

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA INALÁMBRICO QUE
INTEGRE LA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA
EN PACIENTES EN ESTADO POST-OPERATORIO**



**OSCAR FELIPE SANABRIA BONILLA
GERARDO AUGUSTO SIERRA CASTRO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
GRUPO DE INVESTIGACIÓN CEMOS
BUCARAMANGA
2007**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA INALÁMBRICO QUE
INTEGRE LA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA EN
PACIENTES EN ESTADO POST-OPERATORIO**



**OSCAR FELIPE SANABRIA BONILLA
GERARDO AUGUSTO SIERRA CASTRO**

**Trabajo presentado como requisito parcial para optar al
título de:
*Ingeniero Electrónico***

Director

CARLOS RODRIGO CORREA CELI, PhD

Codirector

OSCAR LEONARDO CADENA RODRÍGUEZ, MI(C)

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

AGRADECIMIENTOS

A Dios por mostrarme el camino y darme paciencia.

A mi mamá y mi hermano Martha y Juan Carlos, por su apoyo incondicional en todas las etapas de mi vida y su esfuerzo para lograr mis metas. Todos mis éxitos se los dedico a ellos.

Al Profesor Oscar Reyes, por sus grandes aportes a mi formación profesional y personal.

Al Ingeniero León Valderrama por su amistad y su infinita confianza.

A todos aquellos que creyeron, pero también a los que no creyeron; ya que todos ellos aunque de forma diferente impulsaron el alcance de este logro.

Oscar Felipe Sanabria Bonilla.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por ser guía.

A mi madre Rosalba, por su apoyo, paciencia y comprensión.

A mi hermanita por ser siempre un ejemplo a seguir.

A mi padre Gerardo.

A mi familia por el soporte que representaron.

Al profesor Oscar Reyes y el ingeniero y amigo León Valderrama por grandes aportes académicos y personales.

A mis amigos y compañeros, crédulos e incrédulos.

A ella por ser el motivo y la inspiración de muchos de mis sueños.

Gerardo Augusto Sierra Castro.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Industrial de Santander.

A la Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

Al grupo de investigación CEMOS.

Al grupo de ERA.

A nuestro director Rodrigo Correa y el codirector Oscar Cadena.

Los Autores.

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	15
1 MARCO TEORICO.....	17
1.1 .FUNDAMENTOS TEÓRICOS EN TERMODINÁMICA.	17
CALOR.....	17
TEMPERATURA.....	17
1.2 FUNDAMENTOS MEDICOS BASICOS.	18
Producción de Energía.....	18
METABOLISMO.....	19
METABOLISMO BASAL.....	19
FLUJO DE CALOR EN HUMANOS	20
TEMPERATURA CORPORAL.....	22
2 ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE LAS ETAPAS DE LOS PROTOTIPOS DE MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA.	24
2.1 COMPONENTES DE LOS PROTOTIPOS DE SENSADO DE FLUJO DE CALOR Y VARIACION DE TEMPERATURA.	24
2.2 DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE PARA METODO DE SENSADO DE FLUJO DE CALOR.	27
2.2.1 Simulación de la etapa de amplificación.....	27
2.2.2 Calculo de ruido y tensión de offset de la etapa de amplificación.....	28
2.2.3 Filtrado.....	31
2.2.3.1 <i>Simulación de la etapa de filtrado.</i>	34
2.3 DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE DEL MÉTODO DE SENSADO POR VARIACIÓN DE TEMPERATURA.	35
2.3.1 Simulación del puente de Wheatstone.....	36
2.3.2 Simulación de la etapa de amplificación.....	36
2.3.3 Calculo de ruido y tensión de offset de la etapa de amplificación.....	37
2.3.4 Filtrado.....	38
2.3.4.1 <i>Simulación de la etapa de filtrado.</i>	41
3 DISEÑO FINAL DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA.	42
3.1 PUENTE DE WHEATSTONE.	42
3.2 AMPLIFICACION.	44
3.2.1 Calculo de ruido de la etapa de amplificación y resolución del sistema.....	47
3.3 SELECTOR DE LA ETAPA DE ADQUISICIÓN.	49
3.4 FILTRADO.	50
3.5 MEDIDOR DE TEMPERATURA AMBIENTE.	55
3.6 CONVERSION ANALOGICA-DIGITAL.	58

3.7	MICROCONTROLADOR.	60
3.7.1	Selección del microcontrolador.	60
3.7.2	Procedimiento para la transmisión Bluetooth.....	65
3.7.3	Protocolo de sincronización.	66
3.7.3.1	Operación del ADS7823.....	67
3.7.3.1.1	Byte de direccionamiento.	
3.7.3.1.2	Byte de comando.	
3.7.3.1.3	Inicialización de la conversión.	68
3.7.3.1.4	Lectura de datos.....	68
3.7.3.2	Operación del ADT75.	69
3.7.3.2.1	Formato de temperatura.	69
3.7.3.2.2	Direccionamiento.	70
3.7.3.2.3	Lectura de datos.....	71
3.7.3.3	Configuración de la trama final.	71
3.8	ALIMENTACIÓN.	74
3.9	REGULACIÓN DE TENSIÓN.	76
3.10	TARJETA IMPRESA IMPLEMENTADA (PCB).	78
3.11	DISEÑO DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN.	80
4	PRUEBAS DE HARDWARE.	81
4.1	ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.	82
4.1.1	Método de sensado por variación de temperatura.	82
4.1.2	Método de sensado de flujo de calor.	83
4.2	ETAPA DE FILTRADO.	83
4.3	CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL.	85
4.4	MEDIDOR DE TEMPERATURA AMBIENTE.	86
4.5	CONSUMO DE POTENCIA DEL MODULO.	86
5	MANIPULACION DE SOFTWARE Y HARDWARE.	87
5.1	SOFTWARE DE MONITORIZACIÓN	87
5.1.1	Descripción.....	87
5.1.2	Sensado.....	88
5.1.2.1	<i>Configuración.</i>	88
5.1.2.2	<i>Descubrimiento.</i>	89
5.1.2.3	<i>Monitorización.</i>	90
5.1.3	Manual de usuario.	91
5.1.3.1	<i>Elementos el sistema de monitorización.</i>	91
5.1.3.2	<i>Requerimientos del sistema.</i>	91
5.1.4	Instalación del adaptador USB bluetooth MSI BToes.	91
5.1.5	Operación del sistema de monitorización.....	93
5.1.5.1.1	Ingreso de datos del paciente "configuración".	94
5.1.5.1.2	Descubrimiento de los módulos bluetooth.....	98
5.1.5.1.3	Monitorización de paciente.....	101
5.1.6	Manual de usuario del dispositivo de sensado.	105
6	CONCLUSIONES.	107

7	RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO.....	109
	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	111
	ANEXOS.....	113
	ANEXO A.....	113
	DESCRIPCIÓN GENERAL DE LAS ETAPAS QUE CONFORMAN EL MÉTODO DE SENSADO DE FLUJO DE CALOR.	113
	ANEXO B.....	113
	DESCRIPCIÓN GENERAL DE LAS ETAPAS QUE CONFORMAN ELMÉTODO DE SENSADO DE VARIACIÓN DE TEMPERATURA.	11
	ANEXO C.....	11
	MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL DE UN SISTEMA DE CALORIMETRIA DIRECTA.	113
	ANEXO D	113
	CURVA J PARA EL TERMISTOR.	113
	(RESISTENCIA VS TEMPERATURA).	113
	ANEXO E.....	113
	HOJA DE DATOS AD627.	113
	ANEXO F.....	113
	HOJA DE DATOS OPA2340.	113
	ANEXO G	113
	HOJA DE DATOS ADT75.	113
	ANEXO H	113
	HOJA DE DATOS ADS7823.	113
	ANEXO I	114
	HOJA DE DATOS MICROCONTROLADOR ATMEGA8L.	114
	ANEXO J	114
	HOJA DE DATOS BATERIA BL-5C.....	114
	ANEXO K.....	114
	HOJA DE DATOS ADR530.	114
	ANEXO L.....	114
	HOJA DE DATOS ADR530	114

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Regiones dérmicas aptas para la medición del flujo de calor.....	21
Figura 2. Mecanismos de pérdida de calor del cuerpo.....	21
Figura 3. Imagen Termográfica total del cuerpo.....	22
Figura 4. Escala de espectro visible usado en termografía.....	23
Figura 5. Topología etapa de amplificación.....	28
Figura 6. Respuesta en frecuencia de la etapa de amplificación.....	28
Figura 7. Modelo de offset para la etapa de amplificación.....	29
Figura 8. Modelo de ruido para la etapa de amplificación.....	30
Figura 9. Topología etapa de filtrado.....	32
Figura 10. Topología Sallen Key.....	32
Figura 11. Respuesta en frecuencia etapa de filtrado.....	33
Figura 12. Topología etapa de filtrado.....	34
Figura 13. Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.....	35
Figura 14 Topología puente de Wheatstone.....	36
Figura 15 Topología etapa de amplificación.....	36
Figura 16 Respuesta en frecuencia etapa de amplificación.....	37
Figura 17 Topología etapa de filtrado.....	38
Figura 18 Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.....	40
Figura 19 Topología etapa de filtrado.....	41
Figura 20 Respuesta en frecuencia.....	41
Figura 21 Topología del prototipo.....	42
Figura 22 Topología del puente de Wheatstone.....	43
Figura 23 Configuración de pines AD627.....	45
Figura 24 Topología del AD627.....	46
Figura 25 Topología del selector de la etapa de adquisición.....	49
Figura 26 Configuración de pines OPA2340.....	53
Figura 27 Topología de la etapa de filtrado.....	53
Figura 28 Topología del OPA2340.....	54
Figura 29 Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.....	54
Figura 30 Configuración de pines ADT75.....	57
Figura 31 Topología del ADT75.....	57
Figura 32 Configuración de pines ADS7823.....	58
Figura 33 Topología del ADS7823.....	59
Figura 34 Selección de pines I/O del microcontrolador.....	61
Figura 35 Configuración de pines ATMEGA8L.....	64
Figura 36 Diagrama de flujo del microcontrolador.....	64
Figura 37 Topología del microcontrolador ATMEGA8L.....	65
Figura 38 Procedimiento para la transmisión de datos.....	65
Figura 39 Byte de Dirección.....	67
Figura 40 Configuración de la Dirección para Escritura.....	68
Figura 41 Configuración de la Dirección para Lectura.....	68

Figura 42 Byte de Comando.....	68
Figura 43 Lectura de Datos.....	69
Figura 44 Registro de Valor de Temperatura	69
Figura 45 Formato de Temperatura para el ADT75.....	69
Figura 46 Formato en 12 Bits para -55°C y 50°C.....	70
Figura 47 Direccionamiento de los Bits A0, A1 y A2	70
Figura 48 Trama de Direccionamiento para el ADT75	
Figura 49. Formato de Trama de Transmisión	
Figura 50 Estructura de la Trama Final para el Microcontrolador	72
Figura 51 Estructura de los datos de transmisión.....	73
Figura 52 Diagrama de flujo de la Programación del Microcontrolador	74
Figura 53 Batería BL-5C.	75
Figura 54 Configuración de pines ADR530.....	76
Figura 55 Topología ADR530.....	77
Figura 56. Capa TOP PCB.....	80
Figura 57. Capa BOT PCB.	80
Figura 58. Diseño del Sistema de monitorización.....	81
Figura 59 Diagrama de flujo del software de sensado.....	88
Figura 60 Diagrama de flujo del software de configuración.....	89
Figura 61 Diagrama de flujo del software de descubrimiento.....	89
Figura 62 Diagrama de flujo del software de monitorización.....	90
Figura 63 Asistente para la configuración de hardware.....	92
Figura 64 Asistente para la configuración de hardware.....	92
Figura 65 Asistente para la configuración de hardware.....	93
Figura 66 Presentación del VI madre.....	93
Figura 67 Presentación del sub-VI "Configuración".....	94
Figura 68 Ingreso del nombre del paciente.....	95
Figura 69 Ingreso de la masa corporal del paciente.....	95
Figura 70 Ingreso de la edad del paciente.....	96
Figura 71 Ingreso del calor específico del paciente.....	97
Figura 72 Confirmación del registro de los datos.....	97
Figura 73 Presentación del sub-VI "Descubrimiento".....	98
Figura 74 Descubrimiento de un dispositivo.....	99
Figura 75 Lista de dispositivos seleccionados.....	99
Figura 76 Confirmación de los dispositivos seleccionados.....	100
Figura 77 Presentación del sub-VI "Monitorización", método de variación de temperatura.....	102
Figura 78 Presentación flujo de calor por variación de temperatura.....	102
Figura 79 Presentación de estadísticas del método de sensado variación de temperatura.....	103
Figura 80 Presentación del sub-VI "Monitorización", método de sensado de flujo de calor.....	104
Figura 81 Presentación de estadísticas del método de sensado flujo de calor.....	104
Figura 82 Selección del método de sensado.....	106
Figura 83 Configuración de la scatternet.....	110

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Componentes de los prototipos.....	27
Tabla 2 Tabla comparativa de amplificadores.....	44
Tabla 3 Filtros pasabajas segundo orden.	51
Tabla 4 Filtros pasabajas cuarto orden.....	52
Tabla 5 Medidores de temperatura ANALOG DEVICES.....	55
Tabla 6 Medidores de temperatura MAXIM.....	56
Tabla 7 Tabla comparativa de microcontroladores.....	63
Tabla 8 Direccionamiento para el Modulo	72
Tabla 9 Características batería BL-5C.....	75
Tabla 10 Consumo de corriente por etapas.....	77
Tabla 11. Datos puente de Wheatstone y Amplificador	82
Tabla 12. Datos Amplificador.....	83
Tabla 13. Datos del filtro por variación del termistor	84
Tabla 14. Relación frecuencia Vs Amplitud de salida del filtro.	85
Tabla 15. Datos Entrada-Salida ADS7823	85
Tabla 16. Temperatura ambiente controlado Vs registrada.....	86
Tabla 17. Autonomía del prototipo.....	87
Tabla 18. Configuración física del modulo	105

TÍTULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA INALÁMBRICO QUE INTEGRE LA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA EN PACIENTES EN ESTADO POST-OPERATORIO¹.

AUTORES: SANABRIA B. Oscar F.
SIERRA C. Gerardo A².

PALABRAS CLAVE: Calorimetría, Temperatura, Flujo de calor.

DESCRIPCIÓN:

El presente trabajo de grado plantea el diseño y la construcción de un sistema que integra la medición de flujo de calor y temperatura con posibilidad de ser implementado en seres humanos. Se presentan las diferentes etapas que componen la topología del prototipo, su función y el criterio de selección para adoptar estas, donde se destaca el selector de la etapa de adquisición, ya que es allí realmente, donde los dos tipos de medida se unen obteniéndose así un dispositivo integral, lo que presenta una ventaja relevante para el personal médico por su fácil manipulación en el momento de utilizar el equipo y escoger la variable que se quiere medir.

Como resultado del proyecto se logra desarrollar un modulo que permite medir el flujo de calor en forma directa o por medio del método de variación de temperatura (rango de 26°C a 44°C para temperatura y $78 \frac{\text{Calorías}}{\text{cm}^2 * \text{Dia}}$ a $2000 \frac{\text{Calorías}}{\text{cm}^2 * \text{Dia}}$ para flujo de calor) que posteriormente transmite los datos obtenidos a un computador de manera inalámbrica mediante protocolo Bluetooth, dándole así, un carácter no invasivo, brindándole mayor comodidad al paciente; además fue creado un software a través de la herramienta de programación grafica Labview 7.1, que permite la monitorización e interpretación de los resultados de manera simple.

¹ Trabajo de Grado.

² Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Grupo de investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación (CEMOS). Director: Carlos Rodrigo Correa Celi, PhD.

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A WIRELESS SYSTEM TO INTEGRATE HEAT FLOW MEASURE AND TEMPERATURE IN POST-OP PATIENTS³.

AUTHORS: SANABRIA B. Oscar F.
SIERRA C. Gerardo A⁴.

KEY WORDS: Calorimetry, Temperature, Heat flow.

DESCRIPTION:

The herein graduation project proposes design and construction of a system to integrate heat flow measure and temperature with the possibility to implement it in human beings.

The different stages making up the prototype's topology are presented, as well as their functioning, and the selection criteria to adopt these stages, where the acquisition stages selector stands out, given that it is there where the two types of measure come together to become an integral device. The equipment's easy handling and selection of variables to be measured are its outstanding advantage for the medical personnel using it.

As a result of the project, development is accomplished of a module that allows measure of the heat flow, either directly or through the temperature variation method (ranging between 26 °C and 44°C for temperature and $78 \text{ Calorías/cm}^2 * \text{Day}$ to $2000 \text{ Calorías/cm}^2 * \text{Day}$ for heat flow) which then transmits the data obtained to a computer in a wireless mode through a Bluetooth protocol, giving it a non-invasive character, for the patient's higher convenience; additionally, software was created through Labview 7.1 graphic programming tool, to allow simple data monitoring and interpretation. In addition to this, statistical graphs of the collected data are generated for the software of present graduation work.

³ Graduation Project.

⁴ School of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering. Research Group in the areas of Control, Electronics, Modeling, and Simulation (CEMOS). Director: Carlos Rodrigo Correa Celi, PhD.

INTRODUCCIÓN

En el entorno médico, uno de los procesos aplicados a cualquier paciente en estado post-operatorio, es la continua supervisión para determinar la evolución del proceso de recuperación a partir del estado metabólico de este. Las necesidades metabólicas aumentan cuando el organismo es sometido a una situación de estrés agudo que puede ser causado por infección grave, trauma, la misma cirugía, etc; el incremento agudo de estas desencadena una serie de respuestas por parte del organismo, que buscan combatir la agresión y promover la recuperación; la principal respuesta del cuerpo humano es el cambio en su flujo de calor y temperatura, lo que hace de gran utilidad el sensado de estos factores para el diagnóstico de la evolución de la enfermedad.

La técnica encargada de medir el flujo de calor directamente o utilizando otra variable para dicho cálculo es lo que se conoce hoy en día como calorimetría, y aunque es el método de mayor certeza al momento de diagnosticar fallas en el metabolismo, no existe un equipo portátil y asequible a nuestro entorno que realice un diagnóstico por medio de dicha técnica; es por ello que dentro del grupo CEMOS surge la necesidad de desarrollar un equipo que brinde ese nivel de veracidad en su sensado y por ello se abre paso el proyecto general titulado "Desarrollo de un sistema de calorimetría directa con comunicación inalámbrica para pacientes hospitalizados" que en su primera fase adelantó paralelamente los siguientes sub-proyectos: "Diseño y Construcción de un Prototipo para la Medición de Flujo de Calor en Pacientes en Estado Post-operatorio Mediante Calorimetría Directa: Método de Sensado por Variación de Temperatura" , realizado por Ortiz y Valderrama [6]; "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" realizado por Cadena y García [2]; y finalmente "Monitorización en Tiempo Real de un Sistema de Calorimetría Directa" realizado por Amaya y Ardila [1]; los cuales dieron paso al proyecto que se presenta a continuación titulado: "Diseño y Construcción de un Sistema Inalámbrico que Integre la Medición de Flujo de Calor y Temperatura en Pacientes en Estado Post-Operatorio ".

El presente documento está organizado en siete capítulos, que describen la forma en que fue desarrollado este trabajo de grado;

en el primer capítulo se hace referencia a los conceptos básicos ya manejados en la primera fase del proyecto global y adicional a esto se presenta la descripción del problema y su justificación.

Las diferencias entre el prototipo de sensado de flujo de calor y el de sensado de variación de temperatura, se estudian y evalúan en el capítulo 2, con el fin de resaltar las ventajas de cada uno de ellos; además, se hace un análisis de consumo de corriente por medio de simulaciones y ruido presente en el sistema; los resultados obtenidos están consignados de manera general en una tabla comparativa.

El tercer capítulo, presenta las topologías de las etapas del prototipo, en donde se observan los cambios realizados en el esquema general al incluir nuevos dispositivos y nuevas fases en el modulo tales como:

- Medidor de temperatura ambiente.
- Regulador de tensión.
- Selector de la etapa de adquisición de la señal.

En el capítulo 4 se da a conocer la implementación del diseño final y los resultados de las pruebas realizadas. El siguiente capítulo describe el software de monitorización diseñado para el procesamiento de los datos; para finalizar se exponen recomendaciones, trabajo futuro y conclusiones.

.

1 MARCO TEORICO.

1.1 .FUNDAMENTOS TEÓRICOS EN TERMODINÁMICA.

CALOR

La energía que se transfiere entre sistemas debido a una diferencia de temperatura, es conocida como calor [4],[6]; es por esta razón que está directamente relacionada la primera ley de la termodinámica o principio de la conservación de la energía. El calor es comprendido como una interacción de energía y solo ocurre por la presencia de diferencia de temperaturas; la energía siempre se transfiere del cuerpo con mayor temperatura al de menor hasta lograr el equilibrio térmico.

TEMPERATURA

La magnitud física que permite medir la cantidad de energía térmica concentrada se conoce como temperatura [4],[6]. Concretamente, la temperatura es un parámetro físico descriptivo de un sistema que caracteriza el calor, o transferencia de energía térmica, entre un sistema y otros.

RELACIÓN CALOR-TEMPERATURA

El calor está directamente relacionado con la temperatura por un parámetro definido como, la capacidad calorífica por unidad de masa que recibe el nombre de calor específico [4], [8]; en otras palabras, el calor específico es la cantidad de energía necesaria para elevar la temperatura de una unidad de masa en un grado. La relación entre la energía y el gradiente de temperatura se muestra mediante la siguiente ecuación (ec 1) y es conocida como calor sensible.

$$Q = mc_p \Delta T \quad \text{Ec 1}$$

Donde se tiene que:

Q = flujo de calor

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

m = masa (g)

ΔT = variación de temperatura (K)

Mientras la diferencia entre la temperatura del ambiente y el cuerpo en análisis no sea demasiado grande, se puede encontrar una tasa de calor transferido por unidad de tiempo hacia o desde el cuerpo por radiación, convección y conducción, que es aproximadamente igual a la diferencia de temperatura entre el cuerpo y el medio externo.

1.2 FUNDAMENTOS MEDICOS BASICOS.

Producción de Energía

Existen dos tipos de producción de energía:

- Síntesis anaeróbica: se obtiene del alimento sin la presencia directa de oxígeno. Los únicos alimentos que pueden producir energía sin utilizar oxígeno son los carbohidratos.
- Síntesis aerobia: energía que se obtiene del alimento mediante el metabolismo oxidativo. En este tipo de producción entra toda la producción del ATP (Adenosín trifosfato) que se genera mediante la oxidación de carbohidratos, grasas y proteínas.

Las reacciones metabólicas representan todas las rutinas químicas que ocurren en el cuerpo humano [3], para elaborarlas toman la mayor parte de energía del ATP.

Funciones de ATP:

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

La importancia de analizar el metabolismo y su relación con la nutrición parte del hecho que las células necesitan carbohidratos, grasas y proteínas para sintetizar el ATP [5], [3], cada ruptura de

éste produce aproximadamente 8000 calorías por molécula en condiciones fisiológicas.

METABOLISMO

El metabolismo representa todos los procesos químicos en las células del cuerpo humano necesarios para obtener energía; la tasa de transformación de energía en las reacciones químicas se conoce como índice metabólico [5], [6].

La energía de los alimentos se emplea en distintas funciones biológicas, sin embargo, solo el 25% de toda la energía obtenida por el metabolismo es utilizada en los sistemas funcionales, lo que indica que la mayor parte de esta se transforma en calor. Algunos de los procesos para la producción de calor son:

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

La unidad de medida de la intensidad del metabolismo es la caloría que se define como la cantidad de energía necesaria para elevar la temperatura de un gramo de agua un grado centígrado.

METABOLISMO BASAL

Para realizar el estudio metabólico del cuerpo es necesario identificar la cantidad de energía que se utiliza al realizar actividades básicas como ejercicio intenso. Sin embargo si se logra mantener el individuo en estudio, bajo condiciones que limiten la actividad física, es decir permitiendo que solo ejecute procesos necesarios para su buen funcionamiento; se puede medir de forma más aproximada el metabolismo. A este estado se le conoce como estado basal en donde la medida de la intensidad metabólica recibe el nombre de intensidad metabólica basal. Teniendo esto en cuenta se puede decir que al sensar el flujo de calor de una persona en estado basal es posible tomar esta medida como una medida del comportamiento metabólico.

Las condiciones basales que garantizan la correcta medición del gasto energético son [6]:

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

MÉTODOS DE MEDICIÓN DEL METABOLISMO.

Como ya se menciona, la medición de la intensidad metabólica se puede realizar a partir de la medida del flujo de calor emitido por el cuerpo, ya sea de forma directa o indirecta, sensando la temperatura y aplicando la ecuación 1. Sin embargo, es necesario clarificar cómo es el proceso y comportamiento del flujo de calor y temperatura en humanos, para visualizar posteriormente la forma de medición de esta señal biológica.

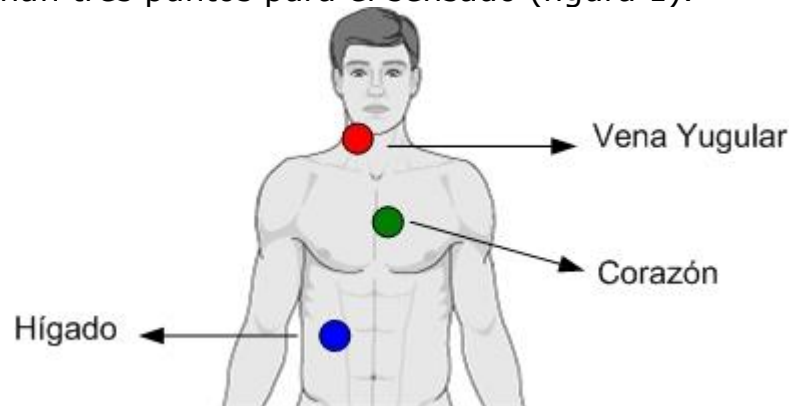
FLUJO DE CALOR EN HUMANOS

En vista de que hay generación de calor en todo el cuerpo humano, se hace indispensable identificar las partes de él, que generar la mayor cantidad para utilizarlos como puntos de medida [2]. Los siguientes órganos son identificados como los miembros en los cuales se genera la mayor parte del calor producido por el cuerpo:

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

Es claro que no todos estos puntos son óptimos, puesto que se ven involucrados factores como la transferencia de calor de ellos hasta la piel y la transferencia de calor al entorno. Sumando las condiciones

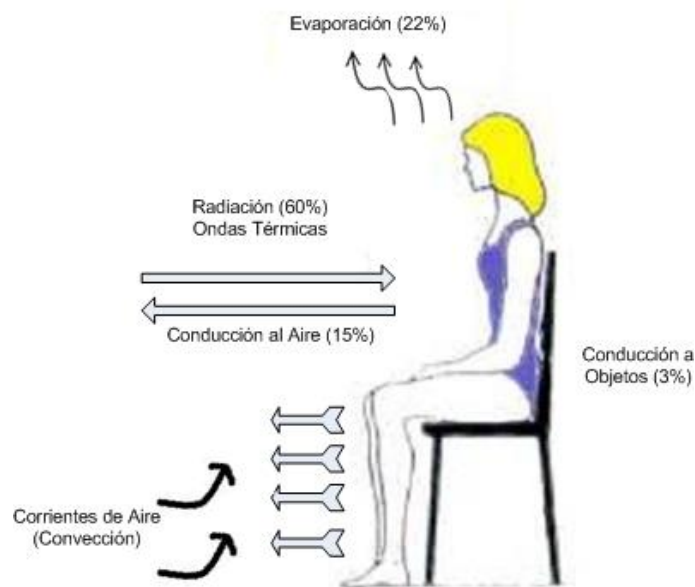
de estado basal a las características previamente citadas, se seleccionan tres puntos para el sensado (figura 1).



Fuente: [2]

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

Para la transferencia de calor hacia el entorno se debe tener en cuenta las diferentes formas en las que el cuerpo pierde calor (figura 2).



Fuente:[2]

Figura 2. Mecanismos de pérdida de calor del cuerpo.

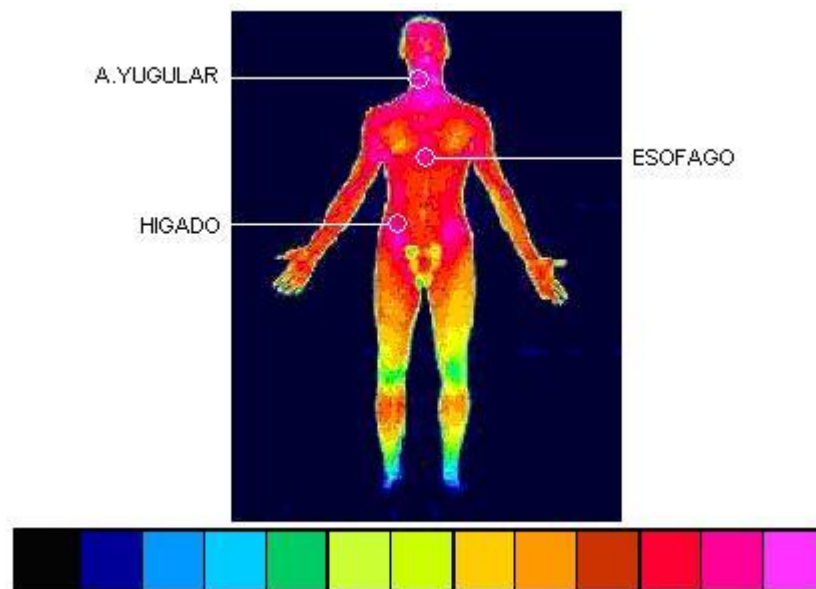
- **Radiación:** Esta pérdida se hace en forma de rayos infrarrojos, todos los objetos que no tienen una temperatura de cero irradian

este tipo de rayos. Por medio de este método se pierde alrededor del 60% del calor.

- **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.
- **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.

TEMPERATURA CORPORAL

Basándose en imágenes termográficas se escogen los puntos de sensado para temperatura (figura 3); para la interpretación de la imagen termográfica del cuerpo humano, es necesario conocer el espectro electromagnético visible para identificar si un cuerpo emite mayor o menor temperatura (figura 4) [6].



Fuente: [6].

Figura 3. Imagen Termográfica total del cuerpo.



Fuente: [6].

Figura 4. Escala de espectro visible usado en termografía.

El color rosado intenso en el cuello, esófago e hígado, representa una alta generación de calor; permitiendo así identificar a estos como los puntos de sensado para temperatura.

CALORIMETRIA

El método encargado de medir el calor de una reacción química es la calorimetría, esta medida se puede realizar de forma directa o indirecta [2], [3], [5].

