.	RESULTADOS	56
4.1	SOFTWARE DE TRATAMIENTO Y VISUALIZACIÓN	56
4.2	PRUEBAS REALIZADAS	60
4.3	RESULTADOS OBTENIDOS	61
5.	CONCLUSIONES.....	70
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	73
	ANEXOS.....	75
	ANEXO A. TABLA DE CONVERSION DE UNIDADES.....	75
	ANEXO B. CARACTERISTICAS DE SENSOR DE FLUJO.....	
	DE CALOR	75
	ANEXO C. CARACTERISTICAS DEL EQUIPO DEMEDICIÓN.....	75
	ANEXO D. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION AD627	75
	ANEXO E. AMPLIFICADOR OPERACIONAL TLV 2262	75
	ANEXO F. CONVERTOR ANALOGO DIGITAL ADS 7823.....	75
	ANEXO G. DIAGRAMA ESQUEMATICO DEL PROTOTIPO.....	76
	ANEXO H. PCB FINAL.....	76
	ANEXO I. PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR.	76
	ANEXO J. PROGRAMACIÓN SOFTWARE DE	
	VISUALIZACIÓN	76

LISTA DE TABLAS

Tabla 1-1	<i>Relación de actividades respecto a la energía consumida.</i>	5
Tabla 2-1	<i>Flujo de calor respecto a la edad y sexo.</i>	18
Tabla 2-2	<i>Características del sensor de flujo de calor.</i>	22
Tabla 2-3	<i>Sensibilidad de los sensores adquiridos.</i>	25
Tabla 3-1	<i>Características principales de la batería</i>	28
Tabla 3-2.	<i>Datos obtenidos en laboratorio de la etapa de amplificación.</i>	31
Tabla 3-3.	<i>Datos obtenidos en laboratorio de la etapa de filtrado.</i>	34
Tabla 3-4	<i>Comportamiento del convertor análogo digital</i>	40
Tabla 3-5	<i>Mediciones de Consumo De Potencia Del Diseño</i>	48
Tabla 4-1	<i>Datos tomados durante pruebas en laboratorio para una potencia de 0,8066 (W)</i>	62
Tabla 4-2	<i>Datos tomados durante pruebas en laboratorio para una potencia de 1,2263 (W)</i>	65
Tabla 4-3	<i>Datos tomados durante pruebas en laboratorio para una potencia de 1,5689 (W)</i>	67

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-1. <i>Regiones dérmicas aptas para la medición del flujo de calor.</i>	8
FIGURA 1-2 <i>Mecanismos de pérdida de calor del cuerpo.</i>	9
FIGURA 2-1 <i>Constitución física del sensor de flujo de calor</i>	15
FIGURA 2-2 <i>Sensor tipo HALF PLATED- WOUND WIRE.</i>	17
FIGURA 2-3 <i>Sensor de flujo de calor, construcción de disco</i>	18
FIGURA 2-4 <i>Error en la medida debida a corrientes de convección, resultado de la inflexibilidad del sensor.</i>	20
FIGURA 3-1 <i>Diagrama de bloques del diseño a implementar para adquisición y digitalización de señales de flujo de calor.</i>	26
FIGURA 3-2 <i>Topología de la etapa de amplificación.</i>	30
FIGURA 3-3 <i>Curva de ganancia de la etapa de amplificación.</i>	32
FIGURA 3-4 <i>Circuito de la etapa de filtrado.</i>	33
FIGURA 3-5 <i>Resultado de simulación mediante FILTERPRO.</i>	33
FIGURA 3-6 <i>Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.</i>	35
FIGURA 3-7 <i>Circuito de conexión del conversor análogo digital.</i>	39
FIGURA 3-8 <i>Esquema y componentes del bus I²C para el diseño a implementar</i>	41
FIGURA 3-9 <i>Diagrama de tiempos para el conversor ADS7823</i>	43
FIGURA 3-10 <i>Trama de datos que circulan durante la conversión entre el microcontrolador y el conversor.</i>	44
FIGURA 3-11 <i>Composición del byte de direccionamiento para el conversor ADS7823.</i>	45
FIGURA 3-12 <i>Diagrama de conexión del microcontrolador</i>	47
FIGURA 3-13 <i>PCB final, cara anterior.</i>	50
FIGURA 3-14 <i>PCB final cara posterior.</i>	50
FIGURA 3-15 <i>diagrama de flujo del programa implementado en el microcontrolador</i>	51
FIGURA 3-16 <i>Sensor de flujo de calor utilizado en el proyecto.</i>	52
FIGURA 3-17 <i>Cara anterior del prototipo desarrollado</i>	53
FIGURA 3-18 <i>Cara posterior del prototipo desarrollado</i>	54
FIGURA 3-19. <i>Prototipo etapa del microcontrolador.</i>	55
FIGURA 4-1 <i>Primera pestaña “Calibración” del programa de visualización en LabView.</i>	57
FIGURA 4-2 <i>Diagrama de flujo del programa implementado en el software LabView.</i>	58
FIGURA 4-3 <i>Sistema de máscaras implementado para separación de Bits entrantes.</i>	60

FIGURA 4-4 <i>Curva de comportamiento de potencia, datos tomados en la prueba 1</i>	63
FIGURA 4-5 <i>Muestra tomada para la prueba 1</i>	64
FIGURA 4-6. <i>Curva de comportamiento de potencia, datos tomados en la prueba 2</i>	66
FIGURA 4-7 <i>Muestra tomada para la prueba 2</i>	67
FIGURA 4-8 <i>Curva de comportamiento de potencia, datos tomados en la prueba 3</i>	69
FIGURA 4-9 <i>Muestra tomada para la Prueba 3</i>	69



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 FLUJO DE CALOR¹

AUTORES: CADENA R. Oscar Leonardo, GARCÍA D. Guillermo Alejandro²

PALABRAS CLAVE: Calorimetría, Flujo de Calor, Instrumentación Biomédica.

El presente trabajo describe el desarrollo de un prototipo para la medición de flujo de calor que a futuro se usará en pacientes en estado postoperatorio. Es importante aclarar que en el trabajo realizado hasta el momento no se realizaron mediciones directas en personas; a cambio, se utilizan generadores de calor con propósitos de calibración y puesta a punto.

En primer lugar se aborda el marco teórico que sustenta la realización del presente prototipo, abarcando los conceptos básicos de fisiología, transferencia de calor y métodos actuales. A continuación se explica el principio de funcionamiento y características del sensor de calor utilizado; Luego se hace la revisión de la metodología de diseño y criterios de selección de componentes y topologías del prototipo, el cual se divide en 6 etapas: sensado, adquisición, filtrado, conversión análoga digital interfaz mediante microcontrolador y software de visualización. Finalmente se presentan los resultados que se obtienen durante el proceso de calibración del equipo.

Con el presente trabajo se logró el desarrollo de un prototipo para la medición de flujo de calor ajustado a los parámetros que se espera encontrar en mediciones en pacientes, efectuándose una adecuada selección tanto del sensor como de los demás componentes de hardware, logrando errores en el equipo de, máximo, 4,62%, valor inferior al error que se encuentra actualmente en los equipos comerciales. Además, se logra dejar el prototipo adaptado para realizar una futura expansión, al estar en capacidad de incorporar un módulo de comunicación Bluetooth.

¹ Trabajo de grado

² Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, Ingeniería Electrónica. Director: Oscar Mauricio Reyes Torres (MI). Codirector: Carlos Rodrigo Correa Cely (PhD)



TITLE: DESIGN AND MAKING OF A PROTOTYPE FOR A HEAT FLUX MEASUREMENT IN POST-SURGERY PATIENTS USING DIRECT CALORIMETRY: SENSING METHOD BY HEAT FLUX³

AUTORS: CADENA R. Oscar Leonardo, GARCÍA D. Guillermo Alejandro⁴

KEYWORDS: Calorimetry, heat flux, Biomedic instrumentation.

This work describes the construction of a prototype for heat flux measurement. It will be use in a post-surgery patients. It's very important being clear that this work didn't take measures in human bodies, but it used controlled heat flux generators.

In first place, this work explains the medical and thermodynamic theory that it is necessary for the development of the project. Concepts like physiology, heat transference and present methods of calorimetry are shown in the book. After that it is explained the operation principle and characteristics of the heat flux sensor used in this application. Then it is made the revision of the design methodology and criteria of component selection and prototype topologies, which is divided in 6 stages: Sensing, acquisition, filtrate, analog to digital conversion, microcontroller interface and visualization software. Finally the results obtained during the calibration process of the equipment are shown.

With the present work was achieved to develop a prototype for heat flow measurement fit to parameters that are hoped to find in measurements to patients, taking place a suitable selection of the sensor as well as the other hardware components, obtaining maximum measurement errors around 4.62%, which is less than the commercial equipment error at the moment. In addition to this, the equipment was adapted to make a future expansion, to be able incorporating a Bluetooth module.

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

Hoy en día, gracias al avance de la ciencia en el área de la bioingeniería, todos los esfuerzos de clínicas, hospitales y grupos de investigación del área se encuentran enfocados a dotar al personal médico de más y mejores herramientas que permitan efectuar diagnósticos más rápidos, más confiables, y sobre todo oportunos, en aras de mejorar la calidad en la prestación de servicios de salud.

Existen diversos campos en los cuales se están llevando a cabo avances importantes en cuanto a instrumentación médica. Sin embargo, este proyecto está enfocado en desarrollar una herramienta de diagnóstico en el área de cuidados post- operatorios.

A continuación, se presenta el proyecto titulado 'DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO PARA LA MEDICION DE FLUJO DE CALOR EN PACIENTES EN ESTADO POST-OPERATORIO MEDIANTE CALORIMETRIA DIRECTA: METODO DE SENSADO POR FLUJO DE CALOR', el cual tiene como meta diseñar un prototipo que permita, a futuro, implementar una herramienta eficaz y confiable para llevar a cabo el diagnóstico y monitoreo del estado de los pacientes luego de someterse a una intervención quirúrgica. Es importante aclarar que en el presente proyecto no se realizan mediciones directas en personas; a cambio, se utilizan generadores de calor con propósitos de calibración y puesta a punto.

La idea del desarrollo de este trabajo surge al detectar la problemática existente en el tratamiento de personas en estado post operatorio, la cual radica en que no existe un equipo portátil y asequible a nuestro entorno que realice un diagnóstico mediante Calorimetría directa, el cual es el método que representa el mayor grado de certeza al momento de diagnosticar fallas en el metabolismo.

Es por esto que en este proyecto se desarrolla el hardware necesario para la adquisición y tratamiento de señales de flujo de calor, el cual se convierte en el primer paso para el desarrollo de un equipo de diagnóstico completo, optimizando de esta forma el uso de los recursos humanos de las entidades prestadoras de servicios de salud, y más aún, mejorando la



calidad del servicio prestado a los pacientes, que es lo que se busca con los avances en el área de bioingeniería hoy en día.

En el primer capítulo se aborda el marco teórico del proyecto. Si el lector posee conocimientos en termodinámica y transferencia de calor, así como en fisiología básica puede remitirse directamente al capítulo dos.

En el segundo capítulo se abordan las generalidades del sensor de flujo de calor que se utiliza. En el tercer capítulo se hace una descripción detallada de la topología a implementar para el desarrollo del prototipo. En el cuarto capítulo se muestran las pruebas finales realizadas al equipo, y finalmente en el último capítulo las conclusiones del trabajo.

Por otra parte, si el lector desea revisar a fondo las características de los elementos utilizados en el diseño y el componente software del mismo, se sugiere remitirse a los anexos, donde se muestran las especificaciones de los dispositivos utilizados.



1. MARCO TEORICO

En el presente capítulo se presenta el marco teórico que sustenta el desarrollo del presente proyecto. En primer lugar se hace un estudio de los conceptos fundamentales a tener en cuenta, se enmarcan los parámetros bajo los cuales el proyecto tiene validez y finalmente se ubica respecto al estado del arte de la medición de flujo de calor. Es importante aclarar que con este capítulo se demuestra que la aplicación es utilizable a futuro en pacientes; sin embargo, el proyecto se ejecuta sólo con propósitos de desarrollo de equipo y calibración del mismo. Las pruebas en pacientes se dejan para una etapa posterior al presente proyecto.

1.1 ESTUDIO DEL METABOLISMO

Todos los procesos del cuerpo humano involucran un intercambio energético ya sea entre diferentes órganos, o entre el cuerpo como tal y el medio que lo rodea. Las reacciones químicas en todas las células del cuerpo necesarias para obtener la energía que lleva a cabo los procesos mencionados anteriormente es lo que se conoce como *metabolismo* [2], el cual consta de dos etapas:

En primer lugar se lleva a cabo la conversión de la energía de los nutrientes en energía química del ATP, al hacer esto se garantiza la generación de 7300 Calorías en condiciones normales, lo cual es un indicio de la gran cantidad de energía libre por molécula

Luego, esta energía se emplea en las distintas funciones biológicas. Al realizar la síntesis de energía, ésta puede usarse en actividades propias del cuerpo para su supervivencia o simplemente ejecutando actividad física. Sin embargo, cabe resaltar que la gran mayoría de la energía obtenida durante el metabolismo se transforma en calor. Estudios han comprobado que en el mejor de los casos, sólo el 27% de la energía total consumida en los alimentos llega finalmente a los sistemas funcionales [2], por ende es coherente afirmar que el calor es el producto final de casi toda la energía liberada en el cuerpo. Es debido a esto que la intensidad del metabolismo se expresa en términos de la intensidad de liberación de calor.



Tomando esto en cuenta es conveniente expresar las unidades en las cuales se mide la intensidad del metabolismo, la cual es la *Caloría*. Teniendo en cuenta que una caloría es la cantidad de calor para elevar la temperatura de un gramo de agua un grado centígrado es posible expresar la siguiente relación:

$$1 \text{ Caloría} = 1 \text{ kcaloría} = 1000 \text{ calorías} \quad 1-1$$

1.1.1 Metabolismo basal

Ya se explicó anteriormente que sólo una pequeña porción de la energía llega a los órganos útiles, mientras que el resto se libera en forma de calor. En muchas situaciones, y en especial en la que concierne a este proyecto, es necesario llevar a cabo un estudio del comportamiento metabólico del paciente y, si se garantiza una eliminación del porcentaje de energía perdido por el movimiento, es posible tomar el flujo de calor como una medida del comportamiento del metabolismo en la persona. Para lograr esto es necesario medir la intensidad del metabolismo en condiciones **basales**, lo que significa que la medida se lleva a cabo en condiciones en que el cuerpo humano sólo ejecuta los procesos necesarios para mantenerse funcionando correctamente, dejando de lado cualquier actividad física; en esta situación, la intensidad metabólica recibe el nombre de *Intensidad Metabólica Basal (IMB)*.

Para lograr la medición correcta es necesario que se cumplan las siguientes condiciones:

- La persona no debe haber ingerido ningún alimento durante al menos doce (12) horas antes de realizar la medición.
- La IMB se determina después de una noche de sueño reposado.
- No se debe desarrollar ningún ejercicio intenso por lo menos durante la hora anterior.
- Se debe eliminar o reducir cualquier factor físico o psíquico que produce excitación.
- La temperatura del aire debe estar entre los 18°C y los 26°C.



1.1.2 Factores que alteran la intensidad del metabolismo

Se considera un factor alterante cualquier proceso que involucre una variación sustancial en el consumo de energía, y por ende un aumento en la actividad química, lo que conlleva a un aumento de la intensidad del metabolismo, entre estos tenemos:

- **EJERCICIO:** es el más influyente de los factores, dado que una contracción muscular puede producir hasta un 2000% de consumo de más respecto al mismo músculo en reposo[2]. Cualquier actividad por pequeña que sea aumenta de manera considerable el consumo energético. La tabla mostrada a continuación muestra el gasto de energía durante diversas actividades.

Tabla 1-1 Relación de actividades respecto a la energía consumida.

ACTIVIDAD	CALORIAS POR HORA
Sueño	65
Despierto acostado	77
Escribiendo a máquina	140
Ejercicio suave	170
Caminando (4 km/h)	200
Ejercicio activo	290
Ejercicio intenso	450
Nadando	500
Corriendo (8 km/h)	650
Subiendo escaleras	1100

Realizada con datos Reunidos por el Prof. M.S Rose, tratado de Fisiología Médica[2].

- **EDAD:** la relación de proporción no es lineal a cualquier edad, por ejemplo, el metabolismo de un niño pequeño en relación con su tamaño es dos veces el de un adulto.
- **FIEBRE:** la fiebre, independientemente de su causa, aumenta el metabolismo dado que se demostró que un aumento de temperatura



de 10°C representa un aumento de 120% de intensidad del metabolismo.

Delimitando la teoría anterior al presente proyecto, es necesario hacer claridad respecto a varios puntos: en primer lugar, la medición del metabolismo se hará respecto al basal, dado que las condiciones sujetas a esta característica se cumplen teniendo en cuenta el estado mismo del paciente (sedado, sin actividad física ni digestiva y en ambiente controlado como lo es una sala de cirugía).

Además, si bien es importante tener en cuenta todos los factores que afectan la intensidad del metabolismo, es posible despreocuparse lo concerniente a la actividad física por lo expuesto anteriormente, dejando como principal problema la fiebre.

Es este el punto fundamental del desarrollo del presente trabajo: crear una herramienta que permita, a partir de la medición del flujo de calor en pacientes, hacer un seguimiento del comportamiento de la intensidad del metabolismo, y con esto, realizar un monitoreo para detectar variaciones que indiquen la presencia de fiebre u otras anomalías en las personas, señal inequívoca de una evolución poco favorable del proceso post operatorio; esto debido a que la presencia de fiebre representa funcionamiento anormal del organismo debido a diferentes motivos.

1.2 FLUJO DE CALOR EN HUMANOS

Hasta este momento se tiene claro que es posible inferir una relación directa entre flujo de calor y gasto energético; también se sabe que se puede utilizar esta medida para evaluar el comportamiento del organismo, y se establecieron las condiciones para realizar la medición del metabolismo basal. Sin embargo, es necesario clarificar cómo es el proceso y comportamiento del flujo de calor en humanos, para visualizar posteriormente la forma de medición de esta señal biológica.

