



DISEÑO DE UN PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR GENERADO EN SERES HUMANOS

Ing. OSCAR LEONARDO CADENA RODRÍGUEZ



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
DE TELECOMUNICACIONES
GRUPO DE INVESTIGACIÓN CEMOS
BUCARAMANGA
2008.**



DISEÑO DE UN PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR GENERADO EN SERES HUMANOS

Ing. OSCAR LEONARDO CADENA RODRÍGUEZ

Trabajo de Investigación presentado como requisito parcial para optar al
título de Magíster en Ingeniería Electrónica.

Director

CARLOS RODRIGO CORREA CELY, PhD.

Profesor Titular

Asesor Médico

GERMAN MELO McCORMICK, MD

(Q.E.P.D)

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERIAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
DE TELECOMUNICACIONES
GRUPO DE INVESTIGACIÓN CEMOS
BUCARAMANGA
2008**

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por ser la guía en mi camino.

A mis padres, Libardo y Ana Inés, mis hermanos Poncho y Sebastian, por ser ese apoyo moral en cada una de las situaciones de mi proceso de formación y mis mejores amigos.

A mis grandes amigos y compañeros Alvaro Alyamani, León, Marco, Erlin y Wilmer, con quienes inicié esta travesía y con los cuales salimos adelante.

AGRADECIMIENTOS

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

El autor.

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	1
1 MARCO TEÓRICO	3
1.1 CONCEPTOS BÁSICOS.....	3
1.1.1 Transferencia de Calor	4
1.1.2 Interacción Calor – Temperatura	6
1.2 CONCEPTOS DE FISIOLÓGÍA HUMANA.....	7
1.2.1 Comportamiento calórico corporal	11
1.2.2 La temperatura corporal	18
1.3 TÉCNICAS PARA LA ESTIMACIÓN DEL GASTO ENERGÉTICO EN REPOSO	21
1.3.1 Calorimetría	21
1.3.1 Agua doblemente marcada.....	27
2 DESCRIPCIÓN DE LA METODOLOGÍA A IMPLEMENTAR	29
2.1 CONDICIONES INICIALES PARA EFECTUAR LA MEDICIÓN	29
2.2 TÉCNICA DE MEDICIÓN.....	31
2.2.1 Medición de Temperatura, Flujo de Calor y Cálculo del GER	31
2.3 REFERENCIAS ESPACIALES	38
2.4 SELECCIÓN DEL “GOLD STANDARD”	46
2.4.1 Ecuación FAO-OMS	47
2.4.2 Ecuación de Ireton Jones	48
2.4.3 Ecuación de Harris- Benedict	50
3 DISEÑO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN.....	53
3.1 SENSADO DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA.....	56
3.1.1 Sensor de Flujo de Calor	56
3.1.2 Sensor de Temperatura.....	60
3.2 HARDWARE DE ADQUICISIÒN.....	63
3.2.1 Etapa de selección e identificación.....	64
3.2.2 Etapa de adquisición/adecuación	68
3.2.3 Etapa de Amplificación	71
3.2.4 Etapa de filtrado.....	73
3.2.5 Conversión Analógica/Digital	75
3.2.6 Microcontrolador	78
3.3 SISTEMA DE COMUNICACIÓN	82
4 SOFTWARE DE VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS	86
4.1 SOFTWARE DE VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS	86
4.1.1 Identificación.....	89
4.1.2 Conexión	92
4.1.3 Monitorización e interfaz gráfica	94
5 DISEÑO DE PRUEBAS Y RESULTADOS.....	103
5.1 Experimento General	103
5.2 Estudio del Error	111
CONCLUSIONES.....	118
RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO	120

BIBLIOGRAFÍA 122

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de un sistema de transferencia de energía.	5
Figura 2. Distribución del gasto energético total en el cuerpo humano	8
Figura 3. Transferencia de energía por medio de flujo de calor. Relación interna y externa	13
Figura 4. Distribución porcentual de flujos parciales de calor en un ser humano.	16
Figura 5 Tipos de calorimetría.....	22
Figura 6. Esquema de un calorímetro indirecto de circuito cerrado	23
Figura 7. Espirómetro para medición de consume de oxígeno	23
Figura 8. Esquema general de un calorímetro directo.....	25
Figura 9. Composición torácica y abdominal del cuerpo humano Tomada de Yokochi [43].....	40
Figura 10. Esquema de referencia del cuerpo Humano	41
Figura 11. Zonas de referencia del área abdominal Tomada de Yokochi [43] ...	42
Figura 12. Ubicación del punto de medición sobre el Hígado	43
Figura 13. Ubicación del punto de medición sobre el corazón	44
Figura 14. Ubicación del punto de medición temperatura abdominal.....	44
Figura 15. Ubicación del punto de medición temperatura axial.....	45
Figura 16. Ubicación del punto de medición temperatura interna	46
Figura 17. Gráficas de representación del gasto energético en reposo para (a) hombres. (b) mujeres. Para una edad determinada de 35 años	52
Figura 19 Constitución física del sensor de flujo de calor [7].	57
Figura 20. Esquema General del sistema de adquisición de señal.....	64
Figura 21. Ubicación del interruptor en forma de émbolo generador de la señal de selección S.	65
Figura 22. Ubicación de los selectores generadores.....	67
Figura 23. Descripción de la etapa de adquisición y amplificación.....	68
Figura 24. Puente de Wheatstone.....	70
Figura 25. Topología del amplificador de instrumentación	73
Figura 26. Topología del filtro pasa bajas	74
Figura 27. Topología del filtro implementado	75
Figura 28. Esquema de implementación del conversor analógico digital	77
Figura 29. Diagrama de operación del microcontrolador.....	78
Figura 30. Diagrama de flujo del microcontrolador.....	81
Figura 31. Esquema de comunicación Bluetooth con topología piconet, implementada en el presente trabajo.	84
Figura 32. Esquema de intercambio de información del sistema de comunicación	85
Figura 33. Diagrama de Flujo del Software de visualización.....	88
Figura 34. Presentación etapa de identificación.....	90
Figura 35. Sección del código Fuente de la etapa de identificación.....	91
Figura 36. Panel frontal de la etapa de conexión.	92
Figura 37. Sección de código para el cálculo de flujo de calor.....	95
Figura 38. Cálculo de la temperatura superficial	97

Figura 39. Cálculo del factor de ajuste para la determinación del GER.	98
Figura 40. Cálculo del gold standard.....	99
Figura 41. Esquema de almacenamiento de datos para variables intermedias	100
Figura 42. Pantalla principal del software de monitorización.....	102
Figura 43. Comportamiento del error para las diferentes muestras del experimento general.....	107
Figura 44. Sistema General para la medición de variaciones metabólicas.	117

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Relación de actividades respecto a la energía consumida* .	9
Tabla 2. Distribución del aporte de organos al metabolismo* .	12
Tabla 3. Valores de ajuste para el cálculo de la temperatura media de la piel...	20
Tabla 4. Referencias comerciales de diversas metodologías para el seguimiento del gasto energético* .	28
Tabla 5. GER de acuerdo a FAO-OMS [13] .	47
Tabla 6. Factores de corrección de acuerdo a la patología.	49
Tabla 7. Características del sensor de flujo de calor* .	60
Tabla 8. Funcionamiento del émbolo .	66
Tabla 9. Funcionamiento de los selectores .	67
Tabla 10. Configuración de la Ganancia .	73
Tabla 11. Especificaciones del microcontrolador ATMEGA8L .	82
Tabla 12. Lista de direcciones físicas de los módulos Bluetooth .	93
Tabla 13. Resultados del experimento general para la determinación del GER .	106
Tabla 14. Representatividad del gasto energético en reposo parcial .	108
Tabla 15. Representatividad del punto de medición hepático respecto al gasto energético en .	109
Tabla 16. Representatividad del punto de medición del corazón respecto al gasto energético en reposo parcial .	110
Tabla 17. Datos medidos en el sujeto de prueba No. 1 .	113
Tabla 18. Error presente en el GER debido a errores en el peso de la persona .	113
Tabla 19. Error presente en el GER debido a errores en la determinación .	114
Tabla 20. Error presente en el GER debido a errores en el ingreso de la edad	114
Tabla 21. Márgenes de variación en la ubicación de los puntos de medición .	115

ANEXOS

ANEXO A.

Análisis de ruido del sistema de monitorización

ANEXO B.

Margen Dinámico a la salida de los sensores.

TÍTULO: DESARROLLO DE UN PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR GENERADO EN SERES HUMANOS.¹

AUTOR: CADENA R. Oscar Leonardo.²

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

El presente trabajo describe el desarrollo de un prototipo para la medición de flujo de calor generado en seres humanos. Se desarrollan pruebas en personas sanas y se analizan los errores presentes debido a componentes tanto internos como externos.

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

Con el presente trabajo se logró el desarrollo de un prototipo para la medición del Gasto Energético en Reposo, a partir del flujo de calor, efectuándose una adecuada selección tanto del sensor como de los demás componentes de hardware, logrando errores en el equipo de 5,41%, valor inferior al error que se encuentra actualmente en los equipos comerciales. Además, se implementa el sistema de comunicación Bluetooth para facilidad en manipulación

¹ Tesis de Maestría, Trabajo de investigación

² Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, Ingeniería Electrónica. Director: Carlos Rodrigo Correa Cely (PhD)

TITLE: DEVELOPMENT OF A PROTOTYPE FOR A HEAT FLUX MEASUREMENT GENERATED IN HUMAN BEANS³

AUTOR: CADENA R. Oscar Leonardo.⁴

KEYWORDS: Calorimetry, heat flux, Biomedic instrumentation.

This work describes the construction of a prototype for heat flux measurement. It use in human beans. The test was realized in healthy people and it take account the error produced for the hardware.

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

With the present work was achieved to develop a prototype for Resting Energy Expenditure fit to parameters that are hoped to find in measurements to patients, taking place a suitable selection of the sensor as well as the other hardware components, obtaining maximum measurement errors around 5.41%, which is less than the commercial equipment error at the moment. In addition to this, a bluetooth communication system is used.

³ Magister degree work.

⁴ Faculty of Physic-Mechanical Engineerings. Electrical, Electronic Engineerings and Telecommunication's School, Electronic Engineering. Director: Carlos Rodrigo Correa Cely (PhD)

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de los procesos asociados a la investigación se soporta en el planteamiento de nuevas hipótesis y en muchos casos en la apropiación de teorías y técnicas que en principio fueron generadas en otras ramas del conocimiento. En medicina, la evolución en la creación y mejoramiento de herramientas y métodos ha estado influenciada por trabajos aplicados en otras ramas como la ingeniería electrónica y la ciencia de los materiales.

Es aprovechando esta interrelación que el grupo de investigación CEMOS se ha dado a la tarea de investigar en el área de bioingeniería mediante el desarrollo de trabajos previos que pueden considerarse como precursores de esta investigación. A continuación se presenta el desarrollo del trabajo de investigación titulado CALORÍMETRO PROTOTIPO PARA LA MEDICIÓN DE FLUJO DE CALOR EN SERES HUMANOS.

La idea de este trabajo nace de una necesidad detectada en el ámbito médico de contar con una herramienta para el seguimiento de variaciones metabólicas en personas, con todas las características de rendimiento y confort que ofrecen los avances tecnológicos actuales, tales como portabilidad, no invasivo, de fácil uso, pero sobre todo de diseño propio.

En el primer capítulo se desarrolla el fundamento teórico del trabajo en general, abordando conceptos de fisiología, termodinámica y técnicas de medición de flujo de calor. El eje central de éste capítulo lleva a determinar la posibilidad de realizar el seguimiento metabólico a partir de la medición del flujo de calor de la persona. En el segundo capítulo se expone la metodología para la toma de datos, exponiendo las condiciones para la toma de muestras, las referencias espaciales y técnicas de medición. Hacia el final del capítulo se lleva a cabo la selección del “gold standard”, referente con el cual se evalúan los resultados de esta investigación.

El capítulo tres aborda la parte del componente hardware, donde se explican las diversas etapas con que cuenta el prototipo, exponiendo sus características más relevantes y consideraciones de diseño. El capítulo cuarto se concentra en el desarrollo de la herramienta de visualización y análisis implementada para el tratamiento de los datos y el almacenamiento de los mismos.

En el quinto capítulo se exponen los resultados obtenidos durante las pruebas de comparación. Es importante aclarar que las pruebas fueron realizadas en personas sanas, población objetivo del presente trabajo. Finalmente se lleva a cabo el estudio del error presentado en estas mediciones y se enuncian las conclusiones y recomendaciones emanadas del desarrollo de esta investigación.

Como valor agregado del presente trabajo se destaca la realización de 3 proyectos de pregrado enfocados en la misma área, la publicación de dos artículos en revistas reconocidas en pubindex, un libro en el cual se divulgan resultados parciales de la investigación y una participación en un grupo de discusión en el MBC 2008.

Finalmente agradecer al Banco de la República, que a través de su fondo para la Investigación financió en su totalidad el desarrollo de este trabajo.

1 MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se abordarán los fundamentos teóricos del trabajo de investigación. Para comprender la motivación y el funcionamiento del prototipo propuesto para la medición de flujo de calor es necesario revisar en primer lugar los conceptos fisiológicos que lo soportan, las bases termodinámicas y finalmente, las técnicas de medición y seguimiento del metabolismo que se basan en desarrollo de equipos de medición de flujo de calor y temperatura.

1.1 CONCEPTOS BÁSICOS

El entendimiento del desarrollo, funcionamiento y posterior aplicación tanto de la metodología planteada como de la herramienta desarrollada para la medición de variaciones metabólicas a partir de la medición de flujo de calor en seres vivos, pasa por la apropiación y manejo de ciertos conceptos básicos de diversas áreas como la termodinámica, fisiología, y posteriormente técnicas existentes para la medición de flujo de calor. En esta sección se hará énfasis en la pertinente a la termodinámica para en secciones posteriores abordar los demás temas.

Para incursionar en el estudio del comportamiento energético, y más concretamente en temas como la transferencia de energía por flujo de calor del cuerpo humano se debe tener claridad acerca de las leyes que gobiernan dicha transferencia, y que se encuentran dentro de la rama del conocimiento denominada termodinámica. Partiendo precisamente de que la termodinámica es el estudio de la energía, sus formas y transformaciones [37] se utilizan sus premisas fundamentales para caracterizar el sistema que se analiza durante el

presente trabajo de investigación (el cuerpo humano), de la misma forma que se caracteriza cualquier objeto que hace parte de un proceso termodinámico; es decir, enfocando su comportamiento a nivel sistémico, en donde se gana o se pierde energía.

1.1.1 Transferencia de Calor

Determina de manera específica como es la transferencia de energía en forma de calor de un lugar a cierta temperatura a otro lugar a una temperatura distinta pero inferior a la primera. El desarrollo de esta transferencia es continuo hasta que se alcanza una igualdad en las temperaturas de los dos lugares, concepto que se conoce como equilibrio térmico. Aclarando que ningún sistema posee calor porque este no es más que un concepto que representa transferencia de energía, se infiere que debe existir cierta diferencia entre el significado de temperatura y flujo de calor, aunque a su vez se logra deducir una interrelación entre estos dos conceptos, como se verá más adelante.

La convención de signos para la transferencia de calor es la misma que para el trabajo; es decir, la transferencia de calor es positiva cuando entra al sistema y negativa cuando sale de éste. En la figura 1 se realiza la descripción general del sistema integrado por el cuerpo humano y el medio ambiente. Cada uno de los elementos que intervienen se caracteriza dentro del sistema por medio de su temperatura. Así, la temperatura T_1 representa la temperatura del cuerpo humano, y T_2 la temperatura del medio ambiente.

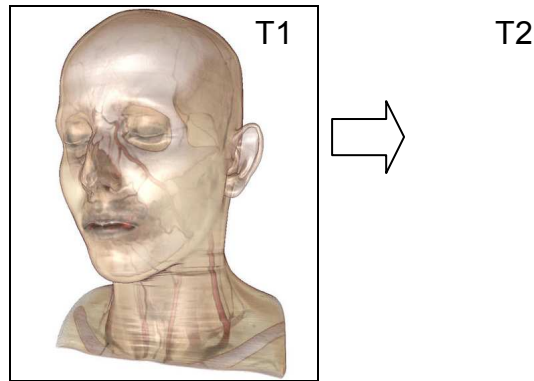


Figura 1. Esquema de un sistema de transferencia de energía.

De manera general, la transferencia se realiza, desde el cuerpo humano que se encuentra a una temperatura mayor hacia el medio ambiente que esta a una temperatura inferior. Para este caso en particular, la transferencia de calor es positiva si se toma como marco de referencia el medio ambiente (fluye hacia él) y negativa con marco de referencia el cuerpo humano (fluye desde él).

Una situación particular y de interés para el presente trabajo son los sistemas que se consideran restrictivos desde el punto de vista de la transferencia de calor. Estos procesos ocurren en sistemas que imposibilitan el flujo de calor por estar aislados. A los sistemas con esta característica se les denomina *sistemas adiabáticos* y definen la base teórica de lo que se conoce como calorimetría directa adiabática, tratada posteriormente en este capítulo.

Asimismo, al margen de la transferencia de calor existe otro tipo de transferencia de energía presente en el cuerpo humano. Esta se transmite a través de las fronteras de un sistema y se realiza de manera que su resultado puede ser utilizado para la elevación o movimiento de un peso; lo anterior se conoce como *trabajo*. Evaluando este concepto desde un punto de vista netamente mecánico, se llega a la misma conclusión involucrando una distancia a cubrir durante el movimiento o elevación del peso. De manera general se puede decir que

cualquier forma de energía capaz de elevar o mover un peso, así el efecto final del proceso no sea este, se considera trabajo.

En este punto es importante resaltar que tanto el trabajo como el calor son formas de energía como consecuencia de un proceso; por lo tanto, no son variables de estado y en ningún momento es correcto considerar o afirmar que un sistema posee calor o trabajo.

1.1.2 Interacción Calor – Temperatura

Continuamente, el concepto de flujo de calor se confunde con el de temperatura, y para entender las metodologías de calorimetría propuestas debe haber claridad entre estos dos términos, para posteriormente entender la relación existente entre las dos variables. Claramente, estos dos parámetros no representan lo mismo. Desde el punto de vista físico, la temperatura es un indicativo directo de la energía interna de la materia mientras que el flujo de calor representa la tasa de transferencia de dicha energía.

Sin embargo, la diferenciación de estos dos conceptos no llega hasta el punto de declararlos mutuamente excluyentes; por el contrario existe una estrecha relación entre estos dos valores, expresada por medio de la ecuación 1.1[37]. En esta ecuación se relaciona el flujo de calor con la temperatura por medio del concepto de resistencia térmica, que en este caso, es función del producto entre la masa y el calor específico del material. De acuerdo a lo anterior se tiene,

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

donde

Q = flujo de calor (J)

c_p = calor específico $\left(\frac{J}{kg^{\circ}C}\right)$

m = masa (kg)

ΔT = variación de temperatura ($^{\circ}C$)

Se utiliza el sistema internacional de unidades (SI) como marco de referencia

1.2 CONCEPTOS DE FISIOLÓGÍA HUMANA

Indefectiblemente, todos los procesos que sufre el cuerpo humano están enmarcados dentro de lo que podemos considerar a gran escala, intercambios energéticos. Estos intercambios pueden presentarse ya sea a nivel de células, órganos, o entre el cuerpo como tal y el medio que los rodea; Sin embargo existen diferentes formas de energía generada y liberada por el cuerpo de acuerdo a la función que necesite suplir o proceso que necesite ejecutar.

Ese intercambio energético mencionado anteriormente tiene su origen a nivel celular. Todas las reacciones químicas y procesos necesarios para que las células suplan las diversas necesidades energéticas del cuerpo se conoce como metabolismo [16]. Todo el proceso inicia con la consecución de nutrientes por parte del cuerpo humano, los cuales son obtenidos de los diferentes alimentos que son consumidos. Una vez ingeridos, es a partir de estos que se realiza la conversión de energía presente en los alimentos en energía química de ATP, con lo que se genera 7300 Calorías por molécula en condiciones normales. Este valor es elevado si se toma como punto de comparación el

hecho que esa misma cantidad supliría, en condiciones normales, 3 horas de intensa actividad física [11].

Como producto final del proceso descrito anteriormente, se cuenta con una cantidad de energía suficiente para ejecutar las distintas funciones biológicas del cuerpo humano. Tomando en cuenta que la meta es lograr que la energía generada sea consumida al máximo por el cuerpo para mantener el balance, se hace necesario definir una cifra que surja de un conocimiento detallado del requerimiento energético del individuo, factor que se conoce como Gasto Energético Total (GET) cuyas unidades son las Calorías por día. Este GET cuenta con tres grandes componentes [14]:

- Tasa metabólica basal (TMB)
- Termogénesis alimentaria (TA)
- Actividad física (AF).