- Calorimetría directa: calcula directamente el flujo de calor liberado por el cuerpo en un tiempo dado y se fundamenta en dos principios como son:
 - *Adiabático*: se basa en el principio que el equipo de medida no debe ganar ni perder calor del medio. Consiste en la construcción de una cámara aislada rodeada de agua, en cuyo interior se deposita la sustancia de análisis, y se lleva un registro de la diferencia entre la temperatura interior y la del agua.
 - *Gradiente*: Consiste en revestir el cuerpo con una capa que mide el gradiente de flujo de calor entre las dos caras del material.
- Calorimetría indirecta: mide el calor liberado por el cuerpo a partir de la cantidad de oxígeno utilizado.

El presente trabajo de grado basa su sistema de sensado de flujo de calor en los métodos relacionados con calorimetría directa.

2 ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE LAS ETAPAS DE LOS PROTOTIPOS DE MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA.

Los prototipos de flujo de calor y temperatura, entregan buenos resultados proponiendo de manera independiente un nuevo método para la medición de flujo de calor en pacientes en estado post-operatorio, se hace necesario el análisis individual de las etapas que los conforman con el fin de destacar las diferencias y ventajas que presenta uno sobre el otro.

En este capítulo se hará referencia a los anexos A y B que muestran un breve resumen de cada uno de las topologías que conforman las etapas de los prototipos ya mencionados; para mayor detalle de los criterios de selección utilizados revisar [2] y [6]; en secciones posteriores se presentan los resultados de la simulación de la etapa de adquisición y filtrado⁵.

2.1 COMPONENTES DE LOS PROTOTIPOS DE SENSADO DE FLUJO DE CALOR Y VARIACION DE TEMPERATURA.

En la tabla 1 se muestran las características de las etapas de cada uno de los prototipos, diseñados en trabajos previos, con el fin de hacer un paralelo entre estas para identificar las ventajas que tiene uno sobre el otro.

Tabla 1. Componentes de los prototipos.

ETAPAS	MÉTODO DE SENSADO POR FLUJO DE CALOR	MÉTODO DE SENSADO POR VARIACIÓN DE TEMPERATURA
SENSOR	Sensor BFS-series de la empresa CAPTEC	Termistor KW103J2 de USSENSOR
	Área: 25 cm ²	Recubrimiento pórico, cables aislados, es NTC (coeficiente de Temperatura negativo).
	Rango de Trabajo: -180 °C hasta 200 °C	Rango de Trabajo: 33 °C hasta 44 °C

⁵ Para las simulaciones se uso la herramienta de simulación Orcad 9.0.

	Rango de Entrada: $-500 \frac{kW}{m^2}$ Hasta $500 \frac{kW}{m^2}$	curva J de Resistencia Vs. Temperatura
	Sensibilidad: (7,5-11,5) $\mu V(\frac{W}{m^2})$ en el rango de trabajo (Lineal)	Índice de sensibilidad (β) es 3892K
PUENTE DE WHEATSTONE*	No es necesario	La salida a 26°C es decir Rt=9572 es 164.449uV. la fuente entrega una corriente de 169.051uA.
		La salida a 33°C es decir Rt=7098 es 117.770mV. la fuente entrega una corriente de 174.310uA
		La salida a 44°C es decir Rt=4543 es 266.963mV. la fuente entrega una corriente de 180.981uA.
		La salida a 48°C es decir Rt=3888 es 310.956mV. la fuente entrega una corriente de 182.949uA.
AMPLIFICACIÓN	AD627 de Analog-Device	AD627 de Analog Devices
	Ganancia de 127,41 ($\frac{V}{V}$)	Ganancia de 5,03 ($\frac{V}{V}$)
	Corriente entregada por la fuente es 433.548uA cuando la entrada es mínima, es decir 100uV*	Con una entrada de 10mV una corriente de 984.506uA*
	Corriente entregada por la fuente es 424.873uA cuando la entrada es máxima, es decir 14.15mV*	Con una entrada de 320mV una corriente de 973.803uA*

	No posee limitación de ancho de banda para el rango usado	No posee limitación de ancho de banda para el rango usado
FILTRADO	Filtro Butterworth pasa-bajas de cuarto orden con configuración <i>Sallen Key</i> .	Filtro Butterworth pasabajas de cuarto orden en configuración <i>Sallen Key</i>
	TLV2262 de Texas Instruments	OPA2340 de la empresa <i>Burr-Brown</i> perteneciente a Texas Instruments
	Frecuencia de corte: 52 Hz	frecuencia de corte 19.023Hz
	La corriente total entregada por las fuentes es 1.90914mA*	La corriente total entregada por la fuente es 1.62453mA*
CONVERSIÓN ANALÓGICA A DIGITAL	ADS7823 de Burr-Brown (TI)	ADS7823 de Texas Instruments
	resolución de 12 bits, $\frac{1}{2^{12}-1} * 100\% = 0,02442\%$	resolución de 12 bits, $\frac{1}{2^{12}-1} * 100\% = 0,02442\%$
	Arquitectura SAR	Arquitectura SAR
	50 KHz de tasa de muestreo	50 KHz de tasa de muestreo
	Alimentación entre 2,7 V y 5 V	Alimentación entre 2,7 V y 5 V
	Interfaz I^2C	Interfaz I^2C
	8 Pines	8 Pines
	voltaje de referencia de 2.5 V $V_{LSB} = \frac{V_{Ref}}{4095Bit} = 0,6105mV$	voltaje de referencia de 2.5 V $V_{LSB} = \frac{V_{Ref}}{4095Bit} = 0,6105mV$
	El error de 1,8 mV, equivale a 3 LSB. Representa un valor real de $16 \mu V$.	El error de 1,8 mV, equivale a 3 LSB. Representa un valor real de $16 \mu V$.
MICROCONTROLADOR	MC68HC908QT4 de 8bits de FREESCALE SEMICONDUCTOR.	MC68HC908QT4 de 8 bits de FREESCALE SEMICONDUCTOR.
	4096 bytes de memoria FLASH programable	4096 bytes de memoria FLASH programable

ALIMENTACIÓN	NOKIA BL-5C	NOKIA BL-5C
	Tensión: 3.7 V	Tensión: 3.7 V
	Corriente/hora: 850 mAH	Corriente/hora: 850 mAH
	Material: Li-Ion	Material: Li-Ion
	Efecto Memoria: No	Efecto Memoria: No

*Valores obtenidos por simulación con ORCAD 9.0.

Fuente: Autores

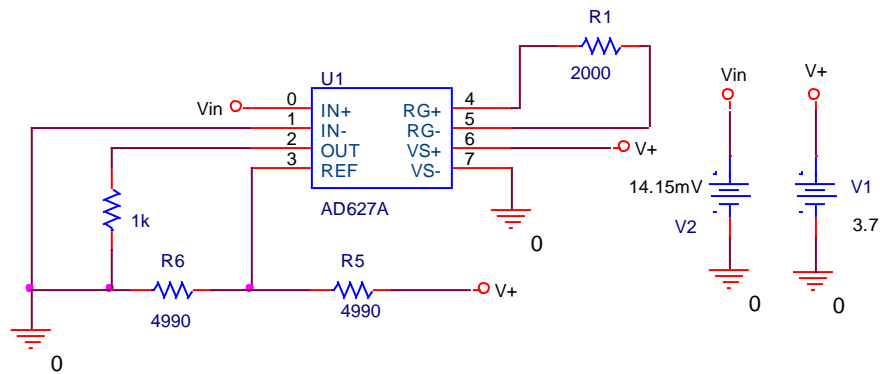
2.2 DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE PARA METODO DE SENSADO DE FLUJO DE CALOR.

El método de sensado de flujo de calor utiliza el sensor de flujo de calor BFS-series de la empresa CAPTEC para adquirir la señal; en vista de que los valores obtenidos están en el orden de los cientos de μV es necesario amplificar la señal a un nivel donde sea más fácil su interpretación y estudio, para esto se utilizó el amplificador de instrumentación AD627 de la empresa ANALOG DEVICES configurado a una ganancia de aproximadamente 105 V/V. La señal adquirida de esta fase posee un nivel de tensión aceptable para su interpretación y manipulación pero no está exenta de ruido externo como el de 60Hz presente en todos los dispositivos electrónicos; por esto se implemento un filtro pasa bajas de cuarto orden, con configuración Sallen Key y frecuencia de corte cercana a los 50 Hz empleando el amplificador operacional TLV2262 de Texas Instruments.

Para la transmisión de los datos obtenidos al microcontrolador es necesario digitalizar la señal analógica usando el conversor analógico-digital ADS7823 de Burr-Brown, para así poder ser manipulados por el microcontrolador 68HC908QT4 de Freescale Semiconductores. La alimentación de este modelo se hizo mediante la batería NOKIA BL-5C. Una descripción más detallada de las etapas anteriormente mencionadas y acerca del consumo de potencia del dispositivo se encuentra en el ANEXO A o en [2].

2.2.1 Simulación de la etapa de amplificación.

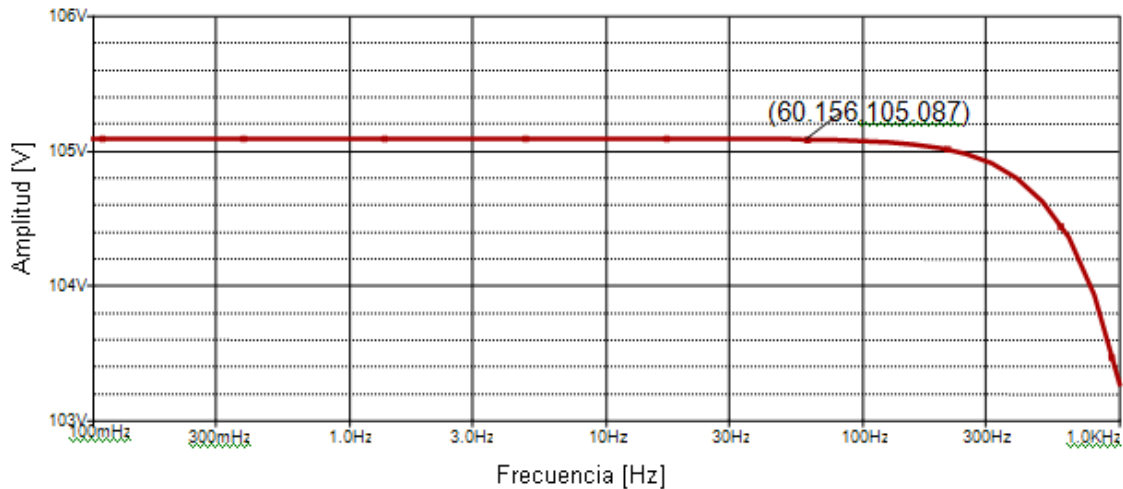
La figura 5 representa la topología de la etapa de amplificación simulada con la herramienta Orcad 9.0.



Fuente: Autores

Figura 5. Topología etapa de amplificación.

Para una entrada de 14,150mV la fuente entrega una corriente de 424,873 μ A y con 100 μ v se obtiene 433,548 μ A. La tensión de referencia obtenida con los valores mostrados es de 1,819V, con una tensión de salida de 3,334V a una entrada de 14,150mV. En la figura 6 se puede observar que la topología usada no posee ninguna limitación de frecuencia para la aplicación.



Fuente: Autores

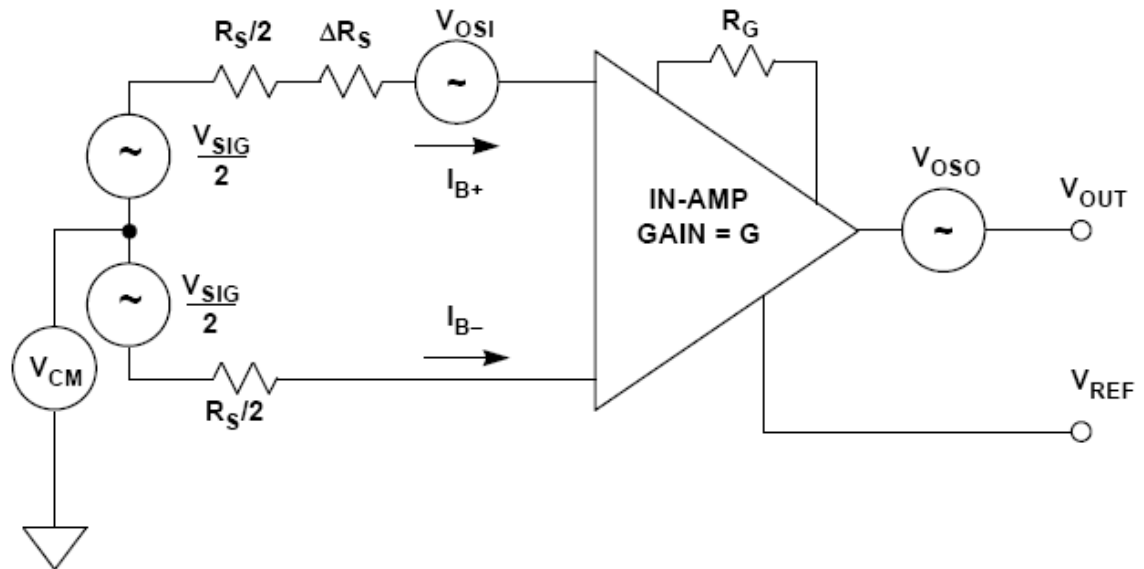
Figura 6. Respuesta en frecuencia de la etapa de amplificación.

2.2.2 Calculo de ruido y tensión de offset de la etapa de amplificación.

Se realiza únicamente en la etapa de amplificación debido a que en esta fase es donde existe la mayor contribución de ruido al modulo, haciendo poco significativos los aportes de las demás fases analógicas; antes de efectuar este procedimiento, se muestra el estudio del voltaje de offset de entrada y salida para esta topología

[7], ya que al tenerlo presente, se puede hacer una lectura más clara y acertada de la señal adquirida que luego es amplificada.

Con base en la figura 7 y las ecuaciones 2, 3 y 4 [7], se calcula la tensión de offset (RTI) y (RTO).



Fuente: [7]

Figura 7. Modelo de offset para la etapa de amplificación.

$$I_{OS} = |I_{B+} - I_{B-}| \quad \text{Ec 2}$$

$$\text{OFFSET (RTI)} = \frac{V_{OSO}}{G} + V_{OSI} + I_B \Delta R_S + I_{OS} (R_S + \Delta R_S) \quad \text{Ec 3}$$

$$\text{OFFSET (RTO)} = V_{OSO} + G [V_{OSI} + I_B \Delta R_S + I_{OS} (R_S + \Delta R_S)] \quad \text{Ec 4}$$

Donde se tiene que:

- V_{OSO} es la tensión de offset de salida del dispositivo volts.
- V_{OSI} es la tensión de offset de entrada del dispositivo volts.
- R_S es la resistencia de salida en ohms, de la fase de adquisición y de entrada para el Terminal de IN+ o IN- según sea el caso.
- G es la ganancia a la cual fue configurado el dispositivo V/V.

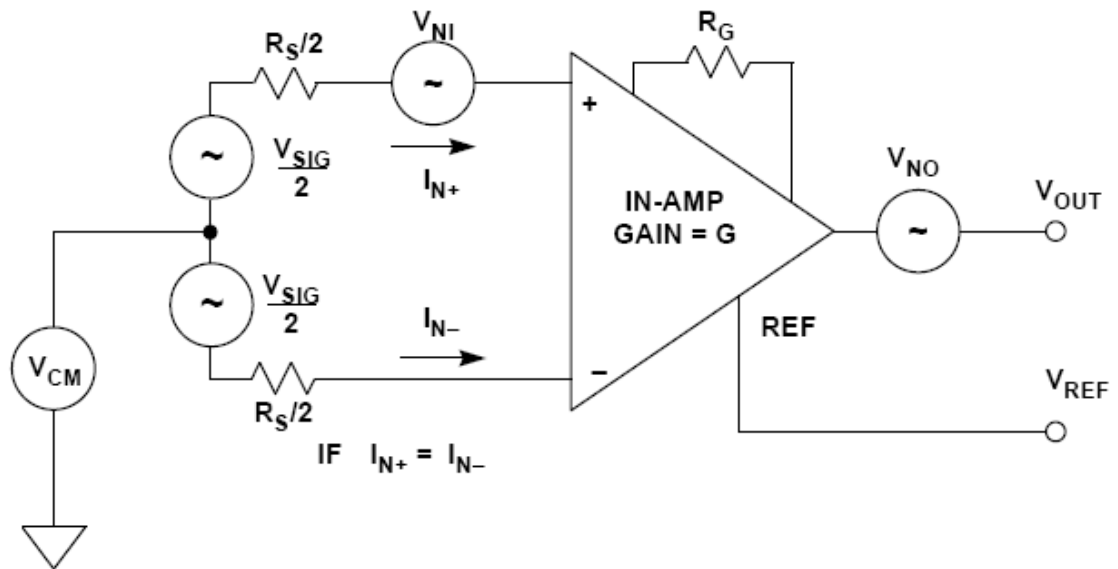
- I_B es la corriente de Bias en amperios.
- I_{OS} es la corriente de offset de entrada en amperios.

En la hoja de datos del AD627 (ANEXO E) se pueden encontrar los valores de tensión y de corriente que se necesitan; la ganancia y la resistencia R_S dependen de la configuración que se ha dispuesto.

- $V_{OSO} = 1000\mu V$.
- $V_{OSI} = 250\mu V$.
- $R_S = 500\Omega$.
- $G = 105V/V$.
- $I_B = 10nA$.
- $I_{OS} = 1nA$.

Reemplazando en las ecuaciones 3 y 4, se obtiene que la tensión de offset (RTI) es igual a $266\mu V$ y (RTO) a $27,885mV$.

Seguido a esto, se hace el cálculo de ruido basándose en la figura 8 y las ecuaciones 5, 6 y 7 [7].



Fuente: [7]

Figura 8. Modelo de ruido para la etapa de amplificación.

$$RUIDO(RTI) = \sqrt{BW} * \sqrt{\frac{V_{NO}^2}{G^2} + V_{NI}^2 + \frac{I_N^2 R_S^2}{2}}$$

Ec 5

$$RUIDO(RTI) = \sqrt{BW} * \sqrt{V_{NO}^2 + G^2 \left[V_{NI}^2 + \frac{I_N^2 R_S^2}{2} \right]} \quad \text{Ec 6}$$

$$BW = 1.57 * IN - AMPBandwidth @ Gain = G \quad \text{Ec 7}$$

Donde se tiene que:

- BW es el ancho de banda Herz.
- V_{NO} Tensión de ruido de salida en volts.
- V_{NI} Tensión de ruido de entrada en volts.
- I_N corriente de ruido en amperios.
- G ganancia del amplificador V/V.
- R_S resistencia de salida en ohms de la etapa de adquisición.

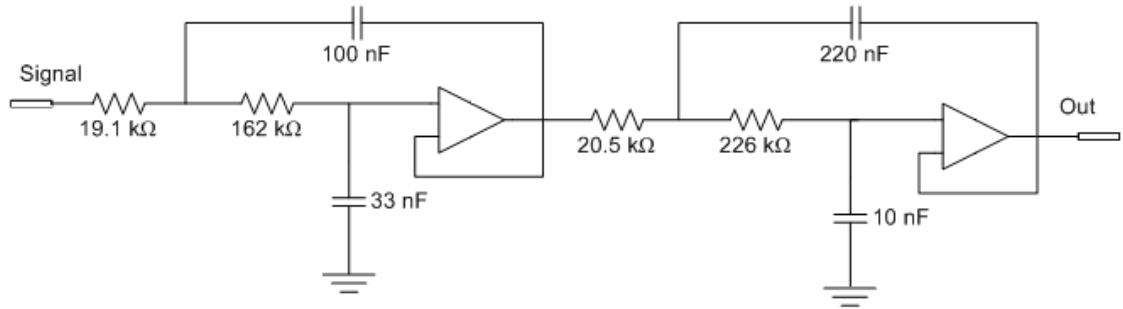
Para encontrar los valores de tensión, corriente y ancho de banda se consulta la hoja de datos del AD627 (ANEXO E), mientras que la resistencia y ganancia están dados de acuerdo a la topología diseñada.

- $BW = 1.57 * 1\text{kHz}$.
- $V_{NO} = 177\text{nV}$.
- $V_{NI} = 38\text{nV}$.
- $I_N = 50\text{fA}$.
- $G = 105\text{V/V}$.
- $R_S = 500\Omega$.

Luego de reemplazar los anteriores valores en las ecuaciones 5 y 6, el ruido (RTI) es igual a $1.5707\mu\text{V}$ y (RTO) a $158\mu\text{V}$.

2.2.3 Filtrado.

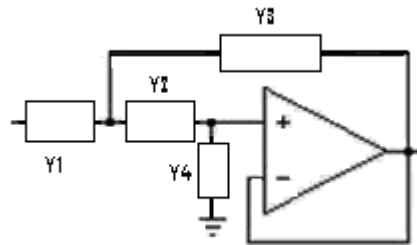
Como ya se mencionó, la topología implementada (figura 9) para esta fase fue un filtro Butterworth pasabajas de cuarto orden con configuración Sallen Key.



Fuente: [6].

Figura 9. Topología etapa de filtrado

Los valores de resistencia y capacitancia mostrados se obtienen por medio de la herramienta FILTERPRO de Texas Instruments. El cálculo de la función de transferencia se realiza de acuerdo a la ecuación 8 basándose en la figura 10:



Fuente: Autores.

Figura 10. Topología Sallen Key

$$H(s) = \frac{Y_1 Y_2}{Y_1 Y_2 + Y_4 (Y_1 + Y_2 + Y_3)} \quad \text{Ec 8}$$

Fuente: Autores

Se tiene para la primera etapa:

$$H_1(s) = \frac{101010,101}{s^2 + 566,667s + 101010,101}$$

Y para la segunda etapa:

$$H_2(s) = \frac{94696,969}{s^2 + 246,212s + 94696,969}$$

De las anteriores ecuaciones se obtienen los siguientes valores:

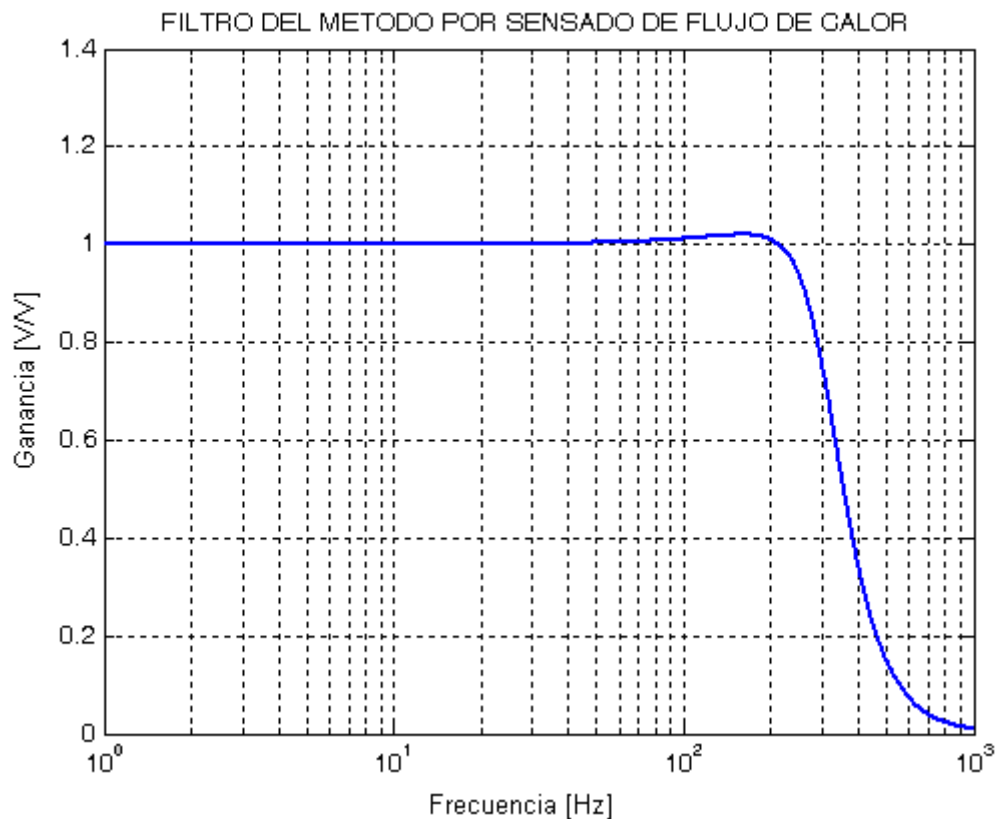
$$\omega_{01} = 317,820 \text{ rad/seg} \quad \omega_{02} = 307,728 \text{ rad/seg}$$

$$F_{01} = 50,582 \text{ Hz} \quad F_{02} = 48,976 \text{ Hz}$$

Multiplicando las funciones de transferencia se logra la función de transferencia sistema:

$$H(s) = H_1(s) * H_2(s) = \frac{9,565 * 10^9}{(s^2 + 566,667s + 101010,101) * (s^2 + 246,212s + 94696,969)}$$

Con ayuda de la herramienta *MATLAB_5.3*[®] se grafica la respuesta en frecuencia de la anterior función de transferencia (figura 11).



Fuente: Autores.

Figura 11. Respuesta en frecuencia etapa de filtrado.

Las frecuencias tenidas en cuenta para este análisis fueron: 10 Hz por ser el ancho de banda de la señal obtenida, 50 Hz porque es la frecuencia de corte a la cual fue diseñado el filtro y 60Hz ya que es la

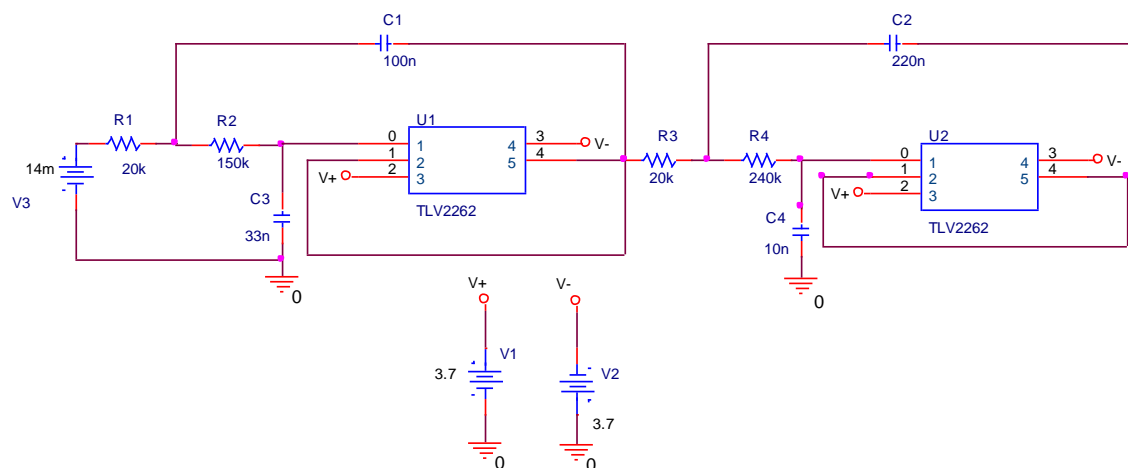
frecuencia que se desea atenuar puesto que está presente en el todos los dispositivos electrónicos.

- Cuando $\omega = 10 \cdot 2\pi \text{ rad/seg}$ la magnitud de la respuesta en frecuencia es 1,005, lo que equivale en dB a 0,1001dB.
- Cuando $\omega = 307,728 \text{ rad/seg}$ ósea 48.976Hz, la magnitud de la respuesta en frecuencia es 0,7235 y en dB es -2,811
- Cuando $\omega = 60 \cdot 2\pi \text{ rad/seg}$ la magnitud de la respuesta en frecuencia es 0,422 ósea -7,49 dB.

Es decir, el filtro diseñado atenúa la frecuencia de 60 Hz en aproximadamente 58,03% y 41,70 % con respecto a la frecuencia de 10Hz y la frecuencia de corte respectivamente.

1. Simulación de la etapa de filtrado.

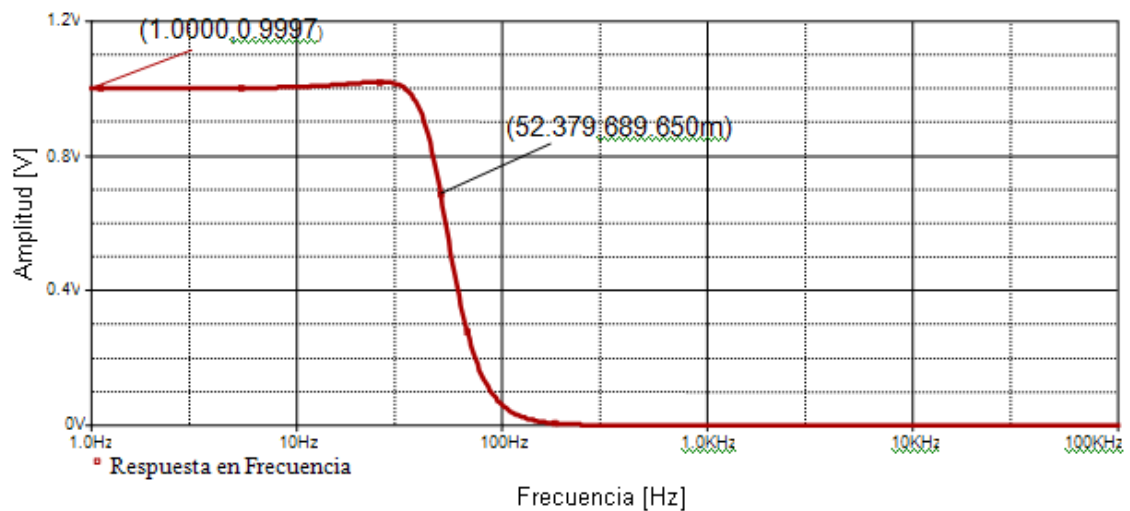
La figura 12 muestra la topología simulada.



Fuente: Autores.

Figura 12. Topología etapa de filtrado.

La corriente total que entregan las fuentes es 1,909mA, y su respuesta en frecuencia se muestra en la figura 13.



Fuente: Autores.

Figura 13. Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.

Como se puede observar la respuesta en frecuencia no es máximamente plana y además presenta una amplitud aproximada de 689,650mV en su frecuencia de corte.

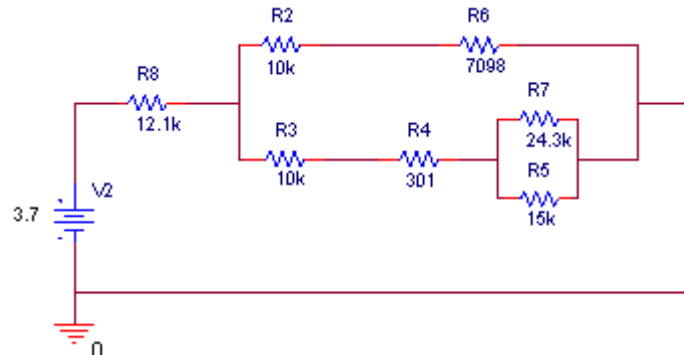
2.3 DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE DEL MÉTODO DE SENSADO POR VARIACIÓN DE TEMPERATURA.