Para empezar, es necesario tener claro en qué partes del organismo es donde se produce la mayor generación de calor. Si bien esta generación se lleva a cabo en todos los componentes dado que todos ejecutan algún tipo de función biológica que involucra intercambio energético, es en los



órganos considerados como profundos donde se genera la mayor parte de calor producido por el cuerpo, en especial, en los siguientes órganos:

- Hígado
- Cerebro
- Corazón
- Músculos esqueléticos (Durante el ejercicio)
- Venas principales

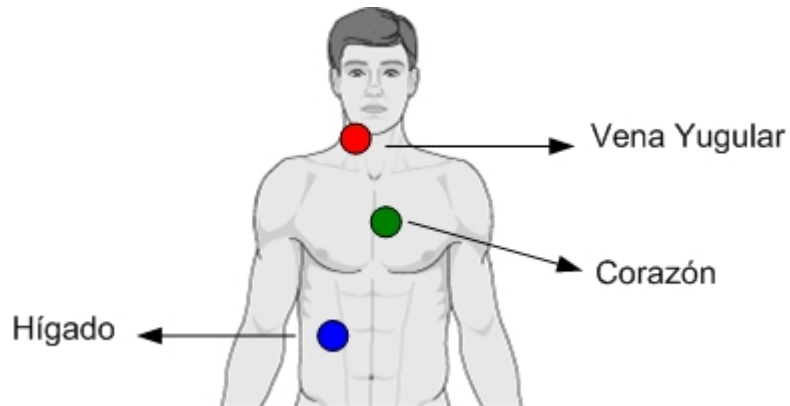
En teoría, los puntos óptimos para la medición de flujo de calor serían justo encima de los órganos mencionados anteriormente; sin embargo, hay que contar con diversos factores que afectan la intensidad con que se pierde calor, a saber:

1. La rapidez con que el calor se transfiera desde el órgano donde se genera hasta la piel.
2. La rapidez de la transferencia de calor al entorno.

Para optimizar la medición del flujo de calor es necesario, a fin de mejorar la característica expuesta en la primera condición, escoger puntos de medición en los cuales se involucre el mínimo de “barreras” entre el órgano generador y la piel. Esto descarta de antemano una medición en cualquier punto de la cabeza, dado que además de contar con un aislante dado por la constitución ósea de la misma, tiene una barrera que generalmente actúa como regulador térmico: El cabello.

Otro punto para descartar es sin lugar a dudas el correspondiente a los músculos esqueléticos, dado que por las características que enmarcan el comportamiento del paciente en el presente proyecto descartan cualquier posibilidad de análisis durante actividad física.

Esto deja tres puntos especiales para la medición de flujo de calor: la región dérmica ubicada encima del corazón (representada en la Figura 1 con el color verde); en la zona del hígado (representada en la misma Figura por el color azul); y finalmente en una de las venas principales, en este caso se escoge, por facilidad de ubicación y por cantidad de circulación de sangre, la yugular (representada por el color rojo). Estos puntos descritos anteriormente, se ilustran en la FIGURA 1-1 .

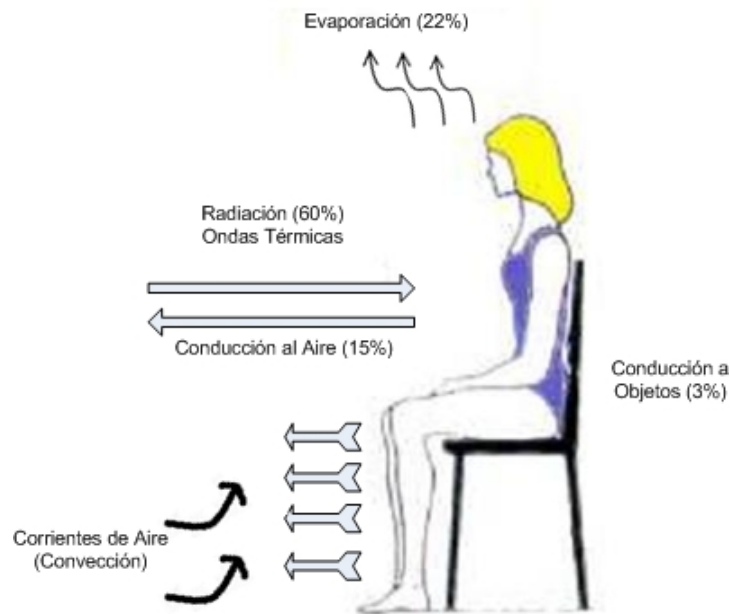


Fuente: autores

FIGURA 1-1. Regiones dérmicas aptas para la medición del flujo de calor.

El ajuste del segundo factor es posible llevando a cabo un control sobre el ambiente que rodea al paciente, siempre y cuando se tengan en cuenta las diferentes formas en las que el cuerpo pierde calor hacia el exterior, mostradas en la FIGURA 1-2 y enumeradas a continuación.

- **Radiación:** Esta pérdida se hace en forma de rayos infrarrojos, con longitudes de onda de 5 a 20 micrómetros. Todos los objetos que no tienen una temperatura de cero irradian este tipo de rayos. Por medio de este método se pierde alrededor del 60% del calor [2].
- **Conducción:** Generalmente sólo se pierden cantidades mínimas por conducción hacia otros objetos, representando alrededor del 3% del total. Sin embargo, la proporción que representa la conducción al aire es, en condiciones normales de alrededor del 15%, haciendo relevante esta consideración.



Fuente: autores

FIGURA 1-2 Mecanismos de pérdida de calor del cuerpo.

- **Convección:** Esta forma se puede catalogar como un complemento de la anterior, dado que es necesaria para que el calor perdido por conducción al aire sea alejado por corrientes de aire. A esto es lo que se conoce como flujo de calor por convección.

En el presente proyecto se tienen en cuenta todas estas formas al momento de seleccionar el sensor de flujo de calor a utilizar, situación que se abordará en el capítulo siguiente.

1.3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS EN TERMODINÁMICA

Una vez definidos los fundamentos básicos de la parte fisiológica, así como los puntos de medición y características físicas de la variable a medir, es posible abordar el problema de la medición del flujo de calor siempre y cuando sean claras las leyes que gobiernan el comportamiento del flujo de calor, las cuales se derivan de la termodinámica.



Fundamentalmente, la termodinámica se define como el estudio de la energía, sus formas y sus transformaciones [13]. La confiabilidad de las mediciones y resultados obtenidos utilizando los conocimientos de esta rama, dependen en gran parte del conocimiento y determinación del sistema que se va a analizar. Para iniciar es bueno aclarar ciertos conceptos básicos, que son explicados a continuación.

1.3.1 Transferencia de Calor

Este concepto analiza de una manera muy sencilla; cómo pasa la energía de un material o de un lugar a cierta temperatura, a otro material u otro lugar a una temperatura distinta. Esta interacción se mantiene hasta que las temperaturas se igualan, o dicho de otra manera, hasta que se alcanza el equilibrio térmico. Cabe resaltar que no existe ningún sistema que tenga calor, ya que se trata de un concepto que sólo implica transferencia de energía. Igualmente, esta transferencia de energía no es trabajo, pero tiene las mismas unidades de este último. Por lo tanto, esta forma desorganizada de energía cruza las fronteras del sistema debido a una diferencia de temperaturas entre el sistema y sus alrededores.

La convención de signos para la transferencia de calor es la misma que para el trabajo; es decir, la transferencia de calor es positiva cuando entra al sistema y negativa cuando sale de éste.

Existen muchos sistemas restrictivos desde el punto de vista de la transferencia de calor. Estos procesos ocurren en sistemas que imposibilitan el flujo de calor por estar aislados. A los sistemas con esta característica se les denomina *sistemas adiabáticos*.

Una característica común en las transferencias de energía es la capacidad de cambiar el estado del sistema para el cual se han definido. Por lo tanto, desde el punto de vista termodinámico, la energía se puede ver como una cantidad del sistema que describe su estado termodinámico y que cambia cuando existe transferencia hacia o del sistema.



1.3.2 Trabajo

Se trata de una forma de energía que se transfiere a través de los límites de un sistema, y que a diferencia de la *transferencia de calor*, lo hace en forma organizada. De esta forma el trabajo puede ser utilizado en la elevación de un peso. Desde el punto de vista mecánico, el trabajo es la fuerza que actúa a lo largo de cierta distancia. Cualquier forma de energía capaz de elevar un peso, así el efecto final no sea éste, se le considera trabajo.

Algo muy importante que hay que tener en cuenta es que tanto el trabajo como el calor son formas de energía como consecuencia de un proceso, por lo tanto no son variables de estado y es un error afirmar que un sistema posee calor o trabajo.

1.3.3 Interacción Calor – Temperatura

En este punto cabe aclarar la diferencia que existe entre flujo de calor y temperatura.

Si bien estos dos parámetros están correlacionados, no representan lo mismo. La temperatura es un indicativo de la energía interna de la materia, mientras que el flujo de calor es la tasa de transferencia de energía por unidad de área. Además, mientras que la temperatura es dependiente del material el flujo de calor no depende de la masa térmica del sistema.

Una forma de relacionar el calor con la temperatura es a través del calor específico, definido como la capacidad calorífica por unidad de masa. La relación entre la energía y el gradiente de temperatura se muestra mediante la siguiente ecuación:

$$Q = mc_p \Delta T \quad 1-2$$

Donde se tiene que:

Q = flujo de calor

c_p = calor específico $\left(\frac{J}{kg * K}\right)$

m = masa (kg)

ΔT = variación de temperatura (K)

1.4 MEDICION DEL FLUJO DE CALOR: CALORIMETRÍA

Como se explicó en secciones anteriores, la medición de la intensidad metabólica se hace siempre a partir de la cantidad de calor emitido por el cuerpo, ya sea midiéndolo directamente o haciendo la medición de la temperatura y calculando de manera indirecta el flujo de calor por medio de la fórmula dada en la ecuación (1.2).

Para la medición de la temperatura se utilizan diferentes métodos como son: el uso de termistores, termómetros y demás. La técnica encargada de medir el flujo de calor es lo que se conoce como *calorimetría*.

La calorimetría puede encargarse de medir el flujo de calor directamente o utilizar otra variable para hacer dicho cálculo; esto hace que existan dos tipos de calorimetría, como se explica a continuación.

1.4.1 Calorimetría indirecta

Gracias a que aproximadamente el 95% de la energía gastada por el cuerpo se deriva de reacciones químicas donde interviene el oxígeno con los alimentos es posible realizar el cálculo de la intensidad del metabolismo, con un alto grado de precisión, a partir de la medición del consumo de oxígeno de la persona, teniendo en cuenta la siguiente consideración:

En primer lugar, la cantidad de energía liberada por litro de oxígeno es independiente del tipo de alimento, obteniendo que en promedio, la



cantidad de energía liberada por litro de oxígeno presenta la relación dada a continuación:

$$1L \text{ oxígeno} \xrightarrow{\text{genera}} 4825 \text{ calorías} = 4,825 \text{ Calorías} \quad 1-3$$

Este método, encargado de la medición del calor liberado por el cuerpo a partir de la cantidad de oxígeno utilizado es lo que se conoce como *calorimetría indirecta*.

1.4.2 Calorimetría directa

Este método se encarga directamente de la medición del flujo de calor liberado por el cuerpo en un tiempo dado. La implementación de este método es posible aplicando dos principios de funcionamiento diferentes.

- **ADIABÁTICO:** se basa en el principio que el equipo de medida no debe ganar ni perder calor del medio. Consiste en una gran cámara, del tamaño de una habitación, en donde se ubica al individuo. Partiendo del hecho que el calor irradiado representa el 60% del flujo de calor total, éste es atrapado mediante las paredes adiabáticas de la cámara, en medio de las cuales se encuentra instalado un tubo metálico con agua circundante. Conociendo la masa del agua y su calor específico, así como la variación de la temperatura, es posible obtener el flujo de calor de forma inmediata aplicando la fórmula dada en (1.2).
- **GRADIENTE:** Consiste en revestir el cuerpo con una capa que mide el gradiente de flujo de calor entre las dos caras del material. Esta capa generalmente se compone de pares termoelectrónicos de cobre y constantán.

La implementación de un sistema de calorimetría indirecta es aproximado e involucra el hecho de requerir un monitoreo constante en el paciente. El método de calorimetría directa adiabática es bastante bueno, pero implica grandes costos en equipos así como incurrir en gastos de obra civil para la construcción de la cámara, por estas razones el método a implementar en el presente proyecto es el de calorimetría directa por gradiente, el cual además de ser bastante confiable, representa una inversión menor, y de paso hace más manipulable el sistema.

2. SENSOR DE FLUJO DE CALOR

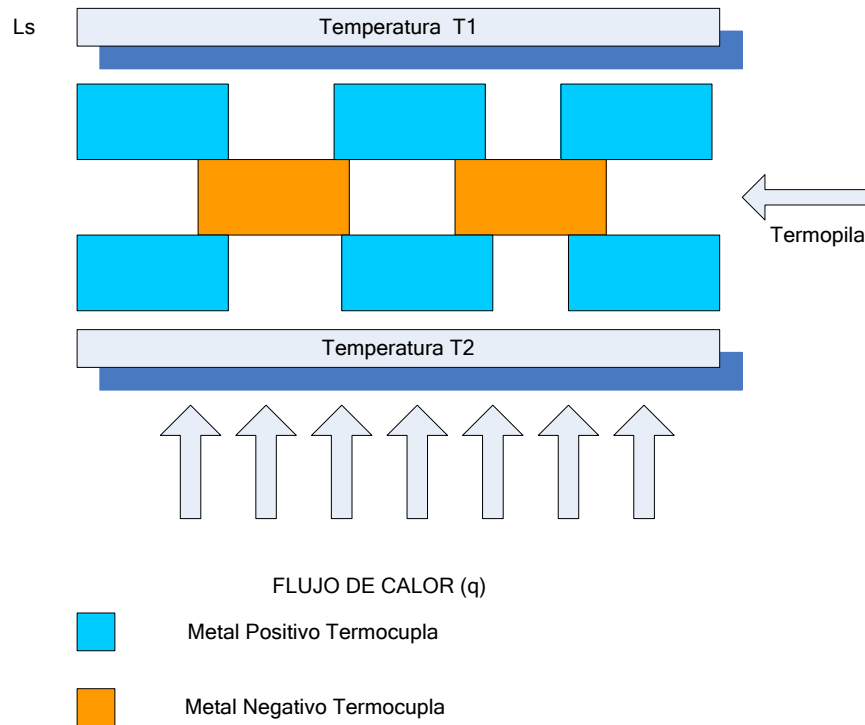
Cuando se desea llevar a cabo la medición del flujo de calor en un cuerpo, lo que se hace es tratar de medir la densidad de energía circulante en el mismo [12]. Si esto se pretende hacer de forma directa, se hace necesario recurrir a dispositivos que cumplan dicha función, en este caso, a sensores de flujo de calor. En el presente capítulo se abordan los parámetros básicos de éstos, como son el principio físico de funcionamiento, los criterios de selección, el protocolo de calibración usando una fuente controlada de calor, y los resultados obtenidos, así como las curvas de comportamiento del sensor seleccionado para el desarrollo del presente proyecto.

2.1 PRINCIPIO FÍSICO DE FUNCIONAMIENTO

Un sensor de flujo de calor típicamente consiste en una termopila, o en algunos casos, se elabora a base de un par de termocuplas, creando una configuración de *placas paralelas*, en la cual el elemento que las separa es una fina tira de material de resistencia térmica como se muestra en la FIGURA 2-1 , y en medio se elabora una termopila, generalmente a base de termocuplas.

Al colocar el sensor sobre una superficie se produce un gradiente de temperatura entre la cara que da al aire libre y la cara unida al cuerpo. El flujo de calor medido por el sensor es proporcional a dicho gradiente de temperatura y es expresado de la siguiente manera:

$$q = \frac{\lambda_s}{L_s} * \Delta T \quad 2-1$$



Fuente: autores.

FIGURA 2-1 Constitución física del sensor de flujo de calor

Donde, como se aprecia en la

FIGURA 2-1, L_s (m) representa el ancho de la placa y λ_s (W/m²*K) representa la conductividad térmica del material del que está hecho el sensor, por ΔT (K) se entiende la diferencia de temperatura entre superficies.

Por otra parte se tiene que la constitución del sensor en su interior es a base de termopilas, éstas generan una tensión a la salida del sensor, y esta tensión es proporcional a la variación de la temperatura de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$V = n * C * \Delta T \quad 2-2$$

Donde

n = Numero de termopilas del sensor

C = Constante de relación de Tensión $\left(\frac{\mu V}{K} \right)$

ΔT = Gradiente de Temperatura (K)

Despejando de la ecuación (2.2) el delta de temperatura ΔT y reemplazando en la ecuación (2.1) se obtiene la siguiente expresión para el flujo de calor:

$$q = \frac{\lambda_s}{L_s} * \frac{1}{n * S} * V \quad 2-3$$

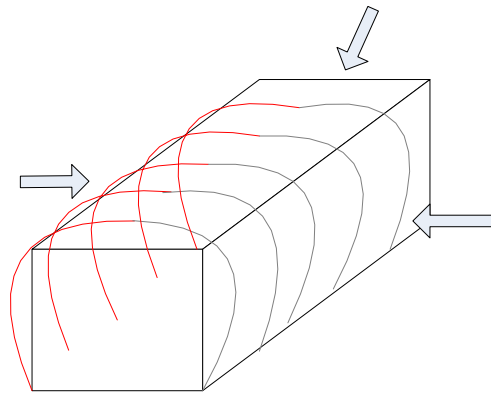
De la ecuación (2.3) se puede realizar la siguiente observación: todos los valores que intervienen en dicha ecuación son parámetros físicos derivados de la construcción del sensor, por ende, es posible conocer de antemano sus valores; en general se puede concluir que el sensor de flujo de calor genera una señal de tensión a la salida que es proporcional al flujo de calor que se mide. Esta constante de proporcionalidad es posible conocerla ya sea porque el fabricante del sensor la suministra, o, por medio de un proceso de calibración del sensor. En el presente proyecto se lleva a cabo una comprobación del valor suministrado por el fabricante a partir de pruebas a realizar con un generador de calor controlado.

2.2 TIPOS DE SENSORES DE FLUJO DE CALOR

Si bien en general los sensores de flujo de calor se basan en el mismo principio de funcionamiento, la diferenciación de estos se hace a partir de los componentes que se utilizan en su construcción, así como en la forma de la misma, más concretamente, en las técnicas que se usan para el encapsulamiento de la termopila. Es a partir de ahí donde se tienen las siguientes clases:

2.2.1 Half Plated – Wound Wire

Esta técnica es la mas antigua de todas, y consiste en, alrededor de una banda de plástico, enrollar una tira o cable de constantán; luego, una de las dos mitades que se forman alrededor del plástico bañarlas con plata. La unión que se forma entre la barra y la tira formada por plata y constantán producen una termocupla como la mostrada en la FIGURA 2-2.



Fuente: autores

FIGURA 2-2 Sensor tipo HALF PLATED- WOUND WIRE

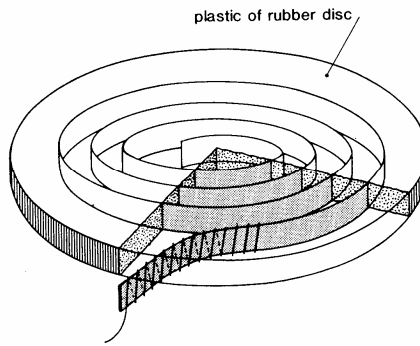
2.2.2 Construcción de disco

Esta técnica consiste en encapsular las termopilas entre un disco formado de plástico como se muestra en la

Fuente: 238H[11]

FIGURA 2-3. Para llevar a cabo la construcción de este tipo de sensor es necesario tener en cuenta consideraciones de espacio y de diseño; con este tipo de construcción se logra obtener una mayor cantidad de termopilas encapsuladas por área del sensor, lo cual representa un aumento significativo en la sensibilidad del mismo.