La distribución con respecto al GET de los tres componentes mencionados anteriormente, en el mejor de los casos, se muestra en la figura 2

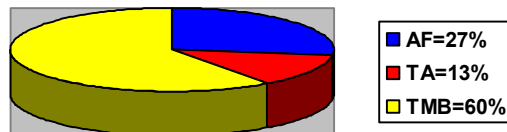


Figura 2.Distribución del gasto energético total en el cuerpo humano

La actividad física envuelve toda la energía consumida en forma de trabajo. Es aquella que emplean los músculos y demás órganos para ejecutar ya sea un movimiento o una actividad que demande fuerza y desplazamiento de objetos. Esta componente es la más variable de las tres que conforman el GET y puede

variar desde un valor casi despreciable comparado con las otras dos hasta representar un aumento del 200% en el caso de actividad física fuerte. La cuantificación y medición del consumo energético durante la actividad física es un tema de difícil manejo y poco práctico a la hora de determinar el comportamiento metabólico del organismo. Sin embargo, estudios de la NASA y otras organizaciones (ver tabla 1) han arrojado resultados que se consideran como parámetros a seguir [Proyecto mercurio]

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

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

*Realizada con datos Reunidos por el Prof. M.S Rose, tratado de Fisiología Médica [4].

La termogénesis alimentaria es el resultado directo e inmediato del consumo de alimentos. Teniendo en cuenta que esta variable refleja la capacidad de producción de calor debido al consumo alimentario [4], es de esperar que el resultado o valor de dicha termogénesis se pueda cuantificar por medio del flujo de calor producido por el cuerpo.

Finalmente se tiene el principal componente del GET. La tasa metabólica basal es la cuantificación del metabolismo basal definido como el estado en el que el cuerpo solo produce la energía necesaria para cumplir con las funciones vitales

propias de sí mismo. La evaluación también se realiza midiendo el flujo de calor producido por el cuerpo.

Como resultado directo de las anteriores definiciones es posible inferir que si se logra mantener la actividad física en niveles mínimos o nulos, la medición del flujo de calor proveniente del cuerpo se convierte en un indicativo directo del comportamiento metabólico y energético del mismo. Ahora bien, surge una pregunta: ¿Es necesario diferenciar la termogénesis alimentaria del gasto energético basal? La respuesta es no. En principio es posible llevar a cabo mediciones del metabolismo basal solamente, pero con el fin de eliminar las condiciones extremadamente restrictivas que requiere implica alcanzar una condición de estado basal, se cuenta con un valor energético que involucra tanto la TMB como la TA. Este valor se conoce como Gasto Energético en Reposo (GER)[17].

La diferencia en el uso de una u otra medición (GER y TMB) radica en la complejidad a la hora de tomar muestras en la TMB. Debido a que es necesario descartar cualquier efecto producido por la ingesta de alimentos, debe garantizarse en las personas determinadas condiciones de medición en las cuales se mantenga estrictamente al margen el consumo de alimentos mínimo doce horas antes de la realización de las pruebas, además de otros parámetros descritos a continuación:

- La TMB se determina después de una noche de sueño reposado.
- No se debe desarrollar ningún ejercicio intenso por lo menos durante la hora anterior.
- Se debe eliminar o reducir cualquier factor físico o psíquico que produce excitación.
- La temperatura del aire debe estar entre los 18°C y los 26°C.

Estas exigencias hacen el estudio poco práctico y en muchas situaciones difícil de realizar teniendo en cuenta las condiciones en las cuales se encuentra cada persona. Debido a sus parámetros más flexibles, para el presente trabajo se escoge trabajar a partir de la cuantificación del gasto energético en reposo (GER).

1.2.1 Comportamiento calórico corporal

Una vez hallada la relación directa entre el flujo de calor corporal y el comportamiento metabólico del mismo es necesario conocer los parámetros de generación de acuerdo a los diversos procesos que son ejecutados en el organismo. Este conocimiento se delimita por dos factores básicos a saber: El primero es la delimitación de donde se efectúa la producción de flujo de calor y el segundo de qué forma se realiza la transferencia de este flujo así como que elementos intervienen en este proceso.

Para identificar los sitios de mayor producción presentes en el cuerpo humano es necesario hacer claridad en ciertos aspectos: la ubicación de estos sitios no garantiza que en las demás partes del cuerpo no se lleva a cabo ninguna producción de flujo de calor. Por el contrario, el objetivo de esta identificación es encontrar, comparativamente, cuales son los órganos o puntos específicos que tienen una mayor producción de flujo de calor respecto al cuerpo en general, para de esta manera lograr, con la medición directa de determinados puntos abarcar el máximo porcentaje posible de la variable de interés.

En una detallada revisión bibliográfica, se encuentra que la caracterización de los puntos de producción de flujo de calor se basa en diversas variables, entre las que se encuentran la participación de los órganos en la síntesis de proteínas y liberación de energía, situación que se relaciona de forma directa con el

metabolismo energético del cuerpo humano, la función fisiológica que realiza el órgano y la estructura morfológica tanto del organismo como de los sistemas que lo rodean. Kinney y Col [10] realizaron una estimación porcentual de los principales órganos aportantes al metabolismo en reposo que se muestran en la tabla 2; por otra parte, estudios publicados [4]y [16] muestran una clara tendencia similar a los mostrados en [10], con una variación máxima entre valores estimados del 5%.

Tabla 2. Distribución del aporte de órganos al metabolismo*

ORGANO	PORCENTAJE DEL PESO CORPORAL (%)	PORCENTAJE DEL METABOLISMO (%)
Hígado	2,1	26,4
Cerebro	2	18,3
Corazón	0,43	9,2
Riñones	0,43	7,2
Venas principales	2	4,1
Músculos esqueléticos	39,7	25,6

*Fuente [10]

La variación entre los diversos estudios y valores publicados para el aporte de los órganos al metabolismo no puede considerarse crítica si se observa que lo importante de esta etapa es destacar un comportamiento que marca una tendencia hacia cuales órganos son los mayores generadores de energía, y que a su vez, la disipan en forma de calor bajo determinadas condiciones de reposo. El análisis detallado de la información recopilada da como resultado la reducción del universo muestral de puntos posibles para la medición de flujo de calor, base teórica que será tenida en cuenta, en futuros capítulos, para la determinación de las zonas de medición de los sensores.

Además del análisis fisiológico, se necesita estudiar el cuerpo humano desde el punto de vista sistémico para determinar las formas en que el cuerpo pierde

calor. La figura 3 muestra un diagrama conceptual en el cual se muestra el cuerpo y la interacción con el medio que lo rodea. El cuerpo, internamente presenta flujos de calor conductivo debido a la transferencia de energía entre los diversos tejidos, órganos y sistemas presentes. Este flujo se denota como Q_{int} . A su vez, en la interacción cuerpo-medio ambiente existen diversos tipos de flujo de calor que se agrupan dentro de una variable general denominada Q_{ext}

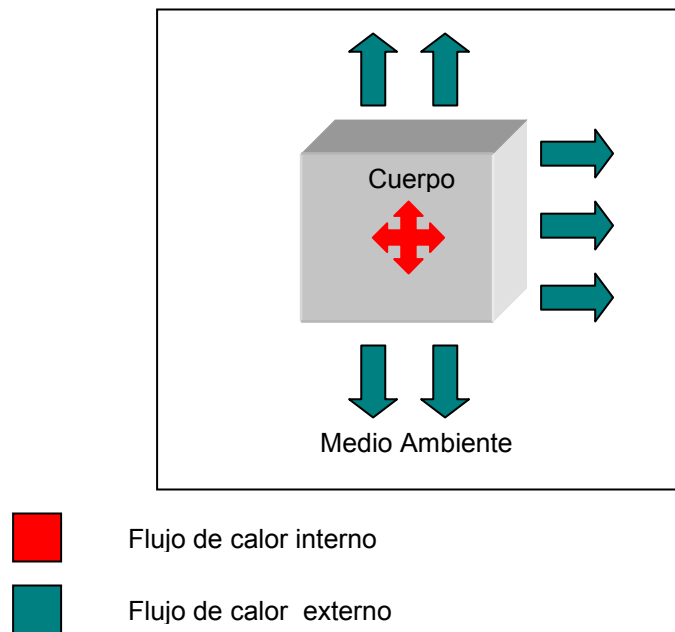


Figura 3. Transferencia de energía por medio de flujo de calor. Relación interna y externa

El flujo de calor se presenta desde la parte interna hacia la frontera del sistema representado por el cuerpo humano, en este caso, la piel. A su vez existe un flujo desde esta frontera hacia el medio ambiente que en condiciones normales se encuentra a una temperatura inferior a la que está el organismo. Teniendo en cuenta la necesidad de balance existente en el sistema, es posible esperar que si en algún momento se alcanza determinado equilibrio térmico representado

este por medio de un diferencial de temperatura constante entre el medio y el cuerpo en general entonces debe existir un balance específico a su vez entre los flujos de calor existentes en el sistema cuerpo-medio ambiente. K Bruck [5] define en su trabajo que el flujo de calor es igual, como se muestra en la ecuación 1.2

$$TM = Q_{int} = Q_{ext} \quad 1.2$$

De manera adicional define que en condiciones de reposo estos valores representan a su vez la tasa metabólica presente en el cuerpo, valor que corresponde al gasto energético al haber eliminado la actividad física. El anterior resultado muestra básicamente la esencia de la investigación. Es posible medir y seguir las variaciones de la tasa metabólica de un ser humano a partir del seguimiento y medición del flujo de calor del mismo. Esto plantea dos alternativas: realizar la medición del flujo de calor interno o del flujo de calor externo. Aprovechando los resultados enunciados en la ecuación 1.1 se puede concluir que la medición puede hacerse sensando directamente la variable de flujo de calor o midiendo los gradientes de temperatura. Como se tratará de demostrar a continuación, cada una de las técnicas de medición presenta un comportamiento más adecuado que otros respecto al seguimiento de los tipos de flujo de calor descritos anteriormente.

El flujo de calor interno se presenta en todos los casos por conducción, siendo la ecuación presente en [5] y [41] la que describe su comportamiento:

$$Q_{int} = \frac{\lambda(T_{int} - T_{sup})}{e} \quad 1.3$$

donde:

Q_{int} = Flujo de Calor Interno (Wm^{-2})
 λ = Conductividad Térmica ($Wm^{-1}^{\circ}C^{-1}$)
 e = Grosor de la capa subcutanea (m)
 T_{int} = Temperatura del nucleo ($^{\circ}C$)
 T_{sup} = Temperatura superficial ($^{\circ}C$)

Revisando la ecuación planteada junto con las características físicas del proceso se descarta la medición directa de flujo de calor ya que requiere el uso de sensores de tipo intrusivo que permitan el seguimiento dentro del cuerpo, más concretamente el comportamiento en la capa comprendida entre la piel y los órganos internos. Sin embargo, se abre la posibilidad de hacer el seguimiento a partir de la medición de valores de temperatura, siempre y cuando se utilicen puntos para la medición que sean externos pero representativos de la temperatura interna y a su vez puntos de medición de temperatura superficial. Las otras variables presentes en la ecuación han sido ampliamente estudiadas en [9], [18] y [20], donde se cuentan con valores que poco difieren entre sí El comportamiento de la temperatura y sus posibles formas y puntos de medición se encuentran consignados en secciones posteriores del presente capítulo.

El enfoque tomado plantea la necesidad de conocer a fondo cómo es el comportamiento de dicho flujo de calor externo y sus componentes. Este es el resultado de la suma (ecuación 1.4) de diversas componentes parciales presentes gracias a las diversas formas de pérdida de calor de cualquier cuerpo, a saber: conducción, convección, radiación, evaporación. La figura 4 muestra la distribución, en porcentaje, de los diversos flujos de calor parciales, tomando como referencia los resultados publicados en [5] y [16].

$$Q_{ext} = Q_k + Q_c + Q_r + Q_e \quad 1.4$$

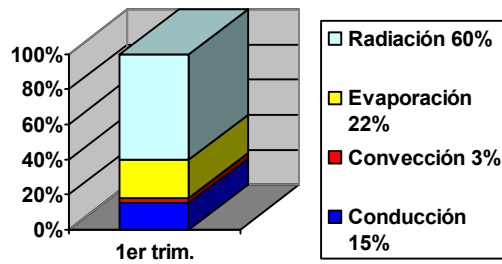


Figura 4. Distribución porcentual de flujos parciales de calor en un ser humano.

Al revisar la frontera general del sistema, se observa que la superficie corporal puede estar en contacto con diversas superficies y/o medios. De manera general se puede agrupar estas interacciones en dos grandes grupos: cuerpo-superficies de contacto con objetos y cuerpo-aire. Dentro del primer grupo se presentan los flujos de calor por conducción y en menor medida por radiación, mientras que en el segundo grupo se incluye el flujo de calor por convección, evaporación y la mayor parte del flujo de calor por radiación.

El flujo de calor por conducción Q_k se realiza cuando el cuerpo, por contacto, transfiere energía a otro cuerpo en forma precisamente de calor. En el caso particular del sistema hombre-medio ambiente planteado, esta conducción se da a soportes o superficies con las cuales el cuerpo mantenga contacto físico. La cantidad de este flujo de calor depende directamente de las propiedades termodinámicas del material del soporte, más concretamente de la temperatura y de la conductividad térmica [5].

Por otra parte el flujo de calor *convectivo* Q_c , considerado dentro del grupo que se origina en contacto de la piel al aire se presenta siempre y cuando la temperatura corporal se encuentre en un punto superior a la temperatura del medio que lo rodea. Si se cumple esta característica, la capa de aire que rodea la superficie de la piel se desplaza constantemente y a su vez es sustituida por

una capa nueva de aire que presenta una temperatura inferior y generalmente igual a la temperatura inicial de la primera capa.

Además del convectivo existen otros dos flujos presentes ya mencionados: el de *radiación*, que se presenta por los rayos infrarrojos de larga longitud de onda que parte de la piel [4]. De manera general este comportamiento se describe por medio de la ecuación de Stefan-Boltzman. Revisando esta ecuación, se infiere que este flujo de calor tiene una dependencia directa de la diferencia de temperaturas entre la superficie corporal y la temperatura de las superficies envolventes a la cuarta potencia, como por ejemplo, las paredes que forman el cuarto en el cual se encuentra la persona haciendo seguimiento de sus variaciones en el flujo de calor. Finalmente se tiene la pérdida evaporativa de calor, terminología válida si se tiene en cuenta el concepto de convención de signos expresado en secciones anteriores. Esta pérdida se debe a la aparición de agua en la piel en forma de sudor o mucosa que luego se evapora por efecto de diferencias térmicas y de presión entre la superficie y el medio.

Habiendo definido los diversos flujos parciales presentes, se determina la dependencia directa de estos respecto a la temperatura. Este resultado se esperaba si se observa la ecuación 1.1. Más precisamente, al igual que en esta ecuación, la dependencia es respecto a una diferencia o gradiente de temperatura, ya sea entre el cuerpo y el medio inmediato o entre el cuerpo y el ambiente circundante, siendo variables los parámetros que acompañan a este gradiente. Esta última condición hace poco viable someter los resultados a la dependencia de alrededor de cuatro factores (uno por cada tipo de flujo de calor), dándole entonces relevancia a la medición directa de esta variable. No obstante, y de acuerdo a los conceptos expresados para el componente interno, el comportamiento del flujo de calor directamente de por sí justifica la revisión del comportamiento de la temperatura en el cuerpo humano, más aún, si se plantea la posibilidad de medir el flujo de calor a partir de la medición de

temperatura en distintas partes del cuerpo, situación que es componente integral de esta investigación.

1.2.2 La temperatura corporal

De manera similar al comportamiento de flujo de calor, la temperatura presenta variaciones entre superficies y entre ubicaciones. Para que el cuerpo humano exhiba un comportamiento de flujo de calor como el descrito teóricamente en la sección anterior, la temperatura interna del cuerpo debe ser mayor que la temperatura de la superficie corporal, y a su vez, esta temperatura debe ser mayor a la del ambiente circundante.

Sin embargo, no en todos los casos se exhibe un comportamiento uniforme de la temperatura. Mientras la temperatura central (interna) es a primera vista uniforme y homogénea (*homeoterma*), en la superficie se presentan gradientes significativos que hacen que la estructura superficial sea considerada *poiquiloterma*. Desde el punto de vista funcional, en medicina se destacan varios puntos de medición que arrojan igual número de temperaturas. Cada una de estas utilizadas ya sea respecto a la temperatura central o a la temperatura del medio ambiente, representa un flujo de calor determinado. Encontrar cuál de estas guardan una relación directa con el flujo de calor de interés en la medición es el objetivo de esta etapa.

En primer lugar, una revisión más detallada de la *temperatura interna* muestra que si presenta variaciones en su valor, es aprovechando esta situación que aparece la termografía para identificar las regiones internas con un mayor valor de temperatura, siendo este el caso del hígado y el cerebro [9][23]. Como indicativo de esta temperatura en medicina se escogen diversos puntos a saber: la temperatura rectal. La temperatura sublingual, que es aquella que se mide en la cavidad bucal bajo la lengua presenta variaciones del orden de 0,2-0,5 °C

menores a la temperatura rectal. Además de estos puntos, existen otros considerados representativos de la temperatura central: La temperatura esofágica, utilizada en medicina deportiva por comodidad de ubicación y por tiempos de respuesta mejores a los de la temperatura rectal, la temperatura axilar cuya facilidad de medición es significativa aun cuando requiera en promedio entre 20-30 minutos para obtener un valor válido y la del conducto auditivo que se mide en el tímpano con el conducto auditivo sellado, práctica no muy utilizada por las características del sensor que se necesita.

Por otra parte existe la posibilidad de determinar la temperatura media de la piel, con la salvedad que para este caso no es posible hacerlo a partir de la medición de un solo punto. En su lugar se realiza un promedio de las temperaturas medidas en diferentes partes del cuerpo y a su vez ponderadas por el aporte al área corporal que representa, entre las que se tienen:

- Frente
- Pecho
- Vientre
- Brazo
- Muslo
- Dorso de la mano
- Dorso del pie

Diversos estudios encargados de determinar los puntos óptimos determinan la reducción de las posibles ubicaciones a 4 [41] con los respectivos valores de ponderación expresados en la tabla 3. Esta forma de ponderación no se toma de manera estricta, pues en general no es necesario tomar todos los puntos mencionados; en su lugar se determinan cuantos puntos se van a medir y se hace una redistribución de los valores de ponderación enunciados.

Tabla 3. Valores de ajuste para el cálculo de la temperatura media de la piel

UBICACIÓN	PORCENTAJE DE ÁREA REPRESENTATIVO %	FACTOR DE AJUSTE
BRAZO	10	0,1
TRONCO	60	0,6
PIERNA	20	0,2
CABEZA	10	0,1

Los dos valores generales de temperatura descritos anteriormente tanto interna como media de la piel, son usados de manera directa en el cálculo del flujo de calor ya sea interno o externo. Basándose nuevamente en la ecuación 1.1, la diferencia de temperatura viene calculada de la siguiente forma:

Para la medición de flujo de calor interno

$$\Delta T = T_{\text{int}} - \overline{T}_s \quad 1.5$$

Para la medición de flujo de calor externo

$$\Delta T = \overline{T}_s - T_a \quad 1.6$$

donde

T_{int} = Temperatura interna del cuerpo (°C).

\overline{T}_s = Temperatura media de la superficie (°C).

T_a = Temperatura del medio ambiente (°C)

1.3 TÉCNICAS PARA LA ESTIMACIÓN DEL GASTO ENERGÉTICO EN REPOSO

En secciones anteriores se mostró la relación existente entre metabolismo y flujo de calor bajo determinadas condiciones existentes tanto en el organismo como en el medio, de tal forma que es posible hacer seguimientos metabólicos a partir del estudio del flujo de calor. Además se estudió en comportamiento de estas dos variables en el cuerpo humano, caracterizando a grandes rasgos las condiciones básicas para la medición en el cuerpo humano. En esta sección se estudiarán las técnicas existentes para la medición del flujo de calor existentes, rama que se conoce como calorimetría; además se mostrarán los principios de funcionamiento de otras técnicas para el seguimiento del gasto energético que no utilizan el seguimiento termodinámico, abarcando las metodologías desarrolladas actualmente y empleadas en medicina.