En este método se utiliza el termistor KW103J2 de Ussensor para sensar las variaciones de temperatura que al ser expresadas en valores de resistencia, se hace necesario el uso del puente de Wheatstone para obtener un equivalente en tensión, que puede estar en el orden de los mV; esta señal se amplifica por medio del amplificador de instrumentación AD627 de la empresa ANALOG DEVICES configurado para una ganancia de 5V/V, esta señal puede ser distorsionada por ruido de 60Hz presente en los dispositivos electrónicos, por esto se usa un filtro pasabajas de cuarto orden con configuración Sallen Key y frecuencia de corte en aproximadamente 20Hz, que fue implementado con el OPA2340 de la empresa *Burr-Brown* perteneciente a Texas Instruments.

En la etapa de conversión analógica-digital se utiliza el ADS7823 de Texas Instruments; ya digitalizados los datos, son enviados al microcontrolador MC68HC908QT4 de Motorola para su posterior manejo y transmisión al PC. Las especificaciones de las topologías presentes en el prototipo y su respectivo consumo de potencia, están consignadas en el ANEXO B o en [6].

2.3.1 Simulación del puente de Wheatstone.

La figura 14 representa el circuito de simulación del puente de Wheatstone.

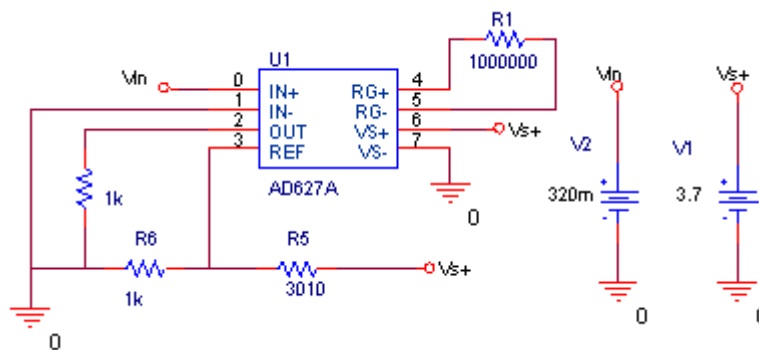


Fuente: Autores.

Figura 14 Topología puente de Wheatstone.

Los valores resistivos a analizar en el termistor son las equivalentes en Ohms a 33°C y 44°C ya que representan los valores extremos en donde se encuentra la temperatura del cuerpo humano; para estos la fuente entrega 174,310uA y 180,981uA respectivamente.

2.3.2 Simulación de la etapa de amplificación.



Fuente: Autores.

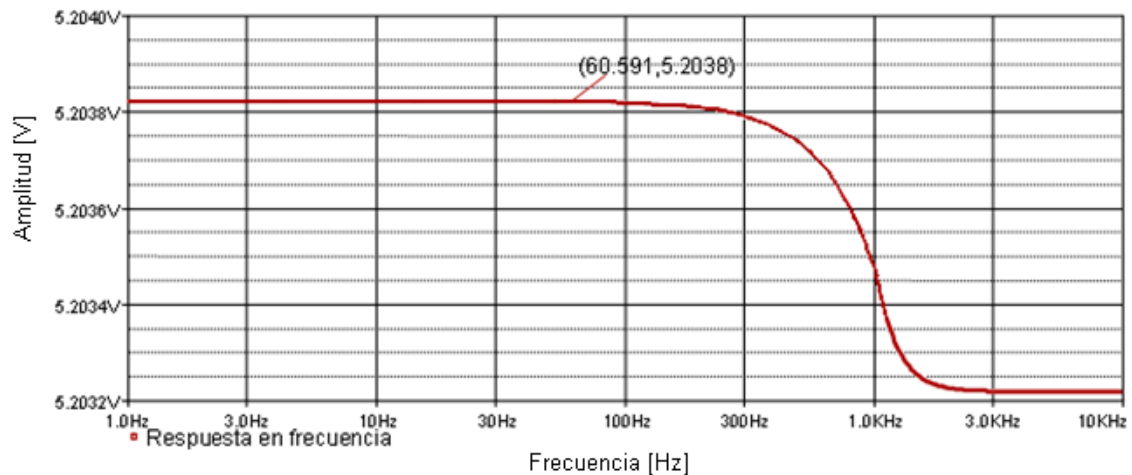
Figura 15 Topología etapa de amplificación.

Utilizando el modelo del amplificador de instrumentación AD627A se obtiene con una entrada de 10mV una salida de 52,038mV, manteniendo la tensión de referencia en 0V, una resistencia de carga de 1kΩ y una resistencia $R_g=1M\Omega$ simulando infinito para dejar una ganancia de aproximadamente $5(V/V)$. Este resultado es cercano al teórico que debería ser 50mV.

Cambiando la tensión de referencia a un valor de 920,119mV se obtiene una salida de 974,760mV. Para analizar el consumo de

corriente, se mantiene la tensión de entrada en 10mV y 320mV puesto que representan los valores extremos entregados por el puente de Wheatstone. El consumo es 984,506uA y 973,803uA respectivamente.

Esta topología (figura 15) no presenta limitaciones de ancho de banda para la presente aplicación (figura 16).



Fuente: Autores.

Figura 16 Respuesta en frecuencia etapa de amplificación.

2.3.3 Calculo de ruido y tensión de offset de la etapa de amplificación.

El análisis de tensión de offset y ruido se realiza solo en la etapa de amplificación por las razones expuestas en el numeral 2.2.2, realizado al método de sensado de flujo de calor. Primero se efectúa el análisis de tensión de offset con base en la figura 7 y las ecuaciones 2,3 y 4 [7].

Los valores obtenidos de tensión de offset de salida y entrada, la resistencia de salida de la etapa de adquisición de la señal, la ganancia del amplificador y las corrientes de offset y Bias son expuestos a continuación:

- $V_{OSO} = 1000\mu\text{V}$.
- $V_{OSI} = 250\mu\text{V}$.
- $R_s = 6184,8\Omega$. (se calcula para el peor de los casos, cuando la temperatura es igual a 26°C).
- $\Delta R_s = 1,52\Omega$.
- $G = 5\text{V/V}$.

- $I_B = 10\text{nA}$.
- $I_{OS} = 1\text{nA}$.

Al reemplazar las cantidades anteriormente citadas en las ecuaciones 3 y 4, se obtiene una tensión de offset (RTI) igual a $456\mu\text{V}$ y (RTO) a $2,281\text{mV}$.

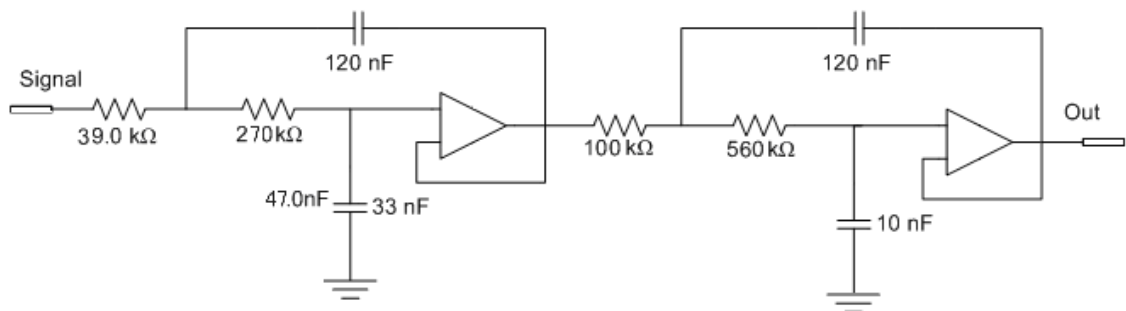
El cálculo de ruido de esta fase se realiza de acuerdo con la figura 8 y las ecuaciones 5, 6 y 7 [7]. Los valores de tensión de ruido de entrada y salida, corriente de ruido, resistencia de salida de la etapa de adquisición, ganancia y ancho de banda del sistema están consignados a continuación:

- $BW = 1,57 * 45\text{kHz}$.
- $V_{NO} = 177\text{nV}$.
- $V_{NI} = 38\text{nV}$.
- $I_N = 50\text{fA}$.
- $G = 5\text{V/V}$.
- $R_S = 6184.8\Omega$.

Al sustituir los datos se encuentra que el valor del ruido (RTI) es de $14\mu\text{V}$ y el de (RTO) es $69\mu\text{V}$.

2.3.4 Filtrado.

La topología implementada para esta fase fue un filtro Butterworth pasabajas de cuarto orden con configuración Sallen Key. La herramienta *Filter Pro* de Texas Instrument se usa para el cálculo de las resistencias y las capacitancias (figura 17).



Fuente: [6].

Figura 17 Topología etapa de filtrado.

Utilizando los valores cercanos disponibles de resistencias y capacitores fue posible construir un filtro con frecuencia de corte $f_0 = 19,33\text{Hz}$, muy aproximado al valor esperado.

A continuación se calcula la función de transferencia de acuerdo a la ecuación 8, dando como resultado:

$$H_1(s) = \frac{16838,101}{s^2 + 244,539s + 16838,101}$$

$$H_2(s) = \frac{14881}{s^2 + 98,214s + 14881}$$

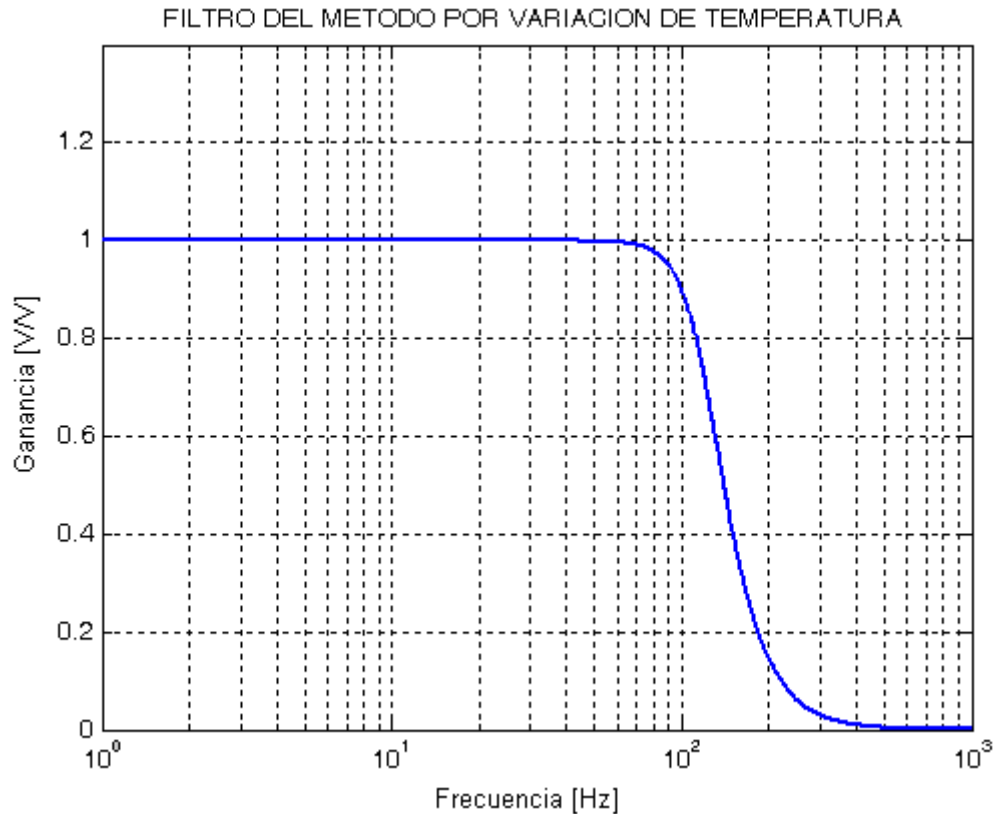
De donde se obtiene:

$$\begin{aligned} \omega_{01} &= 129,761 \text{ rad/seg} & \omega_{02} &= 121,987 \text{ rad/seg} \\ F_{01} &= 20,652 \text{ Hz} & F_{02} &= 19,415 \text{ Hz} \end{aligned}$$

La función de transferencia del sistema es:

$$H(s) = H_1(s) * H_2(s) = \frac{2,506 * 10^8}{(s^2 + 244,539s + 16838,101) * (s^2 + 98,214s + 14881)}$$

Graficando la anterior función de transferencia con ayuda de la herramienta *MATLAB_5.3*[®] se obtiene la respuesta en frecuencia mostrada en la figura 18.



Fuente: Autores.

Figura 18 Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.

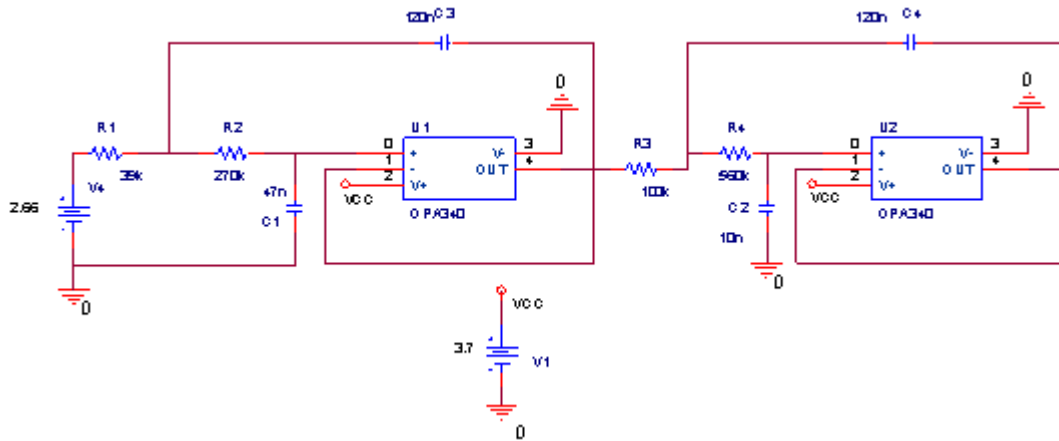
Nuevamente se analizan las frecuencias: 10 Hz por ser el ancho de banda de la señal obtenida, 20 Hz porque es la frecuencia de corte a la cual fue diseñado el filtro y 60 Hz por ser la señal que se desea atenuar.

- Cuando $\omega = 10 \cdot 2\pi \text{ rad/seg}$ la magnitud de la respuesta en frecuencia es 0,995, lo que equivale en dB a -0,0974 dB.
- Cuando $\omega = 121,988 \text{ rad/seg}$ ó sea 19.415 Hz, la magnitud de la respuesta en frecuencia es 0,699 y en dB es -3,103
- Cuando $\omega = 60 \cdot 2 \pi \text{ rad/seg}$ la magnitud de la respuesta en frecuencia es 0,012 ó sea -38,2728 dB.

Es decir, el filtro diseñado atenúa la frecuencia de 60 Hz en aproximadamente 98,77% con respecto a la frecuencia de 10 Hz y con respecto a la de corte en 98,26%.

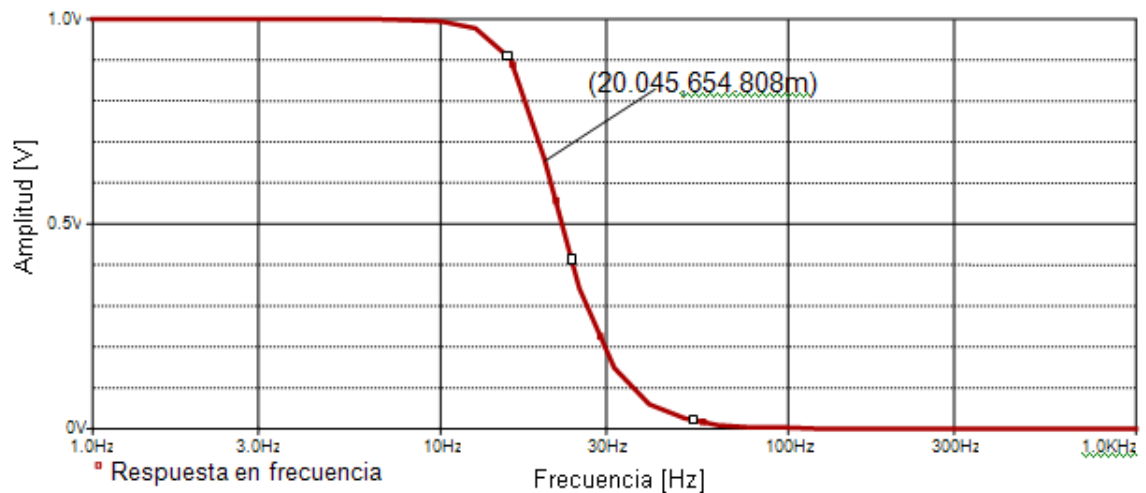
2. Simulación de la etapa de filtrado.

La topología usada en la simulación se muestra en la figura 19 y su respuesta en frecuencia en la figura 20, en donde se puede observar la amplitud en la frecuencia de corte.



Fuente: Autores.

Figura 19 Topología etapa de filtrado.



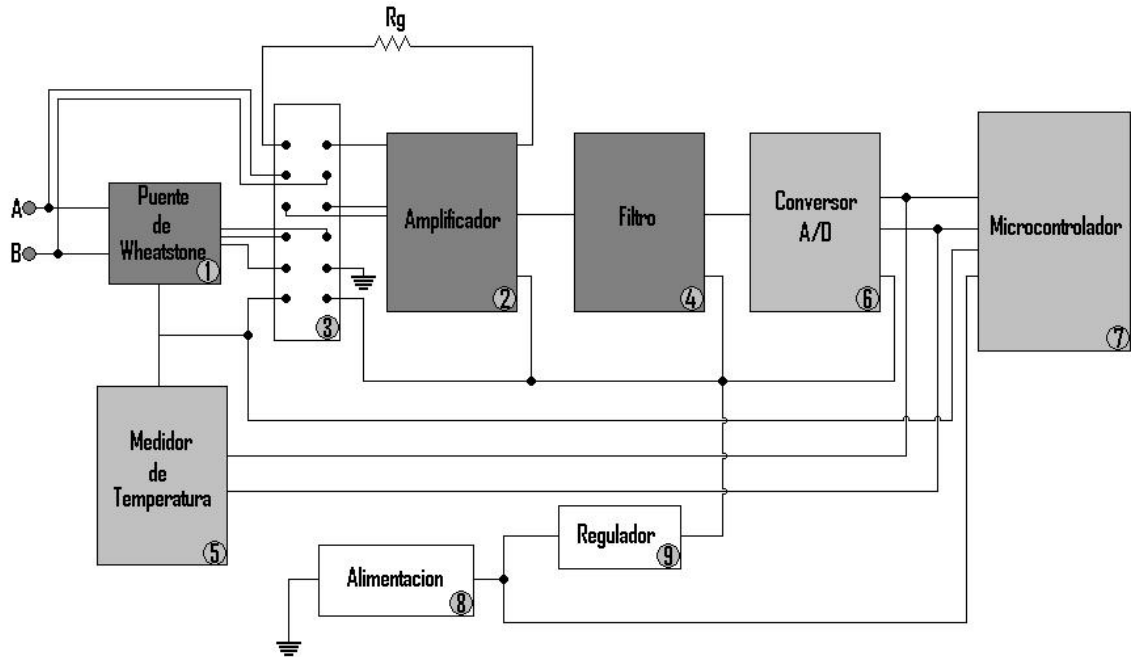
Fuente: Autores.

Figura 20 Respuesta en frecuencia.

La corriente total entregada por la fuente es 1,625mA.

3 DISEÑO FINAL DEL SISTEMA DE MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA.

En este capítulo se presentan las topologías de cada una de las etapas del modulo final, en donde se puede ver los nuevos dispositivos incluidos en el prototipo:



3 Selector de la etapa de adquisición

Fuente: Autores.

Figura 21 Topología del prototipo

En figura 21 se muestra el diseño del prototipo implementado para la medición de flujo de calor y temperatura. Los terminales señalados como A y B corresponden a los pines de entrada del sensor de flujo de calor o el termistor según sea la aplicación. A continuación se muestran las características de las topologías en cada uno de los dispositivos que conforman este esquema.

3.1 PUENTE DE WHEATSTONE.

El puente de Wheatstone (figura 22) realiza la transducción del valor resistivo obtenido por el termistor a uno de tensión diferencial que posteriormente se conecta al selector. Las resistencias escogidas fueron los mismos que se manejaron en el prototipo de sensado de flujo de calor por variación de temperatura [6]:

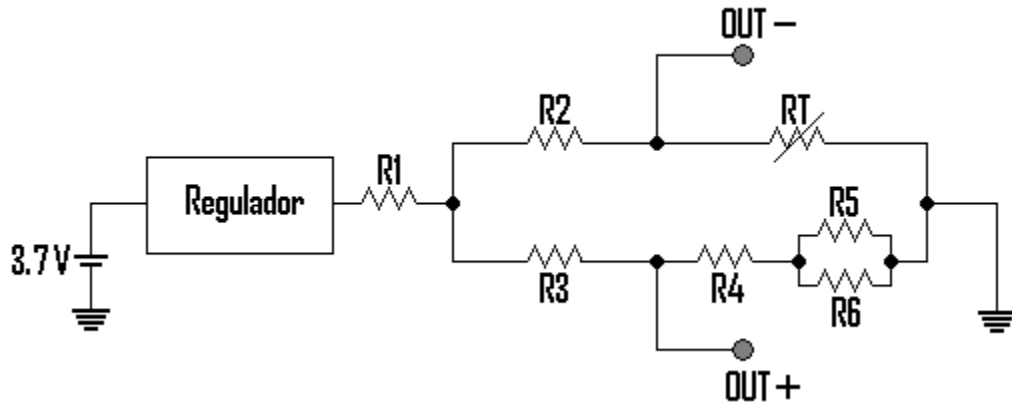
- $R_2=10k\Omega$.
- $R_3=10k\Omega$.

- $R_4=301\Omega$.
- $R_5=24,3k\Omega$.
- $R_6=15k\Omega$.

Solo varió el valor de R_1 debido al cambio de alimentación del puente de Wheatstone de 3,7V a 3,5V (su cálculo se hará más adelante); por consiguiente cuando se cumple la ecuación 9, la tensión entre los terminales positivo y negativo de salida es cero.

$$\frac{R_2}{R_3} = \frac{R_T}{R_4 + R_5 // R_6} \quad \text{Ec 9}$$

La resistencia R_T representa el valor en Ohms de la señal del termistor (este valor viene dado por la curva J^6).



Fuente: Autores.

Figura 22 Topología del puente de Wheatstone.

Debido a que la etapa de amplificación permite una tensión diferencial de entrada de 320mV antes de saturarse, la señal que se le envía al selector de la etapa de adquisición está limitada por este factor, consecuente con esto se tiene que calcular nuevamente el valor en Ohms de la resistencia R_1 mediante la ecuación 10.

$$V_0 = \left[\frac{V_{dd}}{R_1 \left(\frac{R_2 + R_3 + R_T + R_4 + R_5 // R_6}{R_2 + R_4 + R_5 // R_6} + 1 \right)} \right] \left[\frac{R_4 + R_5 // R_6}{R_2 + R_4 + R_5 // R_6} - \frac{R_T}{R_3 + R_T} \right] \quad \text{Ec 10}$$

⁶ Para mayor información remitirse al ANEXO D.

Donde el valor de V_0 es el de tensión diferencial máxima que se envía a través del selector de la etapa de adquisición a el amplificador, V_{dd} es el valor de alimentación regulado de 3,5V y $R_T=3888\Omega$ es el valor de resistencia del termistor a 48° Celsius el cual corresponde a la temperatura máxima de trabajo.

Luego de reemplazar los valores citados anteriormente obtenemos un equivalente para R_1 de 9,4038k Ω .

3.2 AMPLIFICACION.

Las señales enviadas por el selector de la etapa de adquisición pueden estar ubicadas en el rango de los cientos de micro-voltios (μV) o en las decenas de los mili-voltios (mV), dependiendo de la posición del switch, que se explica en la sección 3.3; debido a esto se necesita un dispositivo con un amplio margen de ganancia ajustable y además características como las expuestas a continuación.

- Alto factor de rechazo en modo común (CMRR) del orden de los 70dB, para diferenciarlas de este tipo de señales.
- Bajo consumo de corriente para prolongar el tiempo de funcionamiento de la batería, cercano a 1mA.
- Rango de alimentación consecuente con el nivel de tensión al cual va a ser alimentado (3.3V a 3.7V).

Teniendo en cuenta las anteriores especificaciones se procede a hacer la selección de dicho dispositivo que cumpla con las especificaciones citadas; para esto se presenta una tabla comparativa (tabla 2) entre diversos amplificadores de instrumentación, los cuales también son comparados con el AD627 (las especificaciones de este integrado se presentan en la tabla 1 del capítulo 2) utilizado en los dos prototipos de la fase anterior al presente proyecto.

Tabla 2 Tabla comparativa de amplificadores.

CARACTERISTICAS	INA118	INA126	INA155
Voltaje de offset	50uV max	255uV max	$\pm 200uV$
Corriente de BIAS de entrada	5nA max	25nA max	0,2pA
Numero de pines	8 pines DIP	8 pines DIP	8 pines MSOP
Ganancia	1V/V - 10000V/V	5V/V - 10000V/V	10V/V - 50V/V

Ecuación de la ganancia.	$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$	$G = 5 + \frac{80k\Omega}{R_G}$	$G = 10 + \frac{400k\Omega}{10k\Omega + R_G}$
Rango de alimentación	$\pm 1,35V$ hasta $\pm 18V$	$\pm 1,35V$ hasta $\pm 18V$	+2,7 y +5,5
Salida* de tensión con una entrada de 10mv y una amplificación de 100v/v	Con una $R_g=505,1 \Omega$ es de 1,9134V	Con una $R_g= 842 \Omega$ es de 1,9034V	Con una $R_g= 1 \Omega$ es de 1,4183V
Corriente entregada por la fuente +3,7V	1,0564mA	979,388uA	4,0138mA
Corriente entregada por la fuente -3,7V	131,918uA	50,933uA	1,6762mA
Salida *de tensión con una entrada de 320mv y una amplificación de 5v/v	Con una $R_g= 12,5k \Omega$ es de 2,5166V	Con una $R_g= \infty \Omega$ es de 2,484V	Con una $R_g= \infty \Omega$ es de 3,6997V
La corriente entregada por la fuente +3,7V	1,0555mA	979,388uA	6,3004mA
La corriente entregada por la fuente -3,7V	131,918uA	50,924uA	1,6684mA
Ancho de banda para $G=100V/V$	70kHz	9kHz	110kHz**

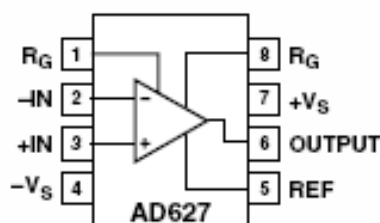
* El voltaje de referencia tomado para la simulación es de aproximadamente 905,697mV.

**Ancho de banda para la máxima ganancia del amplificador de instrumentación: 50V/V

Fuente: Autores.

Después de analizar las posibilidades evaluadas junto con el dispositivo ya utilizado, se toma la decisión de continuar usando el AD627⁷ de Analog Devices (cuyo diagrama de pines se muestra en la (figura 23) por presentar las siguientes características:

- Rango de alimentación desde 2.2V hasta 18V.
- Factor de rechazo en modo común (CMRR) igual a 83dB.
- Rango de ganancia desde 5 V/V a 1000 V/V.
- Consumo de corriente de 973.803uA a una entrada diferencial de 320mV (limite de saturación).
- Ancho de banda para una ganancia de 100 V/V de 3KHz



Fuente: Hoja de datos AD627.

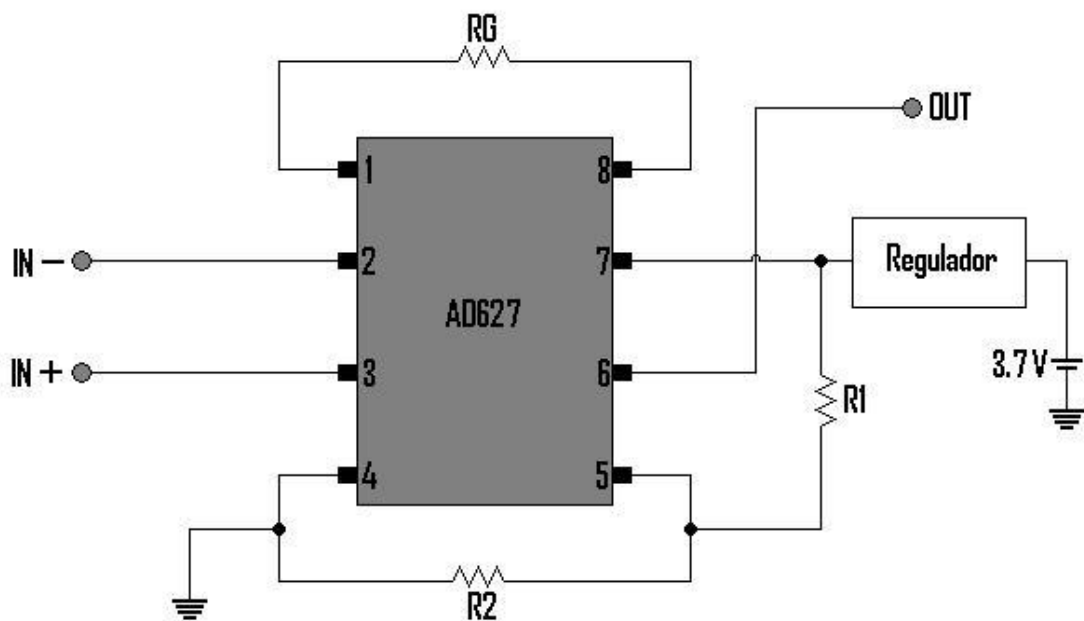
Figura 23 Configuración de pines AD627

⁷ Para mayor información acerca del dispositivo remitirse al ANEXO E.

La topología utilizada para el amplificador se muestra en la figura 24, en donde R_1 y R_2 tienen valores de $1k\Omega$ y 2300Ω respectivamente, esto para obtener un voltaje de referencia de $1V$; se maneja este reducido valor de tensión puesto que se trabaja con valores de tensión positivos debido al diseño de la etapa de adquisición. Por otro lado la resistencia R_G nos da el valor de ganancia de acuerdo con la ecuación 11.

$$A_v = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G\Omega} \quad \text{Ec 11}$$

Con $R_G = 2k\Omega$ se obtiene una ganancia aproximada de $105 V/V$ cuando la señal enviada por el selector al amplificador es la proveniente del sensor de flujo de calor; de lo contrario la señal vendrá del puente de Wheatstone y la resistencia tendrá que ser desconecta de los terminales para lograr la ganancia mínima del integrado, que es de aproximadamente $5 V/V$.



Fuente: Autores.

Figura 24 Topología del AD627.