TIRA DE
CONSTANTAN



Fuente: [11]

FIGURA 2-3 Sensor de flujo de calor, construcción de disco

2.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN DEL SENSOR DE FLUJO DE CALOR

Para llevar a cabo esta etapa se inicia haciendo un estudio de los principales sensores de flujo de calor existentes en el mercado. Para llevar a cabo este estudio y posterior selección, es importante tener en cuenta algunas características de la señal a medir, con el fin de obtener, a la salida del sensor, señales de tensión de valores aceptables.

En la siguiente tabla se enlistan los valores de flujo de calor emitido por personas de diferentes características físicas:

Tabla 2-1 Flujo de calor respecto a la edad y sexo.

EDAD (AÑOS)	HOMBRES CAL/(M ²)	MUJERES CAL/(M ²)
14 a 16	46,0	43
16 a 18	43,0	40
18 a 20	41,0	38,0
20 a 30	39,5	37,0
30 a 40	39,5	36,5
40 a 50	38,5	36,0
50 a 60	37,5	35,0
60 a 70	36,5	34,0
70 a 80	35,5	33,0

Realizada con datos reunidos por el Prof. DuBois, Fisiología Médica[2], pág. 426.

Para definición de límites, y basándose en las cifras de variación expuestas en el capítulo anterior, se tiene en cuenta el peor de los casos, en el cual se presenta un valor de $33 \frac{Cal}{m^2}$. Si se tiene en cuenta la posible variación del 10% se llega a un valor de $29.5 \frac{Cal}{m^2}$. De acuerdo a las unidades manejadas por los fabricantes de los sensores, es necesario llevar a cabo la conversión de acuerdo a la tabla mostrada en el ANEXO A, de donde se obtiene que:

$$1 \frac{Cal}{m^2} = 10^{-4} \frac{Cal}{cm^2} = 1,1587 \frac{W}{m^2} \quad 2-4$$

Por ende se considera un valor mínimo (q_m) de flujo de calor, para los casos expuestos anteriormente de:

$$q_m = 29,5 * 1,1587 \frac{W}{m^2} = 34,1816 \frac{W}{m^2} \quad 2-5$$

Este es el umbral mínimo que se espera tener, y a partir del cual se evalúa la conveniencia del sensor en función de la tensión a la salida. Estos cálculos determinan algunas de las características físicas y de diseño que deben ser tenidas en cuenta a la hora de llevar a cabo la selección del sensor.

2.3.1 Rango de Trabajo

Este rango de trabajo viene, en general, definido para todos los sensores en función de la temperatura, de forma tal que en el intervalo definido por los distintos fabricantes, la medición de flujo de calor responde a una curva determinada, y en todos los casos consultados, esta curva de respuesta es una recta.

Teniendo en cuenta los rangos definidos para la temperatura en el cuerpo humano [8], es posible determinar un criterio de selección el cual consiste en garantizar una zona de trabajo lineal comprendida entre 30 °C y 50 °C,

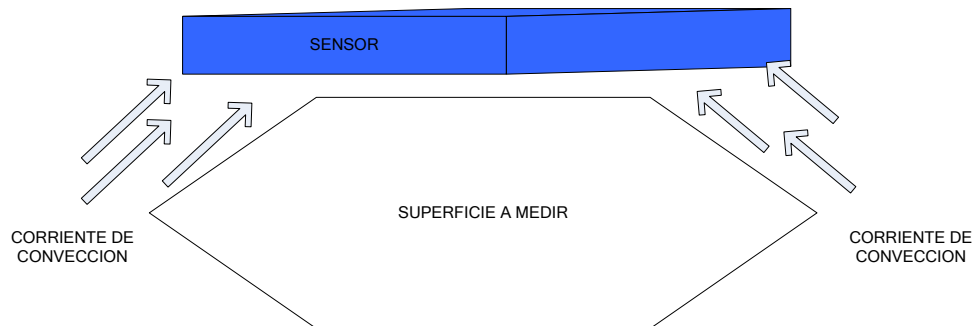
de forma tal que el sensor, en este rango, realice una adecuada medición de señal, garantizada por el fabricante.

2.3.2 Flexibilidad Del Material

Como se mostró en el capítulo anterior, existen diversas formas de pérdida de calor del cuerpo humano, y en general, de cualquier cuerpo. Para una mejor operación del sensor, y para evitar que parte del calor medido se pierda por corrientes de convección en la superficie a medir, como se muestra en la

Fuente: **autores**

FIGURA 2-4, es necesario garantizar que el sensor se adapte a la geometría del cuerpo a medir. Dado que la aplicación para la cual se utilizarán los sensores involucrará personas, es necesario que los sensores tengan flexibilidad para que permitan cierto grado de ergonomía en su uso.



Fuente: autores

FIGURA 2-4 Error en la medida debida a corrientes de convección, resultado de la inflexibilidad del sensor.

2.3.3 Precisión

Esta característica es tomada en cuenta dado que las variaciones que se requieren medir caen dentro de una escala bastante limitada, luego se requiere una buena precisión para que los cambios registrados sean producto de un delta de la variable, y no de un error inherente al sensor.



2.3.4 Sensibilidad

Es la variable con el papel más preponderante en la selección, pues, dado que la selección debe ser ajustada a valores emitidos por el cuerpo humano, se necesitan sensores con un alto grado de sensibilidad, atendiendo también a las posibles limitaciones que los componentes electrónicos puedan generar en la etapa de adquisición de la señal, las cuales se explicarán en capítulos posteriores.

Esta característica está directamente relacionada con el área del sensor, dado que como se ve en la ecuación (2.2), este parámetro va afectado por un factor de escala que es el número de termopilas presentes en el sensor, y, como se explicó en la sección 2.1, a mayor área mayor cantidad de termopilas. En conclusión, es necesario evaluar la tensión de salida en función de dos parámetros: área y sensibilidad del sensor, sin comprometer la maniobrabilidad y comodidad del paciente.

2.3.5 Respuesta En El Tiempo

Si bien los procesos que involucran flujo de calor son bastante lentos, una buena respuesta en el tiempo garantizará que, para futuras aplicaciones, un acople con un sistema de comunicación sea óptimo, y no introduzca retardos considerables, diferentes a los que presentan los dispositivos electrónicos.

Además, dado el uso que se pretende hacer del sistema diseñado, una buena respuesta en el tiempo puede derivar en una disminución sustancial de los tiempos de diagnóstico, lo cual le daría un valor agregado al desarrollo del equipo propuesto en el presente proyecto.

De acuerdo a los anteriores requerimientos se lleva a cabo una selección del sensor de flujo de calor a utilizar, llegándose a la opción ofrecida por la empresa CAPTEC, el cual presenta las características enlistadas en la Tabla 2-2:



Tabla 2-2 Características del sensor de flujo de calor.

PARAMETRO	VALOR
Área	25 cm ²
Rango de Trabajo	-180 °C hasta 200 °C
Rango De Entrada	-500 $\frac{kW}{m^2}$ Hasta 500 $\frac{kW}{m^2}$
Respuesta En El Tiempo	0,3 segundos
Sensibilidad	(7,5-11,5) $\mu V * (\frac{W}{m^2})$ en el rango de trabajo (Lineal)***

Datos suministrados por el fabricante

***La sensibilidad varía de acuerdo a cada sensor

La información completa de las características del sensor se presenta en el ANEXO B.

Con estos parámetros definidos, se puede tener una idea de la señal que se espera a la salida del sensor. Si se toma como base el valor calculado anteriormente, se tiene, que, en el peor de los casos, el valor de tensión (V_m) que se obtiene a la salida del sensor es de:

$$V_m = 7.5 \mu V \left(\frac{W}{m^2} \right) * 34,186 \left(\frac{W}{m^2} \right) = 256,395 \mu V \quad \mathbf{2-6}$$

Este valor es de suma importancia al realizar el diseño del dispositivo electrónico, como se explicará en el siguiente capítulo.



2.4 CONSIDERACIONES DE MONTAJE DEL SENSOR

Como ya se mencionó, la ubicación y colocación de los sensores juega un papel preponderante en la realización de una correcta medición de la señal de flujo de calor. Estas consideraciones son válidas para un cuerpo emisor en general, pero más adelante serán tenidas en cuenta en futuras fases de pruebas con pacientes, y parten de los fenómenos que son considerados como fuentes de error al realizar la medición, como lo son: la distorsión unidimensional [12] y otros problemas como la pérdida de calor por corrientes de convección, además de la transferencia de calor por parte de los equipos electrónicos.

Estos problemas se pueden reducir cumpliendo con una serie de recomendaciones al ubicar de ubicar el sensor, como son:

- Utilizar un sistema que fije el sensor a la superficie, de tal forma que evite, al máximo, dejar **gaps** de aire entre la superficie del sensor y la superficie del cuerpo a medir, esto puede llevarse a cabo utilizando esparadrapo clínico.
- Realizar un aislamiento entre el sensor y el circuito electrónico a implementar, de tal forma que se evite una transferencia de calor entre el dispositivo y el sensor.
- Ubicar el sensor en los puntos indicados para la medición, descritos en el capítulo 1.

2.5 CALIBRACIÓN DEL SENSOR

Una vez escogido el sensor, y conocidas sus características, se hace necesario llevar a cabo una calibración para determinar el valor de sensibilidad obtenido en la práctica.

Para llevar a cabo esta tarea es necesario trabajar con una fuente controlada de calor. Este sistema se puede obtener si se trabaja con base en un equipo o sistema que transforme su potencia consumida en forma de calor, y lo más importante, que la potencia calorífica concuerde con la medida de potencia eléctrica que el circuito consuma [6].

En trabajos anteriores realizados al interior del grupo de investigación, fue desarrollado un método para obtener una fuente controlada de calor [6]. En el presente proyecto se parte también del uso de bombillos de tungsteno, pero se plantea una limitante básica: el rango de entrada del sensor, junto con el área del mismo, limitan la potencia máxima (P_{\max}) que puede utilizarse en este proceso de calibración. Partiendo de los valores dados en la Tabla 2-2 se tiene este valor dado por la ecuación (2.7)

$$P_{\max} = q_{in-\max} * Area = 500 \frac{KW}{m^2} * 25 * 10^{-4} m^2 = 1250W \quad 2-7$$

Si bien esta potencia es, en teoría, aceptable para trabajar con el sensor, es necesario tener en cuenta otro parámetro involucrado en esta etapa: el rango de trabajo. Es por esto que se debe garantizar, que la temperatura esté dentro de los límites definidos por el fabricante.

Ahora se procede a realizar las mediciones utilizando los bombillos de tungsteno, con consumo de potencia que esté dentro del límite establecido en la ecuación (2.7), a fin de obtener la curva característica *Flujo de Calor vs. Tensión*, aplicando la ecuación (2.8)

$$P = q * A \quad 2-8$$

Donde

$$q = \text{Flujo de calor} \left(\frac{W}{m^2} \right)$$

$$A = \text{Área del Sensor} \left(m^2 \right)$$

$$P = \text{Potencia disipada por el bombillo} \left(W \right)$$

Así, por medio de la ecuación (2.8) se obtiene el flujo de calor. Para hacer esta medición se confina el bombillo encendido dentro de una estructura adiabática, cerrando la estructura en la cara superior con el Sensor de flujo de calor.

Luego de esto, se procede a medir la tensión de salida del sensor. Para llevar cabo esta medición se cuenta con un multímetro FLUKE con precisión en el orden de centenas de microvolts, cuyas características se detallan en el ANEXO C. Con estos dos valores es posible calcular la sensibilidad del sensor de acuerdo a la relación dada en la siguiente ecuación:

$$S = \frac{V}{q} \left(\frac{\mu V}{\frac{W}{m^2}} \right) \quad 2-9$$

Tomando como base los resultados del anterior procedimiento, realizado para uno de los sensores (escogido al azar, en este caso el que presenta sensibilidad de $10,5 \mu V / \left(\frac{W}{m^2} \right)$), el error fue inferior al 5% por tanto, se asumen como confiables los valores suministrados por el fabricante para los otros sensores, dado que el rango de variación obtenido en las mediciones realizadas es bastante estrecho.

Teniendo en cuenta que el fabricante garantiza linealidad en todo el rango de trabajo y el rango de entrada, es posible extrapolar los anteriores resultados y asumir que este valor obtenido es utilizable en cualquier aplicación del sensor.

Debido a que, según el fabricante, los sensores adquiridos presentan sensibilidades características diferentes (Tabla 2-3), el diseño debe estar en capacidad de adaptarse al uso de cualquiera de los sensores adquiridos.

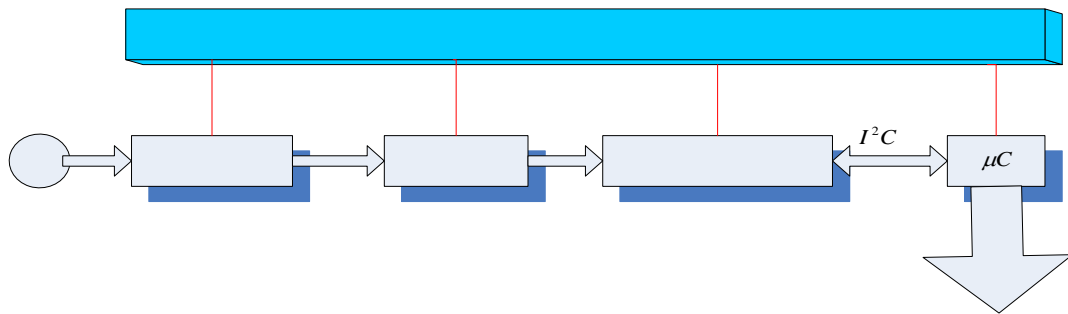
Tabla 2-3 Sensibilidad de los sensores adquiridos.

SENSOR	SENSIBILIDAD $\mu V / \left(\frac{W}{m^2} \right)$	SENSIBILIDAD MEDIDA $\mu V / \left(\frac{W}{m^2} \right)$		
		1	2	3
1	10,8	X	X	X
2	10,5	10,8	10,59	10,85
3	11,5	X	X	X

Fuente: El fabricante, CAPTEC.

3. TOPOLOGIA DEL MODULO.

Una vez se tiene clara la forma de adquirir la señal del cuerpo, las características del sensor a utilizar, y los niveles de señal que va a arrojar el mismo, es posible empezar a realizar la selección de la topología que permita hacer una adecuada adquisición, tratamiento y digitalización de la señal de flujo de calor proveniente del cuerpo emisor; en este caso, del equipo generador controlado de calor, y, pensando a futuro, agregar la posibilidad de transmisión de la señal por medio de un dispositivo de comunicación Bluetooth, proyecto que actualmente se encuentra en desarrollo [1] al interior del grupo de investigación CEMOS⁵. El esquema general del modulo es el que se muestra en el diagrama de bloques de la FIGURA 3-1



Fuente: autores

FIGURA 3-1 *Diagrama de bloques del diseño a implementar para adquisición y digitalización de señales de flujo de calor.*

3.1 CONSIDERACIONES GENERALES

Cuando se realiza el diseño de un circuito electrónico se ven involucradas una serie de especificaciones que están estrechamente comprometidas entre sí. Es imposible alcanzar un desempeño óptimo en cada una de ellas, dado que en muchos casos la mejora en el comportamiento de una

⁵ Grupo de Investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación. Universidad Industrial de Santander



afecta negativamente el comportamiento de otra. Teniendo esto en cuenta, se hace necesario seleccionar cuáles parámetros juegan un papel fundamental en el diseño a implementar, siempre teniendo en cuenta la aplicación para la cual se está llevando a cabo el desarrollo. En el presente proyecto se han seleccionado una serie de parámetros generales que rigen el diseño y la selección tanto de topologías como de componentes, dichos parámetros son:

- Portátil
- Bajo consumo de potencia
- Posibilidad de conexión a módulo *Bluetooth*
- Tamaño reducido
- Seguro para uso en seres humanos

3.2 ALIMENTACIÓN

En la sección anterior se definen una serie de parámetros que rigen el diseño de manera global, y en la FIGURA 3-1 se aprecia que un componente fundamental es la alimentación. Dado que a futuro el dispositivo será implementado en personas, es necesario tener en cuenta una serie de factores relevantes. Los parámetros a evaluar son los siguientes:

- Seguridad
- Duración
- Tensión nominal
- Componentes de fabricación
- Recargable

El factor seguridad es bastante importante dado que la aplicación así lo requiere, es por esto que se hace necesario que la batería posea un circuito de protección contra cortos, disminuyendo el riesgo del uso de este dispositivo.

La duración de la batería define la autonomía del sistema, en relación con el consumo de potencia del circuito completo una vez sea implementado, es por esto que se debe asegurar una batería de larga duración.

La tensión nominal está definida como parámetro fundamental, y viene dada por la alimentación de los componentes electrónicos a utilizar, como



lo son amplificadores, microcontroladores y, a futuro, los módulos de comunicación Bluetooth. Este valor, para el presente proyecto se tasa en 3.7 V.

Los componentes de fabricación de la batería se tienen en cuenta a la hora de evaluar el impacto producido por su uso en el ambiente, así por ejemplo las baterías de níquel cadmio no se recomiendan por el contenido del segundo. Esta característica va de la mano con la última; Que la batería sea recargable depende en gran medida de los componentes. Además, es necesario que estas baterías tengan la cualidad de “no tener memoria”, dado que este efecto reduce la vida útil de la batería si no se le permite perder toda la carga antes de recargar.

Teniendo en cuenta los requerimientos expuestos anteriormente se escogen las baterías NOKIA BL-5C dado que cumplen con todas las especificaciones. Las características vienen dadas en la Tabla 3-1

Tabla 3-1 Características principales de la batería

CARACTERISTICA	VALOR NOMINAL
Tensión	3.7 V
Corriente/hora	850 mAH
Material	Li-Ion
Efecto Memoria	No

Para que el dispositivo en general reciba órdenes del microcontrolador es necesario que la tensión de alimentación de todas las etapas sea menor que la alimentación del microcontrolador en por lo menos 0,5 V. Para esto se decide alimentar todas las etapas a 3 V, y esto se logra por medio de la implementación de una referencia de voltaje. Para el presente trabajo se escoge la referencia ADR530 de Analog Device.

3.3 ETAPA DE ADQUISICIÓN

En el capítulo anterior se definieron los niveles de señal a la salida del sensor. Como se puede observar, estos niveles están ubicados en el rango de los cientos de μV ; pero, lo que es más importante aún, si se tiene en cuenta los porcentajes de variación definidos en el marco teórico para la señal de flujo de calor, es posible deducir que la variación de la tensión proveniente del sensor está en el rango de las decenas de μV .