1.3.1 Calorimetría

Dentro de esta rama de estudio se agrupan diversas técnicas de medición, esquematizadas en la figura 5. De manera general, se divide en dos grandes ramas, dependiendo de la variable que se utilice al momento de medir, teniendo siempre como objetivo último la medición del flujo de calor.

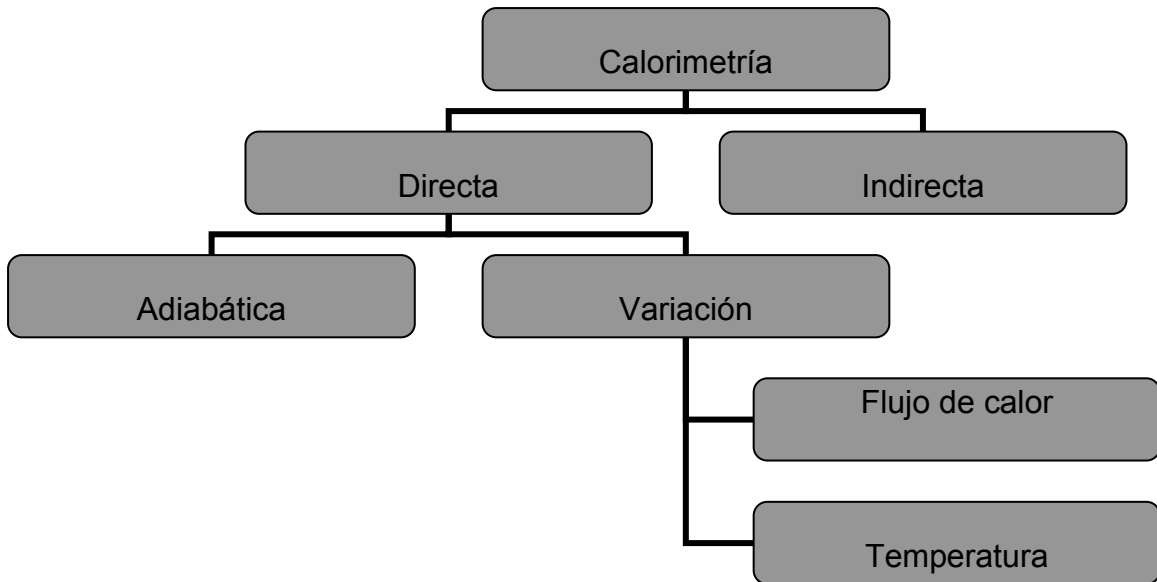


Figura 5 Tipos de calorimetría

Calorimetría Indirecta

Esta metodología se basa en la estimación del flujo de calor y por consiguiente el gasto energético a partir de la estimación de los niveles de consumo de oxígeno. De manera general, existen dos técnicas de calorimetría indirecta: de circuito abierto y de circuito cerrado.

En el caso del método de *circuito cerrado* mostrado en la figura 6, la persona es conectada a un tubo ubicado en su boca, por medio del cual se capta todo el aire expirado. Ese aire expirado es introducido a diversos recipientes que permiten por una parte la absorción del agua y por otra la absorción del dióxido de carbono utilizando los adecuados reactivos químicos. Estos recipientes además cuentan con una entrada de oxígeno. La misión de este oxígeno es mantener el balance inicial de los reactivos, y por ende, conociendo la cantidad de oxígeno utilizado en esta última tarea se conoce la cantidad de oxígeno utilizada por el ser humano.

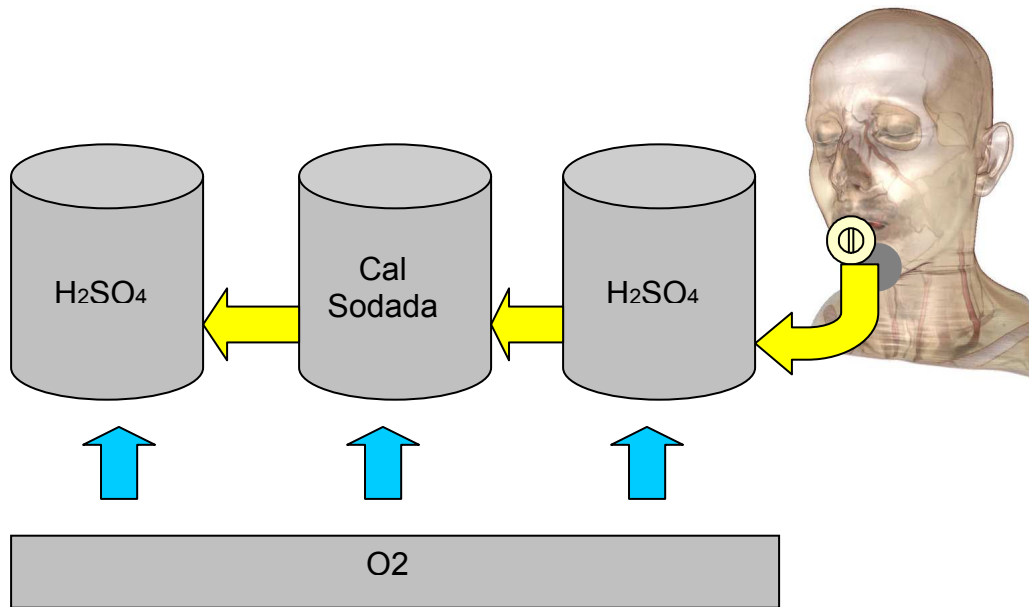


Figura 6. Esquema de un calorímetro indirecto de circuito cerrado

El método de *circuito abierto* por otra parte basa su funcionamiento en la separación de componentes, sin recurrir a ningún tipo de reactivo químico. En primer lugar se adecúa un sistema de respiración en el cual, utilizando válvulas especiales es posible separar el aire inspirado del espirado. Este último se almacena y se mide ya sea por medio de un espirómetro Figura 7 o simplemente por medio de una bolsa de hule.



Figura 7. Espirómetro para medición de consume de oxígeno

Fuente: [http://www.reshealth.org/sub_esp/yourhealth/healthinfo/default.cfm?pageid=P04409]

Con el material recogido se lleva a cabo un análisis del dióxido de carbono y el aire espirado, analizando solo una muestra. Extrapolando esos resultados se obtiene el consumo total de oxígeno.

La pregunta en este punto es ¿qué relevancia tiene medir dicho consumo en la estimación del gasto energético? Los textos de medicina [4][16], recogen estudios según los cuales en el 95% de la energía consumida proviene de reacciones químicas en las cuales para liberar energía se efectúan procesos de oxidación, donde por supuesto el oxígeno actúa como materia prima. El estimativo numérico indica que un litro de oxígeno libera aproximadamente 4825 Calorías. Es a partir de este valor que es posible hacer un estimativo del gasto energético.

En general el método es ampliamente utilizado en medicina gracias a su facilidad de implementación y al gran desarrollo que ha tenido esta metodología a nivel tecnológico, pues aunque presenta errores significativos (8-10%)[39] estos valores son aceptados, ya que se considera tolerable un error dentro del margen de 15%. Un listado de características de este método se muestra en la tabla 4, hacia el final del capítulo.

Calorimetría directa adiabática

El principio de funcionamiento de este método aprovecha el resultado de la ecuación 1.1 para realizar la medición de forma directa del flujo de calor generado por el ser humano. El esquema mostrado en la figura 8 muestra los componentes del mismo. El sujeto es introducido en una gran cámara en la cual es encerrado ejecutando en esta los movimientos normales. Esta cámara está

construida de tal forma que las paredes circundantes son adiabáticas. Existe una primera pared que da al interior de la cámara y otra que da al exterior. En el medio de estas dos se encuentra un sistema de transporte de agua que cuenta con un agitador o sistema de movimiento continuo cuya finalidad es mantener la temperatura del agua homogénea.

Como elementos de seguimiento se cuenta con sensores de temperatura ubicados en diferentes partes del circuito de irrigación de agua. Estos sensores se encargan de medir, en primera instancia, la temperatura del agua al inicio del experimento. A medida que el sujeto permanece dentro de la cámara, el calor liberado por su cuerpo empieza a surtir un efecto de calentamiento sobre el agua circundante por el sistema.

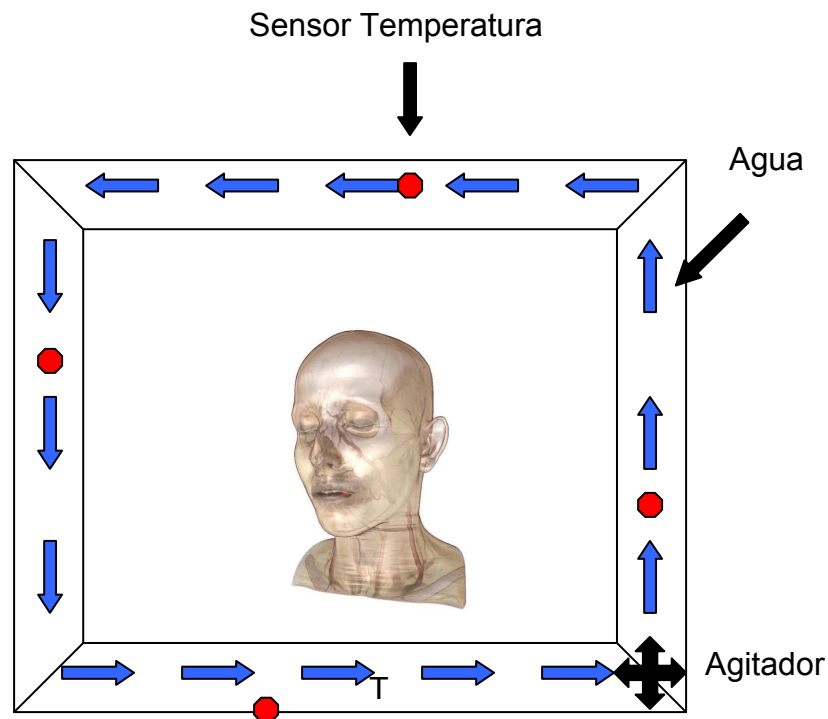


Figura 8. Esquema general de un calorímetro directo

Finalizado el experimento, es posible calcular el flujo de calor teniendo en cuenta las siguientes premisas:

- La masa del agua debe ser un parámetro conocido previo al inicio de la prueba.
- El calor específico del agua es un valor estandarizado y de fácil consulta.
- El delta de temperatura se calcula entre la temperatura del agua al final del experimento y la temperatura que esta presentaba al inicio.
- Reemplazando estos valores en la ecuación 1.1 hace posible el cálculo de flujo de calor; si el sujeto durante el experimento mantuvo condiciones de reposo, este valor puede ser usado para determinar el gasto energético.

El desarrollo e implementación de esta metodología es el mejor en cuanto a precisión en los resultados, sin embargo acarrea un alto costo debido a los materiales requeridos y a la construcción de la cámara con las dimensiones necesarias para introducir un ser humano y permitirle libertad de movimiento. Esta metodología es implementada solo con fines científicos y en centros de investigación con tecnología de punta. Sin embargo, otras aplicaciones de la misma técnica han sido diseñadas. Al interior del grupo de investigación CEMOS de la Universidad Industrial de Santander, en el año 2004 se diseñó un equipo [19] basado en el mismo principio para la medición de potencia en circuitos electrónicos con resultados satisfactorios.

Calorimetría directa por variación de flujo de calor y temperatura

Esta metodología consiste en la medición directa de las variaciones, ya sea de flujo de calor o de temperatura estimando estos valores con el uso de sensores localizados en diversos puntos sin necesidad de una medición global. La medición en particular utilizando la variación de temperatura requiere una toma simultánea ya sea de la temperatura interna del cuerpo y la temperatura media

superficial de la piel, o la medición de esta última junto con la del medio ambiente de manera simultánea.

El desarrollo de estas metodologías va de la mano con el avance en la fabricación de sensores tanto de flujo de calor como de temperatura, situación que permite hoy en día proponer avances en estas áreas. El presente trabajo de investigación basa su funcionamiento en estos dos principios. Una descripción más detallada de los métodos y los equipos a diseñar será abordada en el siguiente capítulo.

1.3.1 Agua doblemente marcada

El agua doblemente marcada (DWL de sus siglas en inglés) es un método que al igual que la calorimetría indirecta basa su medición en el uso de reactivos químicos; sin embargo, no es considerado dentro de esta categoría porque no toma las muestras del proceso primario (respiración); en su lugar los datos son recolectados a partir de muestras de orina, donde evidentemente se introduce una variable más.

El funcionamiento del método es el siguiente: la persona recibe, vía oral isótopos estables de los siguientes elementos: 2H_2O y $H_2^{18}O$ [Insertar referencia 2.3]. Luego de mezclarse estos elementos con el agua presente en el cuerpo se desarrollan don procesos:

- El 2H se expulsa del cuerpo únicamente en forma de agua
- El ^{18}O se pierde en forma de agua pero también en forma de CO_2

La diferencia en las pérdidas de los dos isótopos representa el efecto del CO_2 , a partir del cual puede ser realizado el cálculo del gasto energético. El uso de este

método es ampliamente aceptado en medicina y en muchos estudios es tomado como “gold standard”. Sin embargo su alto costo representado en la adquisición de los isótopos necesarios así como los equipos requeridos para el análisis de las muestras hace que no sea implementado de forma significativa en los diversos centros de salud[40].

En la siguiente tabla enunciamos las principales características de cada uno de los métodos expuestos anteriormente, dejando esto como marco de referencia para el futuro desempeño del equipo diseñado en este trabajo.

Tabla 4. Referencias comerciales de diversas metodologías para el seguimiento del gasto energético*

MÉTODO	COSTO US\$ (miles)	DESEMPEÑO	FABRICANTES
Directa	150-200	Equipo de medición especializado, condiciones restrictivas de la persona	Grupos de investigación y centros de desarrollo
Indirecta	20-60	Precisión 10-15 % portátil amplio soporte comercial	Oxycon ParvoMedics Pulmolab
DWL	1,5-2 costo de los reactivos	Preciso, amplio uso, imposibilidad de medir variaciones en cortos instantes de tiempo, no es útil para el seguimiento diario	Isotec Marshall Isotopes Cambridge Isotopes

*Fuentes: [Referencia 3,1 <http://www.summittechnologies.ca/products/oxyconpro.php>]

2 DESCRIPCIÓN DE LA METODOLOGÍA A IMPLEMENTAR

Una vez realizada la ubicación del proyecto en el marco de referencia tanto médico como tecnológico pasa a describirse la metodología planteada con las respectivas consideraciones necesarias para su adecuado funcionamiento. En aras de diseñar un equipo de medición de variaciones de flujo de calor competitivo, de fácil manejo e implementación y de bajo costo respecto a los existentes en el mercado, se propone en esta investigación basar el funcionamiento de dichos equipos en técnicas poco trabajadas debido al hasta ahora deficiente desarrollo en sensores de flujo de calor. En este capítulo se describen los métodos de medición utilizados, su interacción y luego la forma de determinación de las variaciones de flujo de calor en seres humanos basado en la medición de flujo de calor y temperatura. Finalizando este capítulo se tiene una idea clara del dispositivo de medición diseñado.

2.1 CONDICIONES INICIALES PARA EFECTUAR LA MEDICIÓN

La determinación de las condiciones de la persona antes y durante la realización de la toma de muestras juega un papel primordial en la obtención de resultados válidos. En el capítulo 1 se mostró dos de los posibles tipos de medida del gasto energético: La tasa metabólica Basal y el gasto energético en reposo. Diversos autores [11], [17], [33] han sentado sus bases en cuanto a la condición óptima para realizar la medición ya sea cuantificando uno u otro valor. Como se explicó anteriormente, las condiciones extremadamente restrictivas de la medición de la tasa metabólica basal hacen que nos inclinemos por la medición del gasto energético en reposo. La diferencia radica en que la segunda considera el aporte energético de los alimentos y en sus condiciones de medición; por lo tanto, de

aquí en más el trabajo se centrará en la medición del Gasto Energético en Reposo (GER).

En lo que concierne a la cuantificación del GER las diferentes investigaciones no tienen un criterio homogéneo en cuanto a los tiempos de duración, reposo y demás valores e intervalos a considerar; sin embargo, todos tienen los mismos objetivos y buscan obtener el mismo comportamiento del cuerpo bajo estudio. El principal factor que se busca es eliminar, o reducir al estricto mínimo requerido, la actividad física y los periodos de agitación física, situación que lleva a limitar los movimientos durante la prueba y a decretar un periodo de reposo antes de la misma.

Otro punto a considerar es la temperatura ambiente confortable. La exigencia de esta condición tiene como objetivo eliminar el estrés térmico, durante la prueba, cualquier tipo de proceso de autorregulación térmica que llegue a alterar los resultados de la medición. Un tercer punto a considerar en todos los protocolos de medición definidos es la ingesta de alimentos. La medida debe ser tomada pasado un tiempo considerable del último consumo alimenticio, es decir, cuando el proceso de asimilación y aporte al metabolismo ya se encuentra en etapa de ejecución.

Finalmente, para la medición a realizar en el presente trabajo se toma como protocolo el enunciado en [17] por ser el más completo y detallado al momento de tomar la medición. La adaptación final consiste en trasladar dicho protocolo, desarrollado para calorímetros indirectos, a una medición de calorimetría directa que contempla el uso de dos tipos de sensores y varios equipos de medición, uno por cada punto. El resultado final es el siguiente:

- No ingerir alimentos ni bebidas 2 horas antes de la medición.
- Mantener una temperatura cómoda entre 18-23 °C.
- Mantener reposo de entre 20-30 minutos antes de la medición.

- Durante la medición la persona debe estar sentado o acostado pero no durmiendo, evitando al máximo cualquier tipo de actividad física.
- Realizar la medición durante 25 minutos como mínimo.

2.2 TÉCNICA DE MEDICIÓN

Como se mencionó en el primer capítulo, el diseño propuesto está basado en el principio de funcionamiento de calorimetría directa por variación de temperatura y flujo de calor. Las condiciones y características de la medición juegan un papel preponderante en el funcionamiento final del dispositivo, por tanto, en adelante se desarrollará la explicación de cada una de las variables que intervienen en el cálculo final para de una forma clara determinar su utilidad final, permitiendo así obtener una idea de los alcances del dispositivo.

2.2.1 Medición de Temperatura, Flujo de Calor y Cálculo del GER

En primer lugar se debe determinar condiciones mínimas para la medición: las variables primarias, como se demostró en el capítulo 1 son el flujo de calor y la temperatura. Además de estas variables principales intervienen otros factores que dependen estrictamente del tipo de medición, ya sea flujo interno de calor o flujo externo. En primer lugar se define las condiciones para la medición del flujo de calor a partir de gradientes de temperatura.

Retomando la ecuación 1.3 y las conclusiones obtenidas en la sección correspondiente el trabajo se centra en la medición del flujo de calor interno ante la dificultad de controlar alrededor de 10 parámetros distintos que implica la medición del flujo de calor externo. El proceso para llegar a un valor determinado que represente el gasto energético en reposo se describe a continuación.

Partiendo de la ecuación 1.3 y reescrita en la ecuación 2.1 es posible obtener el flujo de calor interno a partir de la variación de la temperatura y otros parámetros.

$$Q_{\text{int}} = \frac{\lambda(T_{\text{int}} - T_{\text{sup}})}{e} \quad 2.1$$

donde:

Q_{int} = Flujo de Calor Interno (Wm^{-2})

λ = Conductividad Térmica ($\text{Wm}^{-1}\text{C}^{-1}$)

e = Grosor de la capa subcutanea (m)

T_{int} = Temperatura del nucleo (C)

T_{sup} = Temperatura superficial (C)

Para lograr dicho valor es indispensable llevar a cabo la medición directa tanto de la temperatura interna como de la temperatura superficial del cuerpo humano. En este punto es útil hacer claridad acerca de la forma como se pretende medir cada una de las variables mencionadas anteriormente. Por una parte, para la toma de muestras de la temperatura del núcleo o temperatura externa existen varios puntos ampliamente reconocidos en medicina y que fueron enunciados en el primer capítulo. La selección del punto de medición pasa por tomar en cuenta un criterio muy importante como el del confort de la persona. El uso de un punto de medición invasivo como el que sería la medición de la temperatura rectal, sublingual o del pabellón auditivo representa una incomodidad innecesaria para la persona, además de requerir un tratamiento especial para los sensores a utilizar, pues las condiciones higiénicas de la muestra serían críticas, forzando a la utilización de sensores de tipo desechable, situación poco práctica si se piensa en la implementación a gran escala y bajo costo.