3.2.1 Cálculo de ruido de la etapa de amplificación y resolución del sistema.

En este prototipo es redundante hacer el cálculo de ruido, ya que fue realizado en los numerales 2.2.2 y 2.3.3 para el dispositivo AD627 con base en figura 8 y las ecuaciones 5, 6 y 7 [7] independientemente de su topología; el único cambio que surge con respecto al presente proyecto, es la resistencia de salida R_S de la etapa de adquisición en el método de sensado de variación de temperatura, ya que en la topología del puente de Wheatstone disminuye el valor de la resistencia que limita la tensión de alimentación de $12,1k\Omega$ a $9,4k\Omega$. A consecuencia de este cambio la tensión de offset (RTI) se reduce en $147,775nV$ y (RTO) en $783,911nV$, es decir los valores de (RTI) y (RTO) son $456\mu V$ y $2.281mV$ respectivamente.

Al tener los resultados del análisis de ruido para la topología del método de sensado de flujo de calor y temperatura, se halla el rango dinámico y posteriormente la resolución en que trabaja el sistema, a partir de las ecuaciones 12 y 13 [7].

$$DR = 20 \log_{10} \frac{\text{máximo_nivel_rms_de_salida}}{\text{nivel_de_ruido_rms}} \text{ [dB]} \quad \text{Ec 12}$$

$$n = \frac{DR - 1.76}{6.02} \text{ [bits]} \quad \text{Ec 13}$$

Donde DR es el rango dinámico y n es el número de bits efectivos a los que se está trabajando el dispositivo. El cálculo de la resolución de la topología del método de sensado de flujo de calor o variación de temperatura depende de la posición del selector que se explica en el numeral 3.3. Para el método de sensado de flujo de calor se tiene que el máximo valor de nivel rms de salida de la etapa de amplificación es $1,52V^8$ y el nivel de ruido es de $158\mu V$.

Reemplazando estos valores en la ecuación 12 se obtiene que el rango dinámico es de $79,66dB$; con este dato se consigue la resolución del sistema de acuerdo a la ecuación 13, como se muestra a continuación:

⁸ Este valor se obtiene de [2].

$$n = \frac{79,66 - 1,76}{6,02} \text{ bits}$$

$$n = 12,94 \text{ bits}$$

La respuesta anterior equivale a decir que el dispositivo tiene una resolución cercana a los 13 bits.

De la misma manera se halla la resolución de la topología del método de sensado de variación de temperatura, sabiendo que el valor máximo de nivel rms a la salida del amplificador es $1,58V^9$ y el nivel de ruido es $69\mu V$.

Sustituyendo estos datos en la ecuación 12 se tiene que el rango dinámico es igual a $87,18dB$; a continuación se obtiene la resolución del sistema reemplazando en la ecuación 13.

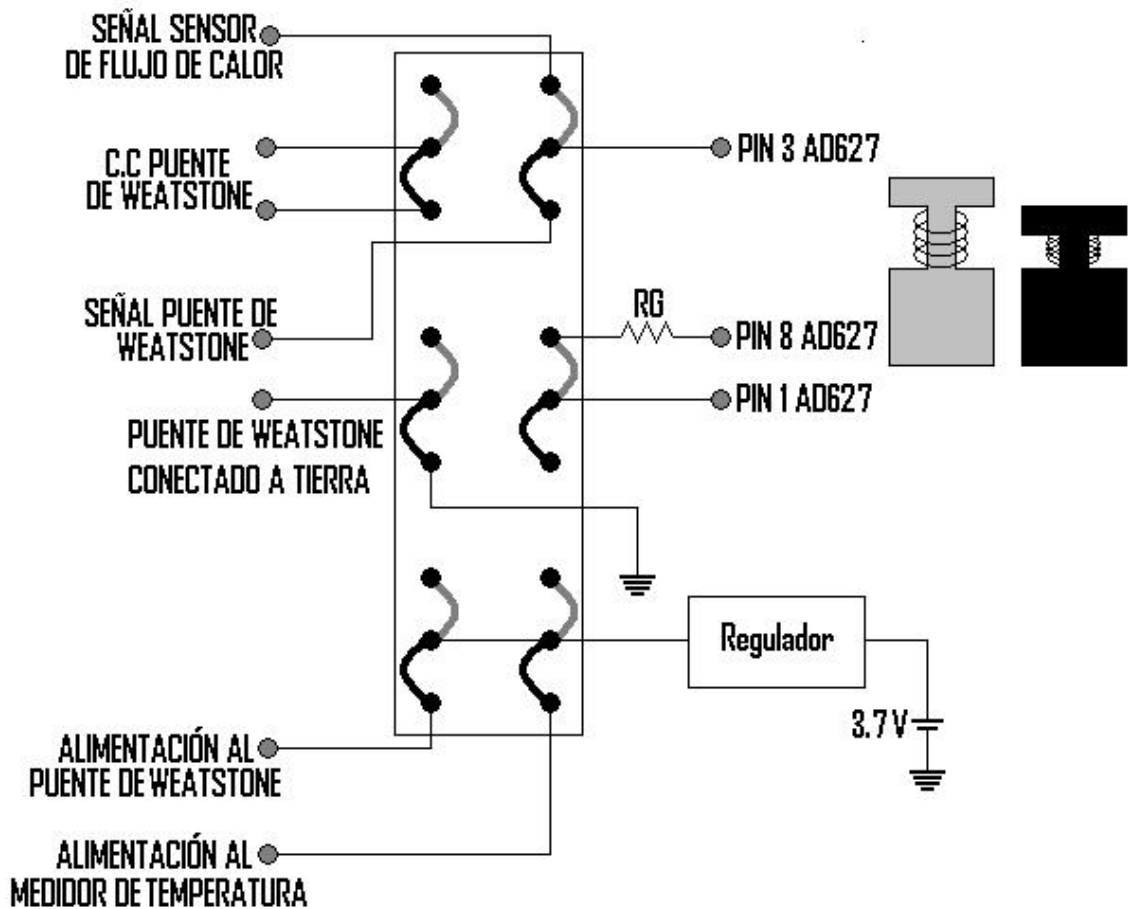
$$n = \frac{87,18 - 1,76}{6,02} \text{ bits}$$

$$n = 14,2 \text{ bits}$$

El resultado nos muestra que este metodo tiene una resolución cercana a los 14bits.

⁹ Este valor se obtiene de [6].

3.3 SELECTOR DE LA ETAPA DE ADQUISICIÓN.



Fuente: Autores.

Figura 25 Topología del selector de la etapa de adquisición.

Al integrar la medición de flujo de calor y variación de temperatura en un solo prototipo, surge la necesidad de diseñar una fase dentro del sistema en donde se suplan necesidades como la integración de los dos tipos de medida en un solo dispositivo, la posibilidad de escoger directamente en el hardware con cual se trabajara y la variación de la ganancia en el amplificador por medio de la manipulación de la resistencia R_G . Los criterios de selección del switch que se presentan a continuación se pueden visualizar en la figura 25.

- Numero de pines: suficiente número de pines para permitir una buena selección de los dispositivos necesarios, de acuerdo al tipo de medida que se está realizando.

- Dimensiones: Debido a la operación y funciones del switch no se especifican valores mínimos de dimensiones, puesto que no conocen en el mercado dispositivos para montaje superficial que cumplan las exigencias mecánicas.
- Operación del switch: es necesario que el switch presente una operación push-push.
- Arreglo de contactos: seis arreglos de contactos.

La única empresa que ofrece dispositivos que cumplan la mayor parte de los requerimientos expuestos es ITT corporation. Para solucionar estas exigencias se opta por utilizar el switch PHA6UEE perteneciente a dicha corporación (anexo L).

En la figura 25 se puede observar que cuando el embolo del selector está afuera (conexiones en gris) el sensor de flujo de calor se conecta con el pin 2 y 3 del amplificador (figura 23) que corresponden a la entrada de tensión diferencial a amplificar, además la resistencia $R_G=2k\Omega$ está conectada a los pines 1 y 8 del amplificador (figura 23), ajustando así una amplificación de aproximadamente 105 V/V; ahora, cuando el embolo está adentro (conexiones en negro) las anteriores conexiones se desconectan y se conecta la salida de tensión diferencial del puente de Wheatstone a las entradas del amplificador, así mismo este se acopla a tierra para completar su circuito permitiendo su funcionamiento y además se alimenta con la tensión proveniente del regulador al medidor de temperatura ambiente y al puente.

3.4 FILTRADO.

Una vez configurado el selector para manejar la señal de tensión diferencial de entrada al AD627, se lleva a cabo la recepción de la señal de salida del amplificador por la etapa de filtrado en donde se busca mantenerla libre de ruido (como es el caso del de 60Hz presente en los dispositivos electrónicos) y el efecto aliasing.

Los criterios de selección para la etapa de filtrado son:

- Orden del filtro menor o igual a 4.
- Porcentaje de atenuación de la señal en la frecuencia de 10 Hz menor o igual a 5%, puesto que el ancho de bando de la señal

adquirida, y en 60Hz mayor a 80% con respecto a la señal de 10Hz.

- Consumo de corriente menor a 1.624mA, obtenido en la primera fase del proyecto.

Se decide escoger un filtro Butterworth con configuración sellen key debido a su fácil implementación. Para la selección del orden del filtro y la frecuencia de corte que suplan los requerimientos expuestos anteriormente, se realizan pruebas en diseños de filtros pasa bajas de segundo (tabla 3) y cuarto orden (tabla 4), con frecuencias de corte en 20Hz, 30Hz, 40Hz y 50Hz con ayuda de la herramienta *Filter Pro* de Texas Instruments y cuyos resultados están consignados a continuación:

Tabla 3 Filtros pasabajas segundo orden.

Frecuencia de corte	20 Hz	30 Hz	40 Hz	50 Hz
Magnitud en 10 Hz	0,9682	0,9851	1,0034	0,9896
Magnitud en 10 Hz (dB)	-0,28	-0,13	0,03	-0,09
Magnitud en la frecuencia de corte	0,711	0,6753	0,7302	0,6151
Magnitud en la frecuencia de corte (dB)	-2,96	-3,41	-2,73	-4,22
Magnitud en 60 Hz	0,1136	0,2437	0,4097	0,4937
Magnitud en 60 Hz (dB)	-18,89	-12,62	-7,75	-6,13
Porcentaje de atenuación de la frecuencia de 60 Hz con respecto a 10Hz	88,27	75,26	59,17	50,11
Porcentaje de atenuación de la frecuencia de 60 Hz con respecto a la frecuencia de corte	84,03	63,91	43,89	19,74

Fuente: Autores.

Tabla 4 Filtros pasabajas cuarto orden.

Frecuencia de corte	20 Hz	30 Hz	40 Hz	50 Hz
Magnitud en 10 Hz	1,0351	0,04	0,98514	0,9896
Magnitud en 10 Hz (dB)	0,30	1,0046	-0,13	-0,09
Magnitud en la frecuencia de corte	0,8298	0,69103	0,6675	0,6389
Magnitud en la frecuencia de corte (dB)	-1,62	-3,21	-3,51	-3,89
Magnitud en 60 Hz	0,0139	0,0636	0,1801	0,3793
Magnitud en 60 Hz (dB)	-37,08	-23,93	-14,89	-8,42
Porcentaje de atenuación de la frecuencia de 60 Hz con respecto a 10Hz	98,65	93,67	81,72	61,67
Porcentaje de atenuación de la frecuencia de 60 Hz con respecto a la frecuencia de corte	98,31	90,80	73,02	40,64

Fuente: Autores.

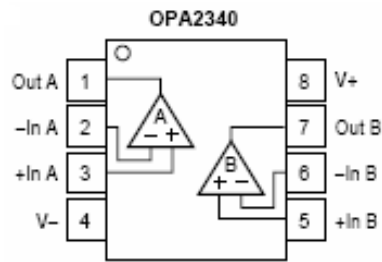
Conforme a los criterios de selección planteados se selecciona un filtro con las siguientes características:

- Frecuencia de corte igual a 20 Hz.
- Filtro de segundo orden debido a que presenta una atenuación de -0.28dB en 10Hz y -18.89dB en la señal de 60Hz; y se asegura que el consumo de corriente sea menor que las topologías implementadas en las fases precedentes a este proyecto de grado.

En esta etapa es necesario evaluar las topologías y configuraciones utilizadas en los prototipos anteriores, resultado que se puede ver en la tabla 1 del capítulo 2. De acuerdo a esta se escoge el amplificador operacional OPA2340¹⁰ de la empresa *Burr-Brown*

¹⁰ Para mayor información acerca del dispositivo remitirse al ANEXO F.

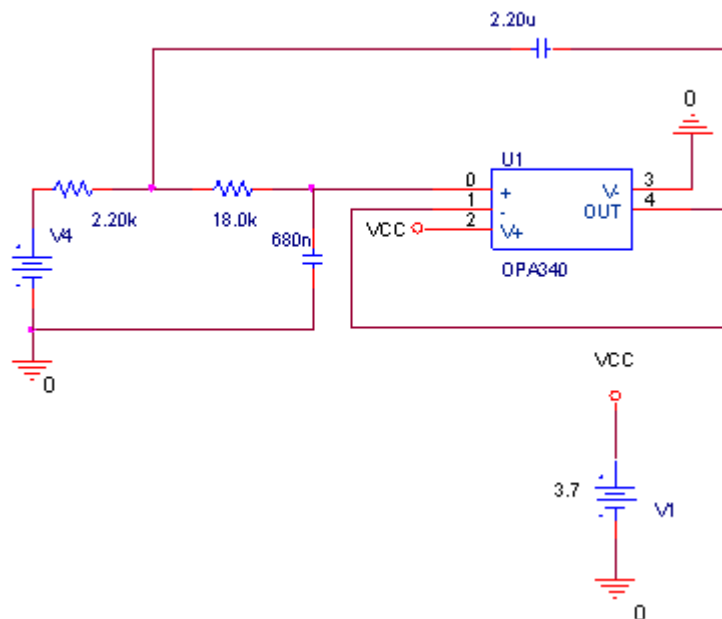
perteneciente a Texas Instruments (figura 26) por ser el de menor consumo de corriente (1.624mA).



Fuente: Hoja de datos OPA2340.

Figura 26 Configuración de pines OPA2340.

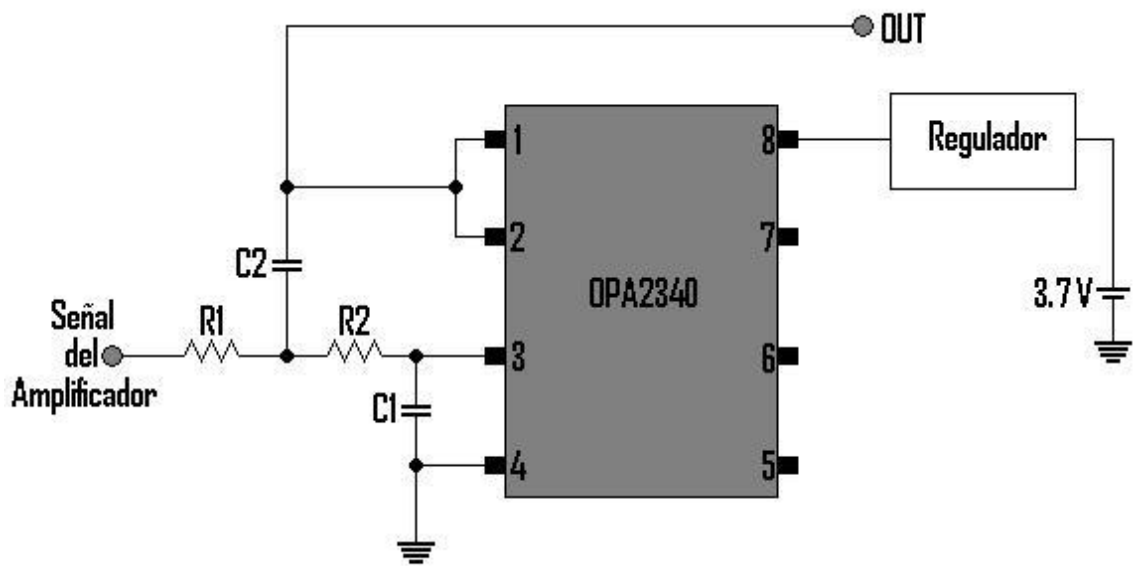
Ya teniendo el orden del filtro y el amplificador operacional se procede a realizar la simulación de la topología (figura 27); con esto se obtiene un consumo de corriente de $812.256\mu\text{A}$, siendo la mitad de lo consumido por el mismo circuito de orden cuatro, aportando así, un menor consumo de potencia total en el módulo.



Fuente: Autores.

Figura 27 Topología de la etapa de filtrado.

En la configuración para el filtro (figura 28) los valores de las resistencias y capacitancias son los arrojados por la herramienta de simulación *Filter Pro*; su alimentación de 3,7V se regula a 3,5V de tensión.



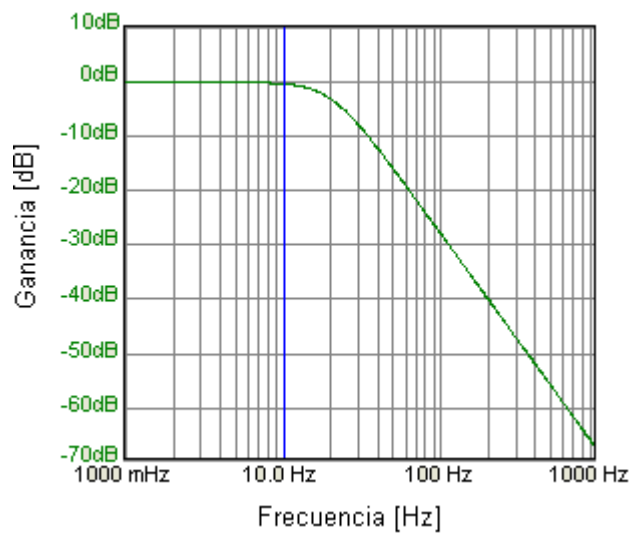
Fuente: Autores.

Figura 28 Topología del OPA2340.

Donde:

- $R_1 = 1,8\text{k}\Omega$.
- $R_2 = 22\text{k}\Omega$.
- $C_1 = 470\text{nF}$.
- $C_2 = 3,3\mu\text{F}$.

Su respuesta en frecuencia se muestra a continuación (figura 29):



Fuente: Filter Pro.

Figura 29 Respuesta en frecuencia de la etapa de filtrado.

3.5 MEDIDOR DE TEMPERATURA AMBIENTE.

Uno de los avances hechos con respecto al método de sensado de variación de temperatura [6], es la inclusión de un termómetro digital, ya que se necesita una temperatura de referencia; dedido a esto se busca implementar un dispositivo que sense la temperatura ambiente en tiempo real.

Para la selección de dicho integrado, el parámetro más importante es la salida digital de temperatura, de lo contrario será necesario una conversión analógica digital para esta señal, lo que implica aumentar el tamaño y consumo de potencia del prototipo; por esto se escogen las empresas ANALOG DEVICES (tabla 5) y MAXIM (tabla 6) por ser las que brindan más opciones de integrados que cumplen con esta característica. Se realiza un paralelo entre las opciones ofrecidas en donde se evalúa:

- Resolución: Mayor o igual a 0,1°C.
- Interfaz de comunicación compatible: La interfaz de comunicación I^2C , debido a que este es el protocolo seleccionado para comunicación con el microcontrolador.
- Rango de trabajo: Comprendido entre -30°C a +50°C .
- Rango de alimentación: Debido a que es una de las limitantes más grandes, debe operar a una tensión de 3,5V.
- Consumo de potencia: Inferior a 1mW ya que se busca mantener o ampliar el tiempo de vida útil de la batería.

Los resultados de la comparación se pueden ver en detalle a continuación.

Tabla 5 Medidores de temperatura ANALOG DEVICES.

CARACTERÍSTICAS	ADT75	ADT408	ADT301	ADT302
Numero de Bits	12 bits	12 bits	13 bits	13 bits
Resolución	(0,0625°C)	(0,0625°C)	(0,03125°C)	(0,03125°C)
Exactitud	±1°C (0°C a 70°C), ±2°C (-25°C a 100°C)	±2°C	±0,5°C	±2°C
Interfaz Compatible	I^2C	I^2C	SPI y DSP	SPI y DSP
Rango de operación	-55°C hasta +125°C	-20°C hasta 125°C	-40°C hasta 120°C	-40°C hasta 125°C
Rango de Alimentación	3,0V hasta 5,5V	3V hasta 3,6V	2,7V hasta 5,25V	2,7V hasta 5,25V
Numero de Pines	8 pines	8 pines	MSOP 8 pines	MSOP 8 pines

			SOT 6 pines	SOT 6 pines
Consumo de Potencia	79uW a 3,3V	0,5mW a 3,3V	0,631mW a 3,3V	0,631mW a 3,3V
Corriente de Shutdown	3uA	3uA	1uA	1uA

Fuente: Autores.

Tabla 6 Medidores de temperatura MAXIM.

CARACTERÍSTICAS	DS1624	DS1722
Numero de Bits	13 bits	configurable de 8 a 12 bits
Resolución	0,03125°C	1°C hasta 0,0625°C
Exactitud		±2°C
Interfaz Compatible	interfaz serial de 2 conexiones (open drain I/O lines)	interfaz SPI de tres conexiones
Rango de operación	-55°C hasta +125°C	-55°C hasta +120°C
Rango de Alimentación	2,7V hasta 5,5V	2,65V a 5,5V
Numero de Pines	8-pines DIP o SOIC	8-Pines SO, 8-Pines μMAX, o Flip-Chip
Memoria	256 bytes de memoria de E^2	

Fuente: Autores.

De acuerdo con el anterior criterio de selección es escogido el ADT75¹¹ de la empresa ANALOG DEVICES (figura 30), que presenta las siguientes características:

- Resolución de 12 bits (0,0625°C).
- Exactitud de la medida de ±1°C en un rango de 0°C a 70°C.
- Exactitud de la medida de ±2°C en un rango de -25°C a +100°C.
- Compatible con interfaz I^2C .
- Rango de operación de -55°C hasta +125°C.
- Alimentación de 3,0V a 5,5V.
- Indicador de sobre temperatura.
- Modo Shutdown para bajo consumo de potencia (3uA).
- Consumo de potencia 79uW a 3,3V.
- Dispositivo de 8 pines MSOP.

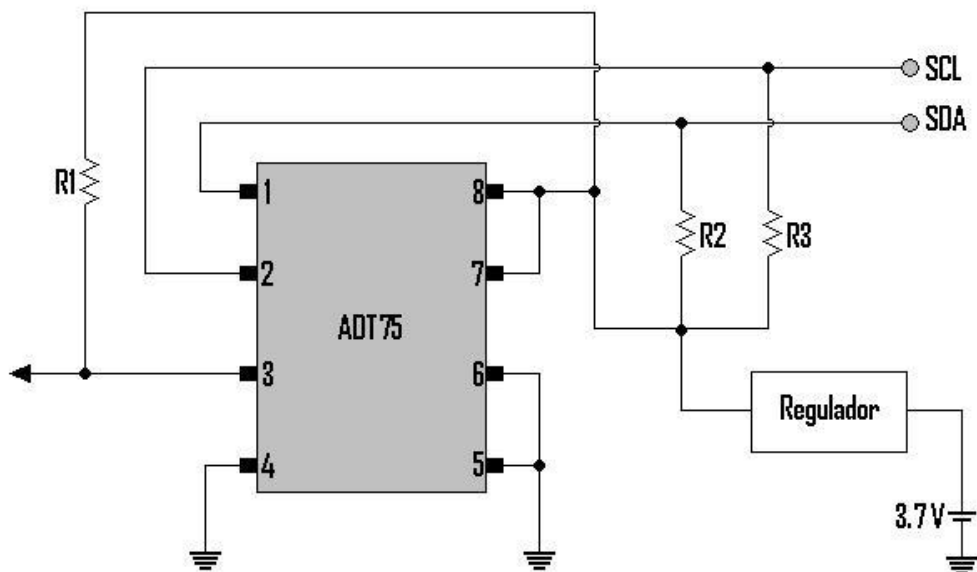
¹¹ Para mayor información acerca del dispositivo remitirse al ANEXO G.



Fuente: Hoja de datos ADT75.

Figura 30 Configuración de pines ADT75.

La topología utilizada para este dispositivo es la mostrada a continuación (figura 31):



Fuente: Autores.

Figura 31 Topología del ADT75.

En donde las resistencias de la topología del ADT75 están expresadas en Ohms y presentan los siguientes valores $R_1=10k\Omega$ $R_2=10k\Omega$ y $R_3=10k\Omega$. La comunicación hacia el microcontrolador se realiza por medio del pin SDA, el cual transmite los datos de manera serial y SCL que corresponde al reloj.

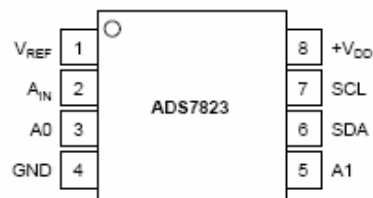
Debido a la importancia que representa el valor sensado por el medidor de temperatura ambiente, es necesario resaltar que el diseño propuesto no presenta ninguna clase de aislamiento térmico, permitiendo que la medida se altere en el instante que su entorno cambie por diversas razones, como la inadecuada operación o el contacto con el paciente. Es por esta razón que se sugiere diseñar la

parte ergonómica del dispositivo, de tal manera que se incluya este factor con el fin de garantizar una medida real.

3.6 CONVERSION ANALOGICA-DIGITAL.

La señal proveniente de la etapa de adquisición y filtrado debe ser digitalizada para hacerla más resistente al ruido y facilitar su procesamiento y adquisición en el PC, permitiendo así su posterior análisis, visualización y observación.

La resolución calculada para el sistema esta alrededor de los 13 o 14 bits, que en comparación con la poca exigencia de esta en la señal adquirida, es elevada; por esta razón, el trabajar con un conversor de menor resolución sacrificando uno o dos bits, no presentara un problema tan delicado; esta perdida de información no afectara significativamente los datos sensados, puesto que para la aplicación medica, no se necesitan tener valores con demasiadas cifras significativas. Por esto se decide trabajar con el conversor ADS7823¹² de Texas Instruments, con el que se tuvo una previa experiencia en la primera fase del proyecto arrojando resultados satisfactorios para la aplicación. A continuación se presenta su diagrama de pines (figura 32) y características de funcionamiento.



Fuente: Hoja de datos ADS7823.

Figura 32 Configuración de pines ADS7823.

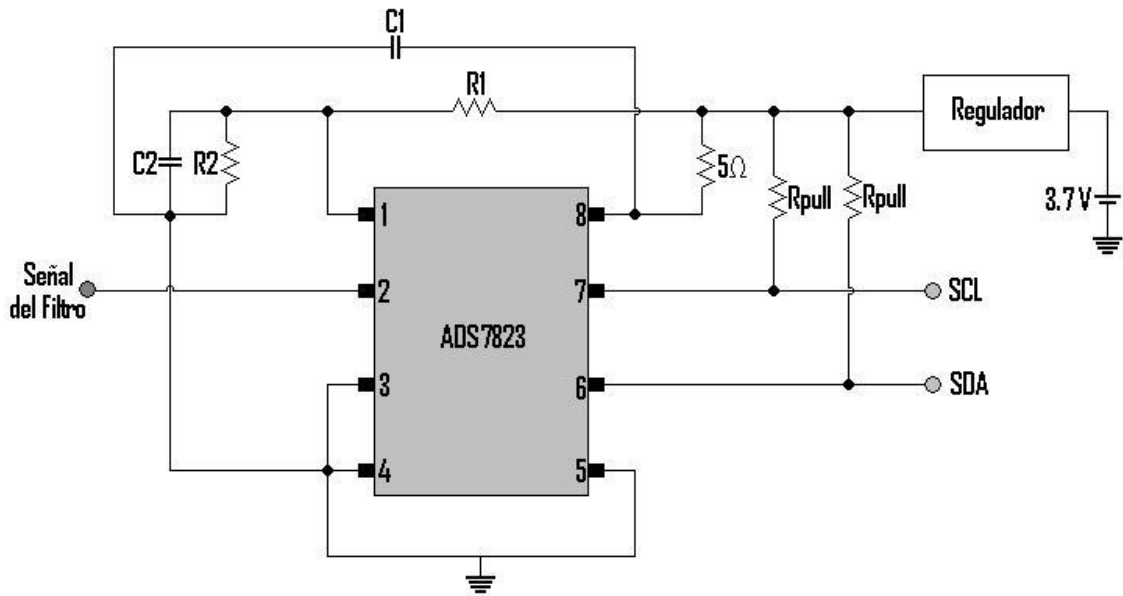
- Resolución de 12 Bits.
- 50 kHz de rata de muestreo.
- Arquitectura SAR.
- Alimentación entre 2,7V y 5V.
- Interfaz I²C.
- 8 pines.

El protocolo utilizado por el conversor es I²C, el cual al ser de tipo serial, reduce el número de pines necesarios para la comunicación disminuyendo de esta manera las dimensiones del diseño del

¹² Para mayor información acerca del dispositivo remitirse al ANEXO H.

dispositivo. Como principales ventajas encontramos su alta inmunidad al ruido, pocos cables de interconexión, bajo consumo de corriente y amplio rango de tensiones de alimentación.

La configuración del circuito del dispositivo se muestra a continuación (figura 33):



Fuente: Autores.

Figura 33 Topología del ADS7823.

Donde las resistencias R_{pull} tienen un valor de $2k\Omega$, $C_1 = 1\mu F$, $C_2 = 0,1\mu F$. Las resistencias R_1 y R_2 , que toman valores de $3,2k\Omega$ y $10k\Omega$ respectivamente, son resistencias divisoras de voltaje de una topología diseñada para una tensión de referencia de $2,5V$, en donde tenemos que el bit menos significativo se encuentra de acuerdo a la siguiente ecuación (ecuación 14):

$$LSB = \frac{V_{Ref}}{4095 Bit} = 0,6105mV \quad \text{Ec 14}$$

3.7 MICROCONTROLADOR.

3.7.1 Selección del microcontrolador.

La necesidad de transmitir todos los datos digitalizados al PC, para su posterior análisis e interpretación, hace necesario el uso de un microcontrolador que efectúe las siguientes tareas:

- Realizar la recepción de los datos provenientes de la etapa de conversión analógica digital, en donde se encuentran los datos medidos por el termistor o por el sensor de flujo de calor.
- Ejecutar la recepción de los datos provenientes del medidor de temperatura ambiente.
- Proveer el acople con el sistema de comunicación Bluetooth y permitir el control de flujo de datos en este.

Se define el tipo o familia de microcontroladores de acuerdo a los siguientes factores:

- Experiencia previa en trabajos precedentes del grupo de investigación CEMOS: Se tienen en cuenta las familias de microcontroladores con las cuales se ha desarrollado alguna aplicación, con el fin de tener un punto de referencia en características y desempeño.
- Documentación: Para poder analizar y decidir entre las diversas familias de microcontroladores, se requiere recopilar suficiente información de las características de estas; logrando crear un criterio de selección que permita escoger la opción más acertada.
- Herramientas de desarrollo disponibles y su precio: Es necesario conocer el soporte tanto de software como de hardware del que se dispone y su costo, puesto que el uso del microcontrolador escogido está limitado a estas herramientas.
- Precio del microcontrolador: se estudian las diferentes opciones existentes en el mercado de acuerdo a su valor comercial y costos de importación.