Refiriéndose al diagrama de bloques de la FIGURA 3-1, se observa que la etapa de adquisición es la encargada de recibir esa señal del sensor y a la vez entregarla para su posterior tratamiento, por tanto la función que cumple es la de *punteo*. Esto implica llevar la tensión recibida a un nivel aceptable, proteger la señal de interferencia y de señales de modo común. Además, dada la aplicación, en el presente proyecto se considera conveniente mover el cero de referencia para diferenciar un nivel de señal cero y un cero provocado por malfuncionamiento del equipo.

Las anteriores implicaciones llevan a la selección del uso de amplificadores de instrumentación encapsulados, dado que frente a otras opciones como los amplificadores operacionales normales y los amplificadores de instrumentación implementados con operacionales, presenta las siguientes ventajas:

- Alta linealidad y precisión en la ganancia, ajustable por medio de una resistencia externa
- Alto factor de rechazo en modo común CMRR, lo que permite mejorar el comportamiento frente a la presencia de señales en modo común
- Alto factor de rechazo a la Fuente (PSRR), lo que permite hacer el sistema más confiable ante variaciones de valores en la fuente.
- Bajo consumo de potencia, lo cual es necesario cumplir en todas las etapas del diseño, dadas las características generales del prototipo a desarrollar.

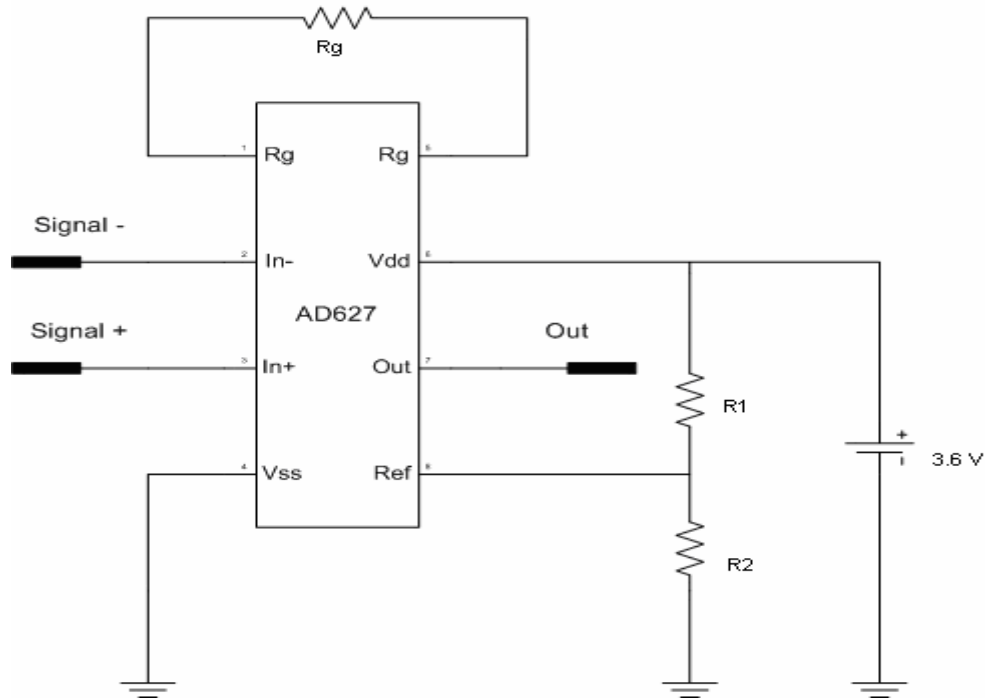
Después de realizar una selección detallada entre las opciones existentes en el mercado se escoge el amplificador AD-627 de la empresa Analog-Device ANEXO D, dado que presenta un excelente comportamiento ante las especificaciones requeridas.

Una vez se decide el uso del AD-627, es necesario definir la configuración a implementar. La ganancia del amplificador está dada por la ecuación (3.1), y se ajusta a un valor cercano a 100, de tal forma que la señal sea llevada a valores el orden de decenas de mV . Si bien este valor puede parecer bajo, es necesario tener en mente que ajustar un valor más grande de ganancia amplifica tanto la señal como el ruido, por ende puede verse comprometida la integridad de la señal.

$$A_v = 5 + \frac{200k\Omega}{R_g} \quad 3-1$$

Finalmente se decide ajustar el *offset* a un valor que permita un amplio rango de excursión a la señal de flujo de calor. Este valor se ajusta por medio de las resistencias R1 y R2, y se define en 1,47 V. La topología implementada es la mostrada en la

FIGURA 3-2.



Fuente: autores

FIGURA 3-2 Topología de la etapa de amplificación.

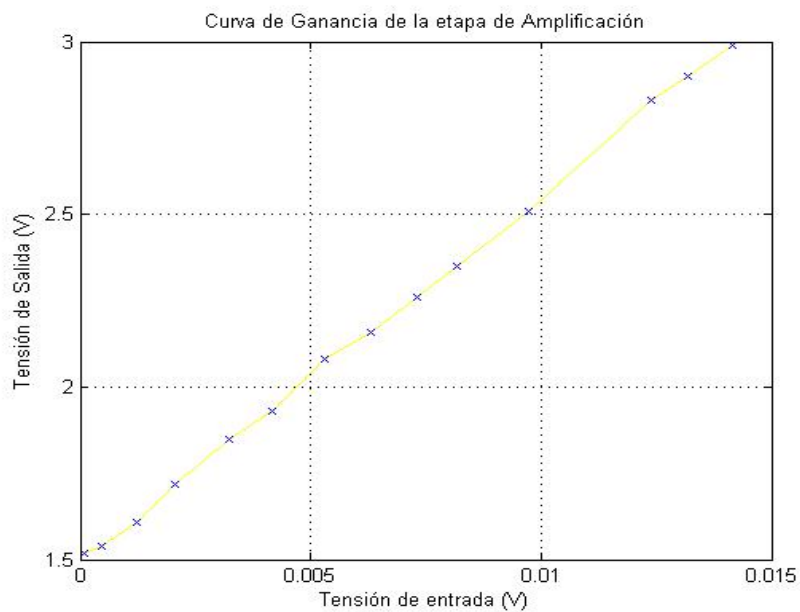
A partir de los resultados obtenidos en el laboratorio (Tabla 3-2), se extrae la grafica de comportamiento de ganancia mostrada en la

FIGURA 3-3, obteniéndose una ganancia de 127,41 V/V.

Tabla 3-2. Datos obtenidos en laboratorio de la etapa de amplificación.

Tensión de Entrada	Tensión de Salida
100 μ V	1,52 V
480 μ V	1, 54 V
1,23 mV	1,61 V
2,05 mV	1,72 V
3,24 mV	1,85 V
4,18 mV	1,93 V
5,31 mV	2,08 V
6,30 mV	2,16 V
7,30 mV	2,26 V
8,19 mV	2,35 V
9,72 mV	2,51 V
12,4 mV	2,83 V
13,2 mV	2,88 V
14,15 mV	2,99 V

Fuente: autores



Fuente: autores.

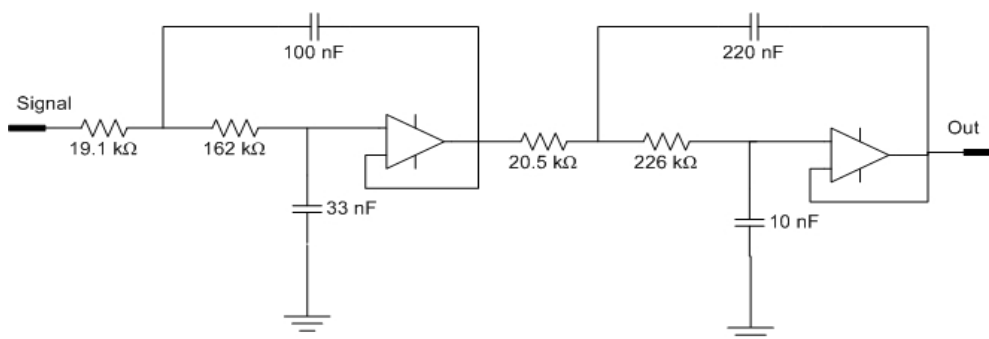
FIGURA 3-3 Curva de ganancia de la etapa de amplificación.

Con esta configuración la mínima señal de entrada que es posible adquirir, medida en el laboratorio es de 100 μV . Se observa un comportamiento del amplificador de instrumentación predominantemente lineal al presentar una correlación de 0,98. Esta característica asegura confiabilidad y exactitud en los datos obtenidos del orden del 98%. Cabe aclarar que el valor de ganancia puede diferir levemente del que se utiliza en esta prueba, el punto importante es como se menciono anteriormente el comportamiento lineal de la ganancia.

3.4 ETAPA DE FILTRADO

Una vez se lleva a cabo la recepción de la señal en la etapa anterior es necesario reducir al máximo las posibles interferencias externas y ruido presente. Dado que la señal a medir se considera de muy bajas frecuencias, se decide implementar un filtro pasabajas de cuarto orden con configuración **Sallen Key**. El parámetro de frecuencia de corte es definido en función de atenuar el ruido de 60 Hz, presente en cualquier dispositivo electrónico, y teniendo en cuenta que el ancho de banda efectivo de la señal a adquirir no supera los 10 Hz. El ruido mencionado anteriormente se presenta debido a la red eléctrica con la que trabajan los aparatos, y si bien el presente diseño evita ese problema al implementar el uso de baterías como fuente de alimentación, es posible que funcione en un entorno en el cual el ruido de 60 Hz sea perceptible. La topología implementada es la mostrada en la

FIGURA 3-4.



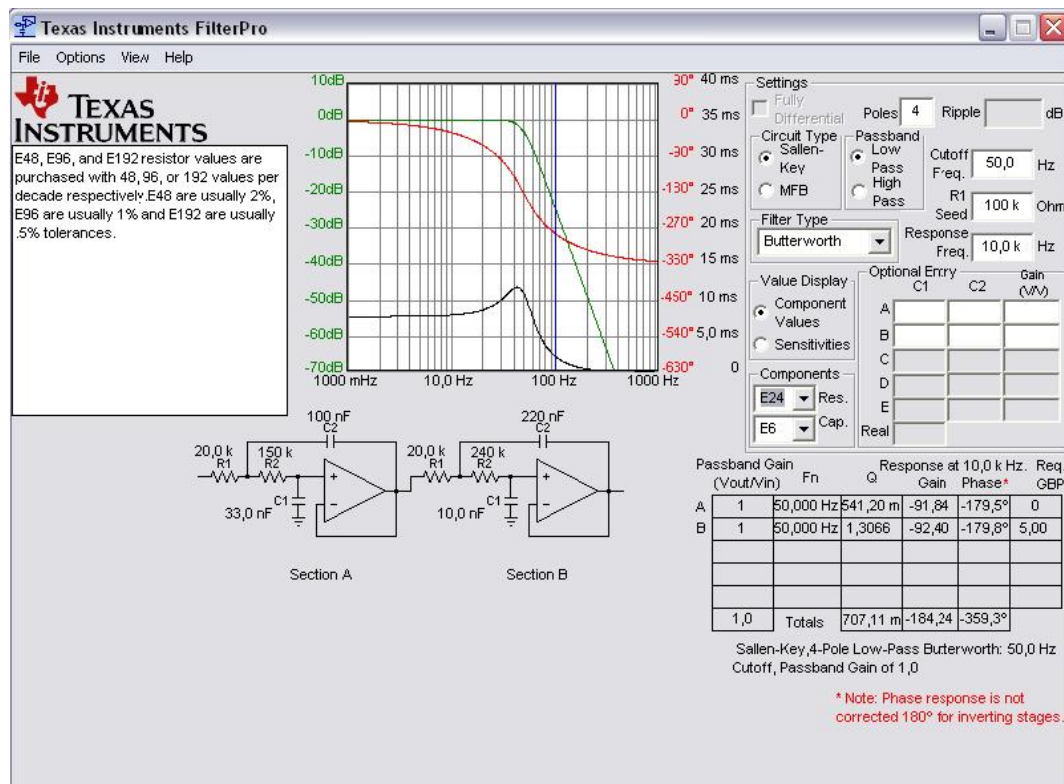
Fuente: autores

FIGURA 3-4 Circuito de la etapa de filtrado.

En esta aplicación se escoge una frecuencia de corte de 50 Hz. Para el cálculo de los valores de los componentes pasivos utilizados, que se observan en la

FIGURA 3-4 se hace uso de la herramienta FILTERPRO de Texas Instruments, el resultado obtenido es el que se muestra en la Fuente: FILTERPRO

FIGURA 3-5.



Fuente: FILTERPRO

FIGURA 3-5 Resultado de simulación mediante FILTERPRO

Finalmente se llevan a cabo las pruebas de laboratorio con la topología seleccionada, obteniendo los resultados enlistados en la Tabla 3-3.

Al graficar los anteriores valores se obtiene, de manera práctica, la respuesta en frecuencia del filtro implementado. El resultado es el mostrado en la Fuente: Autores.

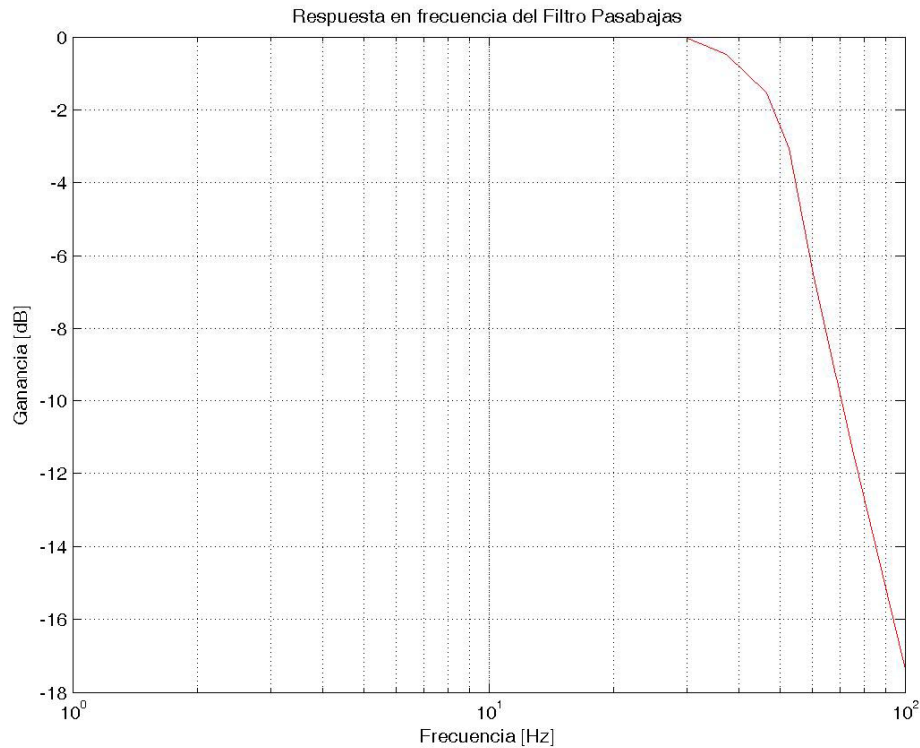
FIGURA 3-6, de donde se deduce, a partir de cálculos realizados, una frecuencia de corte de 52 Hz.

Tabla 3-3. Datos obtenidos en laboratorio de la etapa de filtrado.

Frecuencia de la señal [Hz]	Tensión a la salida [mV]
Continua	148
5,00	148
10 ,00	148
13,90	148
20,14	148
24,15	148
29,50	148
37,24	140
46,51	124
52,60	104
60,24	70
75,00	40
100,00	20
492,60	12
1000	12

Fuente: autores.

Para la aplicación se escoge el amplificador operacional TLV2226 de Texas Instruments (ANEXO E), basando su selección en las consideraciones generales dadas en la sección 2.1.



Fuente: Autores.

FIGURA 3-6 *Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.*

3.4 CONVERSIÓN ANALÓGICA A DIGITAL

Hasta el momento la señal ha pasado por un proceso de adquisición y filtrado que permite un manejo adecuado de la misma. En este punto, es necesario recordar que el diseño debe estar en capacidad de interconectarse con un PC para llevar a cabo la visualización de las mediciones realizadas, y además, pensando en una futura expansión, tener habilitada la posibilidad de realizar una comunicación inalámbrica mediante el uso de dispositivos Bluetooth.



Las anteriores consideraciones conllevan a la necesidad de realizar la digitalización de la señal, de tal forma que la misma pueda ser almacenada y posteriormente procesada matemáticamente, ya sea con el fin de visualizar las mediciones obtenidas de flujo de calor o, indirectamente, la potencia emitida por los equipos de calibración, dentro de los objetivos planteados en el presente proyecto.

Cada aplicación requiere un comportamiento específico del conversor analógico digital, respondiendo a las necesidades que plantea la variable a manipular, por tanto, es necesario tener en cuenta una serie de aspectos en la selección del dispositivo, algunos de los cuales se exponen a continuación.

3.4.1 Resolución

La selección adecuada de la resolución del conversor deriva en un mejor manejo de recursos. Esta selección debe realizarse basada en la magnitud de las variaciones que se desean medir, a fin de seleccionar un valor acorde con la aplicación. La selección sobredimensionada de esta característica conlleva a la necesidad de una mayor capacidad de almacenamiento y manejo de datos, redundando en lentitud en el sistema, y una selección de resolución baja lleva a poca confiabilidad en los resultados mostrados, dado que las variaciones podrían detectarse mucho después que hayan ocurrido, situación crítica en la futura aplicación del presente diseño.

Para el presente proyecto se escoge una resolución de 12 bits, dado que con este valor se cumplen los requerimientos de precisión para la monitorización de la señal de flujo de calor, así como para el seguimiento y detección de variaciones sustanciales. Con este valor se obtiene una resolución, expresada en porcentaje, mostrada en la ecuación 3.2.

$$\text{resolución} = \frac{1}{2^{12} - 1} * 100\% = 0,02442\% \quad 3-2$$

3.4.2 Método de conversión

Esta característica hace referencia directa a la forma como el conversor realiza la digitalización de la señal, y tiene relevancia directa en el tiempo de conversión empleado.



Para la presente aplicación se escoge un conversor que utilice el método por aproximaciones sucesivas (SAR), puesto que tiene un tiempo de conversión mucho menor que otros métodos, y además, este es fijo para cualquier valor de entrada analógica[3].

3.4.3 Velocidad de muestreo

Un error recurrente es asumir que la exactitud esta relacionada únicamente con la resolución del conversor. Si bien es cierto que se espera que una mayor resolución genere una mejoría en la exactitud, esto no se logra si el periodo de muestreo es bajo.