Tomando en cuenta las consideraciones anteriores se selecciona como punto de medición de la temperatura interna la zona axilar, ubicación ampliamente

utilizada en medicina, al punto de ser la más difundida y utilizada como referencia en los exámenes de diagnóstico efectuados en los centros hospitalarios.

En el caso de la medición de la temperatura superficial se debe revisar con especial consideración. Para el estudio de este comportamiento es necesario retomar los valores abordados en la tabla 3 del capítulo 1. Una primera impresión es que la distribución de la temperatura no es uniforme, y esto se debe a que cada una de las posibles temperaturas a tomar representa una proporción de superficie diferente. Retomando, existen 4 puntos generales a considerar en el proceso de medición, sin embargo, y en virtud a obtener un equipo con la menor cantidad de componentes posibles que cumpla con especificaciones de rendimiento, se descartarán algunos de estos puntos.

Una primera revisión deja de lado el punto de medición craneal. Esta determinación se toma bajo la premisa que el pelo humano es un aislante natural para la transferencia de calor. Debido a la gran cantidad de este aislante presente en la zona craneal y a los traumatismos que representaría para el ser humano la adecuación necesaria a este tipo de pruebas (depilación) se opta por suprimir esta medición.

Pensando además en la facilidad de manipulación se determina suprimir la medición en la pierna. Su eliminación se basa en dos criterios: funcional y ergonómico. El primero se fundamenta en el hecho que la toma de esta muestra es representativa de la temperatura de la periferia, misma representatividad que se puede lograr con la toma de la temperatura de las extremidades superiores [5], deducción corroborada en [24] donde las temperaturas axiales (brazos y piernas) toman valores cercanos. La funcionalidad basa su principio, para esta aplicación en lograr un funcionamiento eficiente basado en el menor número de componentes. La determinación de dos puntos que representan la misma característica no tiene aplicación válida para este trabajo.

Una vez clarificada la forma de medición del gradiente de temperatura del cuerpo humano, la atención se centra en el comportamiento de los dos términos restantes que intervienen en la ecuación. La conductividad térmica y el grosor de la capa que separa el núcleo (órganos internos) de la piel, de manera general son valores que difieren en cada punto del cuerpo humano. Evaluando este comportamiento en un contexto más amplio, la temperatura superficial y la temperatura interna exhiben un comportamiento similar. Ateniéndonos estrictamente a este comportamiento, existe un flujo de calor distinto para cada punto del cuerpo, y por consiguiente sería virtualmente imposible de determinar por métodos experimentales el flujo de calor total. Sin embargo, y de manera similar a como en la temperatura se determinan puntos representativos que sirven para determinar el comportamiento del cuerpo en general, las variables de conductividad térmica y espesor de la capa entre el núcleo y la piel cuentan con valores representativos para diversos casos en los que intervienen numerosos factores como la temperatura ambiente y el índice de masa corporal.

En el caso de personas sanas sometidos a condiciones de temperatura ambiente confortable, condiciones similares a las del presente trabajo, se han realizado diversos estudios para determinar tanto la conductividad térmica como el grosor de la capa interna. Como es de esperarse los valores entre uno y otro estudio difieren, pero no de una manera significativa y no determinan un patrón de variación respecto a otras condiciones externas. En su lugar, se enuncia un valor constante para ambos casos. Tomando como referencias estudios publicados en [8], [9], [20] y [24] se establecen como valores para el presente trabajo los enunciados a continuación de acuerdo a los parámetros definidos para la ecuación 2.1:

$$\lambda = 0,45 \left(\frac{W}{m \cdot ^\circ C} \right) \quad 2,2$$
$$e = 0,03(m)$$

Remplazando en la ecuación 2.1 se obtiene la siguiente expresión:

$$Q = 15(T_{\text{int}} - T_{\text{sup}}) \quad \left(Wm^{-2}\right) \quad 2.3$$

Con el resultado anterior surge una pregunta: ¿Al hacer este análisis se sugiere que el gasto energético en reposo es función únicamente de la temperatura? Nada más alejado de la realidad, y clarificar esta situación presenta la oportunidad de despejar un concepto que puede ser erróneo. El flujo de calor no es el mismo gasto energético en reposo (GER). Para la determinación de este último se hace necesario usar la ecuación 2.3 como parte de una forma general que sí involucra características morfológicas como masa corporal y estatura. Las dos variables mencionadas anteriormente son tenidas en cuenta al momento de realizar el cálculo del GER medido por medio de la ecuación 2.3.

$$GER_m = Q_{\text{int}} * \left(P^{0,425} * T^{0,725} * 71,84\right) * 10^{-4} * 0,84 \quad \left(\frac{Cal}{h}\right) \quad 2.4$$

donde

P = Peso (kg)

T = Estatura(cm)

El componente de la ecuación expresado entre paréntesis y que involucra el peso y la estatura de la persona es tomado del estándar para la determinación de la superficie corporal determinado por Dubois [10] y que ha sido objeto de diversos estudios y formas de evaluación; la más reciente a partir de un nomograma para su rápida evaluación.

Los factores de 10^{-4} y 0,84 se utilizan para la conversión a las unidades estándar del GER a nivel médico. El primero normaliza las unidades a metros y el segundo permite obtener la variable de calorías por hora. Finalmente, la ecuación 2.4 muestra la obtención final del GER llevado a un consumo de 24 horas

$$GER = GER_m * 24 \left(\frac{Cal}{Dia} \right) \quad 2.5$$

Por otra parte, la utilización de los sensores de flujo de calor no requiere que la medición pase por un proceso matemático que incluya conductividad y grosor de la capa subcutánea, lo que implica que la determinación del GER depende exclusivamente de variables medibles iguales a las usadas para el cálculo por temperatura. De manera más específica, el cálculo del GER utilizando sensores de flujo de calor se realizaría desarrollando la siguiente ecuación:

$$GER_m = Q * (P^{0,425} * T^{0,725} * 71,84) * 10^{-4} * 0,84 * 24 \left(\frac{Cal}{Dia} \right) \quad 2.6$$

Donde Q representaría el flujo de calor medido por el sensor de manera directa. Sin embargo, este valor medido no es posible extrapolarlo para determinar un valor de Gasto Energético en Reposo total, por cuanto para hacerlo sería necesario utilizar un sensor que recubra absolutamente toda la superficie del cuerpo, situación difícil de concebir en la práctica debido a la complejidad tanto en la fabricación como en la implementación y utilización del sensor. Como alternativa si se cuenta con parámetros de producción que garanticen un determinado peso de cada medición se podría llevar a cabo el cálculo total, más

la poca o nula utilización de los sensores de flujo de calor hacen esta opción por el momento, inviable planteando una problemática a solucionar en el presente trabajo de investigación.

Como solución a la situación anteriormente planteada es posible aprovechar los datos mostrados en la sección 1.2.1 para llevar a cabo la medición, y por ende la ubicación de los sensores en las zonas superficiales de la piel que se encuentra sobre los órganos de mayor producción de flujo de calor por las funciones que cumplen, siempre y cuando las condiciones de utilización y confort de la persona sean propicias.

Al analizar la información suministrada en la tabla 2 tomamos como principales puntos de medición la región del hígado, del cerebro y el corazón. Por las mismas razones que se descartó la zona craneal en la medición de temperatura, se elimina esa zona en la medición con sensores de flujo de calor, dejando las regiones hepáticas y del corazón como las seleccionadas para la medición.

El tratamiento que tengan estos datos de aquí en más se propone como alternativa para la determinación del GER y sobre todo del estudio de las variaciones presentes en el mismo. Sea Q_h el flujo de calor medido en el hígado y Q_c el flujo de calor medido en el corazón, ambos medidos en $W m^{-2}$ es posible calcular un GER parcial debido a cada uno de ellos. A continuación, y basado en la estimación que se realiza de forma paralela con los sensores de temperatura es posible determinar el aporte de los dos valores sumados, al GER total además del aporte y comportamiento individual.

Finalizando la etapa de experimentos es posible determinar y modelar el comportamiento de estas mediciones en función de los porcentajes del total y de la zona de medición.

En este punto es conveniente aclarar el porqué de la utilización de los dos tipos de sensores si, un primer análisis nos mostraría que convergen hacia el cálculo del mismo parámetro. La importancia radica en que al utilizar las dos formas de medición de manera simultánea, se hace seguimiento de variaciones tanto internas (del cuerpo) como externas (relación cuerpo-medio ambiente). Además, brinda una herramienta muy útil no solo para el seguimiento del GER sino para el estudio de las variaciones y tendencias, ya sea de manera global por medio de los sensores de temperatura, o de manera localizada por medio del uso de los sensores de flujo de calor. La discriminación de esas variaciones de de gran importancia para el personal médico en el diagnóstico de anomalías de tipo metabólico.

2.3 REFERENCIAS ESPACIALES

Definir los puntos de medición de la forma en que se hizo en la sección anterior sirve como una primera aproximación que permite ubicar el marco de referencia de trabajo. No obstante, la referenciación de dichos puntos como se define hasta el momento resulta bastante vaga y ambigua si se pretende obtener resultados concluyentes. En muchas ocasiones, ubicar un punto en el cuerpo humano dando como referencia un órgano interno no es suficiente para garantizar una precisión que, como se estima en este caso, se requiere en la colocación de equipos de medición.

En medicina, esta problemática se ve mitigada y en muchas ocasiones resuelta agregando a la ubicación de los órganos las referencias óseas como elementos de posicionamiento en el cuerpo. El gran conjunto de dichos patrones de localización se conoce como referencias morfológicas, y es basado en estas que se provee en esta investigación una ubicación más precisa de cada uno de los sensores a utilizar, disminuyendo así el posible error inherente a la mala determinación del punto de colocación del equipo de medida; y que de paso se ajusta a los conocimientos del personal que a futuro llegue a manejar este

equipo en las entidades prestadoras de servicios de salud. No obstante, en las pruebas realizadas que se abordarán en capítulos posteriores, se ha diseñado un experimento que permite evaluar la influencia en la medida de la ubicación del sensor y el posible margen de error que este conlleva.

En primer lugar, se delimitarán las zonas que revisten importancia en las mediciones a realizar. Tomando en cuenta las consideraciones para los 5 puntos de medición (3 de temperatura y 2 de flujo de calor) es posible reducir el estudio de las referencias morfológicas a la zona del tórax, el abdomen y las extremidades superiores. Para esto, se ubica el órgano sobre el cual se desean tomar muestras dentro del contexto del cuerpo humano, tal como se muestra en la figura 9.

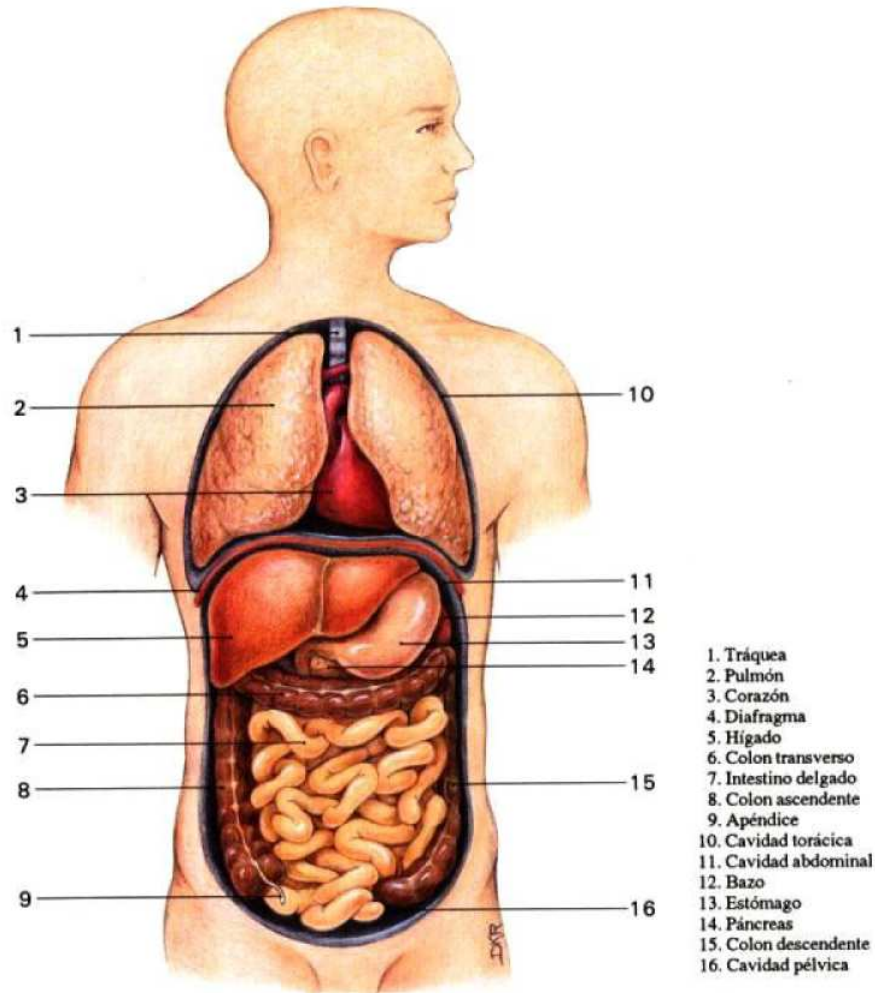


Figura 9. Composición torácica y abdominal del cuerpo humano Tomada de Yokochi [42]

Identificados el corazón y el Hígado como los puntos 3 y 5 respectivamente, se deben referencias respecto a algún patrón espacial. Este patrón viene definido, al igual que en cualquier rama de la ciencia y las ingenierías por medio de ejes coordenados que a su vez desarrollan planos de ubicación. En la figura 10 se muestra un gráfico de referencia y es respecto a él que se definirán los 3 ejes de ubicación:

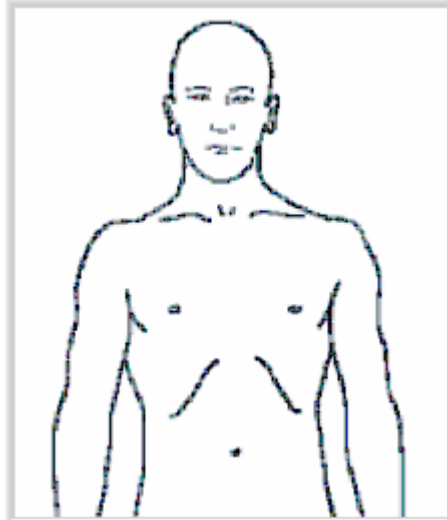


Figura 10. Esquema de referencia del cuerpo Humano

- *Plano Frontal:* Es el plano que se ubica de forma paralela a la ubicación del cuerpo en la figura.
- *Plano Sagital:* Este plano se forma de manera perpendicular a la ubicación del cuerpo humano, formando un corte longitudinal a través del mismo.
- *Plano Transverso:* Este tercer plano genera un corte al cuerpo de manera transversal.

Como herramienta adicional se cuenta con la división en regiones de la zona abdominal, permitiendo la ubicación de los diversos órganos en una de dichas regiones. Esta división se muestra en la figura 11.

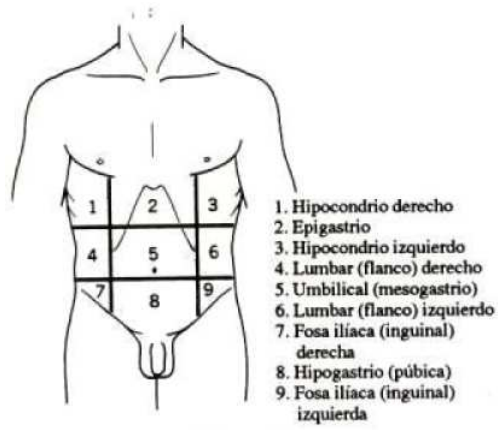


Figura 11. Zonas de referencia del área abdominal Tomada de Yokochi [42]

Finalmente, las referencias óseas complementan el sistema de posicionamiento utilizado en medicina. De acuerdo a lo anterior es posible determinar, dentro del marco de referencia, cada uno de los puntos de medición de la siguiente manera:

Punto de medición de flujo de calor en el hígado

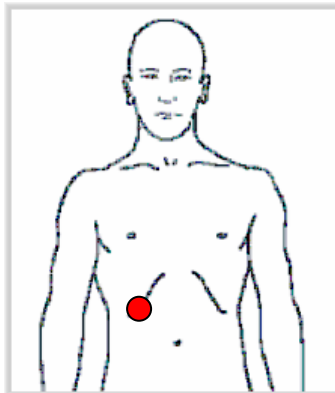


Figura 12. Ubicación del punto de medición sobre el Hígado

Se ubica de acuerdo a las siguientes referencias:

- Sobre el plano frontal respecto al cuerpo
- Límite entre la región 4 y 5 de la zona abdominal descrita en la figura 11.
- Corte con el plano sagital formado a partir de la clavícula en ángulo de 90°
- Sobre el recto anterior del abdomen (referencia muscular, opcional)

Punto de Medición de flujo de calor en el Corazón

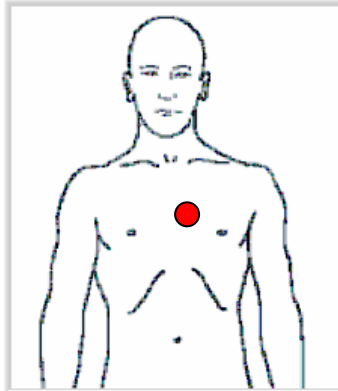


Figura 13. Ubicación del punto de medición sobre el corazón

- Sobre el plano frontal respecto al cuerpo
- Guía respecto al esternón a media distancia del mismo
- Ubicación en la región intercostal entre el 2 y 3 par de vértebras
- Ubicación sobre el pectoral mayor.

Punto de medición de Temperatura abdominal

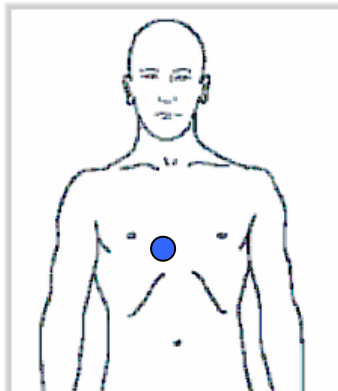


Figura 14. Ubicación del punto de medición temperatura abdominal

- Sobre el plano frontal respecto al cuerpo
- Punto final en la terminación del esternón
- Corte con el plano sagital partiendo del borde costal inferior.

Punto de Medición de Temperatura Axial (Brazo)

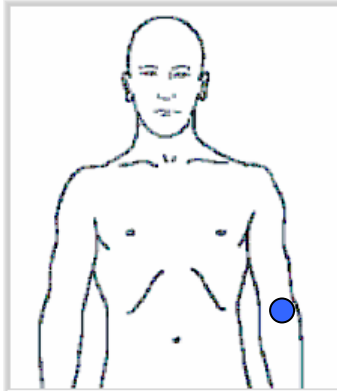


Figura 15. Ubicación del punto de medición temperatura axial

- Sobre el plano anterior del brazo
- Posición extendida del mismo
- Punto dos cm debajo de la articulación del codo
- Sobre el primer radial externo (referencia muscular, opcional)

Punto de Medición de Temperatura Interna

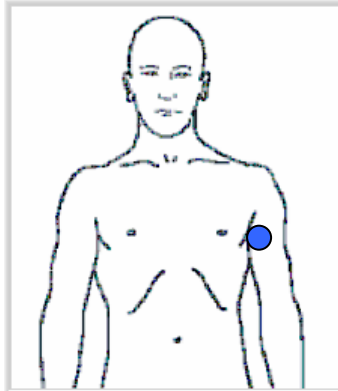


Figura 16. Ubicación del punto de medición temperatura interna

- Sobre el plano sagital respecto al cuerpo.
- Cara interna del brazo, dorsal externo del tórax.
- Cavidad axilar.

2.4 SELECCIÓN DEL “GOLD STANDARD”

Una vez determinadas todas y cada una de las características y variables que intervienen en el proceso de medición se procede a la selección del estándar de comparación que permitirá la validación de los datos. De manera general esta validación se realiza respecto a métodos ampliamente probados en investigación y en aplicaciones de la vida diaria. En medicina existen dos sistemas ampliamente difundidos en cuanto a su utilización para la determinación del GER, siendo la calorimetría indirecta uno de estos.

La poca precisión de este sistema aunado a los altos costos que implicaría contar con cualquiera de los otros métodos de medición (calorimetría directa y agua doblemente marcada) abre paso a la utilización del método más ampliamente usado en medicina: las ecuaciones predictivas.