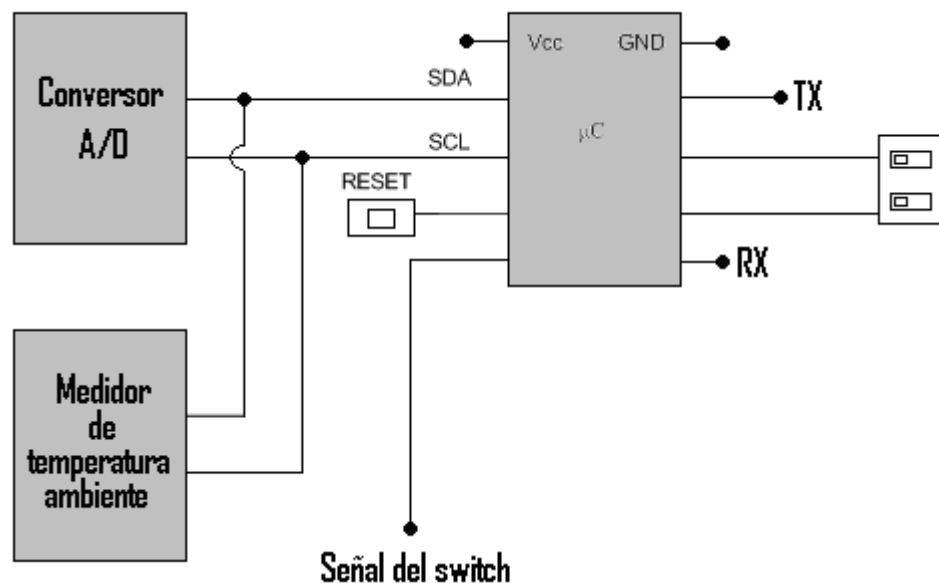
Con base en los criterios anteriormente mencionados, se opta por seleccionar un microcontrolador perteneciente a las empresas FREESCALE o AVR, puesto que ya se tiene experiencia con este tipo

de microcontroladores y las herramientas de desarrollo están disponibles para la implementación de la aplicación.

Debido a que la resolución del conversor analógico-digital es de 12 bits, se escoge un microcontrolador de 8 bits puesto que los microcontroladores con mayor cantidad de bits, disponibles en las empresas, presentan características como gran tamaño de memoria y numerosos puertos de entrada; estas con respecto a los requerimientos de la aplicación implican una sub-utilización de los dispositivos.

Ya estando en este punto, se establece como características para escoger el microcontrolador:

- Numero de pines de I/O necesarios: El numero de pines de I/O que se necesitan para la configuración se puede ver en la figura 34; donde se puede apreciar que para la comunicación con el conversor analógico-digital y el medidor de temperatura ambiente son necesarios solo dos pines, un pin para reset, un pin para la señal proveniente del selector, dos pines para el direccionamiento físico del modulo y finalmente dos pines para la comunicación serial con el modulo Bluetooth; para un total de 8 pines de I/O.



Fuente: Autores.

Figura 34 Selección de pines I/O del microcontrolador.

- Cantidad de memoria programable: Dado que en esta ocasión el microcontrolador tiene más tareas que realizar que en los prototipos anteriormente desarrollados, se hace necesario la

utilización de uno que tenga más memoria programable, de al menos 8 Kbytes.

- Tensión de alimentación: Este es una de los parámetros más importantes ya que se limita a una tensión de alimentación de 3,7V.
- Interfaz de comunicación: La interfaz de comunicación necesaria para la transmisión de datos desde el conversor analógico-digital y el medidor de temperatura ambiente es por medio de el protocolo I^2C ¹³; el acople de los datos con el modulo de transmisión Bluetooth se hará por medio de el protocolo SCI¹⁴ (Serial Communication Interface); estos dos protocolos se manejaron con el fin de reducir la cantidad de pines necesarios para las labores de comunicación en el microcontrolador.

A continuación se muestra la tabla comparativa de los microcontroladores tenidos en cuenta en la selección (tabla 7):

¹³ En [6] y en el ANEXO I se presenta una explicación sobre este protocolo.

¹⁴ En [2] se presenta una explicación sobre este protocolo.

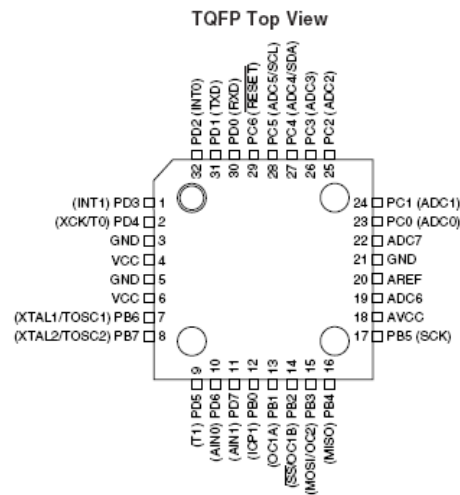
Producto	Flash (Byte)	RAM (Byte)	Frecuencia de operacion (Max) (MHz)	Bus de Frecuencia (Max) (MHz)	Volt. (Min) (V)	Volt. (Max) (V)	Tipo de Interfaz	I/O	Función Standby	Voltaje (Typ) (V)
MC9S08QG8	8192 4096	512 256	32 20	10 8	1,8	3,6	I2C SCI SPI	14 6	WAIT STOP	3,6 2,1 1,8
MC68HC908GR8	8000 7680	384	32	8,2 8	2,7	5,5 3	SPI SCI	21 17	WAIT STOP	5
MC68HC908GR8 A	8000	384	32	8	2,7	5,5	SPI SCI	21	WAIT STOP	5,5 3
MC68HC908LB8	8000	128	32	8	-3	6		18	WAIT STOP	5
MC68HC908QB8	8000	256	32	8	2,7	5,5	SPI SCI SPI SCI	16 14	WAIT STOP	5,5 2,7
MC68HC908AP8 A	8192	1024	32	8	-0,3	6	SCI IRSCI SPI I2CI	32 30	WAIT STOP	5
MC68HC908LV8	8192	512	32	8 4	-,03	6		40	WAIT STOP	5 3
MC68HLC908QT 4	4096	128	32 -	8,2 8 4 3,2	-0,3	6		6 5	WAIT STOP	3,6 2,2
ATMEGA 8L	8000	1024	16	8	2.2	5.5	I2C SCI SPI	32	WAIT STOP	3.6

Tabla 7 Tabla comparativa de microcontroladores.

Fuente: Autores.

Como se puede ver en la tabla anterior, los microcontroladores que presentan características muy cercanas a las necesarias son el MC9S08QG8 y el ATMEGA8L. Se escoge el ATMEGA8L¹⁵ por la disponibilidad de las herramientas de programación. En la figura 35 se muestra su distribución de pines.

¹⁵ Para mayor información acerca del dispositivo remitirse al ANEXO I.



Fuente: Hoja de datos ATMEGA8L.

Figura 35 Configuración de pines ATMEGA8L.

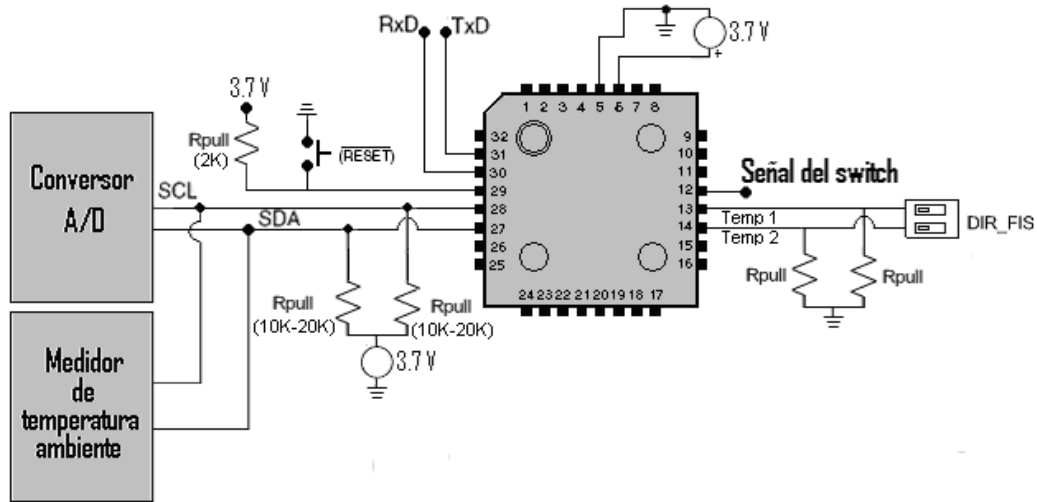
En la figura 36 se puede observar el diagrama de flujo general de las tareas realizadas por el microcontrolador.



Fuente: Autores.

Figura 36 Diagrama de flujo del microcontrolador.

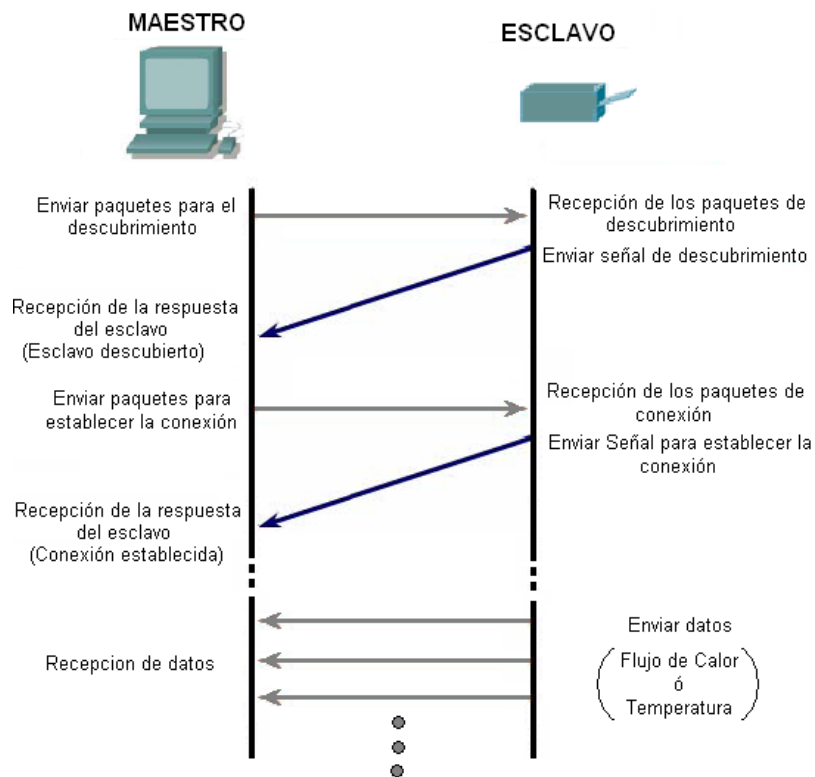
En la figura 37 se puede observar la configuración utilizada en el microcontrolador:



Fuente: Autores.

Figura 37 Topología del microcontrolador ATMEGA8L.

3.7.2 Procedimiento para la transmisión Bluetooth.



Fuente: Autores.

Figura 38 Procedimiento para la transmisión de datos.

El proceso para realizar la transmisión de datos por medio de la tecnología bluetooth, está compuesto por tres etapas: descubrimiento, conexión, y transmisión de los datos sensados (figura 38).

- Descubrimiento: el maestro transmite dos paquetes de identificación sobre dos diferentes frecuencias de salto en una ranura de tiempo. Estos paquetes de identificación no contienen información acerca del maestro, pero si pueden indicar el tipo de dispositivo que debería responder, es decir, ya sea cualquier dispositivo (GIAC) o cierto tipo de dispositivo (DIAC) [1].
- Conexión: el maestro transmite dos paquetes de identificación sobre dos diferentes frecuencias de salto en una ranura de tiempo. El maestro escuchará por el mensaje de respuesta de un posible esclavo, sobre dos diferentes frecuencias de salto en una ranura. Estos mensajes de respuesta corresponden a dos paquetes de identificación del posible esclavo. Para configurar la conexión, el maestro transmite un paquete FHS al posible esclavo. Este posible esclavo envía un mensaje de respuesta, si el mensaje de confirmación es recibido, el maestro enviará su primer paquete al nuevo esclavo con su dirección y valor de reloj. En este momento se ha configurado la conexión del posible esclavo, es decir, el esclavo entra al estado de conexión y por lo tanto usará la secuencia de salto de canal y el código de acceso al canal (CAC) determinado por el maestro [1].

Transmisión de datos sensados: este es un proceso contrario al de descubrimiento y conexión puesto que solo presenta una comunicación unidireccional; es decir, después de establecer la conexión el esclavo envía datos de forma continua al maestro y este en ningún momento confirma la recepción de estos. Sin embargo, a pesar de estar conectados se debe implementar un protocolo que permita la sincronización entre el dispositivo de sensado y el software de comunicación.

3.7.3 Protocolo de sincronización.

El protocolo de sincronización es implementado en el microcontrolador y en el software. Para realizar la programación del microcontrolador es necesario conocer la forma en que operan los dispositivos a comunicar, el funcionamiento del protocolo I²C¹⁶ y el procedimiento para la transmisión de datos por medio de la tecnología Bluetooth.

¹⁶ Para mayor información acerca del protocolo referirse a [2], [6] o Anexo I.

3. Operación del ADS7823.

El ADS7823 puede operar en dos modos:

- Modo de esclavo receptor: Los datos seriales y la señal de clock son recibidos a través de SDA y SCL respectivamente. El conversor genera una señal ACK después de cada byte recibido; el primer byte recibido corresponde a la dirección de dispositivo y la operación de escritura (bit LSB en '0'), los siguientes bytes corresponden a los datos enviados por el maestro. Start y stop son reconocidas como el inicio y el final de la transferencia.
- Modo de esclavo transmisor: El primer byte (la dirección de esclavo) es recibida y manipulada como en el modo anterior. Sin embargo, en este modo el bit LSB indicará que la dirección de transferencia es invertida, es decir lectura; enseguida el esclavo envía los datos al maestro y por cada byte enviado recibe un ACK generado por el maestro.

3.7.3.1.1 Byte de direccionamiento.

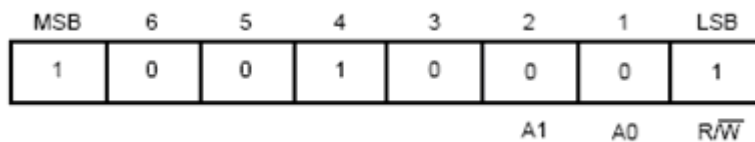
MSB	6	5	4	3	2	1	LSB
1	0	0	1	0	A ₁	A ₀	R/W

Fuente: hoja de datos ADS7823

Figura 39 Byte de Dirección

En la figura 39 se observa el byte de dirección, que será el primer byte recibido después de la condición start dada por el maestro. Los primeros 5 bits (MSBs) de la dirección de esclavo son preseleccionados por el fabricante, los siguientes 2 bits del byte de dirección son los bits de selección del dispositivo, A₁ y A₀ corresponden a los pines de entrada (A₁-A₀) en el ADS7823 y determinan la dirección del dispositivo.

Las entradas de dirección A₁-A₀ pueden ser conectadas a V_{DD} o a tierra (en este caso permanecerán aterrizados, es decir se mantendrán en cero). Las figuras 40 y 41 presentan la configuración de la dirección del ADS7823 con las operaciones de escritura y lectura respectivamente.



Fuente: Autores

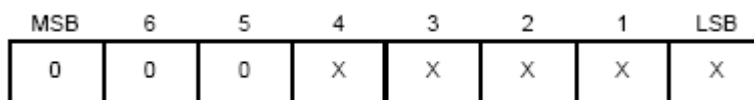
Figura 40 Configuración de la Dirección para Escritura



Fuente: Autores

Figura 41 Configuración de la Dirección para Lectura

3.7.3.1.2 Byte de comando.



Fuente: hoja de datos ADS7823

Figura 42 Byte de Comando

El modo de operación del ADS7823 es determinado por el byte de comando (figura 42). Este byte consiste simplemente de 3 ceros en los bits más significativos, mientras los 5 bits restantes no importan.

3.7.3.1.3 Inicialización de la conversión.

El maestro provee la dirección con la operación de escritura, así el ADS7823 activa la sección del convertor A/D y comienza la conversión cuando este recibe el 5 bit del byte de comando, si el byte de comando esta correcto el ADS7823 devuelve un ACK. El convertor ignora cualquier byte de comando incorrecto (este es, colocando cualquier de los tres bits MSB en 1 del byte de comando), el ADS7823 ignorará un segundo byte de comando válido si dos bytes de comando validos son emitidos consecutivamente, el ADS7823 responderá con un NO-ACK.

3.7.3.1.4 Lectura de datos.

Los datos pueden ser leídos desde el ADS7823 enseguida del direccionamiento de lectura (LSB de el byte de dirección en 1) hecho por el maestro. Cada palabra de datos (12 bits) es retornada en dos bytes, como se muestra en la figura 43, donde D11 es el MSB de la

palabra de datos, y D0 es al LSB, el byte 0 es enviado primero, seguido por el byte 1.

	MSB	6	5	4	3	2	1	LSB
BYTE0	0	0	0	0	D11	D10	D9	D8
BYTE1	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0

Fuente: hoja de datos ADS7823

Figura 43 Lectura de Datos

4. Operación del ADT75.

El sensor de temperatura ambiente ADT75 tiene los mismos modos de operación que el conversor analógico-digital.

3.7.3.1.5 Formato de temperatura.

Como se mencionó en el numeral 3.5 el medidor de temperatura ambiente mide un rango temperatura entre -55°C y $+125^{\circ}\text{C}$, donde un LSB corresponde a 0.0625°C . El valor de temperatura medido se almacena en el registro de valor de temperatura, su dirección se puede ver en la figura 44

Table 7. ADT75 Registers

Pointer Address	Name	Power-On Default
0x00	Temperature value	0x00
0x01	Configuration	0x00
0x02	T _{HYST} setpoint	0x4B00 (75°C)
0x03	T _{OS} setpoint	0x5000 (80°C)
0x04	One-shot	0xXX

Fuente: hoja de datos ADT75

Figura 44 Registro de Valor de Temperatura

	MSB	6	5	4	3	2	1	LSB
BYTE0	T15	T14	T13	T12	T11	T10	T9	T8
BYTE1	T7	T6	T5	T4	T3	T2	T1	T0

Fuente: Autores.

Figura 45 Formato de Temperatura para el ADT75

La figura 45 muestra el formato de 12 bits del valor de temperatura, el bit MSB (T₁₅) corresponde al bit de signo, este puede ser '1' para

representar valores negativos de temperatura o puede tomar el valor de '0' para representar valores positivos. Como estos valores se tienen que transmitir en 16 bits, los 4 LSBs (T_3, T_2, T_1, T_0) no forman parte del resultado de conversión por lo cual toman el valor de '0', en la figura 46 se puede observar un ejemplo de esto.

$-55^{\circ}\text{C} \rightarrow 1100\ 1001\ 0000\ \underline{\underline{0000}}$
 $+50^{\circ}\text{C} \rightarrow 0011\ 0010\ 0000\ \underline{\underline{0000}}$

Fuente: Hoja de datos ADT75

Figura 46 Formato en 12 Bits para -55°C y 50°C

3.7.3.1.6 Direcccionamiento.

En el direccionamiento los 4 bits más significativos (A_6, A_5, A_4, A_3) los establece el fabricante, permitiendo modificar por hardware A_2, A_1, A_0 . Esto se puede observar en la figura 47.

Binary						
A6	A5	A4	A3	A2	A1	A0
1	0	0	1	0	0	0
1	0	0	1	0	0	1
1	0	0	1	0	1	0
1	0	0	1	0	1	1
1	0	0	1	1	0	0
1	0	0	1	1	0	1
1	0	0	1	1	1	0
1	0	0	1	1	1	1

Fuente: hoja de datos ADT75

Figura 47 Direccionamiento de los Bits A0, A1 y A2

Como se puede observar en la anterior figura, la primera dirección fue asignada al convertor analógico-digital ADS7823; por lo cual, se realiza una modificación al hardware manteniendo el pin 7 a 3,3V para lograr la segunda dirección. La trama de direccionamiento para el ADT75 se muestra en la figura 48.

MSB	6	5	4	3	2	1	LSB
1	0	0	1	0	0	1	$R\overline{W}$

Fuente: Autores

Figura 48 Trama de Direccionamiento para el ADT75

3.7.3.1.7 Lectura de datos.

Para una correcta operación de lectura, se debe realizar primero una operación de escritura que se desarrollará de la siguiente manera:

- El primer byte enviado es el byte de dirección con el bit LSB en '0'.
- Se recibe el ACK generado por el ADT75.
- El siguiente byte contiene la dirección del registro que se desea leer, en este caso el registro de valor de temperatura que tiene la dirección 0x00.
- Enseguida se envía nuevamente el byte de dirección del ADT75 pero con el bit LSB configurado para una operación de lectura, es decir '1'.
- Se recibe el ACK generado por el ADT75 y el posterior dato de temperatura en dos bytes.

5. Configuración de la trama final.

Para desarrollar el software del microcontrolador es necesario conocer los modos de operación de los dispositivos con los que se realiza la comunicación y la estructura de los datos enviados por ellos. Dicha estructura de datos se observa en las figuras 43 y 45.

En la primer fase del proyecto ([2] y [6]) se aprovechó el formato de datos enviado por el ADS7823 (figura 49); puesto que sus cuatro bits MSB son cero se utilizaron para reconocimiento del dispositivo y el método empleado.



Fuente: Autores

Figura 49. Formato de Trama de Transmisión

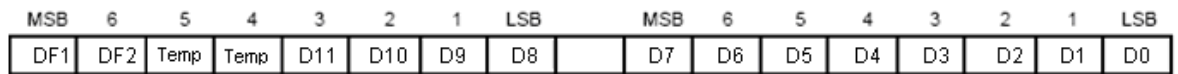
Como se observa esta trama tiene configurados los dos bits más significativos (D_{F1} y D_{F2}) para direccionamiento del modulo que indica la posición del dispositivo en el cuerpo del paciente dependiendo del sensor utilizado (tabla 8). Los siguientes dos bits marcados como tipo se usaban para direccional el tipo de modulo que se estaba utilizando; '00' si es el sensor de flujo de calor y '11' si es el termistor.

Tabla 8 Direccionamiento para el Modulo

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

Fuente: Autores.

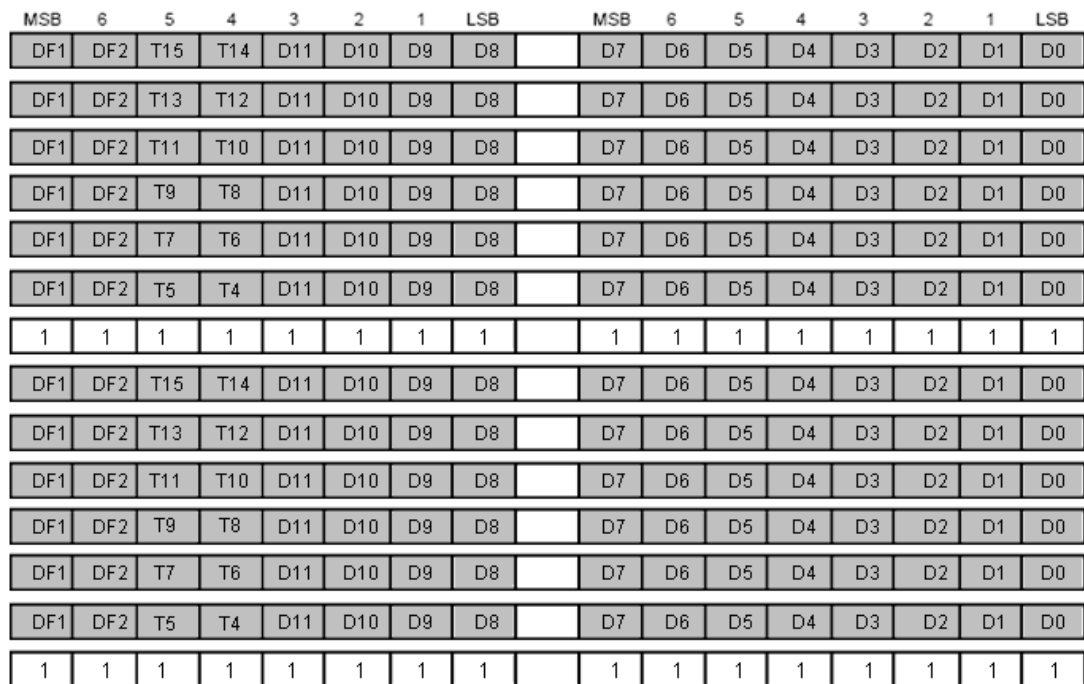
Para el diseño de la trama final en la transmisión al PC por medio del módulo Bluetooth se aprovecha la configuración ya realizada [1], que sub-utiliza los bits que corresponden al tipo de sensor y el hecho que el valor de temperatura ambiente medido por el ADT75 no varía de manera significativa, de tal forma que no sea necesario tomar éste valor con la misma constancia que el entregado por el ADS7823; es decir, por un valor de temperatura ambiente almacenado se reciben varios datos del conversor analógico-digital. La estructura de la trama final se muestra en la figura 50; en la cual se puede ver que se reemplaza los bits del tipo de sensor usado para transmitir dos bits del valor de temperatura ambiente.




Fuente: Autores.

Figura 50 Estructura de la Trama Final para el Microcontrolador

En vista que el formato del valor de temperatura ambiente está compuesto por dos bytes, son necesarias 6 palabras (12 bytes) del ADS7823 para transmitir un dato completo del ADT75 y dos bytes mas de sincronismo que permiten al software identificar el comienzo de un dato real de temperatura ambiente; estos bytes se mantendrán en unos ya que este dato no es posible en las medidas a registrar. Todo esto se puede observar con más claridad en la figura 51.



 Bloque de datos del ADS7823 necesario para transmitir un dato completo de temperatura ambiente.


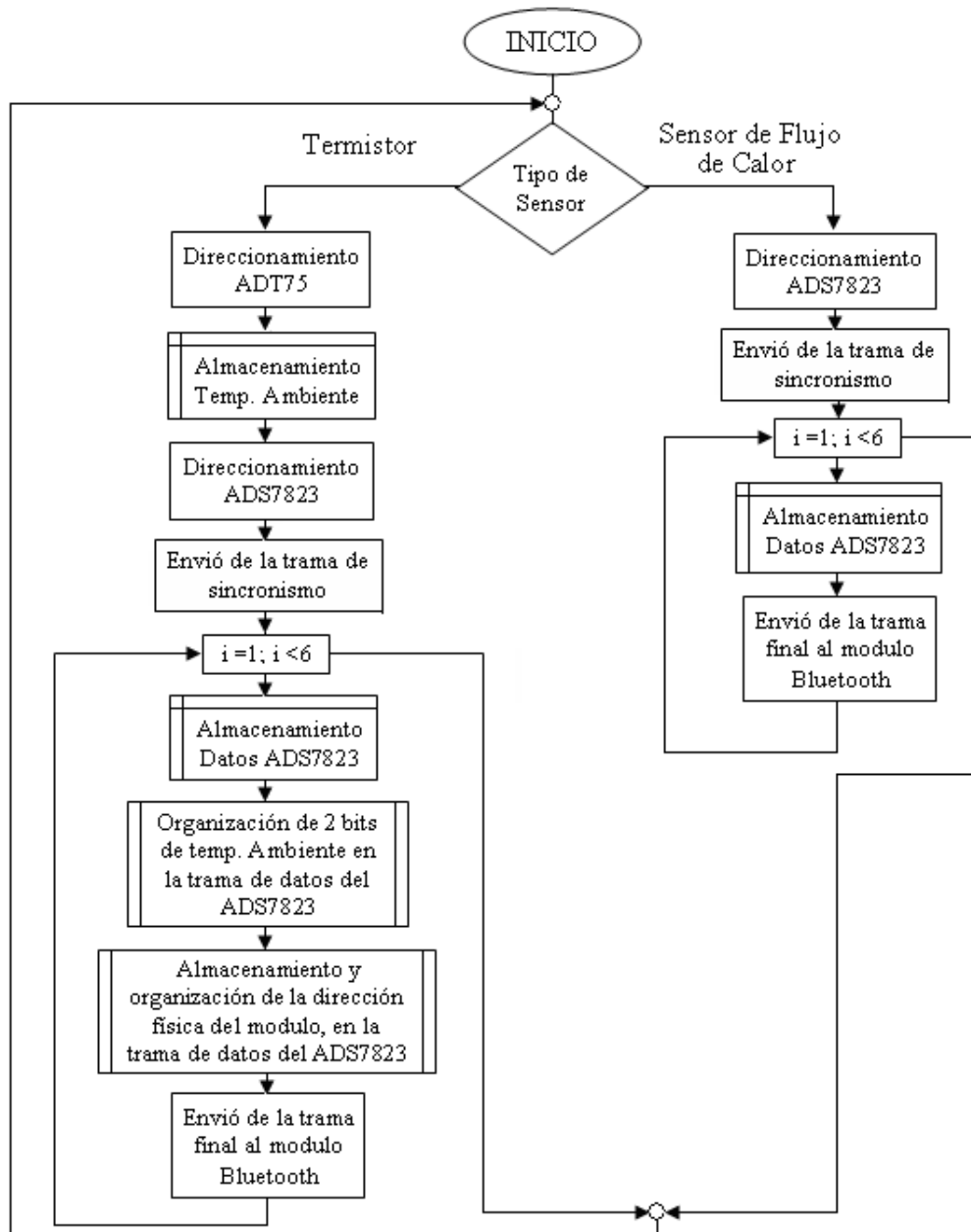
 Bytes de sincronismo, todos sus campos en unos

Figura 51 Estructura de los datos de transmisión.

Fuente: Autores

Para el caso de la trama de sensado de flujo de calor será la misma trama pero el campo que corresponde al almacenamiento de la temperatura ambiente va a ser cero. El diagrama de flujo general de la programación del microcontrolador se puede ver en la figura 52.



Fuente: Autores

Figura 52 Diagrama de flujo de la Programación del Microcontrolador.

3.8 ALIMENTACIÓN.

La alimentación del dispositivo es un factor de suma importancia ya que de esta depende el funcionamiento de todo el prototipo. Para la selección de esta parte del diseño final se tuvo en cuenta algunos criterios de selección como seguridad, por eso la necesidad de un circuito de protección contra cortos ya que este dispositivo se usará sobre el cuerpo humano.

La tensión nominal está dada por la alimentación necesaria para cada dispositivo; en el presente proyecto se trabajará con una alimentación de 3,7V pero será regulada a 3,5V (la regulación es explicada en la sección 3.9).

La duración de la carga también es un factor importante a evaluar en la selección de la batería, ya que esta nos dará la autonomía del circuito y esta a su vez está sujeta al consumo de potencia total del prototipo. Otro factor a tener en cuenta es la comercialización y disponibilidad en el mercado de la batería, porque esto hace más asequible conseguir repuestos o dispositivos de recarga de esta.