Esto es debido al cambio que presentan las condiciones del proceso, ya que si este cambia rápidamente, una velocidad de conversión lenta presentaría el mismo problema que una baja resolución de bits: El cambio se detectaría tiempo después que haya ocurrido.

Estas deducciones llevan a concluir que este parámetro es tan significativo como el de resolución. De acuerdo al comportamiento de la señal de flujo de calor, es posible plantear el uso de un conversor que tenga una velocidad de muestreo intermedia, dado que los cambios no se presentan de manera abrupta, debido a la naturaleza de la señal. El valor buscado se encuentra en el orden de decenas de kHz. Aquí se debe tener en cuenta que la frecuencia de muestreo final es de 480 muestras por segundo, y que una de las razones por las que se escoge ese orden en la frecuencia del conversor es que esto no se convierta en un cuello de botella, se evite a pérdida de datos y se reduzca el error de sincronización, dado que el sistema opera de forma continua.

3.4.4 Interfaz de Comunicación

Cuando se piensa en la interacción de diferentes equipos, es útil definir la interfaz que va a regir la comunicación entre ellos. En el presente proyecto es necesario que el equipo sea compatible tanto para el intercambio de datos con un computador como para ser interconectado, a futuro, con dispositivos electrónicos similares, o en general, con cualquier dispositivo electrónico diseñado a base de circuitos integrados.



Por otra parte, el hecho de tener en cuenta la posibilidad de conexión de módulos Bluetooth a futuro, se hace necesaria la implementación de un microcontrolador con funciones específicas para esta cualidad, lo cual amplía la gama de protocolos a ser considerados en la selección del conversor análogo digital.

Con esto en mente, se decide que la interfaz sea de tipo serial, a fin de reducir el número de pines necesarios, y disminuir con esto, el tamaño del dispositivo. El protocolo a utilizar es el I^2C , el cual es explicado en secciones posteriores, y que tiene como principales ventajas las enunciadas a continuación:

- Muy bajo consumo de corriente
- Alta inmunidad al ruido
- Estandarizado en los circuitos integrados
- Amplio Rango de Tensiones De alimentación

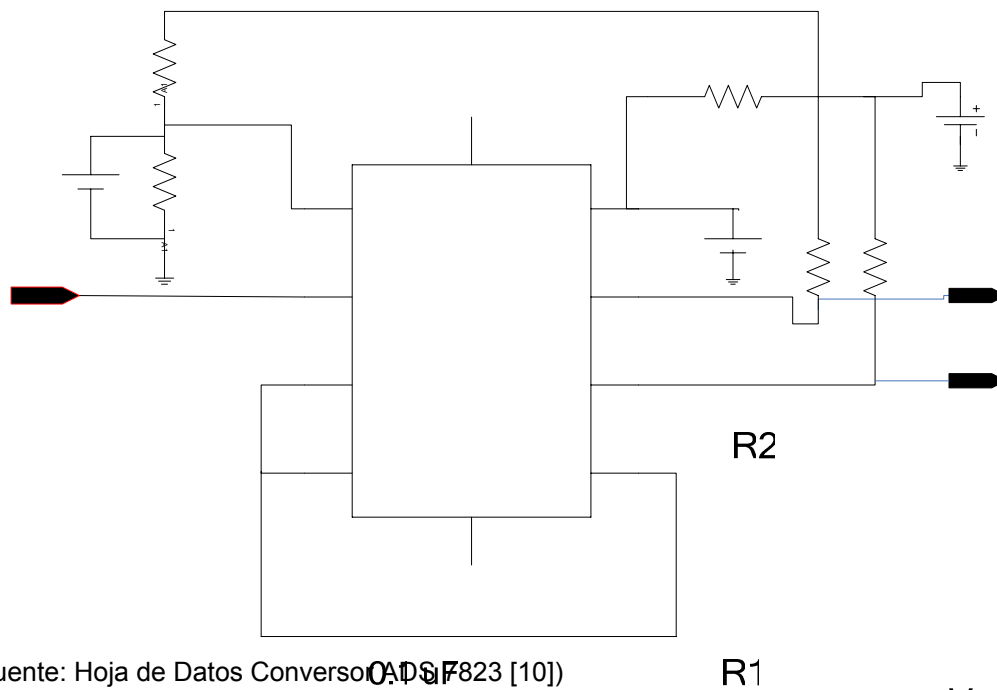
Con todas estas características en mente se hace una selección entre las opciones ofrecidas en el mercado y se escoge el conversor análogo digital ADS7823 de Burr-Brown (TI) ya que es uno de los que más se acopla al funcionamiento y la aplicación en general. Este conversor cuenta, entre sus principales características, con:

- Resolución de 12 Bits
- 50 KHz de rata de muestreo
- Arquitectura SAR
- Alimentación entre 2,7 V y 5 V
- Interfaz I^2C
- 8 Pines

Las demás características y gráficas se encuentran en la hoja de especificaciones enlistada en el ANEXO F.

Una vez se selecciona el conversor, se procede al montaje del circuito correspondiente a partir del diagrama mostrado en la

FIGURA 3-7.



(Fuente: Hoja de Datos Conversor ADC0808 [10])

FIGURA 3-7 *Circuito de conexión del conversor analógico digital.*

SEÑAL

Esta topología es diseñada para un voltaje de referencia de 2.5 V, con lo cual el valor del Bit menos significativo es de:

$$LSB = \frac{V_{Ref}}{4095 Bit} = 0,6105mV$$

Para realizar las correspondientes pruebas de laboratorio se recurre al uso del microcontrolador, cuyo funcionamiento se explica más adelante, y de donde se obtienen los datos que se encuentran en la Tabla 3-4.

GND
4 ε4

CONVE
ANÁLOGO



Tabla 3-4 Comportamiento del convertor análogo digital

Tensión de Entrada (V)	SALIDA BINARIA	Tensión de salida (V)	ERROR LSB
0,245	0000000110100000	0,247	4
0,415	0000001010111000	0,416	2
1,321	0000100010100010	1,323	3
1,511	0000100111011111	1,512	3
1,634	0000101010101101	1,636	3
1,792	0000101110110011	1,793	1
1,855	0000110000011110	1,857	2
2,008	0000110100011110	2,010	3
2,123	0000110111011100	2,124	2
2,229	0000111010010000	2,231	3

Fuente: autores.

De los datos recolectados, es posible deducir que, en promedio, el error presentado en la conversión es bastante bajo, siempre oscilando alrededor de 1,8 mV, lo que equivale a 3 LSB. Este es un resultado bastante aceptable, ya que, en función de la señal medida, y teniendo en cuenta la ganancia que se introduce en la primera etapa representa un valor real de $16 \mu V$, bastante bajo para ser considerado despreciable en la presente aplicación. Cabe aclarar que el error producido se debe a que al momento de realizar las pruebas se utilizó como generador de señal una fuente de continua, la cual introduce errores a la medición.

3.5 MICROCONTROLADOR

Una vez realizada la conversión es necesario definir las tareas que hacen falta por cumplir en el diseño:

- Realizar la recepción de los datos provenientes de la etapa de conversión analógica digital.
- Proveer el acople con el sistema de comunicación a implementar a futuro.

- Permitir el control de flujo de datos en el sistema de comunicación, ya sea con un PC o con los módulos de comunicación bluetooth cuando estos lleguen a ser implementados.

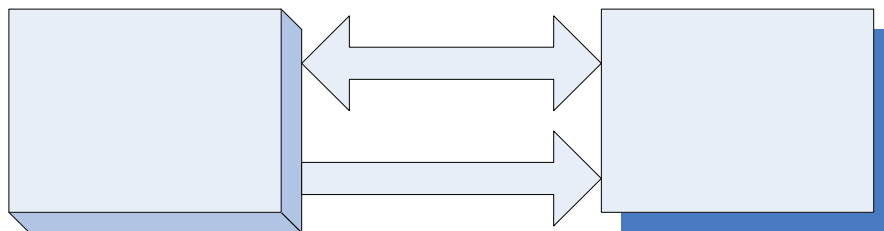
Las anteriores funciones son cumplidas en su totalidad por el microcontrolador. La primera función la hace por medio de la implementación del protocolo I^2C , las dos últimas se solucionan simultáneamente realizando la ejecución del protocolo SCI. Con ello la conexión al computador se hace por medio de un adaptador RS-232 externo a la tarjeta, y, a futuro, de manera directa con los sistemas de comunicación bluetooth. La teoría Básica de estos dos protocolos, aplicada a las funciones que debe cumplir el microcontrolador es explicada a continuación.

3.5.1 Protocolo I^2C y Funciones Del microcontrolador

El protocolo I^2C es un estándar diseñado por la empresa Philips Semiconductor, creado con el fin de proveer una solución a la intercomunicación de dispositivos provenientes de diferentes fabricantes, a nivel de circuitos integrados. Los principales componentes son los mostrados en la figura

Fuente: autores.

FIGURA 3-8.



Fuente: autores.

FIGURA 3-8 *Esquema y componentes del bus I^2C para el diseño a implementar*



En primer lugar se tiene el bus por el cual circulan los datos. Este bus se compone de dos hilos, el primero (SDA) es por donde circulan los datos de manera bidireccional, el segundo hilo (SCL) es el encargado de llevar la señal de reloj.

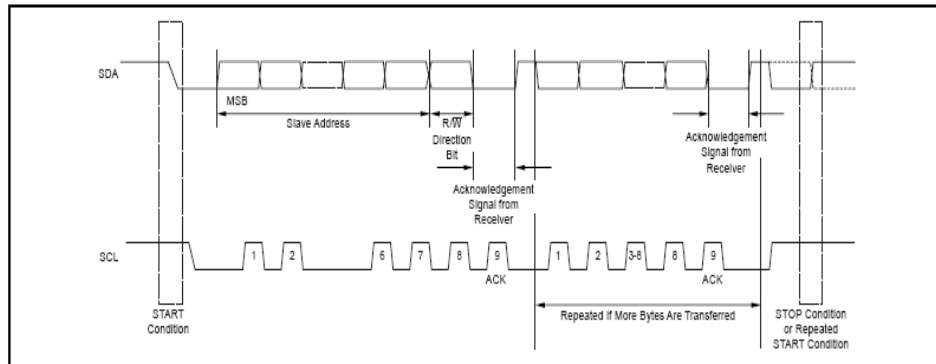
Luego se tienen los componentes, que de acuerdo a la función que cumplen en el sistema, reciben la denominación de maestro o esclavo, así como transmisor o receptor. El maestro es aquel que genera la señal de reloj, mientras que el esclavo solo se limita a trabajar en función de dicha señal.

En la presente aplicación, intervienen el bus de datos, el conversor y el microcontrolador. El microcontrolador hace las veces de maestro y el conversor de esclavo. Las condiciones de transmisor y receptor varían de acuerdo al flujo de datos, situación que se explicará mas adelante.

Ahora, es necesario definir la velocidad de transmisión a utilizar, dado que es posible trabajar hasta $100 \frac{KBits}{s}$ en **standar mode** y hasta $400 \frac{KBits}{s}$ en **fast mode**. Se escoge trabajar en modo estándar dado que las velocidades alcanzadas son suficientes para la presente aplicación.

Ahora bien, es necesario definir los parámetros de transmisión del sistema, mismos que son mostrados en la (Fuente: Hoja de datos ADS 7823273H[10]).

FIGURA 3-9. De donde es importante destacar algunas condiciones en la transmisión:



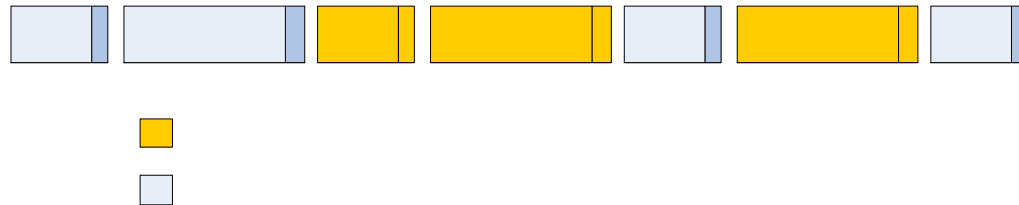
(Fuente: Hoja de datos ADS 7823[10]).

FIGURA 3-9 Diagrama de tiempos para el convertor ADS7823

- **BUS INACTIVO:** Cuando las líneas SDA y SCL están en ALTO, el bus se encuentra sin actividad alguna.
- **INICIO TRANSMISION DE DATOS:** Un cambio de ALTO a BAJO en la línea SDA mientras que la línea SCL permanece en ALTO, indica el inicio de transmisión.
- **FIN DE TRANSMISION DE DATOS:** Un cambio de BAJO a ALTO en la línea SDA mientras que la línea SCL permanece en ALTO, indica el fin de transmisión.
- **DATO VALIDO:** El dato es valido cuando después de comenzar la transmisión, la línea SDA permanece constante durante un periodo ALTO de la línea SCL.
- **ACK:** También conocido como acuse, valida la recepción y/o transmisión de datos. Consiste en mantener en BAJO la línea SDA durante el pulso extra generado por el reloj para tal fin.

Una vez definidos estos parámetros se procede a identificar la trama de datos que circula por el sistema desarrollado para el presente proyecto, el cual se muestra en la Fuente: autores.

FIGURA 3-10.



Fuente: autores.

FIGURA 3-10 Trama de datos que circulan durante la conversión entre el microcontrolador y el conversor. INICIO DIRECCIÓN ACK

Como se puede observar, el envío y recepción de datos se hace en bytes, cinco en total, que permiten que la señal digitalizada sea almacenada en el microcontrolador para efectuar su posterior conversión a SCI, tema que es explicado más adelante.

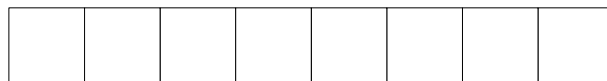
Datos circulan del Conv

➤ **INICIO:** Esta condición incluye la rutina *start*, así como la preparación del conversor. Esto se hace por medio de dos bytes. En el primer byte se prepara el conversor para escribir en él, y en el segundo se envía la secuencia de comando, que consiste en enviar ceros en los 3 bits mas significativos, sin importar lo que se envíe en los 5 restantes..

Datos Circulan del Micro

➤ **DIRECCIONAMIENTO:** Durante la circulación de este primer byte, el microcontrolador actúa como maestro trasmisor y el conversor como esclavo receptor, la composición se muestra en la Fuente: autores basados en 276H[10].

➤ **FIGURA 3-11**, donde los 5 bits mas significativos vienen definidos por defecto para el conversor análogo digital, los Bits A_0 y A_1 definen la dirección del conversor, definida mediante hardware por los pines 3 y 5 del conversor. Finalmente el Bit menos significativo de este byte define si la operación a realizar es de lectura o escritura. En este caso el proceso a ejecutar es de lectura, por tanto se lleva a ALTO este Bit.



Fuente: autores basados en [10].

FIGURA 3-11 Composición del byte de direccionamiento para el conversor ADS7823

- **DATOS 1:** Este byte es el primero en la transmisión de los datos. Tanto en este como en el siguiente byte, el conversor actúa como esclavo transmisor y el microcontrolador como maestro receptor. Los 4 bits más significativos son ceros, y los cuatro menos significativos de este byte corresponden a los cuatro bits más significativos de la señal digitalizada.
- **DATOS 2:** En este byte se completan los bits correspondientes a la señal digitalizada. Tiene, en general las mismas propiedades que el byte anterior en cuanto a funciones de los componentes.

En este punto ya se tiene la señal en la memoria del microcontrolador, quedando lista para ser llevada a un formato que permita, ya sea conectarla al PC como, a futuro ser interconectada a un sistema de comunicación bluetooth.

3.5.2 Protocolo SCI y Funciones Del Microcontrolador

El protocolo SCI (*Serial Communication Interface*) consiste en un sistema de intercambio de datos, asíncrono y sin retorno a cero (NRZ), ya sea *full duplex* o *half duplex*, a distintas velocidades de envío. Utiliza, solo dos hilos: Uno para transmisión y otro para recepción permitiendo una economía en el número de pines requeridos, lo que a futuro, recae en la selección de un microcontrolador de tamaño reducido. La comunicación se efectúa ya sea entre un PC y el microcontrolador del hardware desarrollado en el presente proyecto, utilizando una interfaz no incluida, implementada a partir del integrado RS232; o entre el microcontrolador y el sistema de comunicación que, a futuro, puede acoplarse al hardware diseñado.

La secuencia de intercambio de información se presenta como sigue: El computador o el modulo de comunicaciones envían una señal de alto al microcontrolador, con lo cual se inicia el proceso de transmisión de datos. Estos datos son extraídos de la memoria del microcontrolador y enviados en grupos de 2 bytes, en configuración similar a como son recibidos, a diferencia que, en este caso, los 4 bits mas significativos del primer byte



no serán necesariamente cero, sino que son usados para efectuar el direccionamiento e identificación de cada uno de los posibles módulos.

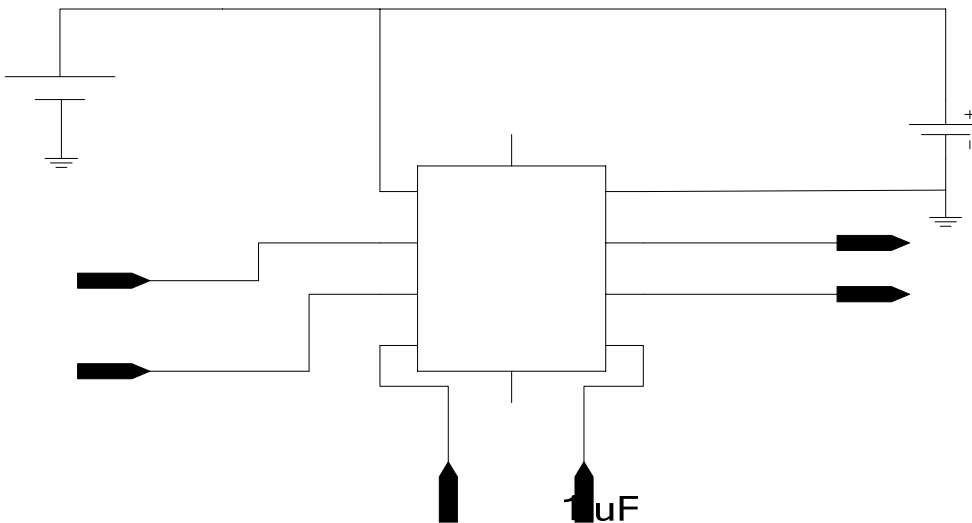
La velocidad a la que pueden ser transmitidos es variable, pero se escoge 9600 Baudios dado que en esta velocidad redonda en un menor consumo de potencia en los módulos de comunicación que puedan llegar a ser implementados.

Con todo lo anterior es posible establecer ciertos parámetros de selección, como son:

- Alimentación compatible con la batería seleccionada (3,7V)
- Mínimo 4 pines como puertos libres
- Alimentación Sencilla
- Bajo consumo de potencia
- Capacidad de Almacenamiento.