Estas ecuaciones surgen de la necesidad de contar con una herramienta rápida de diagnóstico para obtener un valor de GER. El desarrollo de estas ecuaciones está basado en numerosos estudios realizados por parte de organizaciones y centros de investigación que centran su trabajo en el estudio del metabolismo. Como “materia prima” para la construcción de estas ecuaciones se utilizan parámetros físicos y morfo fisiológicos de fácil medición. A continuación se expondrán las ecuaciones más difundidas a nivel médico, dentro de las cuales se seleccionará una que cumplirá el papel de “gold standard” en el proceso de comparación y validación de los resultados obtenidos en esta investigación.

2.4.1 Ecuación FAO-OMS

Los estudios realizados por la organización mundial de la salud [12] arrojaron en 1981 una serie de ecuaciones predictivas que determinan el GER basando como parámetro fundamental el peso de la persona distribuido a lo largo de diversos rangos de edad. Los resultados se muestran en la tabla 5.

Tabla 5. GER de acuerdo a FAO-OMS [12]

EDAD (AÑOS)	GER HOMBRES (KCAL/DIA)	GER MUJERES (KCAL/DIA)
0-3	$(60,9 \times P) - 5$	$(61,0 \times P) - 51$
3-10	$(22,7 \times P) + 495$	$(22,5 \times P) + 499$
10-18	$(17,5 \times P) + 651$	$(12,2 \times P) + 746$
18-30	$(15,3 \times P) + 679$	$(14,7 \times P) + 496$
30-60	$(11,6 \times P) + 879$	$(8,7 \times P) + 829$
Más de 60	$(13,5 \times P) + 487$	$(10,5 \times P) + 596$

P=Peso de la persona en kg

Esta serie de ecuaciones pretender abarcar toda la población, por lo tanto no se pueden considerar especializadas y los resultados, desde este punto de vista pueden presentar variaciones significativas. Analizando los factores que intervienen en la ecuación se observan dos situaciones que requieren especial análisis: si se mira la forma de la distribución del cálculo, utilizando estas ecuaciones puede analizarse que dentro de un rango de edad determinado, dos personas con características morfológicas totalmente diferentes pueden llegar a presentar el mismo consumo. Por ejemplo, una mujer que mide 1,85 metros de estatura, tenga 27 años y pese 60 kilos presenta de acuerdo a FAO-OMS un comportamiento metabólico igual al que podría presentar una mujer que mide 1,60 metros de estatura, tenga 20 años de edad y 60 kilos de peso. Como se aprecia con el ejemplo anterior, dentro de los rangos de edad que rige cada ecuación el único factor determinante es el peso.

Dejar de lado la información de la talla y la edad presenta problemas de precisión en la medida como se demostró con el ejemplo anterior. Según Ocon [28]] estas ecuaciones sobreestiman el GER en alrededor de un 20%. El error que esto significa es compensado con la posibilidad de estimar el GER en cualquier persona, a cualquier rango de edad y no importando la condición médica en la que se encuentre la persona (sano, enfermo, despierto, dormido)

2.4.2 Ecuación de Ireton Jones

El desarrollo de esta ecuación fue planteado para diversas situaciones en las cuales la persona esté sometida a algún tipo de anomalía que afecte de manera considerable su comportamiento metabólico. De manera general, el GER se calcula a partir de la ecuación 2.6 pero con diversos factores de ajuste. En primer lugar considera la situación en la que la persona se encuentra bajo

ayudas respiratorias (uso del ventilador mecánico) y a su vez genera factores de ajuste para diversas situaciones enlistadas en la tabla 6

$$GER= F[629 -(11xE)+(25xP)-(609xO)] \quad 2.7$$

En esta ecuación, E hace referencia a la edad en años, P al peso dado en kg y O es un factor de obesidad, el cual es 1 si la persona es obesa o 0 si no lo es. Se considera una persona obesa cuando tiene un Índice de masa corporal (IMC) superior al 30%.

Tabla 6. Factores de corrección de acuerdo a la patología

ESTADO	FACTOR DE CORRECCIÓN F
Reposo	1
Movimiento en cama	1,2
Deambulaci3n	1,3
Cirugía Mayor	1,3
Cirugía menor	1,2
Infecci3n	1,2
Sepsis	1,6
Malnutrici3n	0,7

Diversos estudios han demostrado su validez en situaciones en las cuales la persona sufre alguna patología. Las diferencias mostradas en el valor estimado son menores al 15%, valor que es aceptado en medicina [4][16] como desviaci3n v3lida. Sin embargo, su campo de acci3n en personas afectadas fisiol3gicamente no es el objeto del presente trabajo y no se considerar3 como el gold standard.

2.4.3 Ecuación de Harris- Benedict

Esta ecuación se ha considerado desde su publicación la más completa para el estudio de personas en condiciones normales. En primer lugar hace una diferenciación en cuanto al género de la persona planteando diferentes ecuaciones en cada caso. La ecuación 2.7 representa el GER estimado para los hombres y la 2.8 el estimado para mujeres. Cada una de estas ecuaciones depende de 3 factores: El peso, la edad y la estatura. La inclusión de uno y dos parámetros de más, respecto a las ecuaciones enunciadas anteriormente le atribuyen un grado de certeza óptimo para su utilización como patrón de referencia en el presente proyecto. La justificación del desarrollo del equipo se basa en la posibilidad de pequeñas variaciones que se registren en cortos instantes de tiempo, las cuales no es posible hacer seguimiento continuo por medio de las ecuaciones. Por esta razón la ecuación Harris-Benedict [28] será, de aquí en adelante, el “gold standard” considerado en el desarrollo de pruebas en la presente investigación.

$$\text{Hombres} = 66,47 + (13,74 \times P) + (5,03 \times A) - (6,75 \times E) \quad 2.7$$

$$\text{Mujeres} = 665,1 + (9,56 \times P) + (1,85 \times A) - (4,68 \times E) \quad 2.8$$

donde

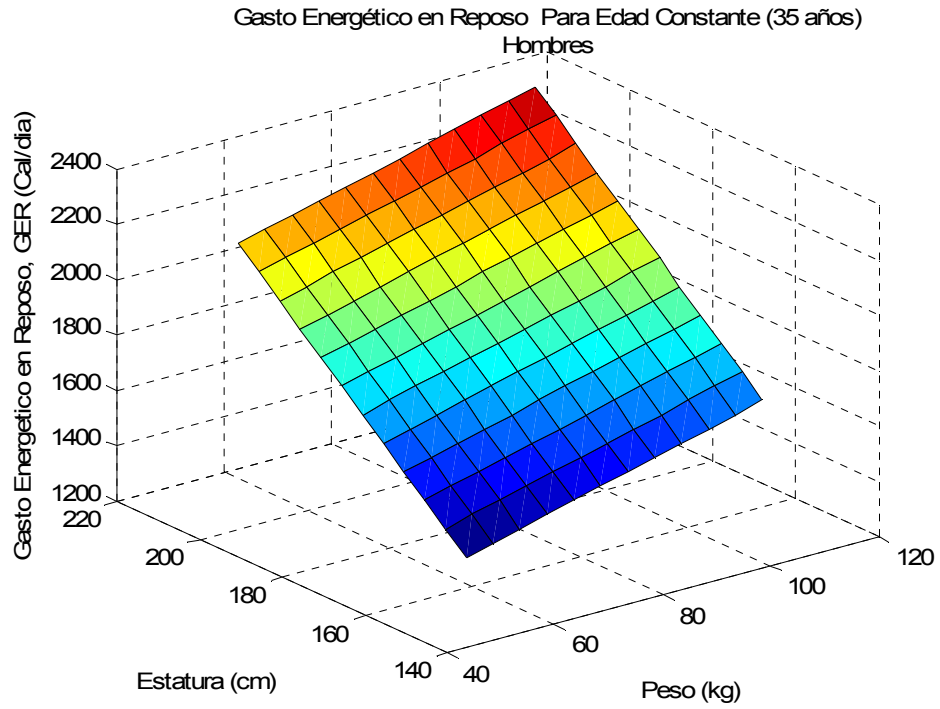
P= peso en kg

A= Altura en cm

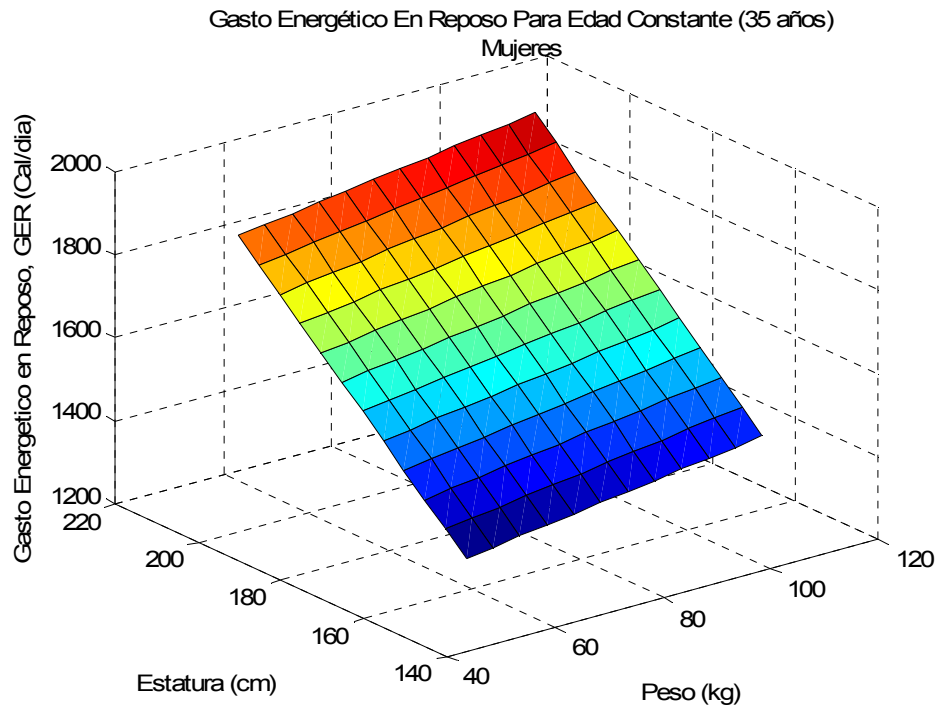
E= Edad en años.

La figura 17.a presenta el comportamiento de la ecuación para un valor determinado de edad evaluado en hombres. La figura 17.b muestra el mismo

resultado aplicado a mujeres. Es de anotar la diferencia significativa entre la reacción para hombres y mujeres.



(a)



(b)

Figura 17. Gráficas de representación del gasto energético en reposo para (a) hombres. (b) mujeres. Para una edad determinada de 35 años

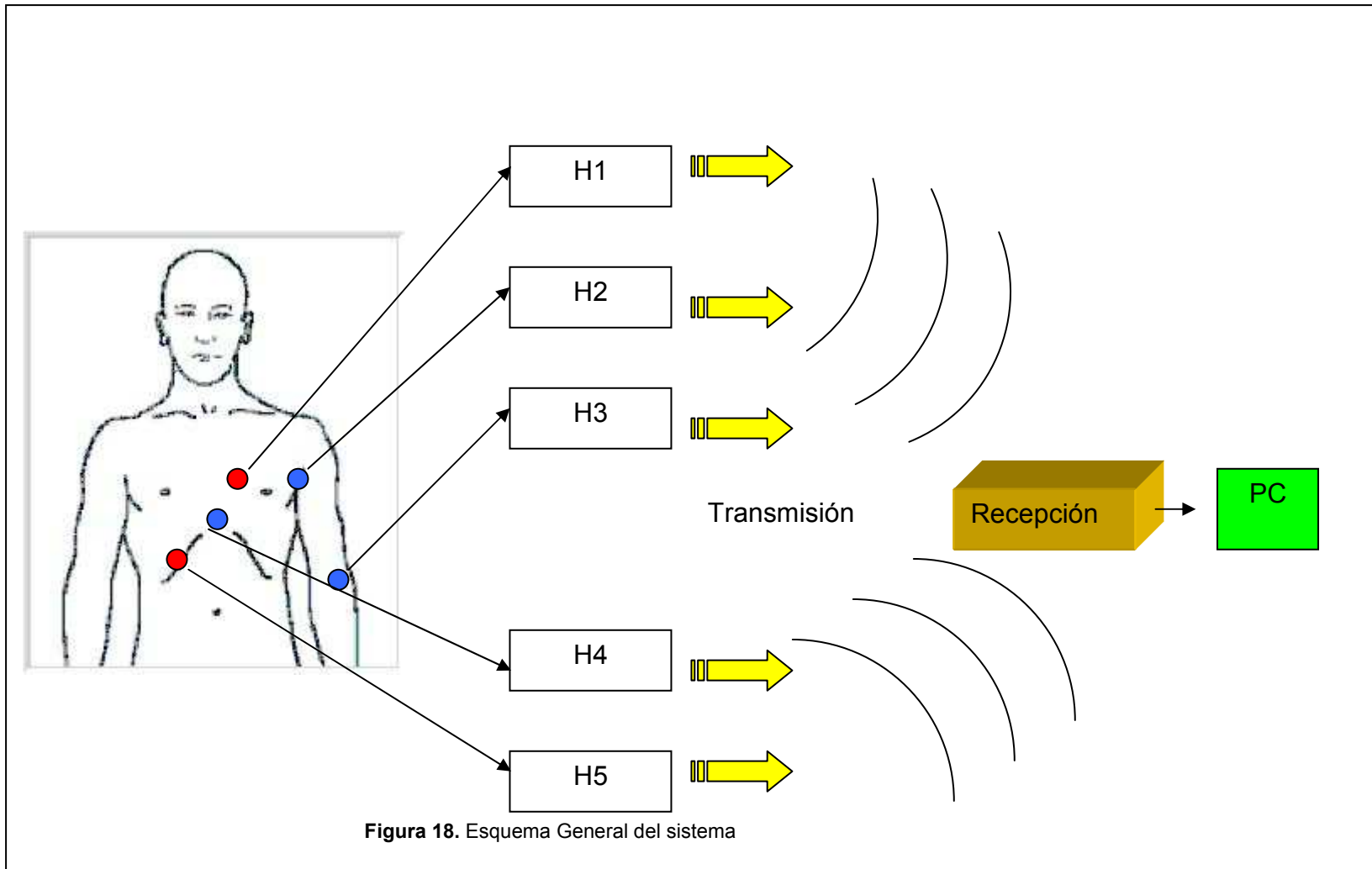
3 DISEÑO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN

En el primer capítulo se expuso el marco teórico que fundamenta el desarrollo del proyecto, exponiendo las distintas técnicas de medición del GER existentes en el ámbito científico. Evaluando los pros y contras de cada sistema se propone el diseño e implementación de una nueva herramienta que permita mejorar condiciones de funcionamiento tales como medición de variaciones en cortos instantes de tiempo. En el segundo capítulo se expusieron las condiciones y características del equipo basado en el funcionamiento de sensores de flujo de calor y temperatura, determinándose la cantidad de puntos de medición, las zonas de ubicación de los sensores delimitadas por referentes morfo fisiológicos y finalmente se escogió el GOLD STANDARD que servirá de patrón de aquí en adelante.

En este capítulo se explica el diseño e implementación de los sistemas de adquisición, tratamiento, transmisión y visualización necesarios para obtener los valores de GER a partir de las mediciones de las variables físicas primarias. De manera general, el esquema de medición, junto con todos los componentes se muestra en la figura 18.

A la persona le son colocados en la piel los sensores correspondientes de flujo de calor y temperatura. Cada uno de estos sensores envía una señal de tipo eléctrico a los bloques H1-H5 que son los encargados de adquirir, filtrar y digitalizar la señal para ser enviada. El sistema de comunicación está compuesto por una etapa de transmisión implementada con módulos bluetooth, que envían información a un único receptor, que finalmente entrega la información al computador para su posterior visualización y análisis[2][6][7][29].

La descripción de cada una de las etapas descritas se realizara en detalle a continuación haciendo énfasis en su desempeño y funcionalidad dentro del sistema en general.



3.1 SENSADO DE FLUJO DE CALOR Y TEMPERATURA.

Con el trabajo y los resultados mostrados en capítulos anteriores queda por definir la manera en que se medirán estas dos variables físicas. La selección de los sensores se realiza con base en los principios físicos de funcionamiento y a sus características propias como Precisión, sensibilidad, rango de trabajo, tiempo de respuesta y variable a la salida. En trabajos anteriores realizados por el autor [6] se llevó a cabo la selección del sensor de flujo de calor y un primer prototipo para la adquisición de la señal con resultados alentadores. De manera paralela Ortiz y Valderrama [29] realizaron un primer acercamiento al método por variación de temperatura. En ambos casos los criterios de utilización se especificaron pensando en una futura aplicación en seres humanos. Durante el presente libro la explicación respectiva se centrará en su principio físico de funcionamiento y las especificaciones técnicas de operación de los mismos.

3.1.1 Sensor de Flujo de Calor.

El desarrollo de este tipo de sensores es relativamente reciente. En un principio su aplicación en áreas como el estudio de suelos y el seguimiento de comportamientos térmicos de máquinas y motores los hicieron ampliamente utilizados en la industria. Sin embargo, al ser llevados a medir señales tan bajas como las producidas por el cuerpo humano planteaban un reto insuperable debido al nivel de señal que entregaban. Con el avance en la tecnología y fabricación de componentes electrónicos hoy ese reto es superable y es el propósito del presente trabajo.

Un sensor de flujo de calor de manera general se construye con una termopila, o en algunos casos, con un par de termocuplas, creando una configuración de

placas paralelas, en donde el elemento que las separa es una fina tira de material de alta resistencia térmica como se muestra en la figura 19; en medio se ubica una termopila, generalmente basada en termocuplas.

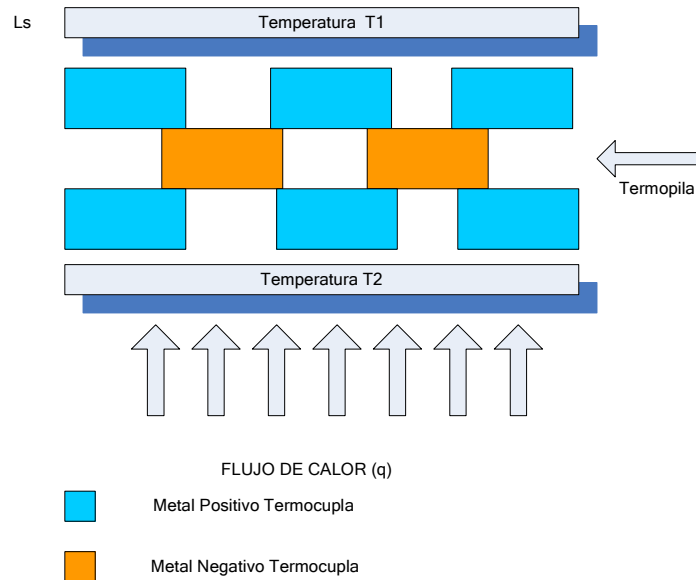


Figura 19 Constitución física del sensor de flujo de calor [6].

Al colocar el sensor sobre una superficie se produce un gradiente de temperatura entre la cara que da al aire libre y la cara unida al cuerpo. El flujo de calor medido por el sensor es proporcional a dicho gradiente de temperatura; a su vez, se produce una tensión también proporcional al cambio en la temperatura, debido a la constitución física del sensor. Finalmente, tenemos la relación de una tensión proporcional al flujo de calor Q , expresada por medio de

$$V = \frac{(nS)L_s}{\lambda_s} Q \quad 3.1$$

donde:

V = Tensión a la salida del sensor (V).

n = Número de termopilas del sensor.

S = Sensitividad de las termopilas ($\mu V K^{-1}$).

L_s = Ancho de la placa (m).

λ_s = Conductividad térmica del material ($W m^{-1} K^{-1}$).

Es esa señal de tensión la que debe ser adquirida, amplificada y digitalizada por un hardware posterior para su comunicación, visualización y análisis. Conociendo el principio por el que se rige el funcionamiento de estos sensores las características que se usaron como criterios de selección que se deben garantizar son enunciadas brevemente a continuación:

- **Rango de Trabajo:** este rango viene, en general, definido para todos los sensores en función de la temperatura de forma tal que en el intervalo definido por los distintos fabricantes, la medición de flujo de calor responde a una gráfica de comportamiento determinada, y en todos los casos consultados, este comportamiento se exhibe como una línea recta. Para determinar el rango de trabajo necesario se debe observar la relación existente entre las temperaturas que maneja el cuerpo humano, la temperatura ambiente que puede presentarse y además debe coordinarse que el rango del sensor de temperatura y el de flujo de calor sean incluyentes respecto al otro. Como criterio para esta aplicación se definen las temperaturas comprendidas entre los 20 y los 45 °C, pensando en la excursión máxima que puede llegar a tener la temperatura ambiente, aunque el cuerpo nunca este por fuera de los límites puestos entre 30 y 43 °C
- **Flexibilidad del Material:** Es una característica que está estrechamente relacionada con el cuerpo que se desea medir. De llegarse a seleccionar

un sensor poco flexible la persona se vería obligada a adoptar posiciones poco confortables, produciendo un estrés que se ve reflejado en los resultados obtenidos, como por ejemplo, los resultados mostrados por la ecuación de ireton-jones (2,6).