Se decide trabajar con la batería NOKIA BL-5C¹⁷ (figura 53), que fue utilizada en los prototipos de sensado de flujo de calor y de variación de temperatura, ya que esta presenta un circuito de protección contra cortocircuitos, una tensión nominal de 3,7V y 850mAH. A continuación se muestra la batería y sus características (tabla 9).



Fuente: Pagina oficial de NOKIA.

Figura 53 Batería BL-5C.

Tabla 9 Características batería BL-5C.

CARACTERISTICA	VALOR NOMINAL
Tensión	3,7V
Corriente/Hora	850 mAh
Material	Li-Ion
Efecto Memoria	No

Fuente: Autores.

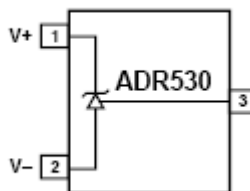
¹⁷ Para mayor información remitirse al ANEXO J.

3.9 REGULACIÓN DE TENSION.

La regulación de tensión surge como una necesidad para la alimentación de cada fase del prototipo; en el puente de Wheatstone, una leve variación cambia el nivel de la señal adquirida y en el amplificador AD627 varía la tensión de referencia del pin 5 dificultando la interpretación de los datos amplificados y en el conversor se altera la tensión de 2,5V en el pin 1; esto de acuerdo a la ecuación 13, afecta el LSB calculado y los datos digitales cambian de igual manera, lo que impide una acertada interpretación de la señal digitalizada que se envía al microcontrolador para después ser transmitida al PC. En general, una variación en el suministro de tensión a cada dispositivo afecta el normal desempeño de este.

Para suplir estas necesidades se escoge el regulador de tensión ADR530¹⁸ de la empresa ANALOG DEVICES (figura 54) por ser un integrado con una configuración de pines bastante sencilla, además de poseer las características mostradas a continuación:

- Rango de temperatura -40°C hasta 85°C .
- Rango de corriente de operación $50\mu\text{A}$ hasta 15mA .
- Exactitud de $0,2\%$.

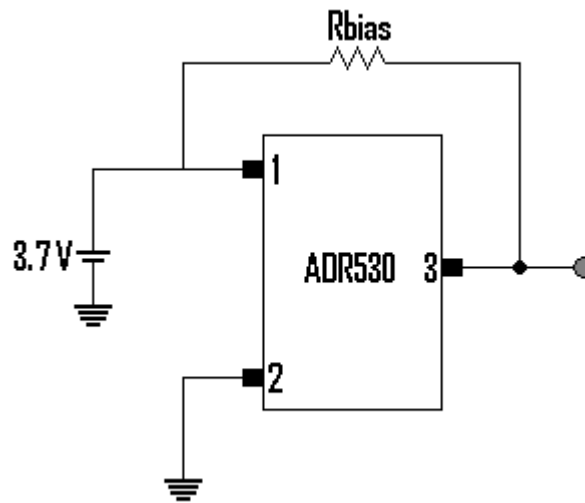


Fuente: Hoja de datos ADR530.

Figura 54 Configuración de pines ADR530.

A continuación se muestra la topología utilizada para el regulador de tensión (figura 55).

¹⁸ Para mayor información acerca del dispositivo remitirse al ANEXO K.



Fuente: Autores.

Figura 55 Topología ADR530.

La resistencia R_{BIAS} esta dada por la ecuación 15¹⁹.

$$R_{BIAS} = \frac{V_{CC} - V_{OUT}}{I_L + I_{IN}} \quad \text{Ec 15}$$

Donde se tiene que:

- V_{CC} es el voltaje de la batería y es igual a 3,7V.
- V_{OUT} es la salida de tensión regulada que es igual a 3,5V.
- I_{IN} es la corriente en el dispositivo igual a 100 μ A.
- I_L es la corriente total consumida por los dispositivos alimentados con la tensión de salida del regulador (3,5 V).

A continuación se presentan los consumos de corriente discriminados por etapas (tabla 10):

Tabla 10 Consumo de corriente por etapas.

ETAPA	CONSUMO DE CORRIENTE (μ A)
Puente de Wheatstone	182,949 μ A
Amplificador AD627	984,506 μ A
Filtro OPA2340	812,256 μ A
Medidor de Temperatura ADT75	24 μ A
Convertor ADS7823	372,608

Fuente: Autores.

De esto se obtiene que la corriente total consumida por los circuitos con alimentación regulada I_L es igual a 2,37mA. Teniendo en cuenta

¹⁹ Para mayor información referirse al ANEXO K.

los anteriores valores y reemplazando en la ecuación 15 se tiene que $R_{BIAS}=161\Omega$.

3.10 TARJETA IMPRESA IMPLEMENTADA (PCB).

Después de haberse especificado cada una de las configuraciones de los dispositivos que integran el módulo a lo largo del presente capítulo, se procede a realizar el diseño del PCB final utilizando la herramienta *Orcad Layout Plus* versión 9.2. Los parámetros usados para el diseño y construcción están relacionados principalmente con las dimensiones, pues se busca tener un tamaño menor o igual a los dispositivos diseñados en [2] y [6].

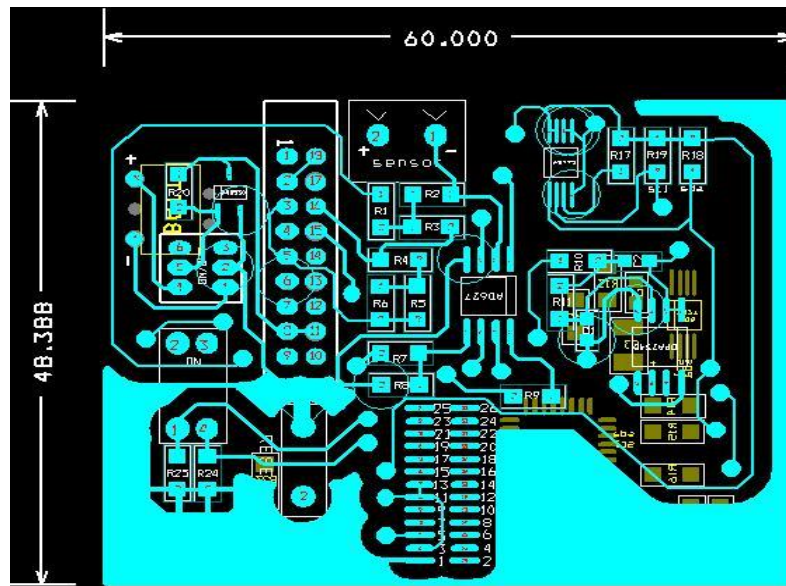
Para obtener mejor aprovechamiento del espacio se trabaja con circuitos integrados, resistencias y condensadores de montaje superficial, un botón de reset y un conector (del sensor de flujo de calor y el termistor) de reducido tamaño, además de un *dipSwitch* para asignar la dirección física del modulo y por ultimo otro switch que actúa como selector del método de sensado, este componente es de tamaño considerablemente mayor al resto de dispositivos pero reducido en comparación a los disponibles en el mercado.

Los criterios que se manejaron en el diseño, para evitar las interferencias electromagnéticas fueron los siguientes:

- Los espacios de tamaño significativo donde no había elementos fueron rellenados en forma continua por un plano de tierra para generar un apantallamiento sobre todo en la zona con más probabilidad de interferencia ubicada en la vecindad con la antena del módulo de Bluetooth. Por espacios significativos se hace referencia a lugares libres del circuito impreso mayores a 2.3mm que de permita la conexión directa con los planos de tierra adyacentes, es decir, que no se generen "islas" de cobre sin conexión alguna. El plano de tierra no pasa por debajo de los elementos de montaje superficial.
- Todos los caminos, tanto de señal como de alimentación, fueron diseñados con ángulos de 135° de tal manera que se disminuyan las pérdidas que se generan en los bordes de ángulo recto.

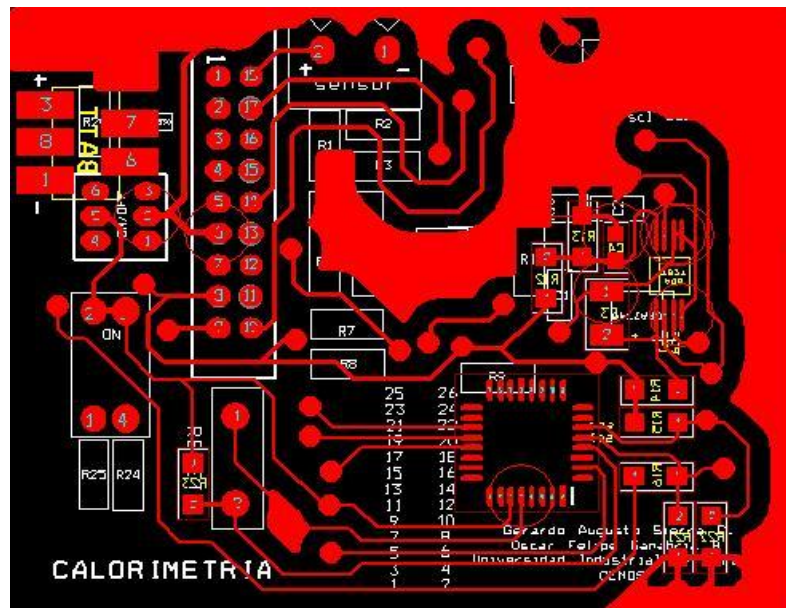
- Debido a la operación del dispositivo a baja frecuencia no es relevante tener en cuenta el valor de la constante de permitividad del dieléctrico por eso puede ser elaborado en fibra de vidrio o baquelita.
- El uso de este equipo en aplicaciones médicas no permite un apantallamiento en su exterior con materiales como el níquel, plata, cobre o grafito pero si está la proposición de utilizar un material de base siliconada que sea aislante y antialérgico para evitar los problemas generados por la interferencia electromagnética. La antena del módulo Bluetooth deberá permanecer por fuera de la carcasa aunque esto será discutido en el momento del diseño ergonómico del equipo de medición.
- En muchas ocasiones es buena idea mantener las tierras de las capas BOT y TOP separadas o al menos unidas débilmente. Algunas aplicaciones pueden tenerlas unidas firmemente sin consecuencias. De cualquier manera, las señales digitales pueden ser perturbadas por las altas corrientes de las señales analógicas o algunas analógicas pueden ser influenciadas por la alta frecuencia del circuito digital. Es bueno mantener estas dos tierras separadas excepto por un solo punto de referencia el cual se puede controlar con un jumper o un resistor de bajo valor; esto ayuda a eliminar lazos de corriente en la tierra y brinda la oportunidad de minimizar el ruido entre los dos. Esta es la razón por la cual las tierras deben ser separadas, sin embargo, el presente dispositivo posee valores de corriente analógica muy reducidos, del orden de los 39.2mA, además el sistema analógico cuenta con un filtro de paso bajo que elimina la interferencia de las altas frecuencias a las que trabaja el circuito digital, por esta razón no se vió necesario la implementación de tierras separadas, sin embargo si se separaron físicamente los circuitos analógicos y digitales en el PCB como tal.
- No existen bucles de pistas y cables que generen interferencia funcionando como antena.
- Los elementos de cada etapa están lo más cerca posible los unos de los otros.

A continuación se observa el PCB en su cara superior TOP e inferior BOT en las figuras 56 y 57 respectivamente, en donde se logra visualizar sus reducidas dimensiones finales de 6.00cm x 4.838cm y la distribución de los dispositivos en la tarjeta.



Fuente: Autores.

Figura 56. Capa TOP PCB.

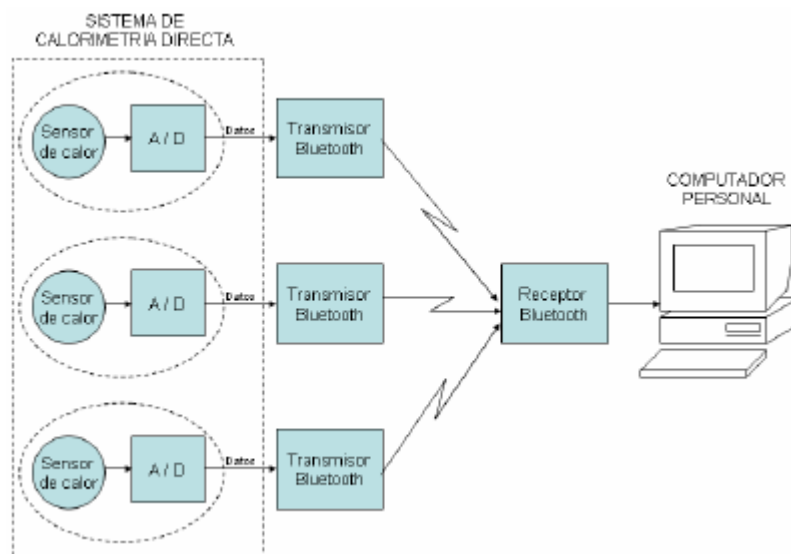


Fuente: Autores.

Figura 57. Capa BOT PCB.

3.11 DISEÑO DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN.

El sistema de transmisión que se implementó es el mostrado en la figura 58; este fue el diseñado en el proyecto "MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL DE UN SISTEMA DE CALORIMETRÍA DIRECTA" [1], trabajo realizado en una fase anterior al presente proyecto.



Fuente: [1].

Figura 58. Diseño del Sistema de monitorización.

El sistema de transmisión consta de tres módulos de sensado conformados por las etapas de adquisición, amplificación, filtrado, conversión analógica digital y transmisión. La tecnología de transmisión escogido es Bluetooth por su gran difusión en el mercado además de proporcionar al módulo el carácter no invasivo por ser una comunicación inalámbrica. En la figura 58 podemos observar la red necesaria para la monitorización de un paciente en donde los módulos de sensado son los esclavos y el receptor el maestro.

Los módulos Bluetooth (transmisores) son fabricados por la empresa *Free2move* y el adaptador Bluetooth (receptor) es el MSI BToes USB dongle²⁰. El protocolo de comunicación implementado maneja un sincronismo y un entramado para la transmisión de datos el cual se especifica en la sección 5.

4 PRUEBAS DE HARDWARE.

Las pruebas de hardware se realizan con el fin de comprobar el grado de veracidad de los diseños teóricos citados en el capítulo 3; los equipos que se utilizan en la toma de datos en el hardware son:

- Trimmer de 10 K Ω .

²⁰ Para mayor información referirse al Anexo C o a [1].

- Osciloscopio tektronik TDS 1001
- Multímetro digital MS8226T DDM.
- Generador de señales 8111 A Hewlett Packard.
- Fuente de voltaje Protek Dual DC Power Supply 3015B.

La tensión de alimentación para las diferentes etapas proviene del regulador que muestra una salida de 3.321V.

4.1 ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.

4.1.1 Método de sensado por variación de temperatura.

En las pruebas de la etapa de adquisición de la señal, se utiliza un potenciómetro como entrada al puente de Wheatstone para simular el comportamiento del termistor; el rango de resistencia que se maneja está entre 8.96 y 4.33 K Ω , que representan un rango de temperaturas de 27°C a 44°C ²¹, cubriendo el nivel máximo y mínimo de temperatura corporal.

La tensión de referencia en el amplificador que presenta el prototipo es de 1.038 V, los datos de salida del puente de Wheatstone, amplificador de instrumentación y ganancia de este último, están consignados en la tabla 11.

Tabla 11. Datos puente de Wheatstone y Amplificador

Resistencia del potenciómetro (K Ω)	Tensión de salida del puente de wheatstone (mV)	Tensión de salida del amplificador(V)	Ganancia (V/V)
8.96±0.445	26.3±0.210	1.166±0.009	4.866±0.345
8.35±0.417	56.4±0.451	1.315±0.010	4.911±0.178
8.10±0.405	69.4±0.555	1.379±0.011	4.913±0.160
7.94±0.397	77.7±0.621	1.413±0.011	4.826±0.142
7.64±0.382	93.6±0.748	1.491±0.012	4.839±0.130
7.38±0.369	108±0.864	1.560±0.012	4.833±0.112
6.98±0.349	130±1.040	1.670±0.013	4.861±0.101
6.33±0.316	168±1.344	1.860±0.015	4.892±0.090
5.97±0.298	190±1.520	1.971±0.016	4.905±0.085
5.62±0.281	212±1.696	2.082±0.017	4.915±0.081
5.32±0.266	231±1.848	2.180±0.017	4.943±0.074
4.88±0.244	261±2.088	2.312±0.018	4.881±0.069
4.54±0.227	284±2.272	2.442±0.019	4.936±0.067
4.33±0.216	301±2.408	2.533±0.020	4.966±0.067

Fuente: Autores.

²¹ Para mayor información referirse al Anexo D.

El error que presenta la ganancia obtenida en las pruebas de laboratorio con respecto a la teórica (5V/V), se calcula para el peor de los casos y da como resultado 9.06% .

4.1.2 Método de sensado de flujo de calor.

Gracias al diseño de la sección 3.3 la entrada en este caso es directamente al amplificador de instrumentación. Para simular el sensor de flujo de calor se utiliza una fuente de tensión y un divisor de tensión que permita manejar un rango de 0.51 hasta 14.21 mV como entrada diferencial, que corresponde al rango de trabajo del sensor de flujo de calor para temperatura corporal [2].

Como ya se mencionó la tensión de referencia es de 1.038 V; la tabla 12 permite ver los datos de entrada, salida y ganancia para este método.

Tabla 12. Datos Amplificador.

Tensión de entrada al amplificador(mV)	Tensión de salida del amplificador(V)	Ganancia (V/V)
1.42±0.011	1.186±0.009	104.225±6.387
2.34±0.019	1.281±0.010	103.846±4.308
3.21±0.026	1.369±0.011	103.115±3.454
4.22±0.034	1.475±0.012	103.554±2.866
5.54±0.044	1.606±0.013	102.527±2.365
6.40±0.051	1.698±0.014	103.125±2.204
7.43±0.059	1.797±0.014	102.429±1.899
8.21±0.066	1.886±0.015	103.228±1.842
9.80±0.078	2.049±0.016	103.163±1.646
12.52±0.100	2.328±0.019	103.035±1.529
13.44±0.107	2.443±0.020	104.538±1.500
14.21±0.114	2.530±0.020	104.996±1.419

Fuente: Autores.

El error que presenta la ganancia es de 8.53% con respecto al valor teórico (105V/V).

4.2 ETAPA DE FILTRADO.

Como esta etapa es igual independiente del método de sensado que se esté utilizando, se realizan el mismo tipo de pruebas que en [2] y [6], con el fin de comparar los resultados obtenidos y tener un valor exacto en la mejora del diseño.

Como primera instancia se varían los valores del potenciómetro para mirar la relación con la salida del filtro (tabla 13), en donde se puede ver que la ganancia es 1V/V. Esta prueba se realiza con el fin de establecer una relación entre el comportamiento de la etapa de adquisición y el termistor.

Tabla 13. Datos del filtro por variación del termistor

Resistencia del potenciómetro (KΩ)	Tension de salida del filtro (V)
8.96±0.448	1.210±0.009
8.35±0.417	1.356±0.011
8.10±0.405	1.416±0.011
7.94±0.397	1.455±0.012
7.64±0.382	1.527±0.012
7.38±0.369	1.589±0.013
6.98±0.349	1.686±0.013
6.33±0.316	1.842±0.015
5.97±0.298	1.928±0.015
5.62±0.281	2.013±0.016
5.32±0.266	2.085±0.017
4.88±0.244	2.190±0.018
4.54±0.227	2.272±0.018
4.33±0.216	2.323±0.019

Fuente: Autores.

En vista que el comportamiento reflejado en la tabla 13 es lineal se puede calcular su ecuación por el método de mínimos cuadrados dando como resultado la siguiente ecuación 16.

$$V_f = 3.364089899 - 0.000240394715 * R \quad \text{Ec 16}$$

Con la ecuación (2-1) en [4] y la ecuación 17 se obtiene la relación matemática entre la temperatura sensada por el termistor y la tensión de salida del filtro como se muestra a continuación en la ecuación 17.

$$T = \frac{3892}{\ln(194215.214808 * V_f - 3.36489899)} - 273.15 \text{ (}^\circ\text{C)} \quad \text{Ec 17}$$

La segunda prueba que se realiza en la etapa de filtrado es probar su comportamiento al variar la frecuencia de la señal de entrada con una amplitud constante; los resultados de esta prueba se pueden ver en la tabla 14, para una señal senoidal de entrada de 20 mVpp.

Tabla 14. Relación frecuencia Vs Amplitud de salida del filtro.

Frecuencia de la señal de entrada (Hz)	Amplitud de la señal de entrada del filtro (Vpp)	Amplitud de la señal de salida del filtro (Vpp)
206	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$64 \text{m} \pm 1.92 \times 10^{-5}$
150.20	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$112 \text{m} \pm 3.36 \times 10^{-5}$
108.80	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$200 \text{m} \pm 6 \times 10^{-5}$
60.46	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$406 \text{m} \pm 1.22 \times 10^{-4}$
40.58	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$720 \text{m} \pm 2.16 \times 10^{-4}$
21.33	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$1.22 \pm 3.36 \times 10^{-4}$
16.15	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$1.44 \pm 4.32 \times 10^{-4}$
10.66	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$1.92 \pm 5.76 \times 10^{-4}$
8.50	$1.96 \pm 5.88 \times 10^{-4}$	$1.95 \pm 5.85 \times 10^{-4}$

Fuente: Autores.

El porcentaje de atenuación de la señal a 10 Hz, que es el ancho de banda de la señal adquirida es 2.04% y en 60 Hz con respecto a 10 Hz es de 78.85%.

4.3 CONVERTOR ANALÓGICO-DIGITAL.

En vista de que el convertor analógico-digital seleccionado es el mismo que en [2] y [6], se manejaron los mismos valores de entrada para ratificar su buen funcionamiento, tomando como punto de referencia los datos ya existentes.

Puesto que la conversión de los datos depende de la comunicación con el microcontrolador por medio del protocolo I^2C , se sensan los canales SDA y SCL con un osciloscopio, y se obtienen los resultados expuestos en la tabla 15.

Tabla 15. Datos Entrada-Salida ADS7823

Vin (V)	Vout (V)	Byte completo	Diferencia	Error
0.0	0.0	000000000000	0	0
0.089	0.079	000010010000	0,0011	1,8
0.217	0.216	000010110001	0,001	1,6

0.508	0.5079	001101000000	0,0001	0,16
1.085	1.0800	011011101001	0,005	8
1.257	1.261	100000010110	0,004	6
1.502	1.503	100110011110	0,001	1,6
2.068	2.069	110100111110	0,001	1,6
2.258	2.254	111001101100	0,004	6
2.493	2.498	111111111100	0,005	8

Fuente: Autores.

4.4 MEDIDOR DE TEMPERATURA AMBIENTE.

Para corroborar el funcionamiento del medidor de temperatura ambiente se utiliza el prototipo y el software de monitoreo en un medio controlado, donde se varían los valores de temperatura y se compara con los registrados (tabla 16).

Tabla 16. Temperatura ambiente controlado Vs registrada.

Temperatura ambiente Controlado (°C)	Temperatura ambiente registrada por el dispositivo (°C)
22	22.500
24	23.937
26	26.062
28	28.125

Fuente: Autores.

El error calculado luego de realizar la toma de los datos sensados, muestra que el medidor presenta un error de 0.5°C en el peor de los casos, pero este calculo no corresponde a un margen exacto de error ya que el sistema de medida patrón posee una resolución muy baja y la temperatura no era uniforme en el ambiente.

4.5 CONSUMO DE POTENCIA DEL MODULO.

El consumo de potencia en un dispositivo electrónico es un dato de suma importancia, ya que permite determinar la autonomía que este tiene; este cálculo se realiza de acuerdo a la ecuación 18, en donde la corriente nominal de la batería es tomada de la tabla 8.

$$Autonomía = \frac{I_{no\ min al, batería} (A - Hora)}{I_{no\ min al, dispositivo} (A)} [Horas] \quad Ec\ 18$$

En vista que el dispositivo, dependiendo del método de sensado que utiliza, energiza o des-energiza diferentes etapas del modulo; se

pueden presentar diferentes consumos de potencia además del proporcionado por el direccionamiento físico configurado (tabla 17).

Tabla 17. Autonomía del prototipo.

Método	Dirección física	Corriente (mA)	Consumo de potencia (mW)	Autonomía (Horas)
Sensado de flujo de calor	Dirección en Ceros (Ambos en bajo)	37.4	138.38	22
	Una dirección habilitada.	37.9	140.23	22
	Ambas direcciones habilitadas	38.2	141.34	22
Sensado de variación de temperatura	Dirección en Ceros (Ambos en bajo)	37.9	140.23	22
	Una dirección habilitada.	38.3	141.71	22
	Ambas direcciones habilitadas	39.2	145.04	21

Fuente: Autores.

Como se observa, el consumo de potencia permite una autonomía para el módulo de 21 horas.

5 MANIPULACION DE SOFTWARE Y HARDWARE.

5.1 SOFTWARE DE MONITORIZACIÓN

5.1.1 Descripción.

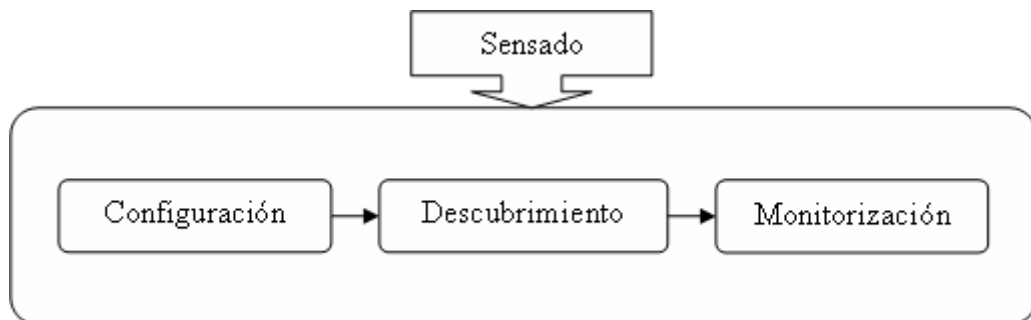
Es claro que realizar el montaje del hardware y las pruebas de laboratorio correspondientes no cumplen completamente los requerimientos, sino se cuenta con una interfaz gráfica que permita visualizar los resultados en tiempo real y de manera amigable; es por esta razón que como valor agregado al proyecto se crea un programa de recepción e interpretación para los tres sensores (del mismo tipo de medida) necesarios en un paciente, en donde la detección de los mismos es de forma automática.

Para la creación del software de monitoreo se utiliza el programa Labview 7.1 puesto que es una herramienta de programación gráfica de fácil comprensión a la hora de hacer una lectura del programa; la ejecución de la aplicación es determinada por el flujo de datos de la misma y posee todas las herramientas necesarias para establecer una comunicación bluetooth.

El software realizado permite observar de manera gráfica los datos sensados en tiempo real, la hora y la fecha en la que inicia la toma de datos, el tiempo transcurrido en la misma y un promedio de los últimos datos de temperatura y flujo de calor, según sea el sensor que se esté utilizando.

El programa consta de un VI²² madre llamado sensado, que controla la ejecución de cada uno de los sub-VIs que lo conforman: configuración, descubrimiento y monitorización.

5.1.2 Sensado.



Fuente: Autores

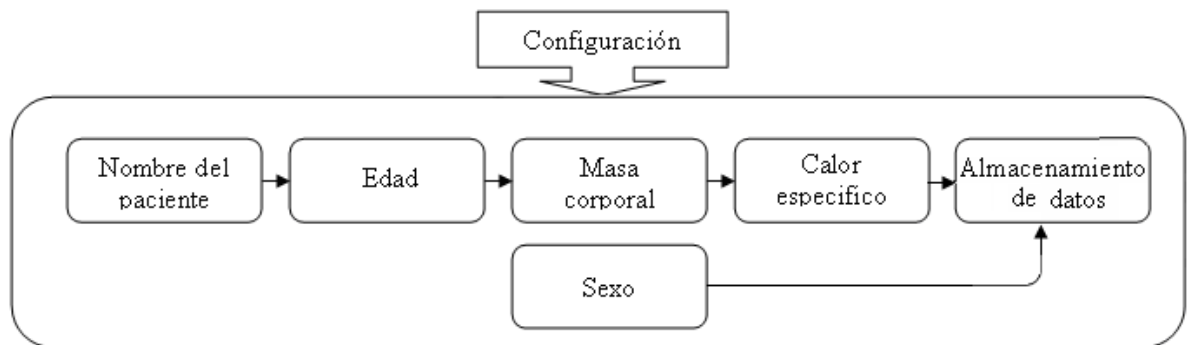
Figura 59 Diagrama de flujo del software de sensado.

Se puede observar en la figura 54 que este VI está compuesto por tres sub-VIs, y a pesar de que ellos determinan su funcionamiento no están directamente programados sobre él; es decir, se utilizan funciones de llamado de programas que solo permiten la ejecución de los mismos sin tener acceso directo ellos. De esta manera este VI controla la forma de ejecución de los sub-VIs, permitiendo que sea secuencial pero con la gran ventaja de no desplegar una ventana diferente cada vez que se ejecuta uno de ellos, siendo esto una desventaja de los anteriores proyectos [1], [2] y [3], puesto que cada uno funcionaba de manera independiente.

6. Configuración.

²²²² Instrumento Virtual (programa) necesario para la programación gráfica en Labview.

El sub-VI de configuración es una rutina que permite ingresar información del paciente como nombre, edad, masa corporal y calor específico de forma secuencial y a través de sub-VIs; el género es un dato que se puede escoger en cualquier momento dentro de la ejecución de este programa. Toda esta información es almacenada en un archivo de texto que será usada en la última etapa del software madre, situación que se puede ver con más claridad en la figura 55.

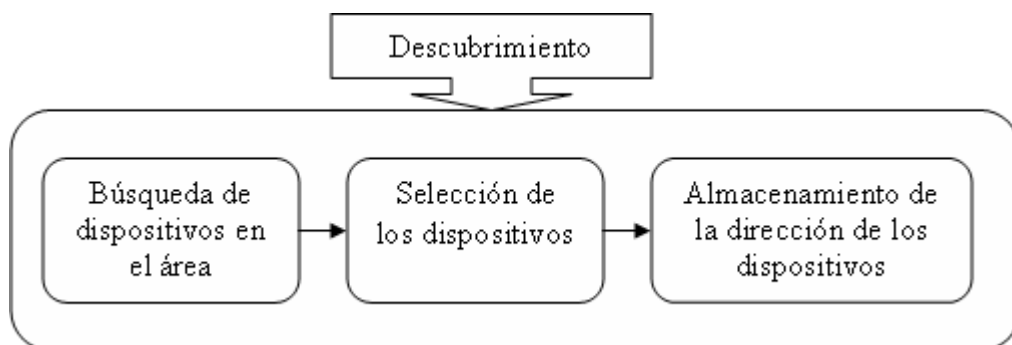


Fuente: Autores.