Una vez tenidas en cuenta las anteriores características y requerimientos, se procede a seleccionar el microcontrolador. Para la presente aplicación se escoge la referencia 68HC908QT4 de FREESCALE SEMICONDUCTOR, cuyas especificaciones [7] cumplen ampliamente los requerimientos del presente proyecto. El esquema utilizado es el mostrado en la Fuente: autores.

FIGURA 3-12.



Fuente: autores.

FIGURA 3-12 Diagrama de conexión del microcontrolador

Los valores considerados para la presente aplicación vienen escogidos acorde a recomendaciones de funcionamiento y especificaciones eléctricas [7].

3.6 CONSUMO DE POTENCIA

Una vez definida por completo la estructura del hardware de adquisición, es necesario hacer un análisis para garantizar el buen funcionamiento del modulo, además de definir la autonomía del dispositivo: Este es el análisis del consumo de potencia.

Este análisis se realiza en relación al consumo de corriente de cada dispositivo o etapa del sistema, así como el consumo total, Teniendo en cuenta el valor nominal de amperes hora definidos para la batería escogida. Es en función de estos valores que se puede estimar una autonomía en función del tiempo para el sistema de acuerdo a la ecuación 3.4:

Vcc
1 e1
2 e2
3 e3
4 e4
MICROCON-
GN

SDA



$$AUTONOMIA = \frac{I_{no\ min\ al\ bateria} (A - H)}{I_{MODULO} (A)} \quad 3-4$$

En pruebas realizadas en distintos instantes de tiempo se obtienen los valores de potencia consumida enlistados en la Tabla 3-5.

Tabla 3-5. Mediciones de Consumo De Potencia Del Diseño

ETAPA MEDIDA	TENSION DE ALIMENTACIÓN (V)	corriente (mA)	potencia (mW)
<i>Adquisición, Filtrado y Conversión</i>	3,005	0,91	2,7345
<i>Microcontrolador</i>	3,696	3,76	12,769
<i>Comunicación Bluetooth**</i>	3,7	37	136,900
TOTALES	NA	41,67	152,404

**** La potencia de este aparato se incluye para tener en cuenta la futura expansión, estos dispositivos no hacen parte del desarrollo del presente proyecto**

De acuerdo a los resultados que se obtienen y a las características de las baterías que se usan, es posible afirmar que, en promedio, el sistema tiene una autonomía de 20,1 horas, un muy buen resultado teniendo en cuenta que la mayoría del consumo de potencia viene de un componente externo, el cual será implementado a futuro.



3.7 IMPLEMENTACIONES FINALES

Finalmente en esta sección se presentan los diseños finales correspondientes al modulo a diseñar en el presente proyecto.

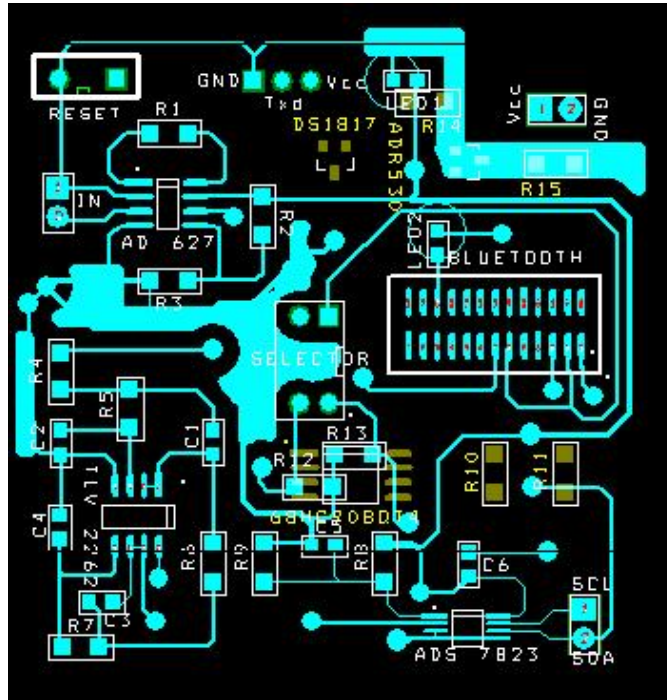
En primer lugar, en el ANEXO G se tiene el circuito esquemático correspondiente al prototipo junto con los valores y características de los componentes empleados. En este punto es importante aclarar que para el presente proyecto se utilizan elementos con tolerancias bajas: En el caso de las resistencias este valor es del 1% mientras que en los capacitores este valor oscila entre un 5% y un 10%.

A continuación se tiene el PCB diseñado para el montaje. Este PCB se desarrolla teniendo en cuenta normas básicas para el diseño de tarjetas impresas. En este punto se aclara que los componentes que intervienen en el circuito son, en su mayoría de montaje superficial. El resultado se muestra en la Fuente: autores

FIGURA 3-13 y Fuente: autores.

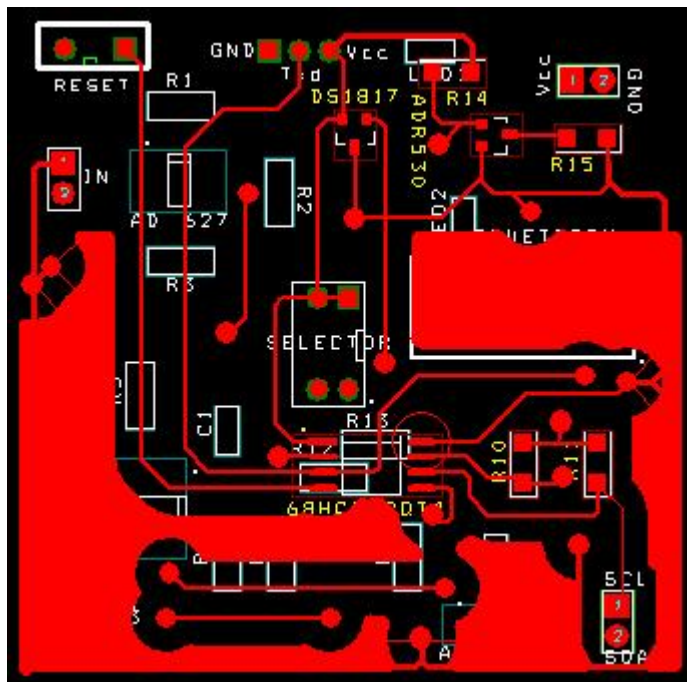
FIGURA 3-14. El archivo completo con las librerías creadas para los diversos componentes es el que se enlista en el ANEXO H. El diseño es elaborado en el software ORCAD LAYOUT 9.2.

El tamaño final del dispositivo es de 5,6 cm* 5,6 cm, cumpliendo con la elaboración en tamaño reducido, lo cual facilita la manipulación del mismo.



Fuente: autores

FIGURA 3-13 *PCB final, cara anterior.*

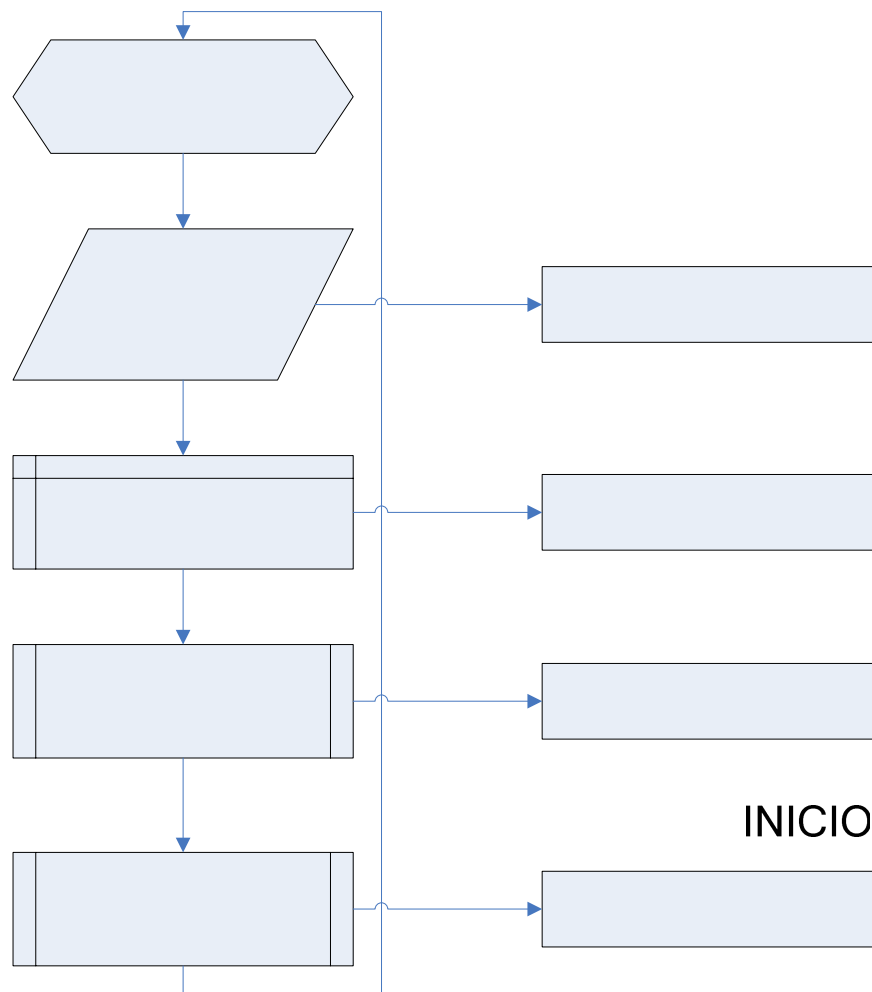


Fuente: autores.

FIGURA 3-14 *PCB final cara posterior.*

Ahora bien, la parte de programación del microcontrolador se puede esquematizar como se muestra en la Fuente: autores.

FIGURA 3-15, donde se muestran todos los procesos llevados a cabo por el microcontrolador. El programa final no se transcribe por problemas de extensión, pero se adiciona en el ANEXO I; este programa es desarrollado utilizando el software “WinIDE Development Enviroment” y el software “Metrowerks CodeWarrior”.



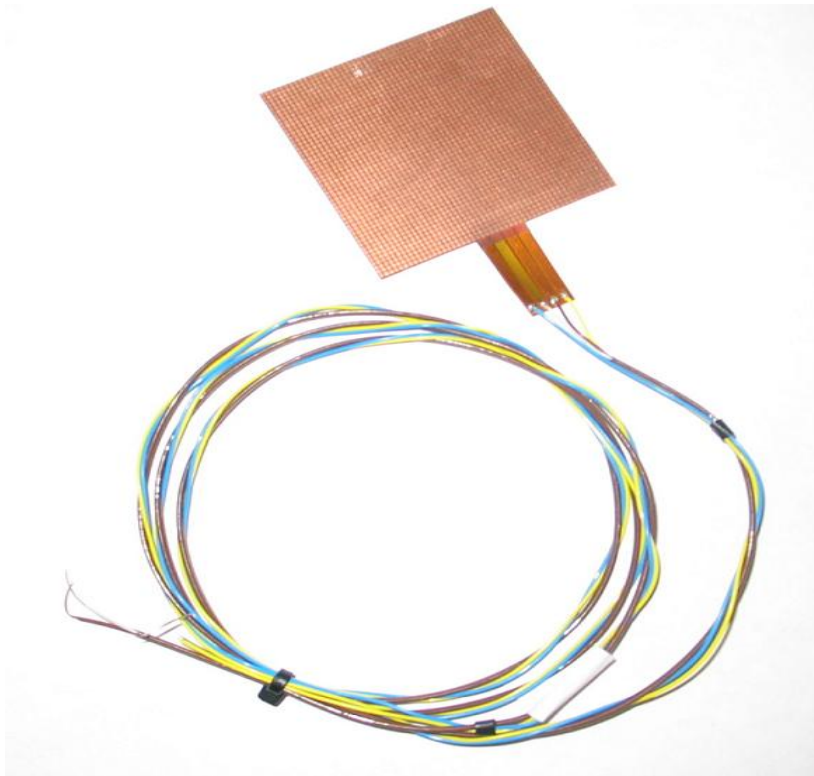
Fuente: autores.

FIGURA 3-15 *diagrama de flujo del programa implementado en el microcontrolador*

Ingreso Datos

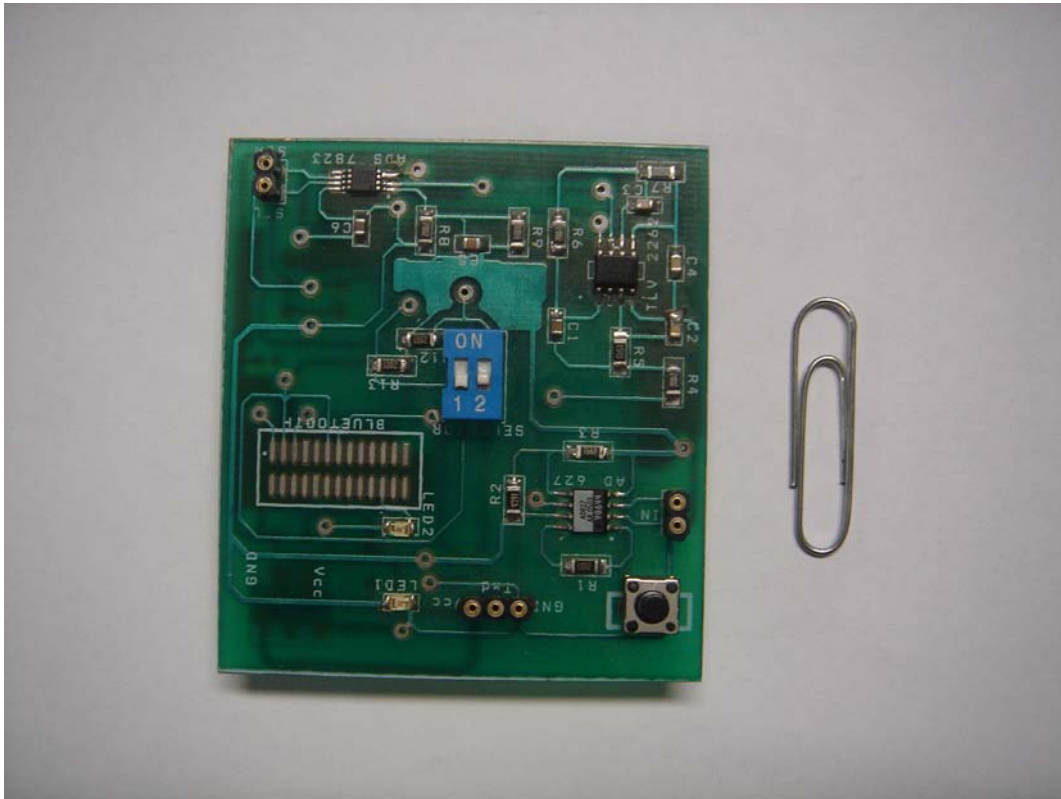
El anterior programa es desarrollado enteramente en código ASSEMBLER justificando su uso en la necesidad de tener un conocimiento completo de número de ciclos de programación en el microcontrolador, para llevar a cabo la programación de las rutinas, las cuales requieren un control estricto de tiempos. Esta programación pasó en principio por una etapa de depuración y pruebas. Todo el trabajo anterior da como resultado el diseño y montaje de la componente hardware del modulo de adquisición, con lo cual ya se está en capacidad de realizar pruebas de calibración y puesta a punto del equipo, tema que es abordado en el siguiente capítulo.

Finalmente, en la FIGURA 3-16 se muestra el sensor utilizado, en la FIGURA 3-17 y FIGURA 3-18 se muestra el prototipo desarrollado, finalmente, en la FIGURA 3-19 se muestra el circuito del microcontrolador.



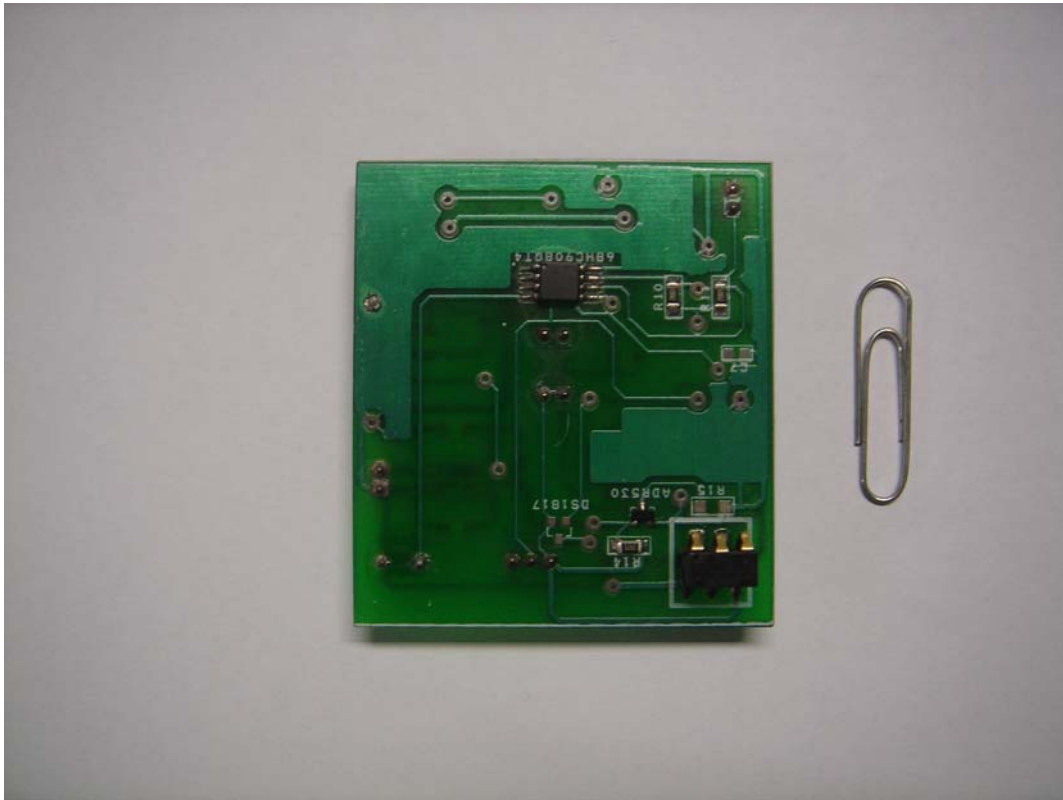
Fuente: autores.

FIGURA 3-16 Sensor de flujo de calor utilizado en el proyecto.



Fuente: autores.

FIGURA 3-17 *Cara anterior del prototipo desarrollado*



Fuente: autores.

FIGURA 3-18 *Cara posterior del prototipo desarrollado*



Fuente: autores.

FIGURA 3-19. Prototipo final.