- **Precisión:** Esta característica se toma en cuenta si revisamos el hecho de que las variaciones que se requieren medir caen dentro de una escala bastante limitada. Una buena precisión asegura que los cambios registrados son producto de un cambio de la variable, y no de un error atribuible al sensor.

- **Sensibilidad:** Es la variable con el papel más preponderante en la selección, pues, dado que debe ser ajustada a valores emitidos por el cuerpo humano, se necesitan sensores con un alto grado de sensibilidad. Una revisión detallada de los fundamentos de diseño muestra que esta característica está relacionada con el área del mismo. En conclusión, es necesario evaluar la tensión de salida en función de dos parámetros: área y sensibilidad del sensor, sin comprometer la maniobrabilidad y comodidad requeridas.

- **Respuesta en el tiempo:** Si bien los procesos que involucran flujo de calor son bastante lentos, una buena respuesta en el tiempo garantizará que, para futuras aplicaciones, un acople con un sistema de comunicación sea óptimo, y no introduzca retardos considerables, diferentes a los que presentan los dispositivos electrónicos. Como valor agregado podríamos disminuir los tiempos de diagnóstico, cuando a futuro sea desarrollada la etapa de uso en personas.

De acuerdo a los anteriores requerimientos se lleva a cabo una selección del sensor de flujo de calor, llegándose a la opción ofrecida por la empresa CAPTEC, que presenta las características mencionadas en la tabla 7:

Tabla 7. Características del sensor de flujo de calor*.

PARÁMETRO	VALOR
Area	25 cm ²
Rango de trabajo	-180 °C hasta 200 °C
Rango de entrada	-500 $\frac{kW}{m^2}$ hasta 500 $\frac{kW}{m^2}$
Respuesta en el tiempo	0,3 segundos
Sensibilidad	(7,5-11,5) $\mu V * (\frac{W}{m^2})$ en el rango de trabajo (Lineal)* *

* Datos suministrados por el fabricante

** La sensibilidad varía de acuerdo a cada sensor

Para el caso específico del desarrollo de este diseño se adquirieron 4 sensores cada uno con diferente valor de sensibilidad. Al realizar la calibración descrita en [6] se llega a la conclusión que los valores suministrados por el fabricante son acordes con lo esperado. Este resultado, producto del proceso de fabricación muestra dos conclusiones importantes: por un lado cuentan con un alto estándar de fabricación y calibración, sin embargo, la variabilidad entre uno y otro valor de sensibilidad hace que el sistema pierda un poco de versatilidad y adaptabilidad entre los sensores como tal y el hardware de adquisición durante el funcionamiento final, como se verá más adelante.

3.1.2 Sensor de Temperatura.

Existen diversas soluciones a la problemática de medir variaciones de temperatura. No obstante, cuando a ese requerimiento se le agrega la necesidad que la salida del sensor sea un parámetro eléctrico y que el tiempo de respuesta sea adecuado las opciones se limitan por cuanto equipos como los termómetros

de mercurio son descartados. El trabajo en esta área no es nuevo; como antecedente se puede citar la investigación realizada por Ortiz y Valderrama [29] desarrollado al interior del grupo de investigación CEMOS⁵, que puede tomarse como referencia, por cuanto presenta una primera aproximación al uso de sensores de temperatura en aplicaciones que involucran seres humanos, sin que esto implique que a nivel mundial no se hayan desarrollado trabajos similares. Esa investigación mostró que existiendo una amplia gama de soluciones para la medición de temperatura como lo son las termocuplas, los RTD y los termómetros de mercurio, es el uso de termistores el más adecuado para el propósito de la investigación, toda vez que su amplia caracterización de fábrica, sus tiempos de respuesta menores a 0,3 s y su facilidad para trabajar en ambientes con humedad relativamente alta representan una ventaja y un acople ideal con las condiciones de las pruebas a efectuar en personas.

En general, los termistores son elementos contruidos a partir de semiconductores, con una respuesta netamente resistiva y en la cual se obtienen variaciones de acuerdo a la reacción del semiconductor a la temperatura. Es precisamente el coeficiente de temperatura el que define el tipo de termistor, siendo estos clasificados en dos grandes grupos: si la resistencia aumenta al aumentar la temperatura se habla de un coeficiente de temperatura positivo (PTC), y si la relación es inversa se tiene un coeficiente de temperatura negativo (NTC). A partir del conocimiento de estos comportamientos se evidencia la necesidad de la fabricación y diseño de un componente hardware que convierta esa señal resistiva en una señal de tensión para su manipulación y transmisión hacia un PC para su visualización y manipulación aritmética que de cómo resultado el cálculo de las variaciones metabólicas a partir de la medición de flujo de calor. La construcción de este hardware y la programación del software se explican detalladamente en secciones posteriores del presente capítulo, centrándose por el momento en el principio de funcionamiento.

⁵ Grupo de Investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación adscrito a la Universidad Industrial de Santander. El autor ha estado vinculado al grupo desde septiembre de 2005 y ha sido partícipe de estos trabajos en calidad de coinvestigador.

No obstante en la selección del tipo de termistor a utilizar ya se vislumbran parámetros técnicos para su posterior acople a la herramienta hardware. Como bien es sabido, el consumo de potencia juega un papel preponderante entre las características de todo diseño electrónico. Con esto en mente, la utilización de un termistor NTC debe presentar un mejor comportamiento respecto al consumo de potencia. La ecuación 3.2 describe el comportamiento de este tipo de termistores.

$$R = R_0 e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad 3.2$$

donde

R = Resistencia a la salida del termistor [Ω]

R_0 = Resistencia a una temperatura inicial T_0 , para este proyecto 25°C. [Ω]

β = Temperatura característica del material, especificada por el fabricante [K].

La parte relevante en la selección de este dispositivo es encontrar el sensor que operando en los rangos de temperatura que se requiere exhiba un comportamiento predominantemente lineal. Al conseguir ese comportamiento se logra determinar de manera simple el valor resistivo de acuerdo al valor de temperatura. La búsqueda de esta condición llevó a la selección del Termistor KW103J2 de USSENSOR que presenta las siguientes características:

- Recubrimiento epóxico, cables aislados, es NTC (coeficiente de Temperatura negativo).
- Rango de Trabajo: 33 °C hasta 44 °C.
- curva J de Resistencia Vs. Temperatura.
- Índice de sensibilidad (β) es 3892 K .
- La salida a 26°C es $R_t=9572 [\Omega]$.
- La salida a 33°C es decir $R_t=7098[\Omega]$.
- La salida a 44°C es decir $R_t=4543 [\Omega]$.
- La salida a 48°C es decir $R_t=3888 [\Omega]$.

3.2 HARDWARE DE ADQUICISIÒN

Teniendo claridad sobre la forma en que se transforma las dos señales fisiológicas sensadas a señales eléctricas, se hace indispensable llevar a cabo el diseño e implementación del correspondiente hardware de adquisición y procesamiento. Sanabria y Sierra [34]⁶ bajo la dirección del autor desarrollaron una herramienta que cumple con las especificaciones técnicas y con las condiciones de operación requeridas para adecuar las señales correspondientes. El diagrama de la figura 20 representa el sistema general de adquisición de señales de flujo de calor y temperatura. Las especificaciones que cumple el equipo son las siguientes:

- Adaptable para su utilización con sensor de flujo de calor o temperatura
- Operación en los rangos determinados para la señal requerida, dependiendo del tipo de sensor en funcionamiento
- Posibilidad de identificación de acuerdo al punto que este sensando
- Estructura modular que permita su fácil intercambiabilidad y reemplazo

⁶ Trabajo de grado para optar por el título de ingeniería electrónica de la Universidad Industrial de Santander. El autor participó como coautor de este trabajo en calidad de codirector.

- Comunicación inalámbrica por medio de Bluetooth
- Bajo consumo de potencia.

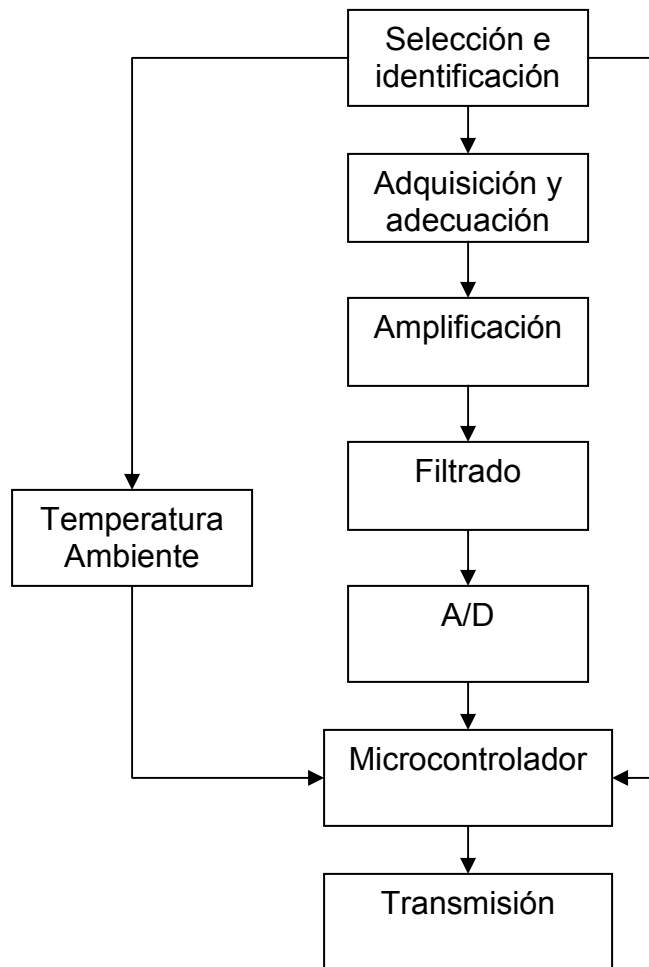


Figura 20. Esquema General del sistema de adquisición de señal.

3.2.1 Etapa de selección e identificación

La necesidad de medir múltiples puntos de manera simultánea, aunado al hecho de que no todos los puntos sensan la misma variable requiere de por sí un método de identificación de los dispositivos funcionando. Si a las condiciones descritas previamente se le agrega el hecho que los sensores entregan dos tipos

distintos de señal eléctrica se incurre en la necesidad de que a su vez este método de selección determine el tratamiento que debe recibir la señal desde este punto en adelante. Para lograr estos planteamientos el hardware incorpora 3 señales físicas diferentes que son utilizadas para diversos propósitos y que son descritas a continuación:

Señal de selección S

Esta señal será la encargada en todo momento de indicar si el sensor conectado es un sensor de flujo de calor o de temperatura. Físicamente se trata de un interruptor en forma de émbolo ubicado en el hardware de adquisición identificado por el círculo en la figura 21. Cuando el émbolo está afuera indica que la señal a la entrada es la correspondiente al flujo de calor, mientras que el émbolo adentro indica la presencia de un termistor ubicado en la entrada. El funcionamiento de esta herramienta se muestra en la tabla 8.

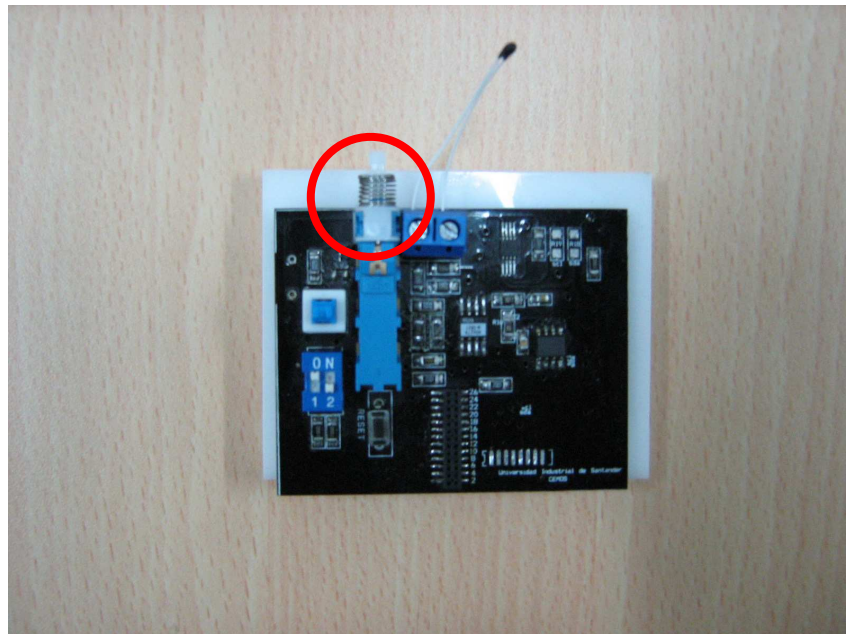


Figura 21. Ubicación del interruptor en forma de émbolo generador de la señal de selección S.

Tabla 8. Funcionamiento del émbolo

EMBOLO	SEÑAL	SENSOR HABILITADO
Adentro	1	Temperatura
Afuera	0	Flujo de Calor

La señal de selección S cumple dos funciones. La primera, descrita anteriormente, se ejecuta cuando esta señal es enviada al microcontrolador y posteriormente transmitida para la correspondiente identificación en el software de análisis y visualización. La segunda función, y que reviste de especial importancia consiste en seleccionar la etapa de entrada con la cual trabajará el hardware y posteriormente asignar la ganancia específica en la etapa de amplificación, teniendo en cuenta que dicho valor difiere entre el uso de un sensor y otro.

Señales de ubicación T1 y T2

Luego de identificar el tipo de señal a la entrada es de vital importancia para el buen funcionamiento del sistema, la identificación y localización de acuerdo al punto de medición. Para esto se implementa de manera física en el hardware dos selectores que cumplen dicha función, ubicados como en la figura 22. En este caso, los selectores no están en capacidad de indicar por sí solos la clase de señal a la entrada, y por ende su funcionamiento requiere hacerse de manera coordinada con la señal S. Las señales originadas identificadas como T1 y T2 son enviadas directamente al microcontrolador para el posterior procesamiento y conversión a valores de GER. La tabla 9 describe las posibles combinaciones y el significado de las mismas para la señal a tratar.

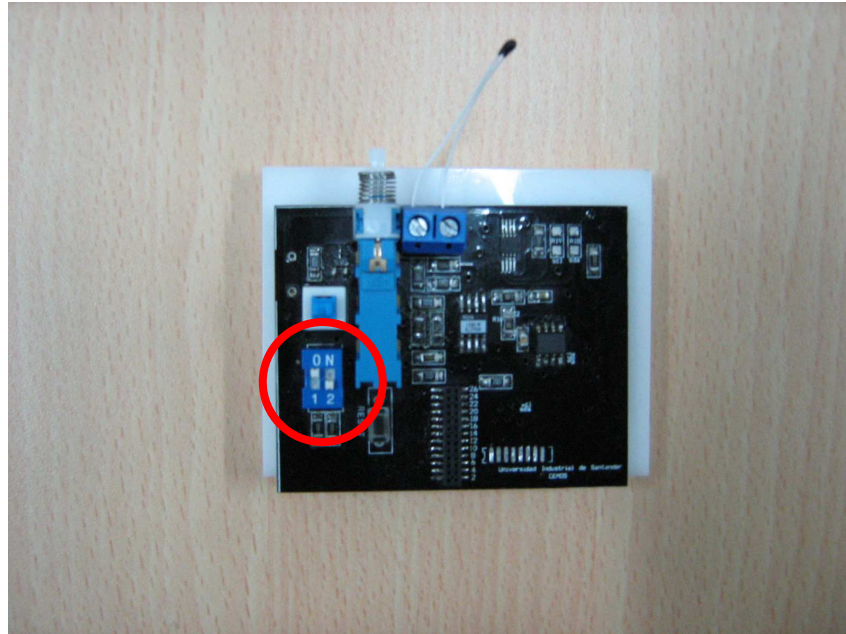


Figura 22. Ubicación de los selectores generadores de las señales de ubicación T1 y T2

Tabla 9. Funcionamiento de los selectores

SELECTORES		EMBOLO DENTRO	EMBOLO FUERA
T2	T1	S=1	S=0
0	0	X	X
0	1	Temperatura Abdomen	Flujo de calor Hígado
1	0	Temperatura Brazo	Flujo de calor Corazón
1	1	X	X

Esta diferenciación a priori no parece necesaria. Sin embargo, recordando que cada sensor de flujo de calor tiene diferente sensibilidad es que cobra importancia esta implementación, deduciendo así que están estrechamente ligados a la posición de los selectores. Esta es la única limitante existente para la posibilidad de intercambiar equipos y debe ser tenida en cuenta a la hora de determinar el protocolo de medición.

3.2.2 Etapa de adquisición/ajuste

El funcionamiento del equipo en su parte de adquisición de la señal entrante y ajuste de la misma se esquematiza en la figura 23. Cabe aclarar que el ajuste hace referencia a llevar la señal a niveles de tensión aceptables para su trabajo sin deteriorar la calidad de la misma.

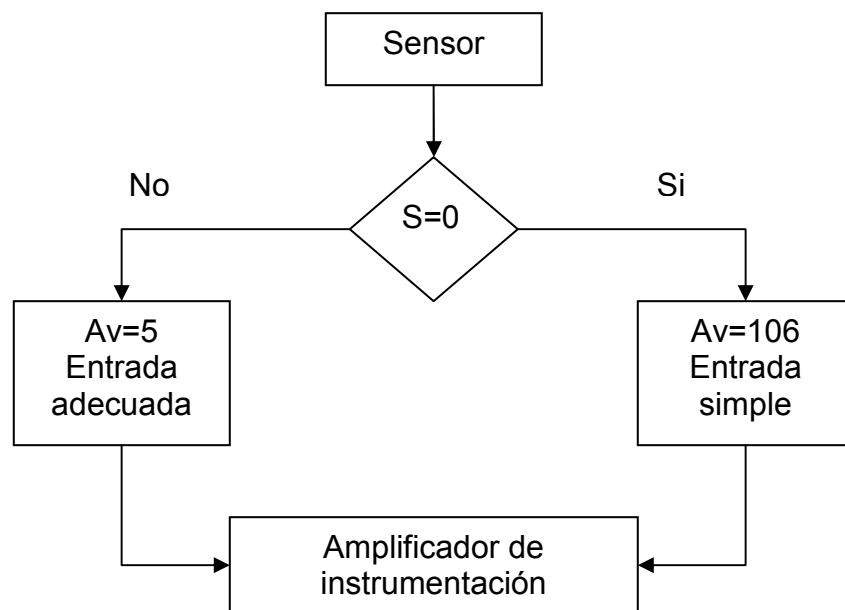


Figura 23. Descripción de la etapa de adquisición y amplificación

Básicamente el funcionamiento en su primera parte está controlado por la señal S proveniente del interruptor en forma de émbolo descrito en la sección anterior. Dependiendo del tipo de sensor se deben modificar dos parámetros:

- Ganancia de la etapa de amplificación
- Circuito de ajuste a la entrada de la señal.

Circuito de adecuación a la entrada de la señal

La presencia de diversos tipos de entradas pone en evidencia la necesidad de diseñar un circuito que permita transformar dichas entradas en señales de tensión de tipo diferencial. Una revisión de las entradas disponibles muestra que el sensor de flujo de calor no requiere ningún tipo de adecuación pues precisamente su señal consiste en una salida de tensión diferencial en respuesta a la captación que realice en el momento.

Caso contrario sucede con el termistor. Dado que su respuesta ante cualquier variación de temperatura se manifiesta por medio de un valor resistivo es indispensable adecuar un circuito que convierta esa resistencia en un valor de tensión diferencial. Para solucionar esta problemática se decide la utilización de un puente de Wheatstone.

Esta topología tiene una variación respecto a la original. Como las tensiones de cada lazo dependen de manera significativa de la tensión de alimentación del puente, el uso de un regulador de tensión es adicionado para garantizar que el puente va a emitir la señal deseada. Este regulador es el ADR-530 y su salida será utilizada en todas las demás topologías implementadas. El circuito es el mostrado en la figura 24.