Figura 60 Diagrama de flujo del software de configuración.

7. Descubrimiento.

Este sub-VI ya hace parte de la comunicación con tecnología Bluetooth; es el encargado de encontrar todos los dispositivos dentro del área de cubrimiento del dispositivo maestro, que en nuestro caso es la antena conectada al computador. Al encontrar diferentes dispositivos los visualiza en una lista que permite escoger con cuáles de ellos se desea trabajar; después de seleccionarlos se guarda su dirección en un archivo de texto que será usado en la siguiente etapa de software madre (figura 56).

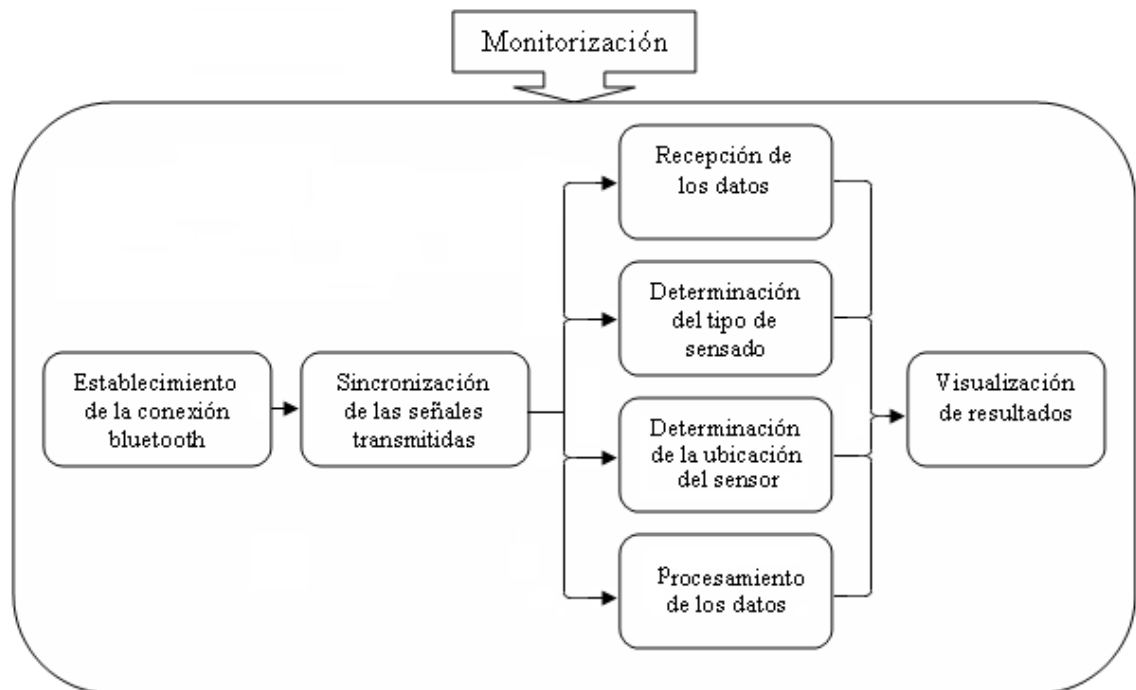


Fuente: Autores

Figura 61 Diagrama de flujo del software de descubrimiento.

8. Monitorización.

El software de monitorización es un sub-VI que también pertenece a la comunicación entre los módulos de sensado y el computador por medio de la tecnología Bluetooth, haciendo la sincronización de las señales transmitidas y la lectura e interpretación de los datos. Esta rutina es la más grande de todas puesto que permite detectar el tipo de sensor utilizado, su dirección física (arteria, esófago ó corazón, hígado), el análisis de los datos y la visualización de los mismos de forma gráfica y numérica. La figura 57 presenta un esquema general de este.



Fuente: Autores

Figura 62 Diagrama de flujo del software de monitorización.

La sincronización de las señales transmitidas hace referencia a la detección de la señal piloto que envía el módulo de sensado cada seis muestras (sección 5). Después de establecer sincronismo se procede a la recepción de los datos y al descarte de la señal piloto para su posterior identificación, análisis y visualización.

5.1.3 Manual de usuario.

9. Elementos el sistema de monitorización.

El equipo de medida esta compuesto por los siguientes elementos:

1. 1 módulos de medición de temperatura o flujo de calor.
2. 1 CD ROM con el software de monitorización
3. 1 adaptador USB Bluetooth MSI BToes
4. 1 baterías recargables (Nokia BL-5C)

10. Requerimientos del sistema.

Para la instalación del sistema de monitorización se requiere un PC con sistema operativo Windows XP Service Pack 2 o windows vista. También es requerido *Labview_7.1*[®].

5.1.4 Instalación del adaptador USB bluetooth MSI BToes.

Para el caso de Windows XP Service Pack 2 seguir los pasos 1 al 4, de lo contrario pasar al siguiente ítem.

Paso 1: Conecte el adaptador Bluetooth a cualquier puerto USB de su PC.

Paso 2: Aparece un cuadro de dialogo en la pantalla de su PC llamado 'Asistente para hardware nuevo encontrado', como se muestra en la figura 63. Seleccione la opción 'sí, sólo esta vez' y luego haga clic en el botón 'siguiente'.

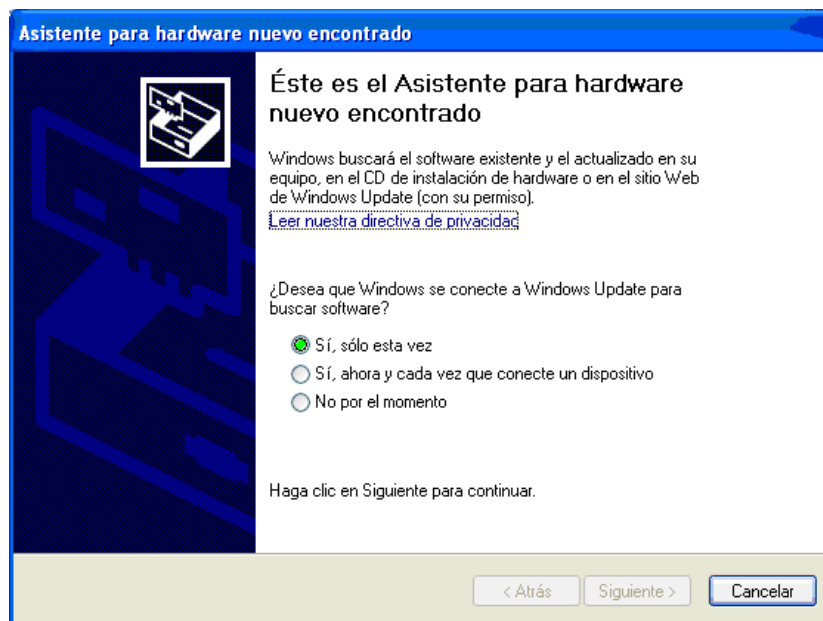


Figura 63 Asistente para la configuración de hardware.

Paso 3: Aparece el cuadro de dialogo como se muestra en la figura 64. Seleccione la opción 'Instalar automáticamente el software (recomendado)' y luego haga clic en el botón 'siguiendo'.

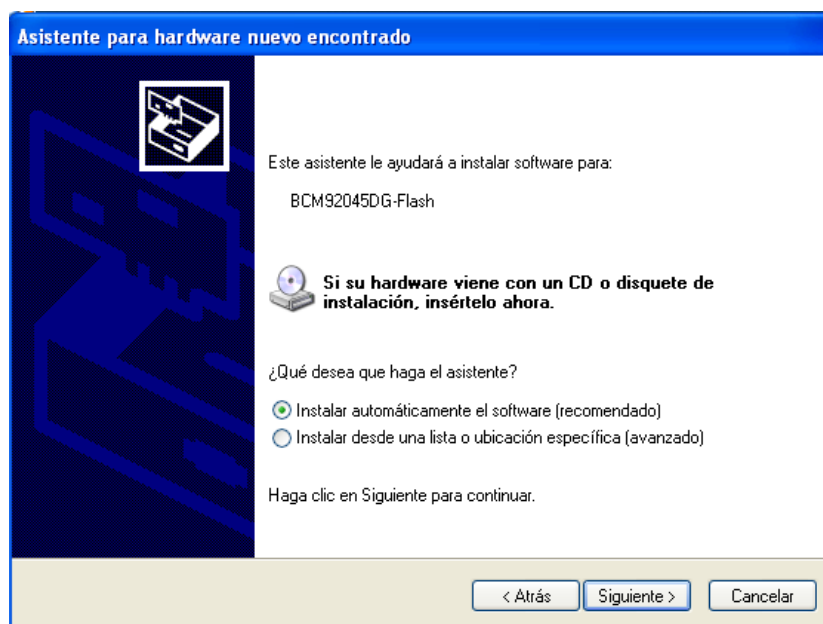


Figura 64 Asistente para la configuración de hardware.

Paso 4: Se inicia la búsqueda de los controladores para el adaptador Bluetooth. Al final de la búsqueda aparece un cuadro de dialogo como se muestra en la figura 65 y haga clic en el botón 'Finalizar'.

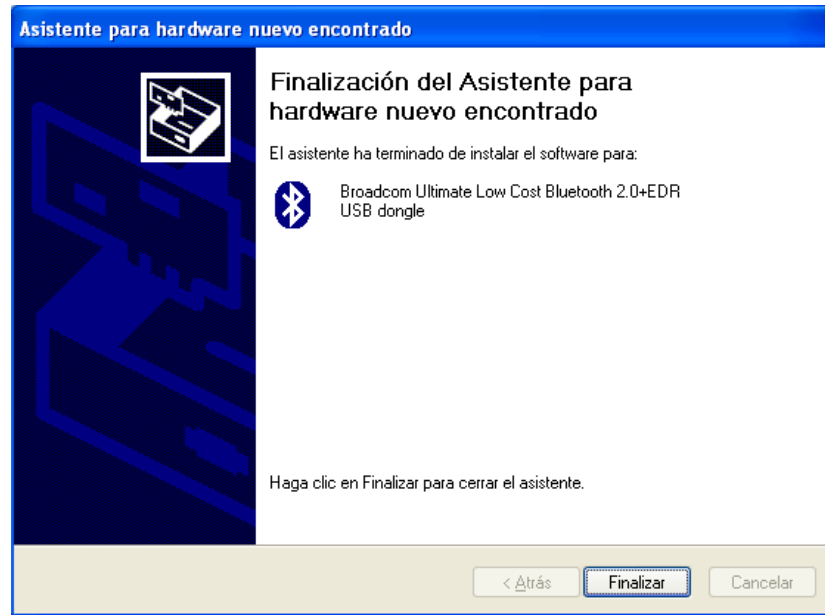
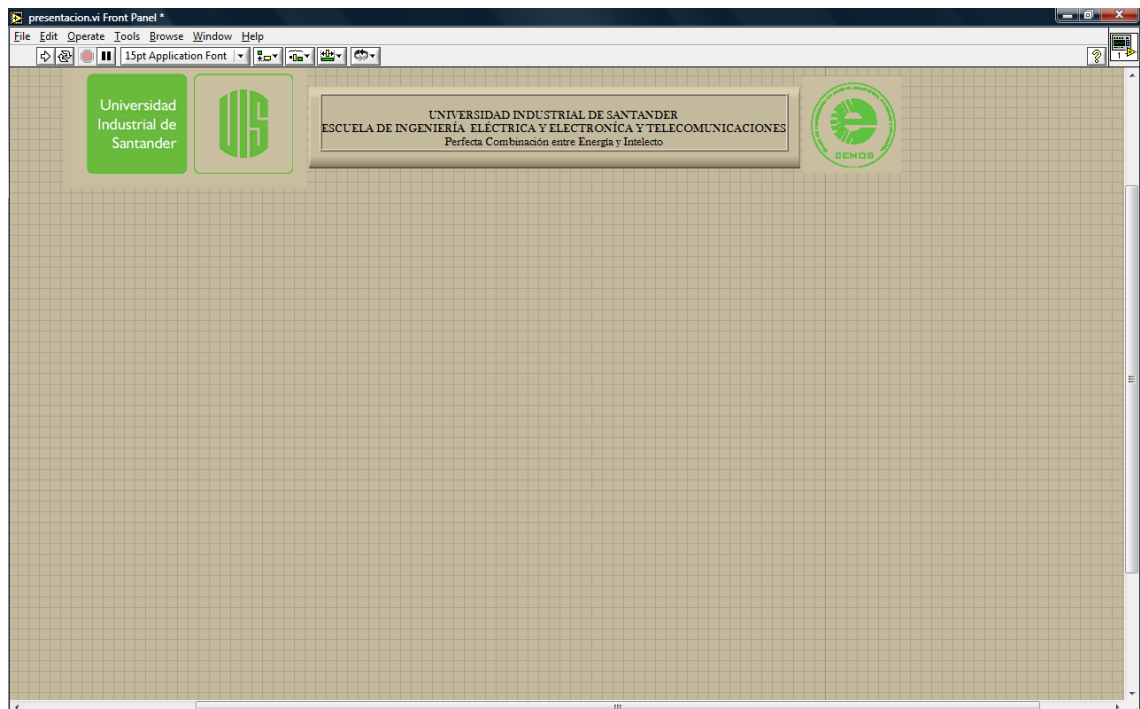


Figura 65 Asistente para la configuración de hardware

5.1.5 Operación del sistema de monitorización.

La visualización del software de monitorización (figura 66, antes de iniciar el programa), permite la ejecución de diferentes sub-VIs sin la aparición de ventanas que incrementen el grado de dificultad a la hora de manipulación del mismo.



Fuente: Autores

Figura 66 Presentación del VI madre.

5.1.5.1.1 Ingreso de datos del paciente "configuración".

Cuando se ejecuta el programa de sensado se activa la primera etapa de este, que corresponde a la "configuración" (figura 67).



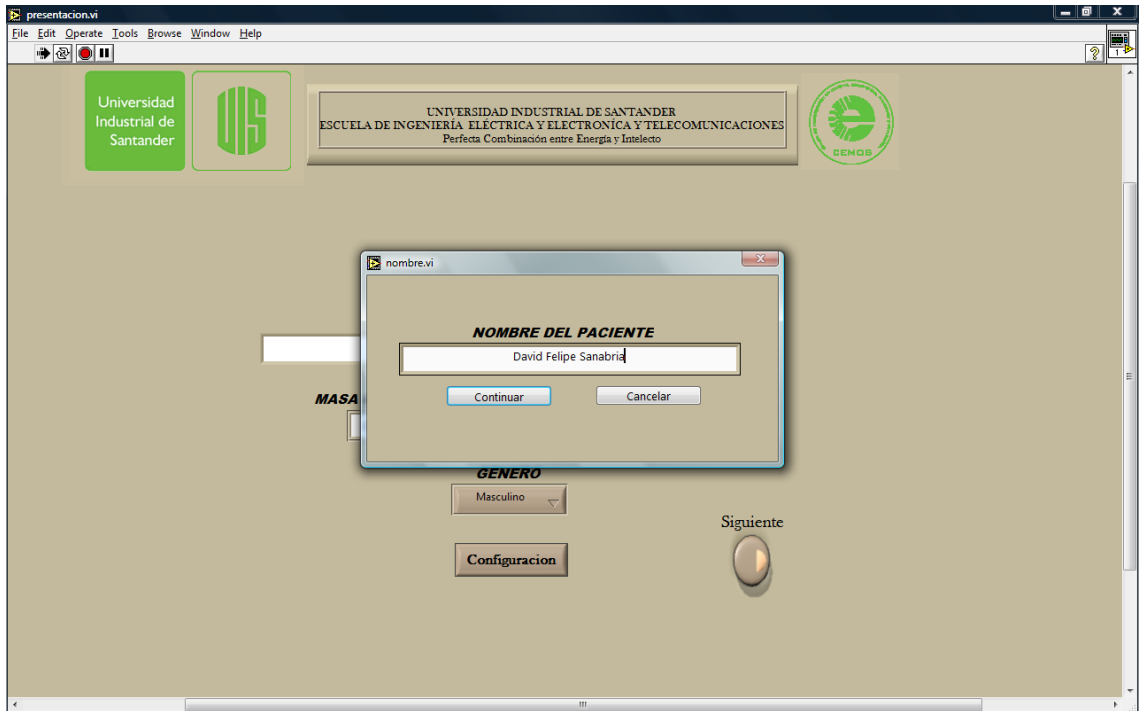
Fuente: Autores

Figura 67 Presentación del sub-VI "Configuracion".

Paso 1: Configure el género del paciente.

Paso 2: Presione el botón "configuración" para poder ingresar los datos del paciente.

Paso 3: En la ventana que se despliega (figura 68) ingrese desde teclado el nombre del paciente. Oprima enter.



Fuente: Autores

Figura 68 Ingreso del nombre del paciente.

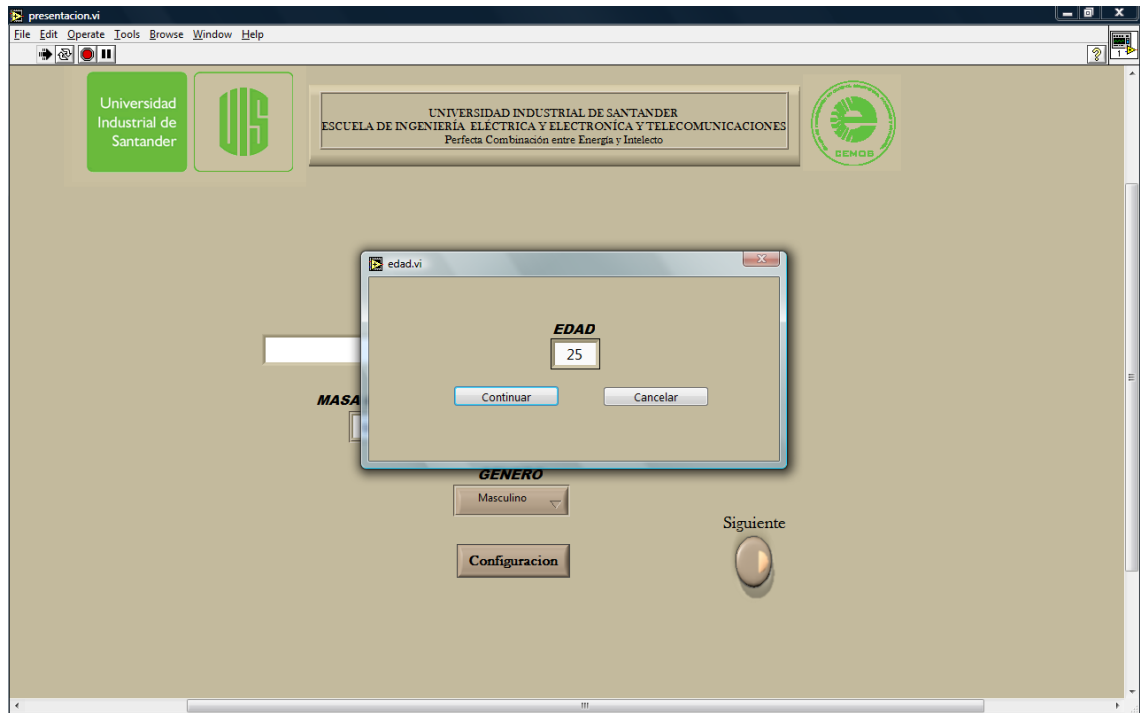
Paso 4: En la nueva ventana ingrese desde teclado la masa corporal del paciente (figura 69). Oprima enter.



Fuente: Autores

Figura 69 Ingreso de la masa corporal del paciente.

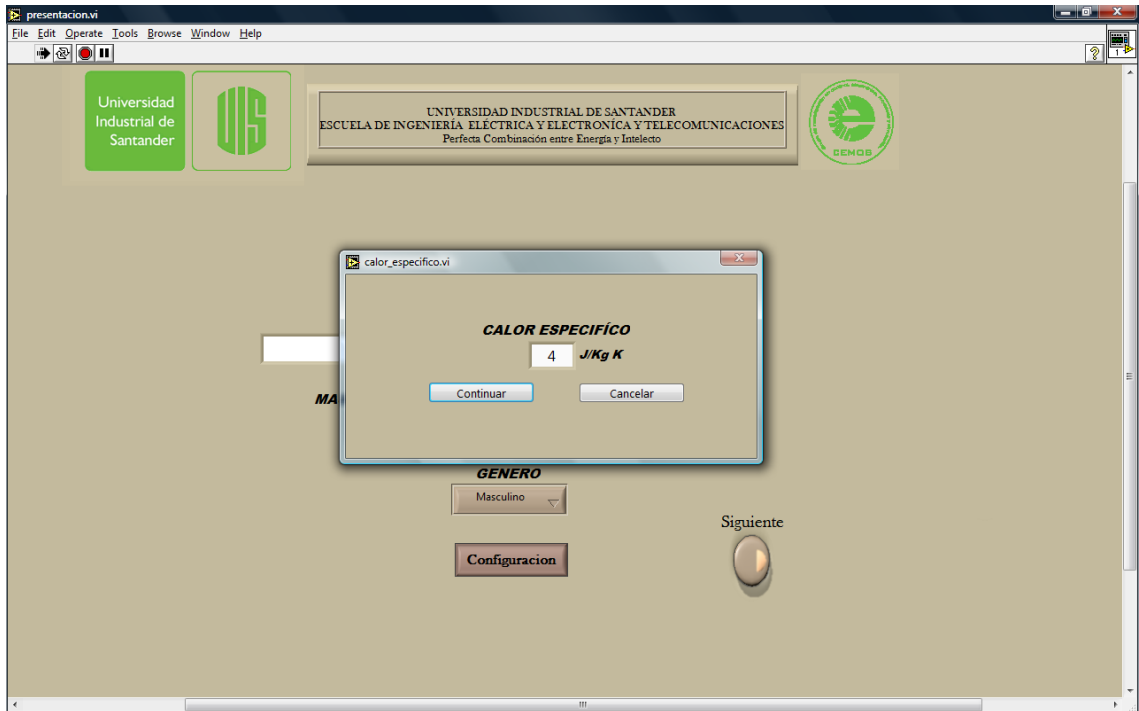
Paso 5: Ingrese desde teclado la edad del paciente (figura 70). Oprima enter.



Fuente: Autores

Figura 70 Ingreso de la edad del paciente.

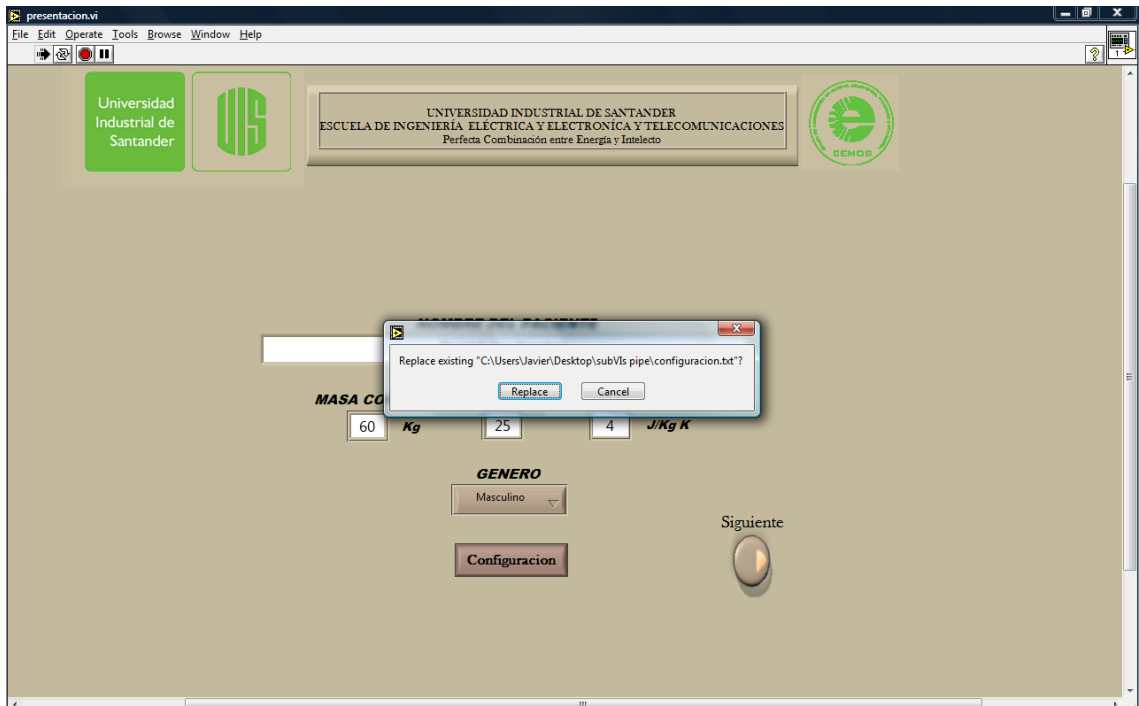
Paso 6: Ingrese desde teclado el calor específico del paciente (figura 71). Oprima enter.



Fuente: Autores

Figura 71 Ingreso del calor específico del paciente.

Paso 7: En este instante se solicita al usuario si desea guardar los datos del paciente en un archivo de texto previamente creado. Oprimir Replacé (figura 72). Esto es necesario para el funcionamiento del software en general, a menos de que el archivo se ya exista.



Fuente: Autores

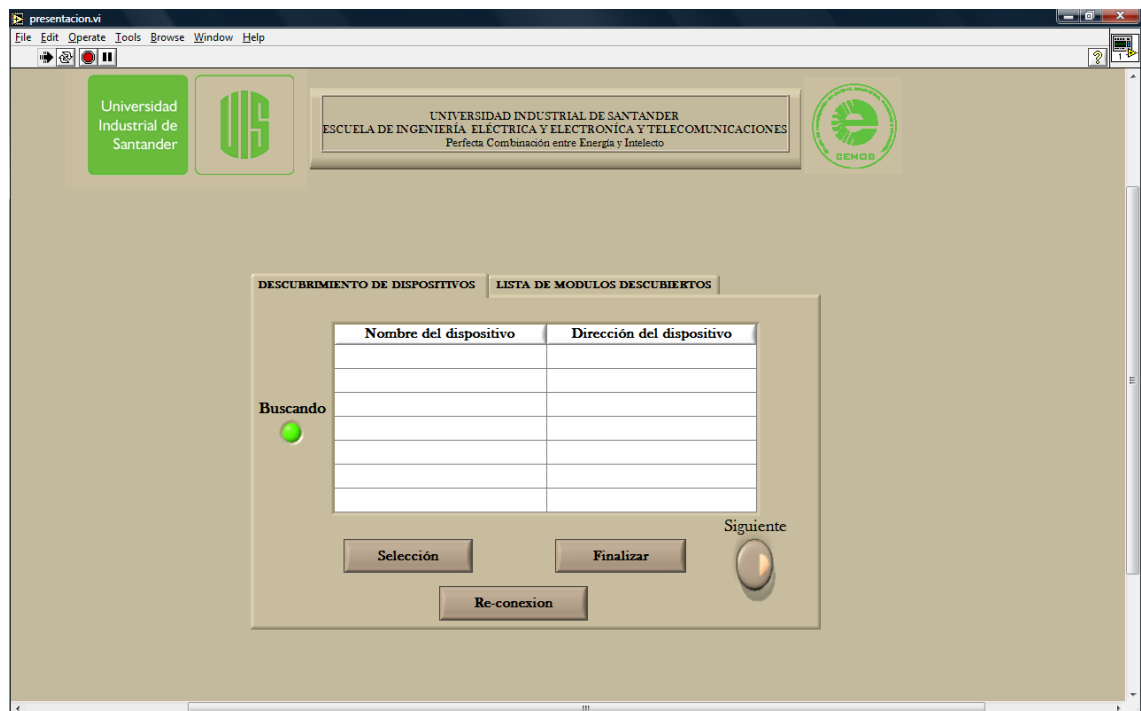
Figura 72 Confirmación del registro de los datos.

Paso 8: Oprimir siguiente para ejecutar el siguiente sub-VI llamado "descubrimiento", (si ya se había realizado la configuración, es decir el archivo de texto ya se había creado, omitir todos los anteriores pasos).

5.1.5.1.2 Descubrimiento de los módulos bluetooth.

El procedimiento de descubrimiento de los módulos de medición de flujo de calor o temperatura es la primera etapa para poder realizar la conexión con los módulos de manera inalámbrica. Para el correcto funcionamiento de esta parte del software las baterías debe estar conecta de forma correcta y los módulos encendidos.

Paso 1: Se realiza el descubrimiento de los módulos que se encuentra al alcance del PC. Durante el procedimiento, permanece iluminado el indicador 'Buscando'. Cuando el procedimiento finaliza, se apaga el indicador y por lo general debe aparecer el nombre y la dirección de cada módulo encendido. Si no es el caso, presione el botón 'Re-conexion' (figura 73).

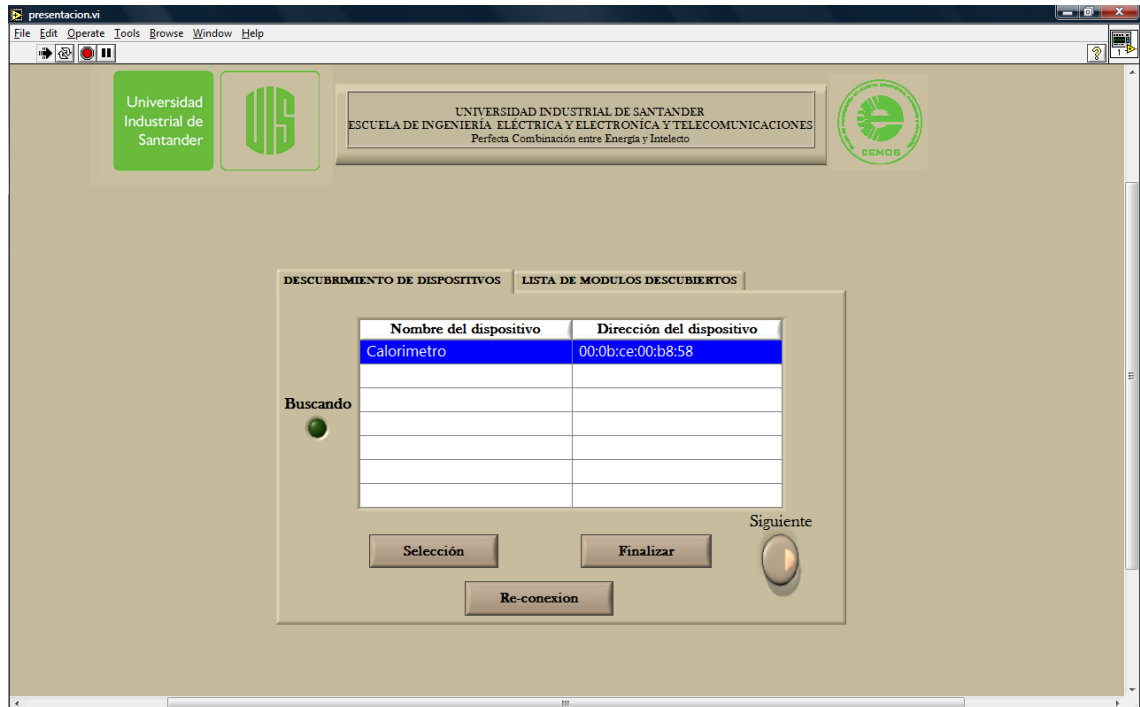


Fuente: Autores

Figura 73 Presentación del sub-VI "Descubrimiento".