4. RESULTADOS

Una vez se tiene caracterizado el sensor y desarrollado el hardware de adquisición, se procede a llevar a cabo las pruebas finales de calibración del equipo, utilizando una fuente controlada de calor. En el presente capítulo se describe el software de tratamiento y visualización implementado para el presente proyecto, y más adelante se describen las pruebas realizadas así como los resultados obtenidos.

4.1 SOFTWARE DE TRATAMIENTO Y VISUALIZACIÓN

La construcción de un prototipo para la medición de flujo de calor, en donde se está sensando de una manera continua la energía generada por un cuerpo, sería inadecuada e ineficaz si no se cuenta con una interfaz mediante software, que sea capaz de procesar, analizar y mostrar de una manera sencilla, los datos que se obtienen de los sensores de dicho prototipo. Toda esta información se debe tratar y visualizar en tiempo real para que sean válidas las conclusiones sobre el comportamiento térmico del cuerpo en análisis.

El software en mención está realizado mediante la herramienta LabView, para lo cual se debe disponer de un PC con puerto serial de comunicaciones. Este procedimiento se hace con fines de demostración, ya que cualquier programa que maneje el protocolo RS-232 configurado como se describe más adelante, sirve en esta aplicación.

En la es.

FIGURA 4-1 se muestra la primera pestaña del entorno de trabajo del programa, denominada *CALIBRACIÓN*, en la cual es posible observar los datos procesados que se adquieren de los sensores de flujo de calor.

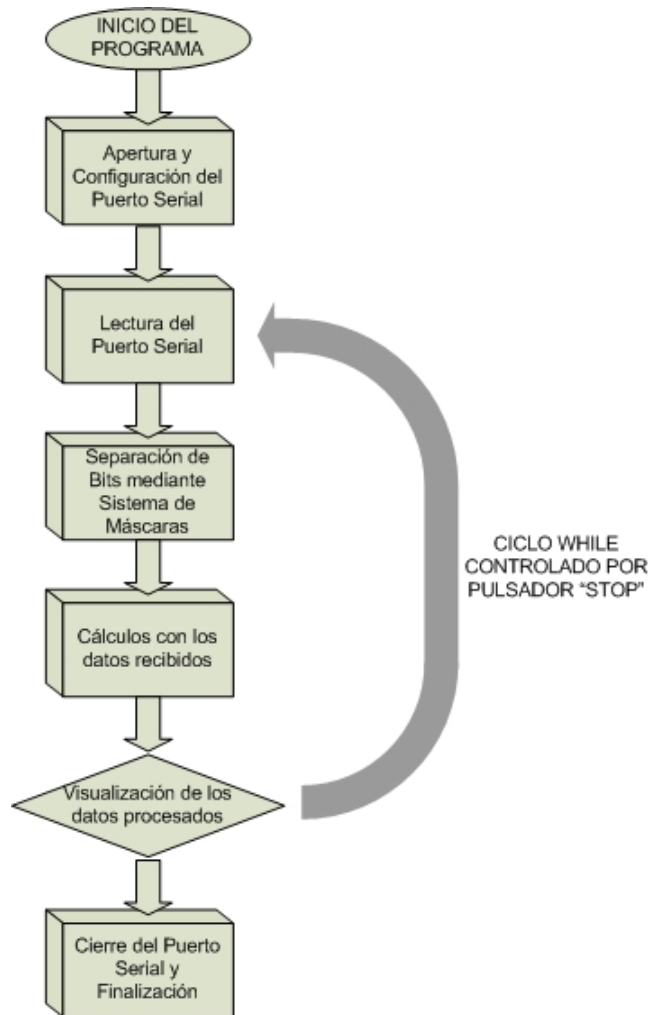


Fuente: autores.

FIGURA 4-1 Primera pestaña “Calibración” del programa de visualización en LabView.

Cuenta con algunos indicadores numéricos, tres indicadores luminosos en donde se muestra cual de los tres sensores es el que se está utilizando, y un cuarto que indica la ausencia de datos validos. Además en la gráfica se muestra el flujo de calor y la potencia. Cabe aclarar que aunque cuenta con más pestañas de trabajo, éstas están programadas pensando en estudios posteriores; por lo tanto para el desarrollo y pruebas del presente proyecto, dichas pestañas se encuentran desactivadas.

A continuación, se describe el diagrama de flujo de la aplicación (FIGURA 4-2)



Fuente: autores.

FIGURA 4-2 Diagrama de flujo del programa implementado en el software LabView.

Para empezar, es necesaria la apertura y configuración del puerto serial, su lectura y posteriormente su cierre. El módulo de lectura del puerto, así como todos los cálculos y procesos que hacen el respectivo tratamiento de la señal entrante, se encuentran dentro de un ciclo *WHILE* controlado por el usuario mediante el pulsador *STOP* del entorno de visualización.

El módulo *VISA SERIAL* de LabView para adquisición de datos por medio del puerto serial está configurado para recibir dos (2) bytes los cuales



contienen la información organizada de la siguiente manera: los dos bits más significativos del primer byte corresponden al identificador del sensor; información que es muy importante ya que permite diferenciar cada uno de los tres sensores, o llegado el caso, la presencia de datos erróneos en la transmisión.

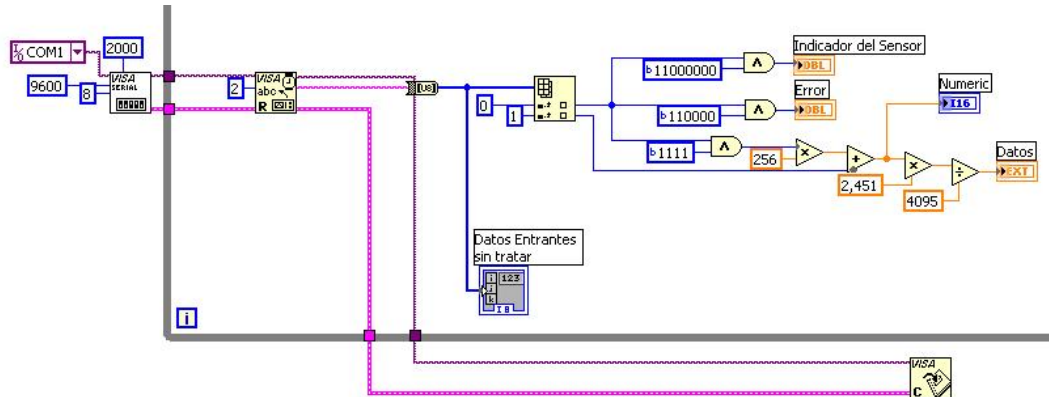
Tanto los cuatro bits menos significativos del primer byte, como los ocho restantes del segundo byte corresponden a la información arrojada por el sensor después de ser digitalizada, siendo los cuatro primeros los más significativos. Como ya se dijo anteriormente, en total son doce (12) los bits que contienen información y cuatro (4) los bits de cabecera. La ausencia de control de errores se explica porque esta tarea es cumplida por el protocolo *Bluetooth*, el cual será implementado posteriormente.

De esta forma es necesaria una separación y reagrupación de los datos de acuerdo a su correspondencia. Para tal efecto, se implementa, como muestra la Fuente: autores

FIGURA 4-3 un sistema de máscaras con compuertas lógicas AND las cuales permiten separar los bits anteriormente descritos. Después de este paso, la información es procesada y luego graficada.

Los cálculos realizados para recuperar la señal adquirida por el sensor, se describen a continuación. Primero, se multiplica la señal recibida por el rango de muestreo y luego se divide en 4095 niveles (que corresponden a $2^{12} - 1$). Seguidamente, se le resta el valor de referencia utilizado en el amplificador de instrumentación (1,5) y se divide en la ganancia del modulo de adquisición de la señal (106). En este punto ya se tiene recuperada la señal original arrojada por el sensor, en microvotls. Despejando la ECUACION 2-1 y conociendo la sensibilidad del sensor se calcula el Flujo de Calor, y posteriormente la potencia arrojada por el sensor ya que su área es conocida ($25cm^2$).

Los cálculos de flujo de calor y potencia, y todos los demás procesos descritos anteriormente se hacen constantemente dentro del mismo ciclo WHILE. Cabe aclarar, que con este sistema solo se considera un dato válido para ser visualizado aquel que tenga un indicador de sensor igualmente válido.



Fuente: autores

FIGURA 4-3 Sistema de máscaras implementado para separación de Bits entrantes.

El programa completo está listado en el ANEXO J.

4.2 PRUEBAS REALIZADAS

Para el desarrollo de las pruebas de calibración y puesta a punto del equipo se cuenta con generadores controlados de calor. Si se tiene en cuenta que los bombillos de tungsteno transforman casi en su totalidad la potencia eléctrica que consumen en calor, es posible utilizar estos aparatos para realizar la calibración.

Se toman diferentes valores de potencia suministrada al bombillo. Esto produce una tensión a la salida del sensor, con lo cual es posible deducir el flujo de calor mediante la fórmula dada en (4-1).

$$q = \frac{V_{in}}{S} \left(\frac{W}{m^2} \right) \quad 4-1$$

Donde:

$$S = \text{Sensibilidad del Sensor } \mu V / \left(\frac{W}{m^2} \right)$$

$$V_{in} = \text{Tensión Arrojada en el Sensor (V)}$$

En este punto es necesario tener en cuenta un aspecto fundamental. Tomando como referente que las pruebas de calibración se realizan sin entrar en contacto directo con la superficie, es de esperarse que el flujo de calor medido no corresponda en su totalidad al emitido por el generador de calor. Estos dos valores se encuentran directamente relacionados entre si por medio de la constante de emisividad, de acuerdo a la relación expresada en la ecuación (4-2). Este valor de emisividad, para los sensores que se utilizan en la presente aplicación viene definido por el fabricante y es de 0.48.

$$q_{incidente} = \varepsilon * q_{Total} \quad 4-2$$

Donde:

$$q_{incidente} = \text{Flujo incidente en el sensor} \left(\frac{W}{m^2} \right)$$

ε = Emisividad

$$q_{total} = \text{Flujo de calor total} \left(\frac{W}{m^2} \right)$$

Una vez se tiene calculado el valor de flujo de calor total, se procede a calcular el valor de la potencia registrada, a fin de realizar análisis comparativo respecto a la potencia suministrada al generador. La ecuación que describe el comportamiento de la potencia en función del flujo de calor, es la dada en (4-3).

$$W = q_{total} * A \quad (W) \quad 4-3$$

4.3 RESULTADOS OBTENIDOS

Una vez descrito el proceso de calibración, y el tipo de pruebas a realizar, se procede a realizar pruebas de laboratorio para evaluar el



comportamiento del prototipo, los resultados que se obtienen para cada uno de los procedimientos se enlista a continuación.

Prueba Uno

Potencia Del Generador: 0,7877 (W)
Duración de la Prueba: 35 minutos

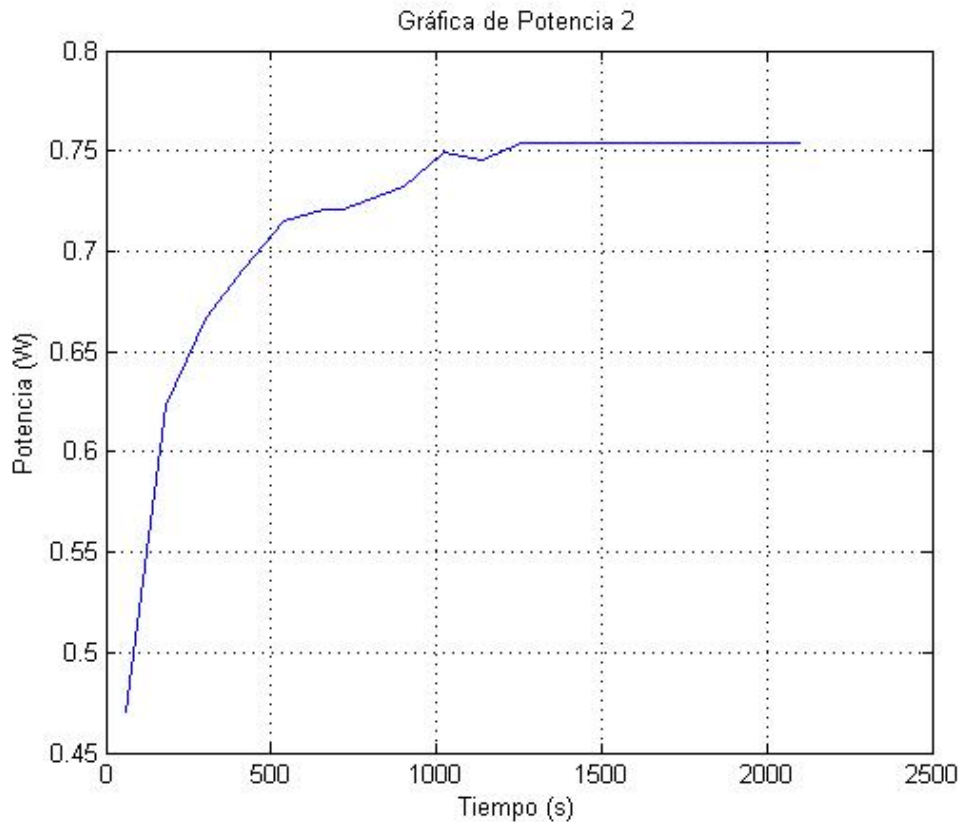
Durante el tiempo de duración de esta prueba se toman muestras a intervalos de aproximadamente 2 minutos. Los resultados son los mostrados en la Tabla 4-1. Estos valores son graficados para obtener la curva de comportamiento mostrada en la Fuente: autores.

FIGURA 4-4.

Tabla 4-1 Datos tomados durante pruebas en laboratorio para una potencia de 0,8066 (W)

TIEMPO (S)	FLUJO DE CALOR $\left(\frac{W}{m^2}\right)$	POTENCIA (W)
60	205,624	0,50130
180	242,643	0,60116
300	264,419	0,67730
420	275,307	0,68820
540	278,507	0,69920
660	284,017	0,72093
720	288,372	0,73818
900	288,372	0,73818
1020	294,905	0,75539
1140	294,905	0,75539
1260	294,905	0,75539
1380	294,905	0,75539
1500	294,905	0,75539
1620	294,905	0,75539
1740	294,905	0,75539
1860	294,905	0,75539
1980	294,905	0,75539
2100	294,905	0,75539

Fuente: autores.



Fuente: autores.

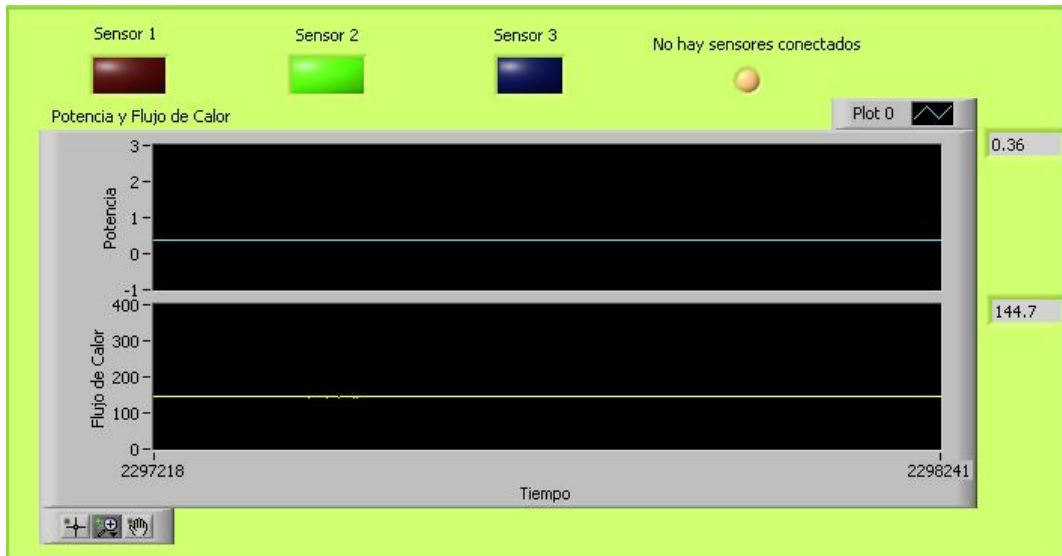
FIGURA 4-4 Curva de comportamiento de potencia, datos tomados en la prueba 1

El error de esta prueba se calcula con respecto al valor alcanzado en estado estable. Si bien este valor no es fijo, se considera el que tiene mayor recurrencia durante la medición, por tanto el error durante la prueba numero 1 viene dado por:

$$Error = 1 - \frac{0,75539(W)}{0.7877(W)} = 0,0427 = 4,27\%$$

Finalmente, en la Fuente: autores.

FIGURA 4-5 se incluye una captura instantánea de la señal de flujo de calor proveniente del generador.



Fuente: autores.

FIGURA 4-5 Muestra tomada para la prueba 1

PRUEBA DOS

Potencia Del Generador: 1,2253 (W)
Duración de la Prueba: 36 minutos

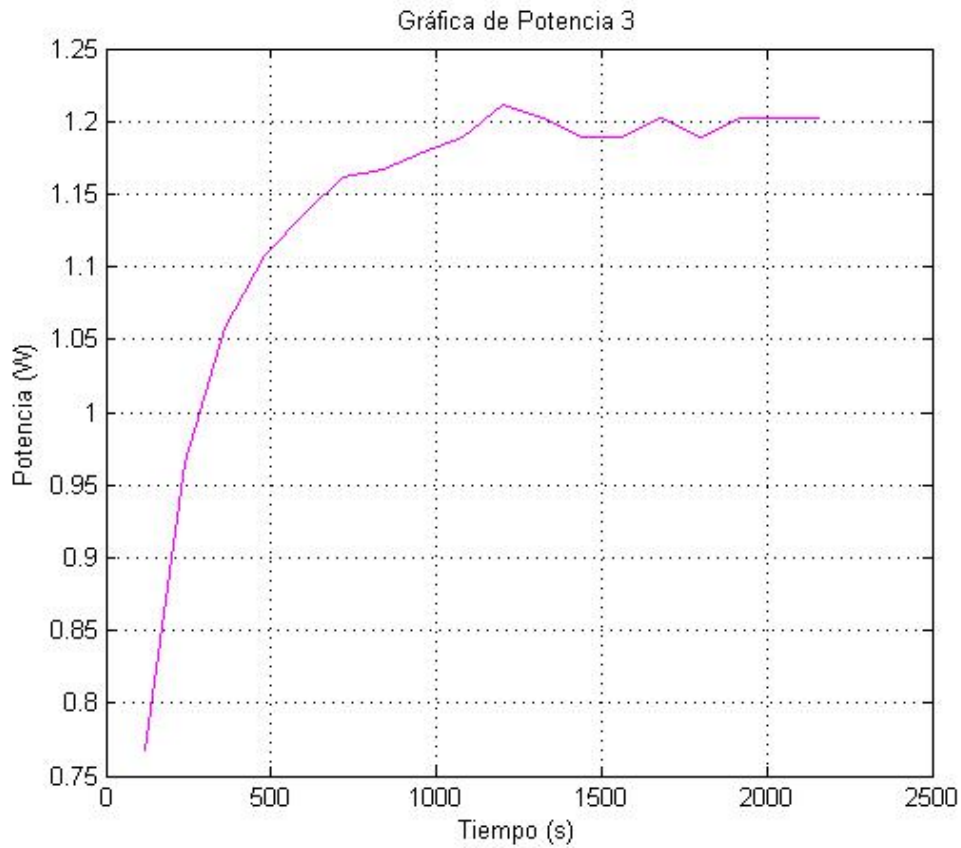
Durante el tiempo de duración de esta prueba se toman muestras espaciadas 2 minutos, igual a la prueba anterior. Los resultados son los mostrados en la Tabla 4-2. Estos valores son graficados para obtener la curva de comportamiento mostrada en la Fuente: autores.