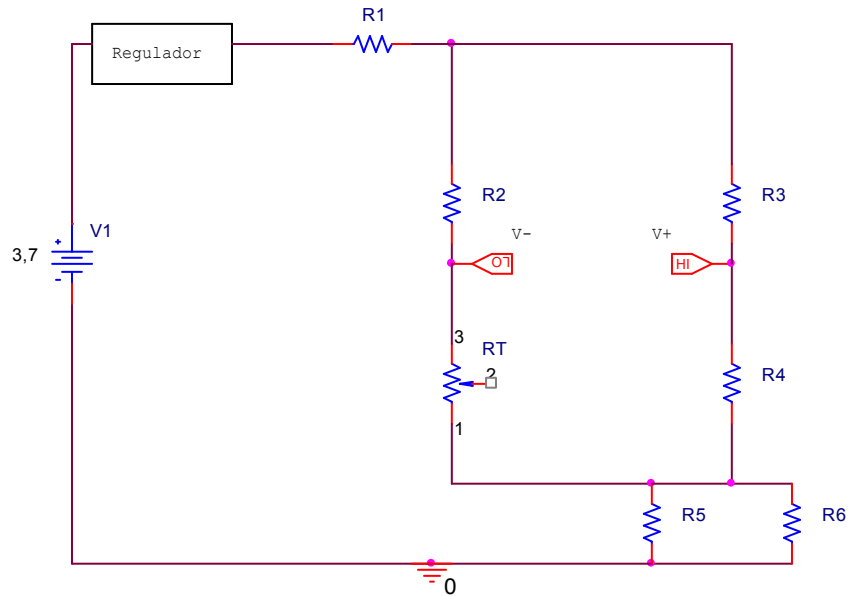


Figura 24. Puente de Wheatstone

Definiendo como V_0 la salida diferencial del Puente la expresión que lo caracteriza es la siguiente:

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

Pensando en definir el valor mínimo de amplificación posible para la siguiente etapa (5 v/v) la señal máxima que puede salir del puente es 320 mV garantizando la máxima excursión a la salida de acuerdo a la tensión de alimentación. Con estos parámetros en mente se escogen los siguientes valores de resistencias:

- $R_2 = 10\text{k}\Omega$.
- $R_3 = 10\text{k}\Omega$.
- $R_4 = 301\Omega$.

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

Al desarrollar la ecuación se obtiene un valor para R_1 de $9,4038k\Omega$.

Ajuste de la Ganancia en la etapa de amplificación

El hecho de no necesitar ajuste a la entrada genera un compromiso significativo de ganancia para el sensor de flujo de calor. Si se espera que la señal oscile en el orden de los milivots la ganancia que se requiere es significativa. Por otra parte, la ganancia requerida para el sensor de temperatura es de orden bajo, teóricamente, la mínima que pueda entregar la etapa de amplificación. Dependiendo de la señal S , la ganancia se ve modificada en la etapa de amplificación entregando los siguientes valores:

- $S=0$, Ganancia de 106 v/v
- $S=1$, Ganancia de 5 v/v

Estos valores son escogidos atendiendo a criterios de selectividad y amplificación únicamente de señal, puesto que amplificar por una ganancia mayor implica que el ruido presente en la entrada se amplifica por esa misma cantidad. La forma física en que se modifica la ganancia será abordada en la siguiente sección.

3.2.3 Etapa de Amplificación

El tipo de señal y los niveles que se manejan luego de la etapa de adecuación obligan a realizar una selección cuidadosa del tipo de amplificación a utilizar. Entre las especificaciones más relevantes se encuentran:

- Alto PSRR, para prevenir que pequeñas variaciones que se puedan presentar en la fuente sean confundidas con señal proveniente de la medición, en especial, cuando se trabaja con la opción de flujo de calor.
- Alto CMRR, si se sabe que la señal de entrada es de modo diferencial esta característica cobra mayor importancia
- Bajo consumo de potencia
- Alimentación single dentro de los límites impuestos por el sistema general (3,7 volts máximo)

Tomando en consideración los anteriores requerimientos se decide la utilización de un amplificador de instrumentación con la topología mostrada en la figura 25. Nótese que la resistencia R_G encargada de controlar la ganancia del amplificador de acuerdo a la ecuación 3.3 depende de manera significativa de la etapa de selección del sensor, más concretamente de la señal S , tomando los valores mostrados en la tabla 10.

$$A_v = 5 + \frac{200k\Omega}{R_G\Omega} \quad 3.3$$

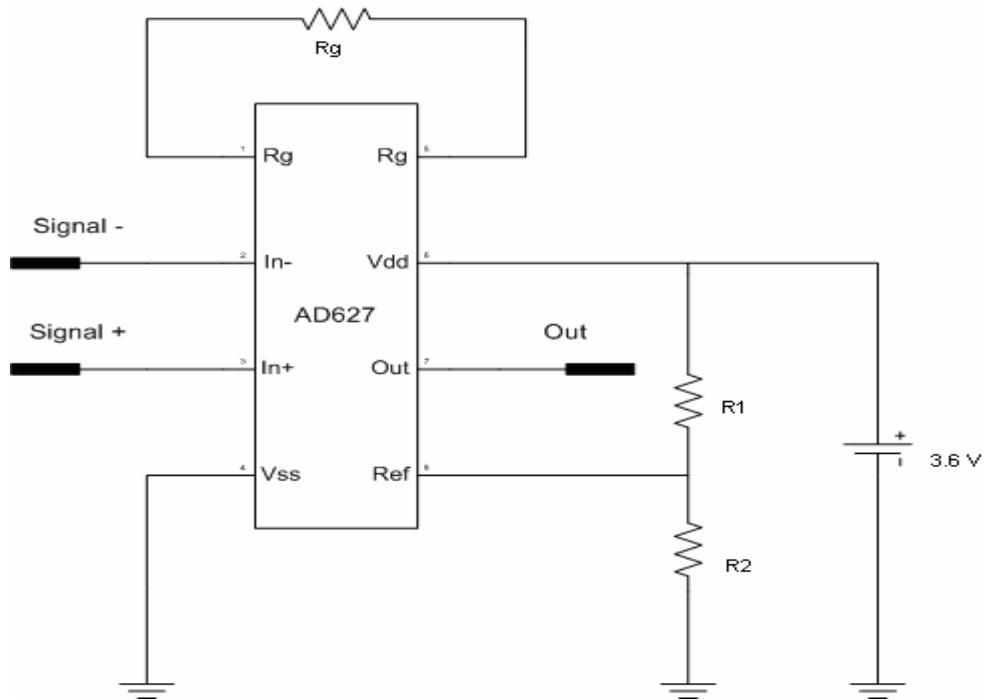


Figura 25. Topología del amplificador de instrumentación

Tabla 10. Configuración de la Ganancia

S	RG	GANANCIA
0	2 K Ω	105 v/v
1	Circuito Abierto	5 v/v

3.2.4 Etapa de filtrado

Las características de la señal medida imponen las condiciones para el montaje de la etapa de filtrado. Con la necesidad de eliminar señales de alta frecuencia que puedan interferir con la señal medida que es de continua se elige la implementación de un filtro pasa bajas. Así mismo, se hace necesario agregar toda la atenuación posible a la señal de 60 Hz que se pueda hacer presente. Esta señal aparece no debido a los componentes propios del hardware de adquisición puesto que se alimenta con baterías, sino que el medio en el cual

pueda llegar a funcionar el equipo puede ser fuente generadora del ruido de 60 Hz por los equipos que en el operan. Luego de numerosas simulaciones con la herramienta computacional FILTERPRO⁷ se decide la implementación de un filtro pasa bajas sellen key de segundo orden con ganancia unitaria y frecuencia de corte 20 Hz como se muestra en la figura 26. La selección del amplificador operacional a utilizar se rige por unos parámetros similares a los del amplificador de instrumentación, además de escogerse especializado para el diseño de filtros por su alta estabilidad en la ganancia.

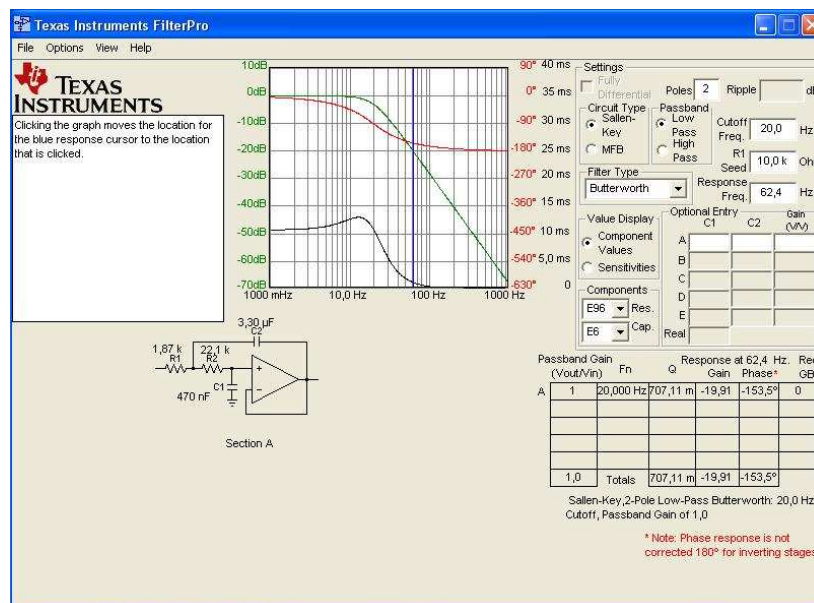


Figura 26. Topología del filtro pasa bajas

A una frecuencia de 60 Hz la ganancia es de -19,40 dB, representando una atenuación a la señal que pueda estar presente en ese valor de frecuencia. La topología con los respectivos valores resultado de la simulación se muestra en la figura 27.

⁷ Herramienta computacional suministrada de manera gratuita por Texas Instruments para la simulación y diseño de filtros basados en valores comerciales de resistencias y capacitancias

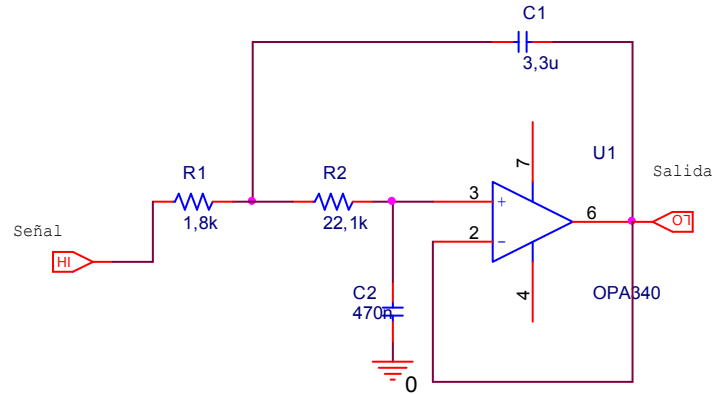


Figura 27. Topología del filtro implementado

3.2.5 Conversión Analógica/Digital

La necesidad de transferir la señal a un equipo para su posterior visualización y análisis requiere de la conversión analógica digital. Esta conversión debe hacerse basado en diversos criterios de funcionamiento entre los cuales se tiene: tipo de conversión, velocidad de muestreo, formato de comunicación y resolución.

Para el tipo de conversión se selecciona de aproximaciones sucesivas SAR por su tiempo de conversión constante, ventaja significativa respecto a los otros métodos de conversión.

En cuanto al formato de comunicación, con otros dispositivos se opta por la utilización de un formato robusto en cuanto a su inmunidad al ruido y bajo consumo de potencia, que permita la posibilidad de expansión y conexión a diversos módulos, alimentación acorde al diseño seleccionado y formato de identificación único. El protocolo I^2C se adapta perfectamente a las especificaciones anteriormente mencionadas, con una comunicación basada en dos hilos de información y dos pines de dirección física. Estos últimos permite a futuro pensar en interconectar hasta 4 dispositivos bajo el mismo protocolo, abriendo así paso a posibilidades de implementación de nuevas herramientas a futuro.

La velocidad de muestreo y la resolución van atados a parámetros de funcionamiento del sistema en general. Por un lado, la velocidad de muestreo debe estar acorde a la velocidad de comunicación prevista. Tomando en cuenta que se pretende transferir a una velocidad de 9600 bps una velocidad de muestreo intermedia (del orden de las decenas de KHz) es adecuada para la aplicación.

Finalmente, para la determinación de la resolución se realiza un estudio de ruido que permita definir la resolución del sistema. Este estudio se encuentra ampliamente documentado en [34]⁸ y muestra, como conclusión principal, que una resolución de 12 bits representa la mejor solución que define un compromiso entre la necesidad de resolución de la señal y la necesidad de resolución del análisis a implementar posteriormente.

Con los anteriores referentes en consideración se realiza una búsqueda exhaustiva y se llega a la selección del conversor analógico digital ADS 7823 de la empresa texas instruments que cuenta con las siguientes especificaciones:

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

La topología implementada se muestra en la figura 28. Una descripción más amplia de las especificaciones del ADS7823 se puede consultar en [35].

⁸ Proyecto de grado UIS. El autor participo como codirector de dicho proyecto.

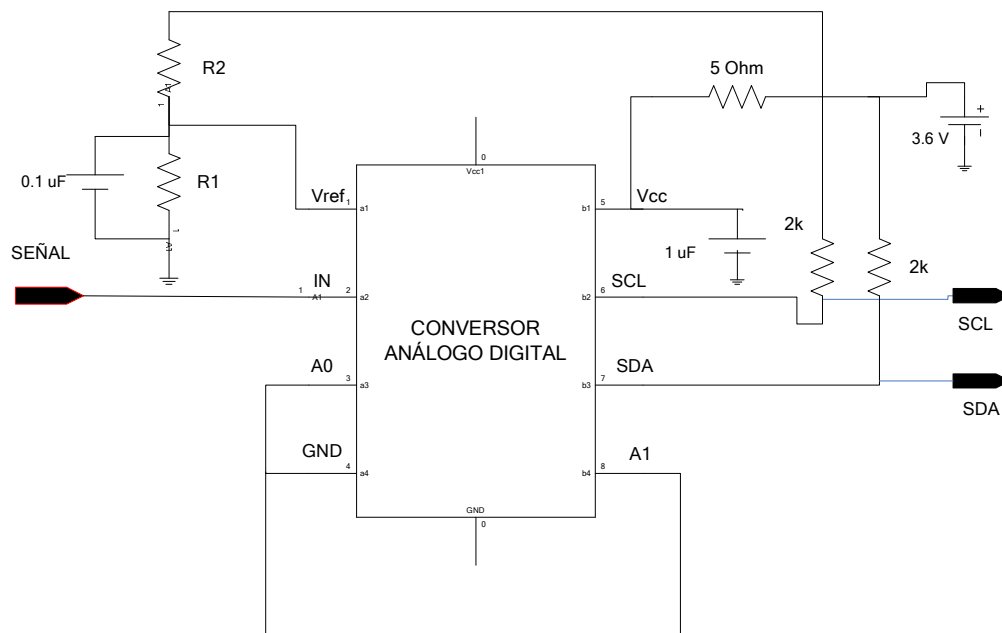


Figura 28. Esquema de implementación del conversor analógico digital

Las resistencias de 2 k Ω son resistencias de “pull up” que actúan sobre las líneas de comunicación SDA y SCL. Las resistencias R1 y R2 se encargan de definir la tensión de referencia, para el caso en particular, 2,5 v. Los capacitores cumplen funciones de desacople de señal para proveer estabilidad a la señal de continua que se presenta tanto en la alimentación como en el nivel de referencia anteriormente mencionado. Sin embargo, el funcionamiento de este protocolo I^2C no es automático y requiere de un “maestro” que dirija su funcionamiento y manipule las opciones de sincronización, lectura y envío de datos. La solución a este dilema se explica en la siguiente sección.

3.2.6 Microcontrolador

Una vez planteada la opción de digitalización y los requerimientos que ello implica se detecta la necesidad de controlar el funcionamiento del bus I^2C ; adicional a esto, debe controlarse e implementarse el protocolo de envío de datos al sistema de comunicación. Como la opción es el montaje de un sistema basado en bluetooth, con las implicaciones que esto conlleva, se ve la necesidad de utilizar un sistema que realice dichas funciones.

La opción del microcontrolador surge como una alternativa viable. Concretamente, la tarea de control de flujo de datos y envío de tramas recaerá sobre él, así como el procesamiento diverso de acuerdo a si la señal de entrada es de flujo de calor o de temperatura. La figura 29 muestra el proceso de comunicación de dos vías implementado tanto con el conversor analógico digital como con el equipo de comunicación, en este caso, un módulo bluetooth.

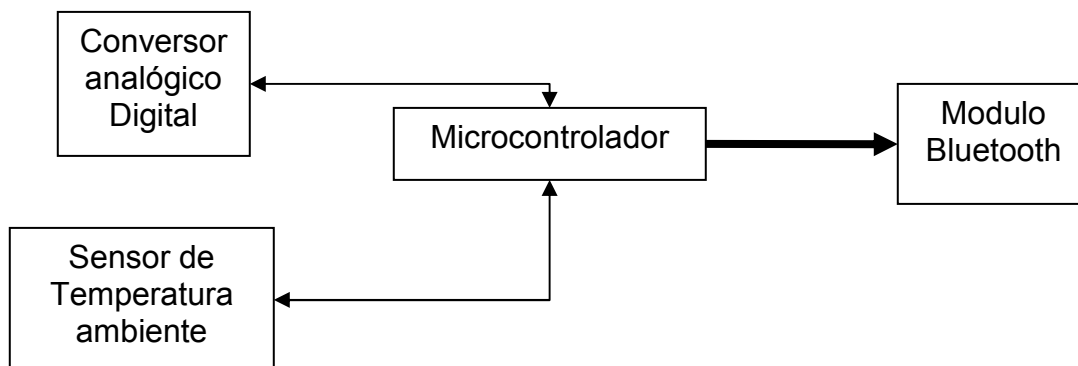


Figura 29. Diagrama de operación del microcontrolador

Para la explicación del funcionamiento se aborda la topología en dos etapas: la primera entre los dispositivos generadores de datos como el conversor analógico

digital y el sensor de temperatura ambiente. La comunicación entre estos se realiza a través del bus de datos del protocolo I^2C cumpliendo los roles de maestro en el caso del microcontrolador y esclavos en caso de los dos dispositivos [30]. El proceso de comunicación que surge con los dispositivos es mostrado en la figura 30. Para establecer la comunicación el microcontrolador debe enviar una rutina de inicio. Esta rutina consiste en preparar los dispositivos para permitir escritura en ellos en un primer byte y luego establecer comunicación con un segundo byte siempre y cuando sus 3 bits menos significativos sean ceros sin importar los demás.

En una segunda instancia el microcontrolador define la dirección del dispositivo a leer por medio del envío de un byte que cuenta con los 5 bits más significativos definidos por cada fabricante y los 2 siguientes la dirección física implementada para cada dispositivo. El equipo al que corresponde la dirección envía un byte de acuse y finalmente se inicia el proceso de transferencia de datos del dispositivo hacia el microcontrolador.

Este envío se realiza por medio de dos bytes en los cuales solo 12 bits corresponden a la señal: Los 4 LSB del primer byte y todo el segundo byte. Este proceso es cíclico para cada uno de los dos equipos implementados.

La comunicación con el módulo bluetooth por otra parte, se programa para realizarse implementando en el microcontrolador el protocolo SPI a una tasa de transmisión de 9600 bps, aunque esta tasa se deja variable de acuerdo a la disponibilidad del módulo bluetooth. El diagrama de flujo de la figura 31 esquematiza el programa del microcontrolador para cada ciclo de ejecución. Este programa se ejecuta mientras el sistema está encendido.

Tema aparte es la selección del dispositivo. A medida que se avanza en el diseño del sistema se van agregando especificaciones para la etapa siguiente a montar. Desde un punto de vista global, la selección está sometida a criterios provenientes de la etapa de entrada y selección, pues imponen un mayor

número de entradas, una por cada selector e interruptor. Además, el tipo de comunicación con los elementos del circuito imponen el uso de 2 pines y la programación del protocolo I^2C . Por último, la conexión con el modulo bluetooth implica el uso de otros dos pines más de comunicación y la programación del protocolo SPI. Los dos protocolos mencionados imponen un requerimiento de espacio en memoria significativo respecto a los usos tradicionales de los microcontroladores. Si adicionalmente se considera el punto de vista funcional deben incluirse otros parámetros como:

- Bajo consumo de potencia
- Alimentación single de 3,7 v o menor
- Facilidad de programación
- Posibilidad de expansión
- Funcionamiento sin cristal externo, pensando en la reducción en el número de componentes finales.