Paso 2: Señale los dispositivos que aparecen deseados que aparecen en la lista y luego oprima el botón 'SELECCIÓN' (figura 74). Haga este paso con cada módulo que quiera conectarse (máximo 3

módulos). Cuando termine de seleccionar los módulos, oprima el botón 'FINALIZAR SELECCIÓN'. Aparece un cuadro como se muestra en la figura 75.



Fuente: Autores

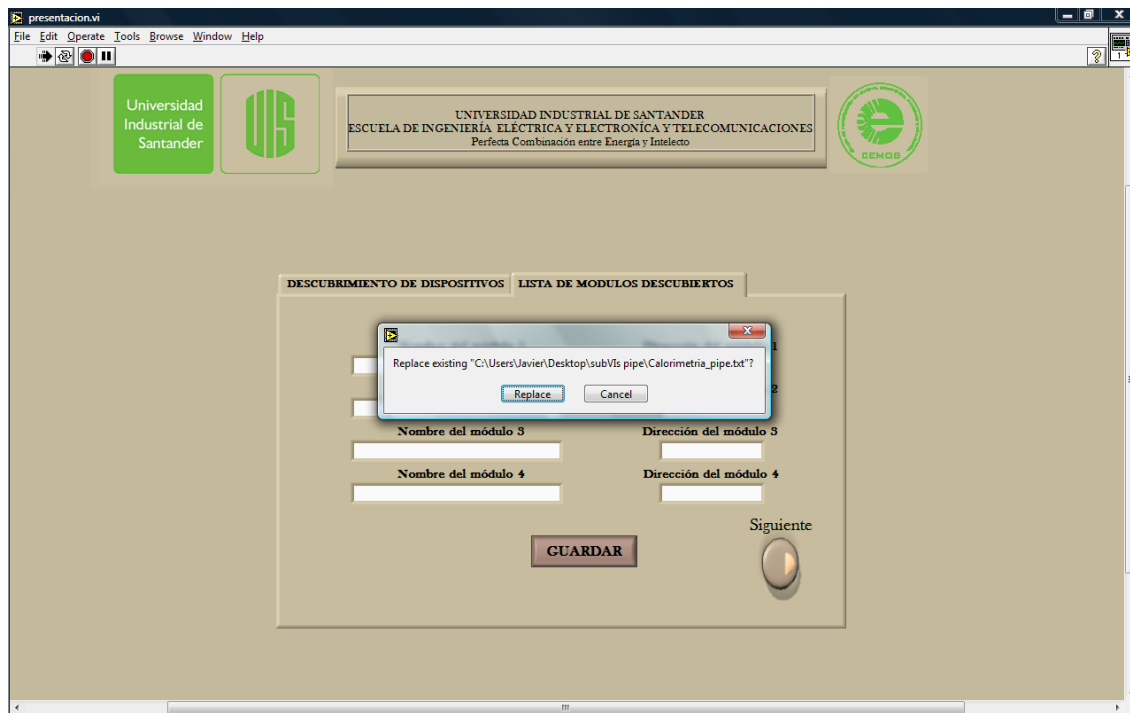
Figura 74 Descubrimiento de un dispositivo.



Fuente: Autores

Figura 75 Lista de dispositivos seleccionados.

Paso 3: Para guardar las direcciones de los módulos seleccionados en un archivo de texto oprima el botón '*Guardar*'. Oprimir '*Replace*' (figura 76) .



Fuente: Autores

Figura 76 Confirmación de los dispositivos seleccionados.

Paso 4: Oprimir siguiente para ejecutar el siguiente sub-VI llamado "monitorización", (si ya se había realizado el descubrimiento, es decir el archivo de texto ya se había creado, omitir todos los anteriores pasos).

Observaciones:

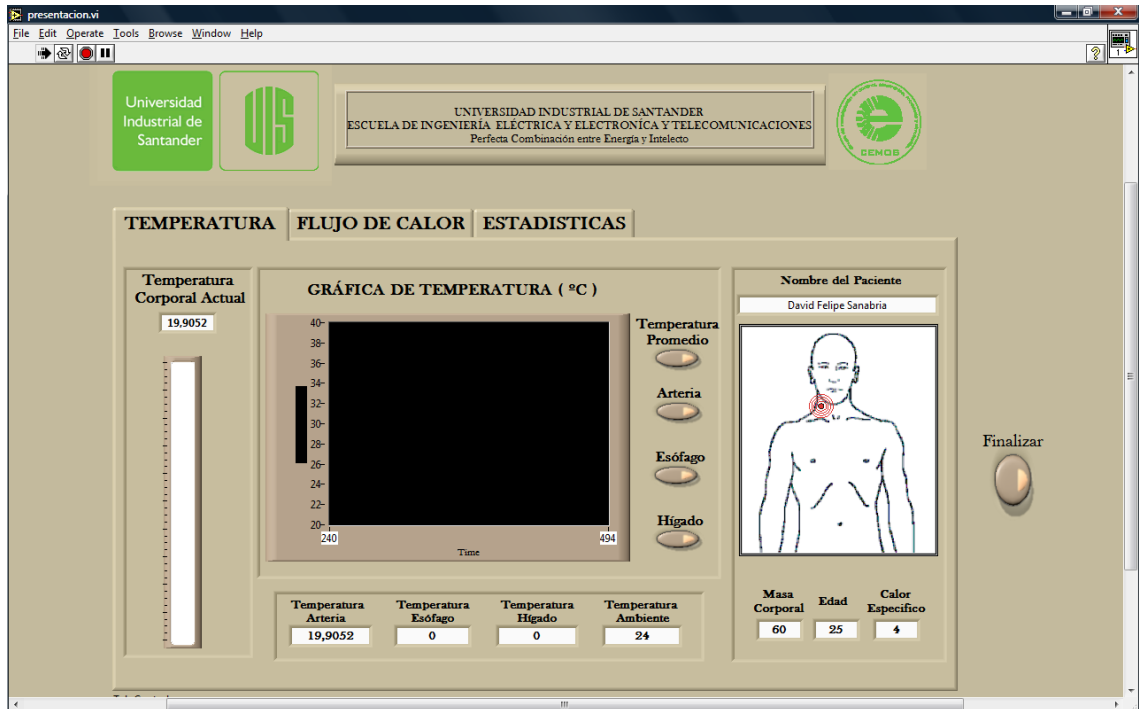
- Este procedimiento descubre cualquier dispositivo Bluetooth que se encuentre al alcance del PC.
- Solamente es necesario realizar el descubrimiento de módulos una sola vez. Si se desea incluir un nuevo módulo, se debe realizar de nuevo este procedimiento con todos los módulos encendidos.
- El archivo de texto '*descubrimiento*' está guardado por defecto en la carpeta donde se encuentra el software.

5.1.5.1.3 Monitorización de paciente.

La figura 77 permite la imagen que se despliega, en ella se pueden ver los diferentes indicadores gráficos y numéricos, que se explican a continuación:

- Termómetro: Este es un indicador gráfico que refleja la temperatura corporal actual promedio (dependiendo del número de sensores detectados) en un rango de 26°C a 44°C; cuando el paciente presenta fiebre (37.5°C) cambia de color amarillo a rojo.
- Indicador numérico "Temperatura Corporal Actual": muestra el valor de la temperatura promedio del paciente (dependiendo del número de sensores detectados), cuando este valor es mayor o igual a 37.5°C cambia el color del fondo del indicador de blanco a rojo.
- Indicador numérico "Temperatura Ambiente": Da a conocer el valor de temperatura ambiente promedio calculado entre los sensores que detecta el software.
- Indicadores de nombre, edad, masa corporal y calor específico²³: permite ver los datos del paciente, al que se le hace el seguimiento.
- Detector de sensores: indicador gráfico con una figura de cuerpo humano que muestra cuales son los sensores que detecta el software por medio de emanación de ondas, de acuerdo a la posición del modulo.
- Indicadores de temperatura: muestran los valores de temperatura de los sensores detectados ya sea arteria, esófago o hígado.
- Indicador gráfico de temperatura: permite mostrar la temperatura de cualquiera de los sensores de acuerdo al botón oprimido o el promedio de ellos.

²³ Para más información sobre este valor referirse al ANEXO



Fuente: Autores

Figura 77 Presentación del sub-VI “Monitorización”, método de variación de temperatura.

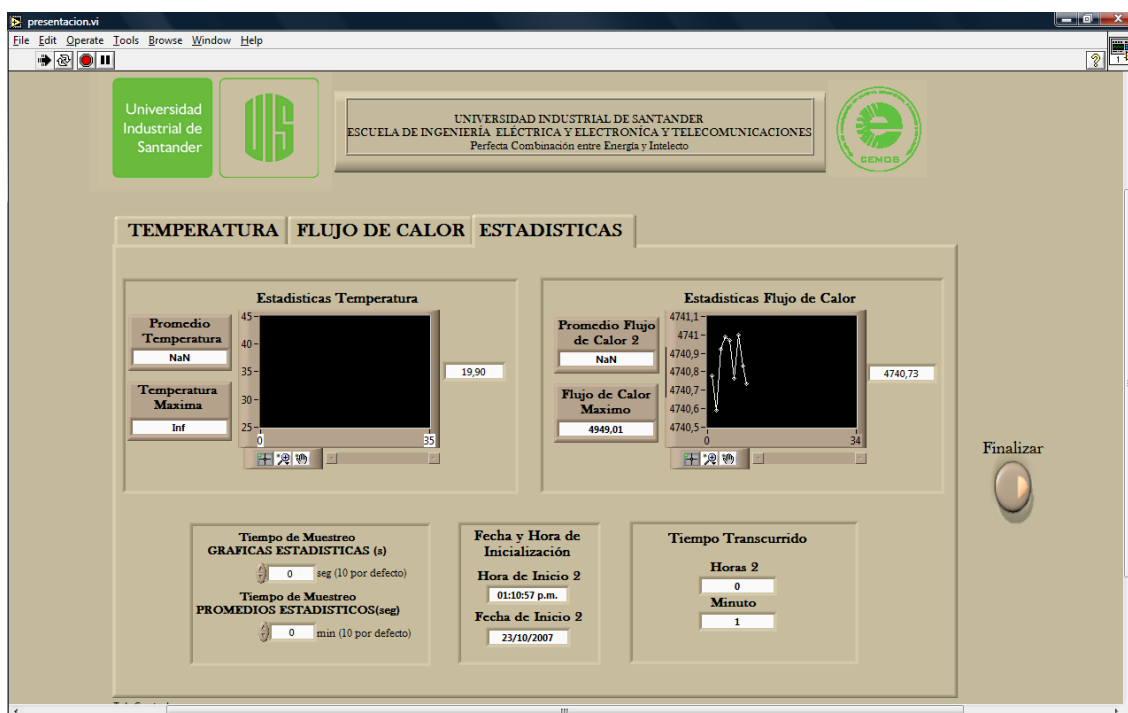
La figura 78 permite ver el flujo de calor calculado por el sentido de variación de temperatura tanto de forma gráfica como numérica, de acuerdo a los sensores indicados al igual que los datos del paciente.



Fuente: Autores

Figura 78 Presentación flujo de calor por variación de temperatura.

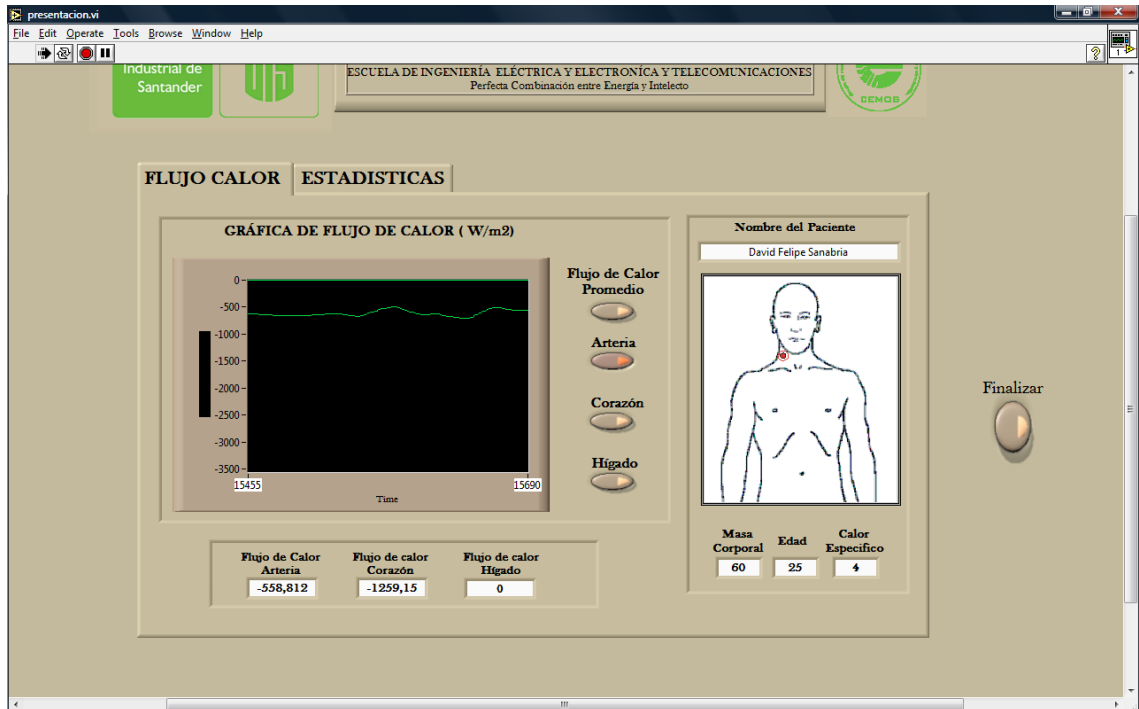
Los valores de los cálculos estadísticos se pueden ver en la siguiente pestaña (figura 79), las gráficas muestran un historial de acuerdo al tiempo de muestreo que se puede configurar (por defecto 10 seg); los valores promedios se calculan con las últimas cinco muestras dependiendo del tiempo de muestreo para los promedios. Este puede ser variado por el usuario (por defecto 10 seg). La hora y fecha de inicio, al igual que el tiempo transcurrido también se pueden observar en esta interfaz.



Fuente: Autores

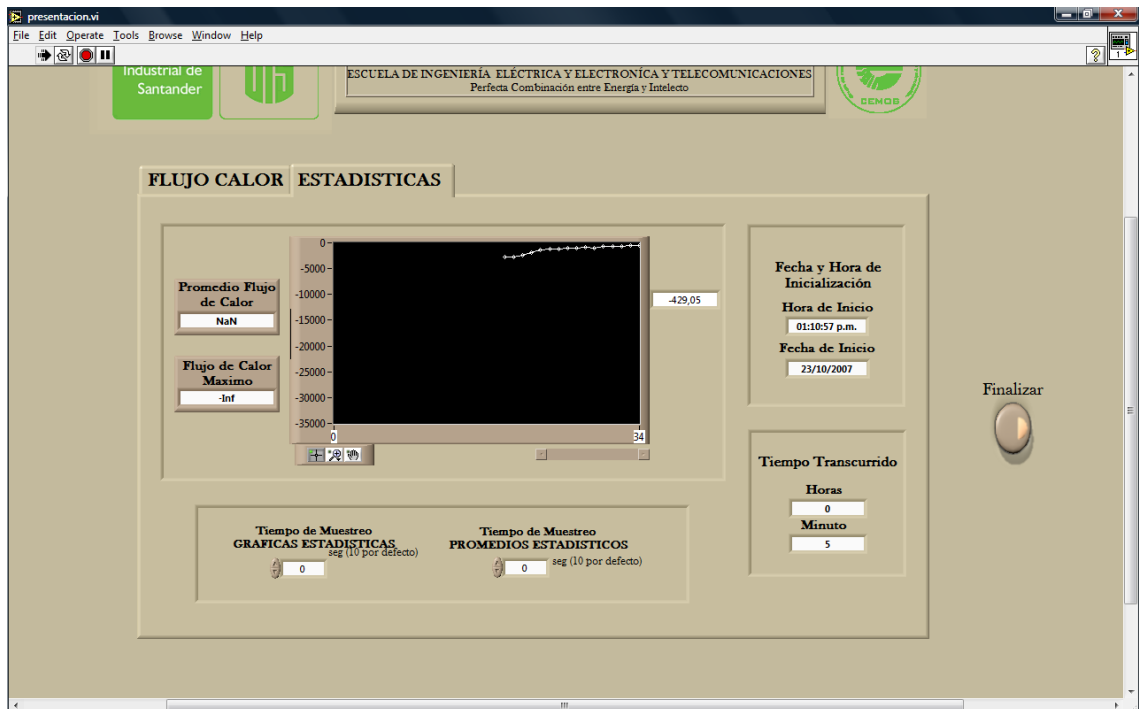
Figura 79 Presentación de estadísticas del método de sensado variación de temperatura.

En el caso de sensado de variación de flujo de calor, el software lo detecta automáticamente, la visualización de los datos se presenta como en las figuras 80 y 81, la explicación de los indicadores es similar a los ya mencionados (teniendo en cuenta que no todos se manejan en este caso); los valores estadísticos son calculados de la misma manera que en el otro método trabajado.



Fuente: Autores

Figura 80 Presentación del sub-VI “Monitorización”, método de sensado de flujo de calor.



Fuente: Autores

Figura 81 Presentación de estadísticas del método de sensado flujo de calor.

En caso de realizar nuevamente el sensado en un paciente, es posible evitar las dos primeras etapas del VI madre, al tener los archivos de texto con los datos de él y las direcciones de los módulos utilizados.

Esto se logra al oprimir siguiente tanto en el sub-VI de configuración como en el de descubrimiento.

5.1.6 Manual de usuario del dispositivo de sensado.

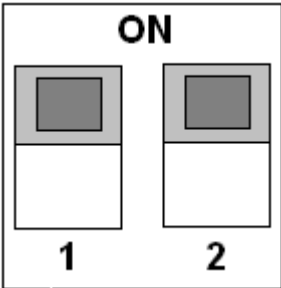
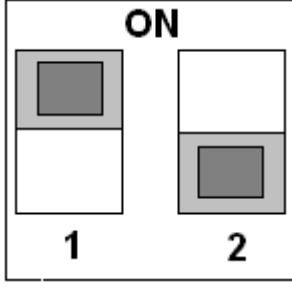
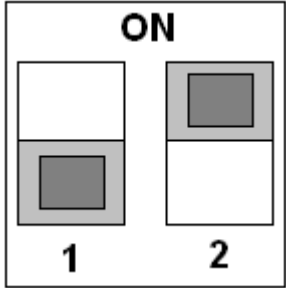
Paso 1: Conectar de forma correcta al batería.

Paso 2: Encender el modulo.

Paso 3: Configuración de la dirección física del modulo.

La tabla 18 muestra la configuración de la posición para cada.

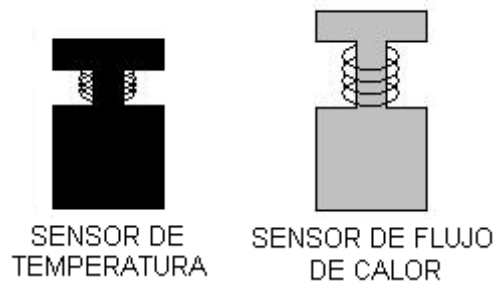
Tabla 18. Configuración física del modulo

			
Módulo de medición de flujo de Calor	Arteria	Corazón	Hígado
Módulo de medición de Temperatura	Arteria	Esófago	Hígado

Fuente: []

Paso 3: Configuración del método de medida: a pesar de que el software detecta automáticamente el tipo de sensor que se está utilizando, se recomienda apagar el módulo para cambiar el sensor y evitar errores en la medida.

Se conecta el sensor deseado en bornera y se activa el switch como lo indica la figura 82, para luego encender nuevamente el dispositivo.



Fuente: Autores

Figura 82 Selección del método de sensado.

Paso 4: Ejecutar el software de monitorización, como lo indica el paso 8 y 4 de la configuración y descubrimiento respectivamente, si se cumple las condiciones señaladas.

6 CONCLUSIONES.

- Se diseñó y construyó un equipo de sensado y transmisión inalámbrica de señales de temperatura y señales de flujo de calor integrado en una sola tarjeta, con la posibilidad de escoger cuál de las dos variables se desea obtener por medio de un switch de acuerdo al sensor que se encuentre en la bornera. Posee un tamaño reducido de 4,84cmX6cm, suficientemente pequeño para su uso y acorde con la batería que utiliza; además tiene 16,4% menos área que prototipos anteriores de sensado de flujo de calor [Ref de Cadena].
- Se logra desarrollar un equipo que permite medir el flujo de calor en forma directa o por medio del método de variación de temperatura. Los rangos de temperatura de trabajo son 26°C a 44°C y de flujo de calor son $78 \text{ Calorías/cm}^2 * \text{Dia}$ y $2000 \text{ Calorías/cm}^2 * \text{Dia}$ ya que estos son los límites que presenta el cuerpo humano vivo.
- Se evita la variación de tensión de alimentación al añadir al modulo una etapa de regulación de tensión, de esta manera se obtiene más exactitud en: la conversión de datos de resistencia (sensados por el termistor) a tensión, la referencia de la etapa de amplificación y la conversión analógica-digital.
- Se incrementó en una hora (de 20 a 21 horas) la autonomía del modulo de sensado, al disminuir el consumo potencia a 145.04mW que me representa una reducción del 4.831% con respecto a la consumida por el modulo de sensado de flujo de calor [2].
- Por medio de un *switch* fue posible escoger entre la adquisición de señales de temperatura por variación de resistencia o señales de tensión con topologías de adquisición y amplificación diferentes. Esta característica presenta una ventaja relevante para el personal médico por su fácil manipulación en el momento de utilizar el equipo y escoger la variable que se quiere medir.
- El resultado de este trabajo de grado es un equipo con mejores características que los elaborados anteriormente para adquisición de señales de temperatura [3] y flujo de calor[2] en cuanto a parámetros como la ganancia de amplificación, cuyo error es del 1.41% con respecto a valores teóricos, es decir,

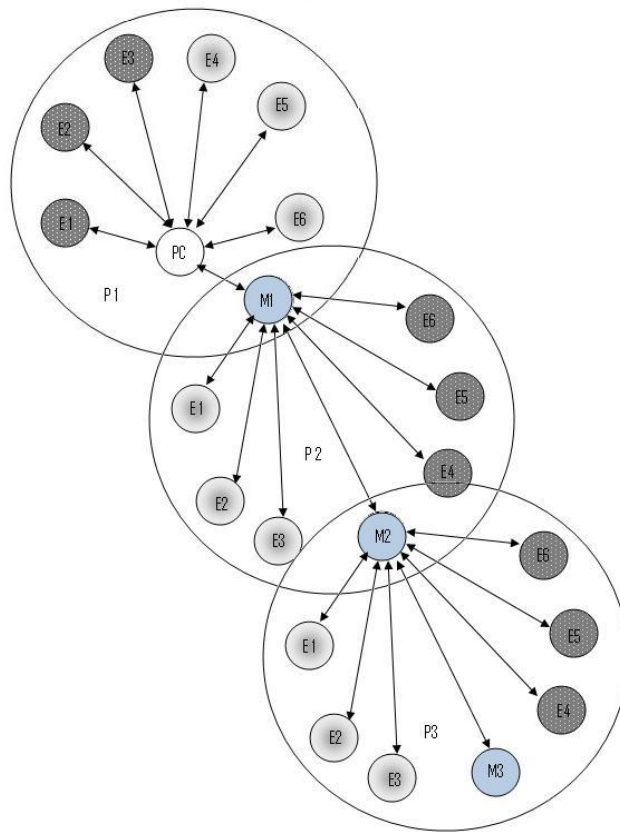
una mejora del 19.93%. De igual forma se mejoró la atenuación de la señal de 60Hz en un 25.15%.

- Como valor agregado al trabajo de grado, fue creado un software a través de la herramienta de programación gráfica Labview 7.1, que permite la monitorización e interpretación de los datos de manera simple, para la manipulación por parte del personal médico; este puede recibir la señal de los tres sensores que se necesitan para el seguimiento de un paciente, a su vez reconoce si se aplica el método de calorimetría directa, por medio de variación de temperatura o de flujo de calor.
- Se logra una comunicación inalámbrica mediante protocolo Bluetooth entre el dispositivo de sensado y un computador. Esta característica permite omitir los hilos del cableado en lugares de tránsito continuo de personal y aumentando la movilidad de los pacientes sin estar realizando constantes conexiones y desconexiones. Pruebas anteriores realizadas con los mismos módulos utilizados en el presente trabajo de grado mostraron un alcance máximo de 40m en campo abierto y 10m en espacios cerrados, distancias suficientes para el libre tránsito de pacientes a salas adyacentes.
- Se escogió entre cuatro elementos de la empresa ANALOG DEVICES y dos de la empresa MAXIM, un dispositivo medidor de temperatura ambiente, que cumpliera con parámetros como: resolución mayor o igual a $0,1^{\circ}\text{C}$, interfaz de comunicación I^2C , rango de trabajo comprendido entre -30°C a $+50^{\circ}\text{C}$, consumo de potencia inferior a 1mW ; de acuerdo a esto se elige el ADT75 de ANALOG DEVICES por ser el que cumple ampliamente cada uno de los requerimientos.
- Se seleccionó entre nueve dispositivos de las empresas FREESCALE y AVR, un microcontrolador que supliera requerimientos como: Numero de pines de I/O necesarios, Cantidad de memoria programable de 8 Kbytes o mas, tensión de alimentación de 3.7V e interfaces de comunicación I^2C y SCI; con relación a estas características se escoge ATMEGA8L de la empresa AVR.
- Se implementó un sistema de transmisión basado en el proyecto "MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL DE UN SISTEMA DE CALORIMETRÍA DIRECTA"; donde cada modulo de sensado transmite de manera inalámbrica por medio de tecnología bluetooth datos al computador, para su respectivo procesamiento; permitiéndole así un carácter no invasivo.

7 RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO.

- A pesar de que el dispositivo de sensado presenta un diseño integral para su operación, manipulación y autonomía, es necesario incluir en él un circuito de carga que lo haga más robusto e independiente. Permitiendo así mayor comodidad al operario en el momento de su uso.
- Plantear un proyecto para el desarrollo de la tarjeta de programación del microcontrolador MC9S08QG8, puesto que presenta buenas características y tamaño reducido.
- Habiendo culminado la segunda fase en la búsqueda del sensado de flujo de calor en seres humanos y pensando en un posterior estudio, se plantean dos puntos de partida para optimizar tanto la configuración como la manipulación del diseño:
 - La topología básica de Bluetooth especifica que una piconet está constituida por 8 dispositivos (1 maestro y 7 esclavos), lo cual quiere decir que con una piconet solo se puede sensar dos pacientes.
 - A la hora de sensar mas de un paciente se tiene gran dificultad en el direccionamiento de los mismos, puesto que la única manera actual de hacerlo es estableciendo una marca externa en los módulos con la dirección del fabricante, para que a la hora del descubrimiento se haga la selección de estos de acuerdo a los asignados a los pacientes, creando mas complejidad en la manipulación de los dispositivos de sensado.

Para resolver la primer limitante expuesta, se plantea establecer una scatternet, que consiste en la configuración de una o más piconet; de esta manera se aprovecha el modulo restante para ser el maestro de la siguiente piconet sin dejar de ser esclavo de la red a la que pertenece. Esto se puede ver visualizar de la figura 74, donde se puede ver que cada piconet sensa dos pacientes.



Fuente: Autores

Figura 83 Configuración de la scatternet.

Para la siguiente limitante enunciada, se proponen dos alternativas de direccionamiento por paciente que facilita el reconocimiento en el software de monitorización de la fuente de la señal recibida:

- **Direccionamiento por software:** Se asigna una dirección estática a cada uno de los sensores necesarios para un paciente, programada en el microcontrolador. A pesar de solucionar el problema restringe el uso de los sensores, impidiendo el intercambio de estos entre los pacientes al tener una configuración inmodificable por el operario.
- **Direccionamiento por hardware:** En este caso se determina la dirección por manipulación directa del operario, el cual puede modificar ésta físicamente (switch) de acuerdo a su necesidad.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1]. AMAYA, Carlos. MORALES, Norberto. Monitoreo en Tiempo Real de un Sistema de Calorimetría Directa. Tesis de Grado, UIS. 2006.
- [2]. CADENA, Oscar. GARCÍA, Guillermo. Diseño y Construcción de un Prototipo para la Medición de Flujo de Calor en Pacientes en Estado Post-operatorio Mediante Calorimetría Directa: Método de Sensado por Flujo de Calor. Tesis de Grado, UIS. 2006.
- [3]. Hernandez Rodriguez Manuel , Sastre Gallego Ana. Tratado de nutrición.1999.
- [4]. Incropera Frank P., Dewitt David P. Fundamentos de transferencia de calor.1999.
- [5]. Matarese Laura E, Gottschlich Nutricion clinica practica . 2º edición. 2004.
- [6]. ORTIZ, Alvaro. 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 Variación De Temperatura. Tesis de Grado, UIS. 2006.
- [7]. Practical Design Techniques for sensor Signal Conditioning. Amplifiers for signal conditioning. Analog Devices. 1999.
- [8]. VAN WYLEN, GORDON. Fundamentos de termodinámica, 2º edición. 1993.
- [9]. www.analog.com/en/
- [10]. www.atmel.com/products/AVR/
- [11]. www.bluetooth.org/
- [12]. www.freescale.com/
- [13]. www.itt.com/

- [14]. www.maxim.com/
- [15]. www.tecnovida.com.ve/bluetooth/
- [16]. www.ti.com/

ANEXOS

ANEXO A

DESCRIPCIÓN GENERAL DE LAS ETAPAS QUE CONFORMAN EL MÉTODO DE SENSADO DE FLUJO DE CALOR.

ANEXO B

DESCRIPCIÓN GENERAL DE LAS ETAPAS QUE CONFORMAN EL MÉTODO DE SENSADO DE VARIACIÓN DE TEMPERATURA.

ANEXO C

MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL DE UN SISTEMA DE CALORIMETRÍA DIRECTA.

ANEXO D

**CURVA J PARA EL TERMISTOR.
(RESISTENCIA VS TEMPERATURA).**

ANEXO E

HOJA DE DATOS AD627.

ANEXO F

HOJA DE DATOS OPA2340.

ANEXO G

HOJA DE DATOS ADT75.

ANEXO H

HOJA DE DATOS ADS7823.

ANEXO I

HOJA DE DATOS MICROCONTROLADOR ATMEGA8L.

ANEXO J

HOJA DE DATOS BATERIA BL-5C.

ANEXO K

HOJA DE DATOS ADR530.

ANEXO L

HOJA DE DATOS PHA6UEE