FIGURA 4-6.

Tabla 4-2 Datos tomados durante pruebas en laboratorio para una potencia de 1,2263 (W)

TIEMPO (S)	FLUJO DE CALOR $\left(\frac{W}{m^2}\right)$	POTENCIA (W)
120	306,8750	0,7672
240	388,5396	0,9658
360	423,3813	1,0583
480	444,0688	1,1074
600	454,9563	1,1374
720	465,8438	1,1619
840	468,0208	1,1673
960	470,1979	1,1782
1080	475,6417	1,1891
1200	481,1813	1,2109
1320	479,9979	1,2027
1440	475,6417	1,1891
1560	475,6417	1,1891
1680	479,9979	1,2027
1800	475,6417	1,1891
1920	479,9979	1,2027
2040	479,9979	1,2027
2160	479,9979	1,2027

Fuente: autores.



Fuente: autores.

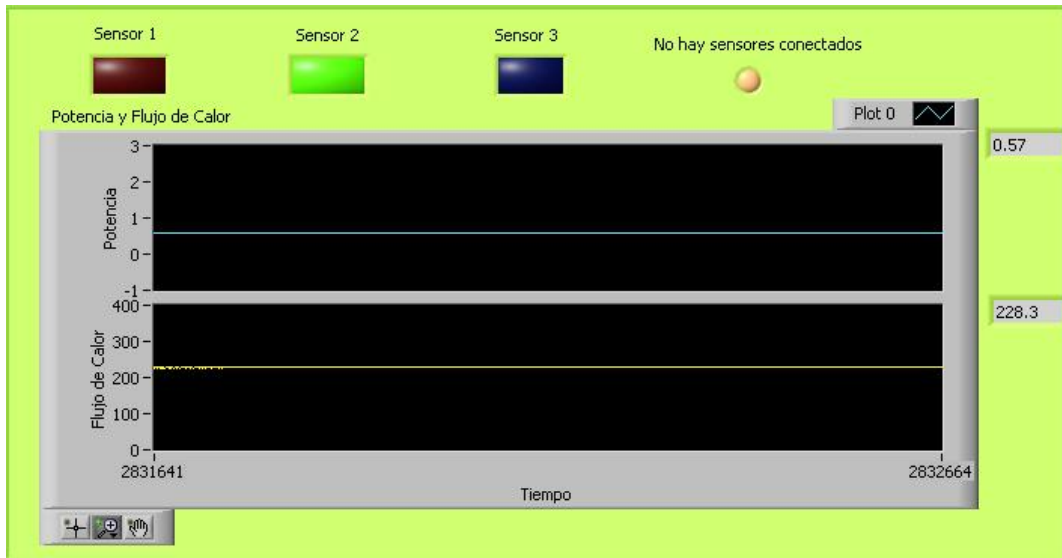
FIGURA 4-6. Curva de comportamiento de potencia, datos tomados en la prueba 2

El error de la prueba 2, calculado con el valor en estado estable es de:

$$Error = 1 - \frac{1,2027(W)}{1,2253(W)} = 0,0295 = 2,95\%$$

Finalmente en la Fuente: autores.

FIGURA 4-7 se incluye una captura instantánea de una muestra de la señal de flujo de calor proveniente del generador.



Fuente: autores.

FIGURA 4-7 Muestra tomada para la prueba 2

PRUEBA TRES

Potencia Del Generador: 1,5689 (W)
 Duración de la Prueba: 32 minutos

Durante el tiempo de duración de esta prueba se toman muestras espaciadas 2 minutos, igual a la prueba anterior. Los resultados son los mostrados en la Tabla4-3. Estos valores son graficados para obtener la curva de comportamiento mostrada en la Fuente: autores.

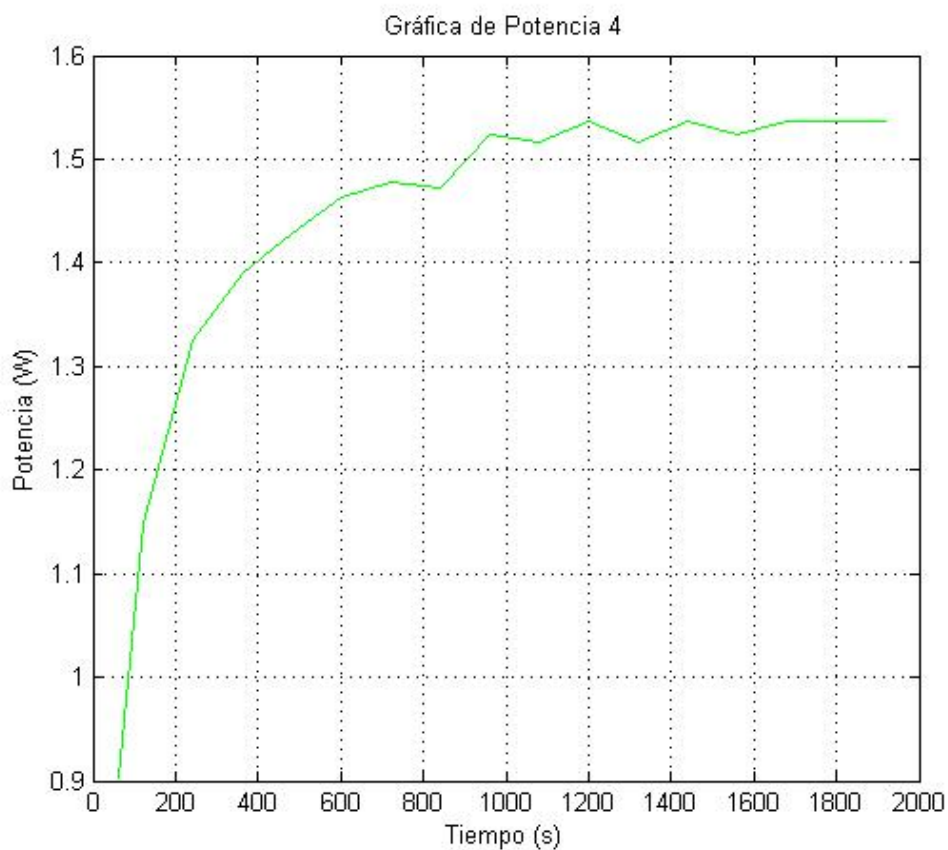
FIGURA 4-6.

Tabla4-3 Datos tomados durante pruebas en laboratorio para una potencia de 1,5689 (W)

TIEMPO (S)	FLUJO DE CALOR	POTENCIA
60	362,4083	0,9033
120	459,3104	1,1483
240	531,1708	1,3252
360	557,3021	1,3905
480	572,5438	1,4286

600	584,5208	1,4640
720	591,0542	1,4776
840	589,9646	1,4722
960	608,4750	1,5239
1080	605,2083	1,5157
1200	615,0063	1,5375
1320	605,2083	1,5157
1440	615,0063	1,5375
1560	608,4750	1,5239
1680	615,0063	1,5375
1800	615,0063	1,5375
1920	615,0063	1,5375

Fuente: autores.



Fuente: autores.

FIGURA 4-8 Curva de comportamiento de potencia, datos tomados en la prueba 3

El error de la prueba 2, calculado con el valor en estado estable es de:

$$Error = 1 - \frac{1,5375(W)}{1,5689(W)} = 0,0286 = 2,86\%$$

Finalmente, en la FIGURA 4-9 se incluye una captura instantánea de la señal de flujo de calor proveniente del generador.

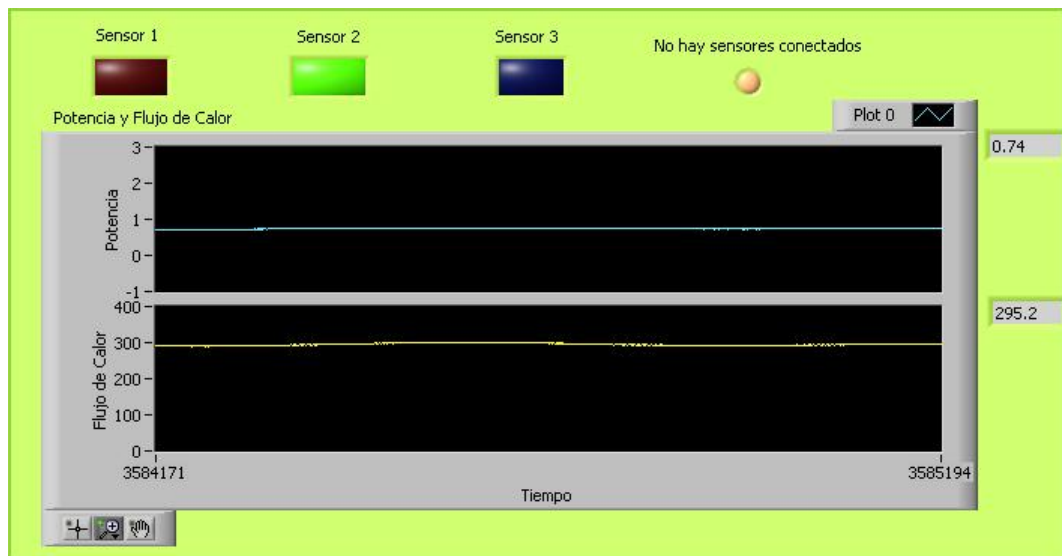


FIGURA 4-9 Muestra tomada para la Prueba 3



5. CONCLUSIONES

El prototipo desarrollado en el presente trabajo permite la adquisición de señales de flujo de calor en los rangos especificados para pacientes en estado postoperatorio el cual tiene como umbral inferior $34,1816 \left(\frac{W}{m^2} \right)$, utilizando como patrón de medida un generador de calor controlado logrado a partir del uso de bombillos de tungsteno encapsulados en material adiabático, en este caso icopor de alta densidad, tal como se describió en el capítulo 2, con lo cual es posible aplicar, con el equipo diseñado, el método de calorimetría directa por gradiente, mencionado en el capítulo 1.

Se logró realizar una adecuada selección de sensores de flujo de calor, basándose en características de operación tales como rango de trabajo, el cual debe ajustarse completamente a la producción de flujo de calor del cuerpo humano; flexibilidad y precisión, factores decisivos para la aplicación en curso. Las pruebas realizadas permiten inferir, de los resultados obtenidos que los valores de medición, rangos de trabajo y sensibilidad son los correctos para la aplicación en que a futuro se piensa implementar.

Las pruebas de calibración efectuadas al equipo diseñado arrojan resultados precisos, asegurando un alto grado de confiabilidad en la medida, llegándose a un error, máximo del orden de 4,62%, lo cual implica errores en la medición cercanos a 4 (mW). Este valor no presenta problemas en un futuro diagnostico de anomalías metabólicas, porque se espera que éstas registren una variación en la medida de hasta 120%. Teniendo en cuenta que según [4] el error del coeficiente respiratorio para el diseño de calorímetros es de 10%, y llevando a cabo ajustes se logra un error en el volumen minuto del 5%, se puede concluir que los resultados del presente proyecto son óptimos para la aplicación en la cual se desea implementar.

El software de visualización desarrollado para el proyecto cuenta con las herramientas necesarias para elaborar la calibración del equipo, permitiendo visualizar potencia y flujo de calor, datos que se adquieren utilizando comunicación serial, con una velocidad de 9600bps, de manera que la tasa de muestreo efectiva que se logra es de 480 muestras por segundo de acuerdo a los cálculos mostrados en (5.1).

$$TME = \frac{9600 \left(\frac{\text{bit}}{\text{seg}} \right)}{\left[2 \left(\frac{\text{tramas}}{\text{muestra}} \right) * 10 \left(\frac{\text{bits}}{\text{trama}} \right) \right]} = 480 \left(\frac{\text{muestras}}{\text{seg}} \right)$$

Donde :

TME = Tasa de muestreo efectiva

1 trama = 1 byte de datos + 1 bit de inicio + 1 bit de parada

Las demás especificaciones se basan en los resultados obtenidos en [8].

La selección de la topología de cada etapa permite un fácil acoplamiento con las demás. Esto redundante en un adecuado funcionamiento del sistema en general, el cual es robusto ante interferencia, situación que se verifica al lograr que los 12 bits de conversión sean efectivos. Además, presenta gran versatilidad al no estar ligado al uso de un sensor exclusivo o un punto de medición único. El uso de otro tipo de sensor esta sujeto a que la tensión de salida que genere no sobrepase los 10 (mV), puesto que con este valor se produce la saturación de la primera etapa. Esta situación provoca el mal funcionamiento del sistema. Los puntos de medición están definidos por las consideraciones expresadas en el capítulo 1, permitiendo que los sugeridos en este trabajo puedan ser reemplazados por otros que cumplan similares características.

Desarrollar el equipo para que sea portátil y no invasivo, con las características del presente trabajo abre una nueva posibilidad y a la vez una nueva herramienta para la medición de flujo de calor, reduciendo costos y aumentando su maniobrabilidad con respecto a los métodos desarrollados hasta el momento para esta aplicación, como por ejemplo, la cámara de medición, la cual es altamente costosa y de difícil

construcción.

Es posible utilizar el presente prototipo para el diagnóstico de reacciones metabólicas en pacientes en estado post operatorio. Para llevar esto a cabo, es necesario pasar por una etapa posterior consistente en el modelado de flujo de calor en el cuerpo, lo cual permitirá realizar la ponderación de los puntos de esta variable. Hecho esto es posible llevar a cabo pruebas en pacientes a fin de extrapolar los resultados al flujo de calor total emitido por el cuerpo. El presente proyecto sirve como base para el proceso descrito anteriormente, toda vez que los valores con los cuales se lleva a cabo la calibración del prototipo se escogen cercanos a los que se espera genere el cuerpo humano, el cual esta comprendido entre $34,1816 \left(\frac{W}{m^2} \right)$ y $135 \left(\frac{W}{m^2} \right)$.

Es importante que el sistema de comunicación inalámbrica que se llegue a utilizar en el proyecto, implemente un método de control de errores, ya que el uso de un canal ruidoso como es el aire, hace que se puedan perder muestras. El funcionamiento de este control permitiría una tasa de muestreo constante similar a la que se logra con un medio guiado.

Si bien este proyecto se basa en la utilización del PC con fines de visualización, más adelante al llevar a cabo la implementación del sistema de comunicación inalámbrica se puede pensar en implementar dicha aplicación en dispositivos que permitan una mayor maniobrabilidad, como por ejemplo PDA's, dado que, como se dijo anteriormente, cualquier programa que maneje el protocolo RS-232 configurado como se describió sirve en esta aplicación.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] AMAYA, Carlos. MORALES, Norberto. *Monitoreo en tiempo real de un sistema de calorimetría directa*. Tesis de grado (en curso), Bucaramanga: UIS. 2006.
- [2] BARD, Phillip. *Fisiología médica*. Segunda edición. México: Prensa libre mexicana, 1966.
- [3] FLOYD, Thomas L. *Fundamentos de sistemas digitales 7^o Edición*. Madrid: Prentice Hall, 2000. 1152p.
- [4] GONZALEZ J. CADENA M. *Análisis teórico del error de medición en el cálculo del cociente de respiración para el diseño de calorímetros*. México 2001.
- [5] GUYTON, Arthur C. *Fisiología y fisiopatologías básicas*. 10^a ED. México: McGraw-Hill, 2000.
- [6] MARÍN, Jeison. *Análisis y medición del flujo de calor generado en un circuito electrónico*. Trabajo de maestría, Universidad Industrial De Santander. Bucaramanga: UIS 2005. 86p.
- [7] MOTOROLA, Semiconductor. *M68HC08 Microcontrollers*, 5^a revisión Motorola semiconductor, 2002. 410p.
- [8] ORTIZ, Álvaro. VALDERRAMA, León. *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 temperatura*. Tesis de grado (en curso). Bucaramanga: UIS 2006.
- [9] PHILIPS, Semiconductor. *The I²C bus and how to use It (Include Specifications)*, Philips Semiconductor, 1995. 24p.
- [10] RONCANCIO, Rafael. *Instrumentación electrónica*. Universidad industrial de Santander, Bucaramanga: UIS 1996. 123p.
- [11] TEXAS Instruments. *12-Bit, sampling A/D converter with I²C interface, ADS7823 datasheet*. Texas instruments Inc., 2003. 15p.



- [12] VAN DER GRAAF, f. *Sensors, heat flux sensor, volumen 4, capítulo 8*, Weinheim: Editorial VCH Verlagsgesellschaft mbH, 1989. 30p.
- [13] VAN WYLEN, GORDON. *Fundamentos de termodinámica*, 2º edición. 1993.
- [14] VATELL CORPORATION, *Heat flux unit conversion Table*, Vatel Corp.2005 en www.vatell.com/conversion.pdf

ANEXOS

ANEXO A. TABLA DE CONVERSION DE UNIDADES

[ANEXOS\conversion.pdf](#)

ANEXO B. CARACTERISTICAS DE SENSOR DE FLUJO DE CALOR

[ANEXOS\CARACTERISTICAS SENSOR CAPTEC.doc](#)

ANEXO C. CARACTERISTICAS DEL EQUIPO DE MEDICION

[ANEXOS\170series.pdf](#)

ANEXO D. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION AD 627

[ANEXOS\AD627.pdf](#)

ANEXO E. AMPLIFICADOR OPERACIONAL TLV 2262

[ANEXOS\TLV2262.pdf](#)

ANEXO F. CONVERTOR ANALOGO DIGITAL ADS 7823

[ANEXOS\ads7823.pdf](#)



ANEXO G. DIAGRAMA ESQUEMATICO DEL PROTOTIPO.

[ANEXOS\Circuito Completo.doc](#)

ANEXO H. PCB FINAL

[ANEXOS\PCB FINAL\PCBFINAL.MAX](#)

ANEXO I. PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR.

[ANEXOS\PROGRAMA FINAL QT4](#)

ANEXO J. PROGRAMACIÓN VISUALIZACIÓN. SOFTWARE DE

[ANEXOS\Programa Final.vi](#)



Universidad
Industrial de
Santander