Revisando las opciones comerciales dispuestas por los diversos fabricantes de circuitos integrados se llegó a una solución durante el desarrollo de [6] que satisfacía los requerimientos para este primer modelo de medición de flujo de calor. Sin embargo, la unificación del hardware con la medición de temperatura con el correspondiente aumento en la capacidad tanto de programación como de procesamiento hizo necesaria la selección de un microcontrolador de gama más alta. Para el desarrollo de esta implementación final se escoge el microcontrolador ATMEGA8L del fabricante atmel. Las especificaciones más relevantes se encuentran consignadas en la tabla 11.

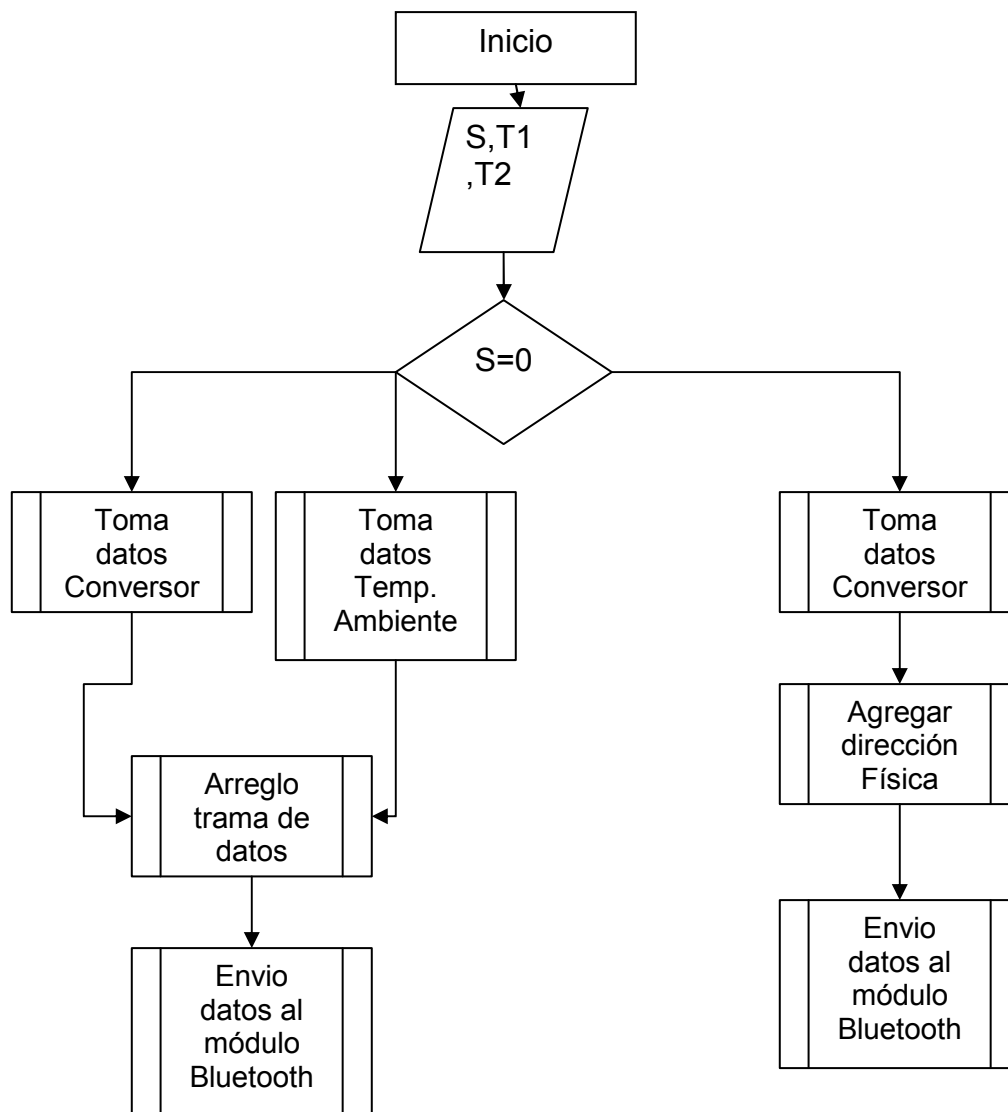


Figura 30. Diagrama de flujo del microcontrolador.

La programación puede ser solicitada⁹.

⁹ La descripción detallada puede ser solicitada al grupo de investigación CEMOS de la Universidad Industrial de Santander, al profesor Rodrigo Correa Cely, director del presente trabajo.

Tabla 11. Especificaciones del microcontrolador ATMEGA8L

ESPECIFICACIÓN	VALOR
Memoria Flash	8 MB
Memoria RAM	1024 bytes
Frecuencia de operación	16 MHz
Bus de frecuencia	8 MHz
Alimentación	2,2-5,5 v
Pines entrada y salida	32
Interfaz soportada	I2C, SPI, SCI

3.3 SISTEMA DE COMUNICACIÓN

Habiendo efectuado toda la adecuación y tratamiento que requiere la señal para su transmisión a un equipo de cómputo remoto se debe implementar el sistema de comunicación que realice dicha tarea. Con el ánimo de lograr una funcionalidad alta y a la vez un acople y fácil uso se indagan entre las diversas soluciones existentes en el mercado buscando las siguientes características:

- Bajo consumo de potencia, si se piensa en aumentar la autonomía del equipo que se encuentra alimentado por batería.
- Fácil configuración: si se mira la futura aplicación del equipo y las personas que lleguen a manipularlo se requiere de un sistema reconfigurable que solo requiera unas funciones básicas para lograrlo
- Intercambiabilidad: la configuración final del sistema, conformado por 5 módulos independientes requiere para su manipulación una capacidad amplia de intercambiabilidad, es decir, que el sistema de comunicación no esté amarrado a componentes de la tarjeta de adquisición como tal.
- Posibilidad de Expansión: pensando en desarrollos futuros, la posibilidad de comunicación no debe limitarse a un equipo de cómputo. Lográndose a futuro la programación de aplicaciones en PDA y teléfonos celulares,

escoger un sistema que brinde la posibilidad de comunicación con estos dispositivos garantiza la evolución y desarrollo para el equipo diseñado, aumentando de esta forma el margen de uso.

Con lo anterior en mente las opciones planteadas en el mercado se reducen considerablemente, llegándose a la selección del sistema de comunicación bluetooth como la alternativa seleccionada. La experiencia adquirida en la manipulación y montaje de este tipo de sistemas gracias a trabajos anteriores desarrollados al interior del grupo CEMOS [2] permiten delimitar claramente los dispositivos a usar, la forma en que interactúan y los componentes que intervienen. De manera general, el sistema está constituido por uno o más transmisores y uno o más receptores. Dependiendo de la topología que se seleccione varía la configuración de la red y la cantidad de componentes que intervienen de cada tipo. Al respecto, existen dos posibilidades de conexión: diseñando la red scatternet, se cuentan con múltiples redes entrelazadas por medio de un componente en cada red que funciona como maestro/esclavo de manera simultánea. Esta solución se descarta por cuanto la cantidad de puntos necesarios (5) no amerita la construcción de una red de ese tipo; además, el uso de un componente que funcione como transmisor/receptor maestro/esclavo representa una desventaja en función de la programación extra que habría que incluirle al microcontrolador de la tarjeta donde se ubique este componente especial; si, como se ha mencionado, los transmisores deben estar en capacidad de ser fácilmente intercambiables esta programación debería ser agregada en la programación de todos los microcontroladores, situación que requeriría la selección de un micro con una mayor capacidad de memoria, sin que esto represente un valor agregado significativo para el desempeño de la red de sensores.

Por otra parte, el esquema de configuración piconet en el cual pueden estar presentes hasta 7 esclavos transmisores y un receptor que cumple la función de

maestro del sistema, presenta una solución adecuada para los requerimientos que se han establecido. En el caso particular en que se centra este trabajo la red tiene la topología mostrada en la figura 31.

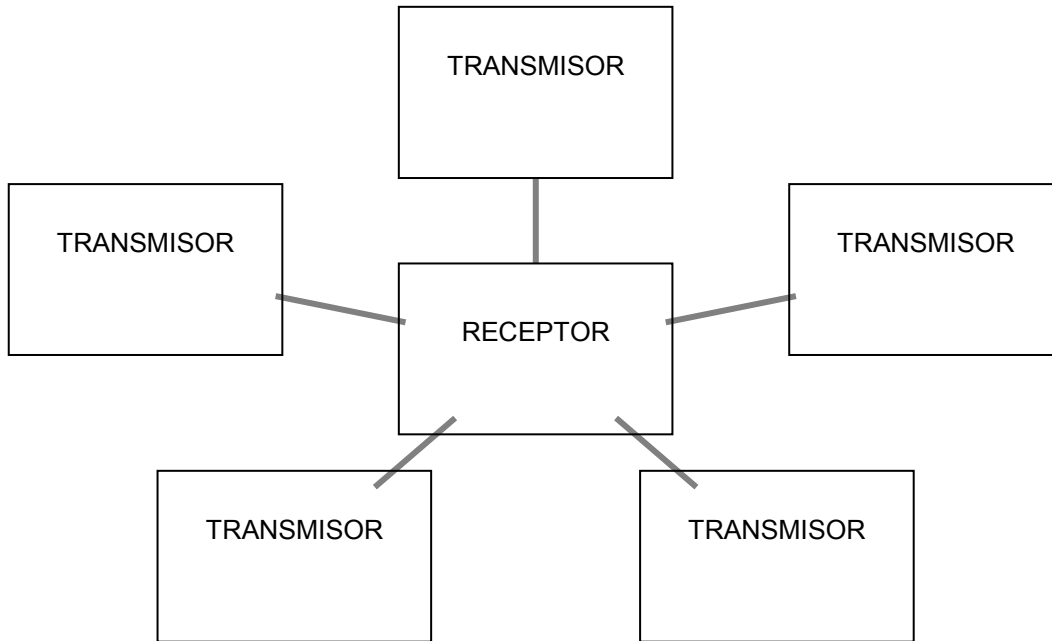


Figura 31. Esquema de comunicación Bluetooth con topología piconet, implementada en el presente trabajo.

La comunicación efectuada entre el transmisor y los diversos receptores se esquematiza por medio de la figura 32

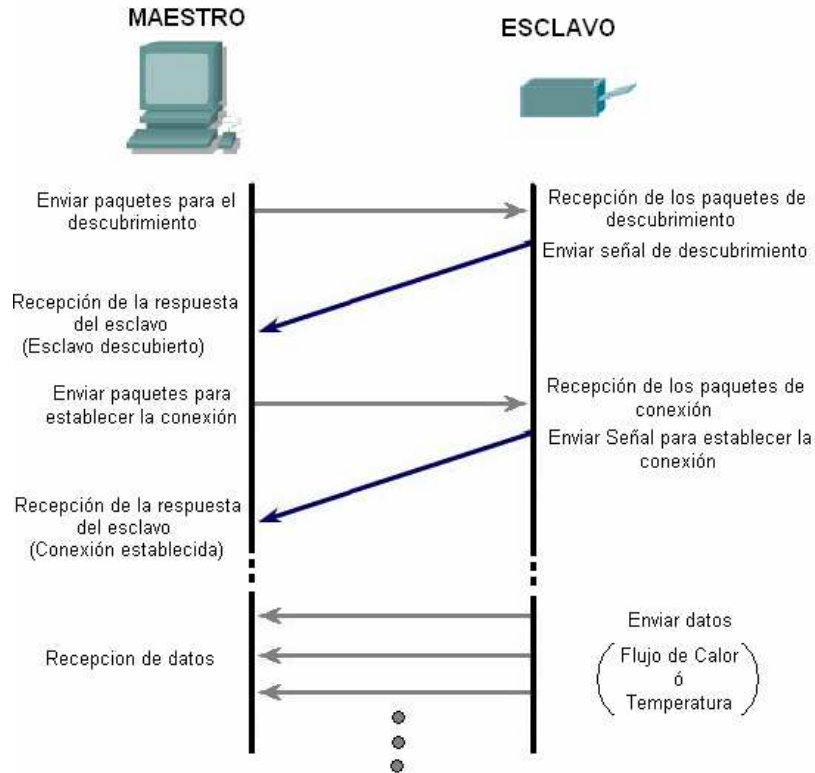


Figura 32. Esquema de intercambio de información del sistema de comunicación

Fuente [2]

El maestro envía un paquete de descubrimiento. Cualquier módulo que se encuentre dentro del rango de cobertura del maestro recibe este paquete y a su vez envía una señal de descubrimiento que indica que ese módulo se encuentra activo. Esta señal es recibida en el maestro que detecta el esclavo funcionando y procede a realizar el envío de paquetes para la conexión. Una vez el esclavo recibe este paquete y establece la conexión empieza el envío de datos ya sea de flujo de calor o de temperatura.

4 SOFTWARE DE VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS

4.1 SOFTWARE DE VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS

El procedimiento descrito hasta este punto para la medición de flujo de calor y temperatura, junto con sus componentes y características carecería por completo de utilidad si no cuenta con una herramienta de visualización y análisis que a su vez permita la conversión de dichas variables físicas sensadas en indicadores metabólicos a través de la determinación del gasto energético en reposo y sus posibles variaciones. Los resultados obtenidos por este software permitirán el estudio del comportamiento de los sensores de flujo de calor, que a la postre generará la posibilidad de determinar su comportamiento en porcentaje respecto al flujo total y sus reacciones ante cambios metabólicos presentados.

El programa de visualización por una parte debe estar en capacidad de mostrar en todo instante el comportamiento tanto de variables intermedias como de los resultados finales de la medición, además de permitir el almacenamiento de los datos recolectados para un posterior análisis. De manera simultánea, muestra una comparación entre los valores medidos y el gold standard con propósitos demostrativos. El diagrama de flujo general del software se describe por medio de la figura 33. Como requisito inicial para realizar la programación se hace imperativa la selección de la herramienta computacional bajo la cual será llevado a cabo dicho software. Como requerimientos mínimos se plantean los siguientes:

- Funcionamiento en el entorno Windows XP: Pensando en el uso del equipo a futuro, la necesidad de que la herramienta este soportada por este sistema operativo se justifica toda vez que el mismo es el más ampliamente difundido en cuanto a uso y manejo.

- Entorno de visualización gráfico interactivo: con el ánimo de hacer una aplicación “amigable” y de fácil entrenamiento para su uso se requiere esta opción. Un programa basado en la interacción con el usuario a través de líneas de código limita en gran medida el espectro de potenciales usos y personal apto para su manipulación.
- Posibilidad de comunicación Bluetooth: basando este requerimiento en la selección de este protocolo como formato de comunicación a utilizar, la capacidad de comunicación del software a través de este mismo formato se hace indispensable. La programación del software de visualización debe contar indefectiblemente con esta opción.

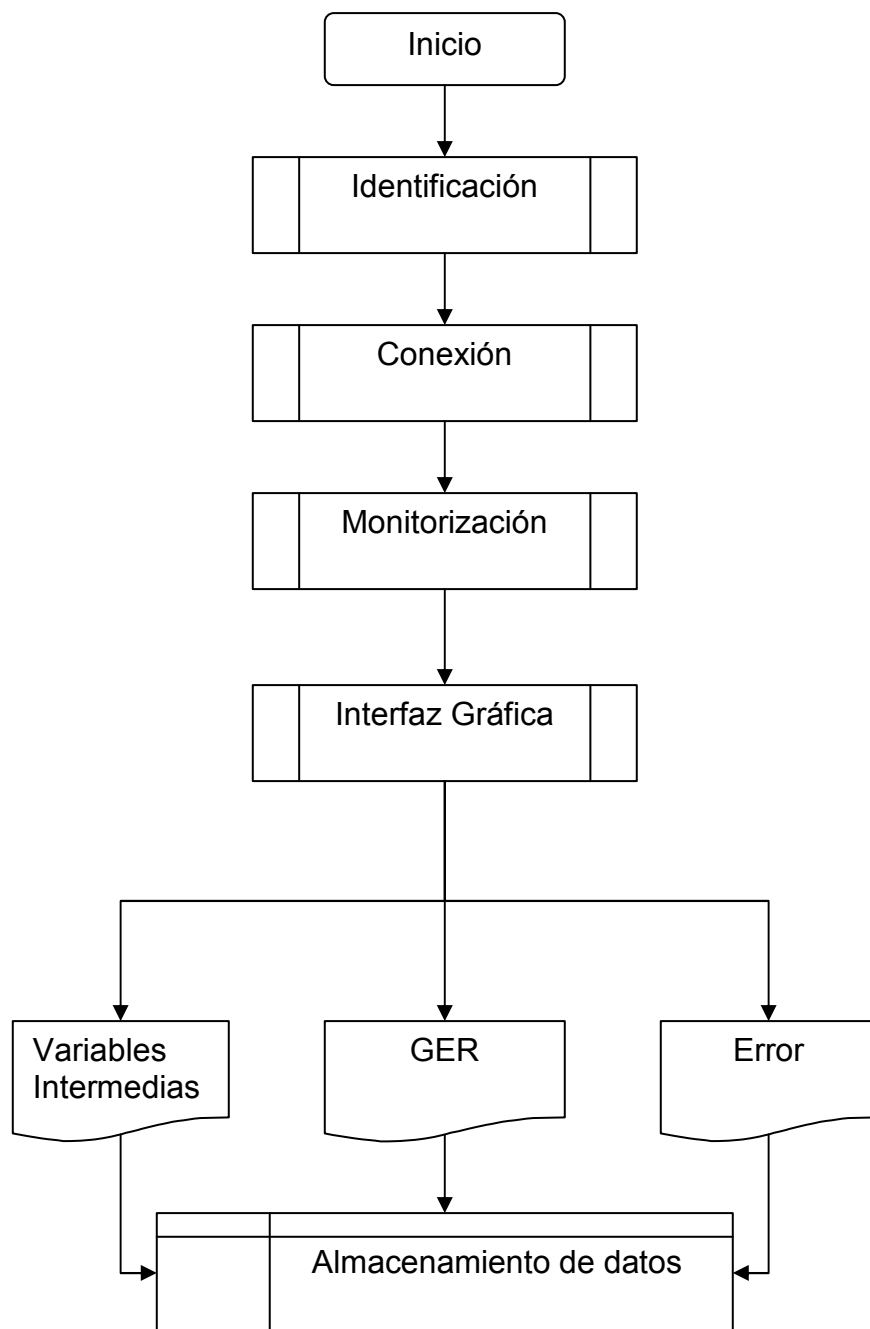


Figura 33. Diagrama de Flujo del Software de visualización

Estos requerimientos, sumados a la amplia trayectoria en su uso en sistemas de medición e instrumentación industrial hacen que LABVIEW se presente como la opción óptima para la implementación de la etapa de visualización. En adelante se describirá la programación y la arquitectura que permite obtener el complemento necesario al hardware de adquisición.

Volviendo al diagrama de la figura 33, se encuentra que el programa se encuentra concebido de manera secuencial. Adicionalmente, la arquitectura de programación se basa en la topología del uso de sub VI's toda vez que esto representa una facilidad para la operación del programa por parte el usuario final. El uso de este tipo de arquitectura permite trabajar en base a ventanas desplegables, haciendo necesario únicamente el uso de un entorno gráfico a la vez.

4.1.1 Identificación

Las funciones a desarrollar en esta etapa se limitan a:

- recolectar los datos básicos de identificación de la persona como el nombre y la edad.
- Ingreso de variables fisiológicas externas a la medición tales como peso, estatura, género y edad, necesarias para la determinación en etapas posteriores del GER tanto medido como obtenido a través del gold standard, recordando que estos parámetros están presentes en ambas ecuaciones.

La ventana principal de esta etapa se muestra en la figura 34. Se cuenta con todas las opciones para el ingreso de forma manual de los datos de la persona. De manera alternativa, al presionar el botón configuración el ingreso de los mismos se hace de forma guiada.

Universidad Industrial de Santander

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES
Perfecta Combinación entre Energía e Intelecto

NOMBRE DE LA PERSONA

MASA CORPORAL **EDAD** **ESTATURA**

Kg cm

GENERO

Masculino

Configuración

Siguiente



Figura 34. Presentación etapa de identificación

4.1.2 Conexión

La etapa de conexión soluciona la necesidad de conexión con los módulos físicos de medición. Las funciones principales de esta etapa son:

- Detección de los equipos bluetooth dentro del área de cobertura del receptor.
- Identificación de los sistemas de medición de flujo de calor y temperatura.
- Almacenamiento de las direcciones físicas de los módulos transmisores para el posterior establecimiento de transferencia de datos en la etapa de monitorización y visualización.

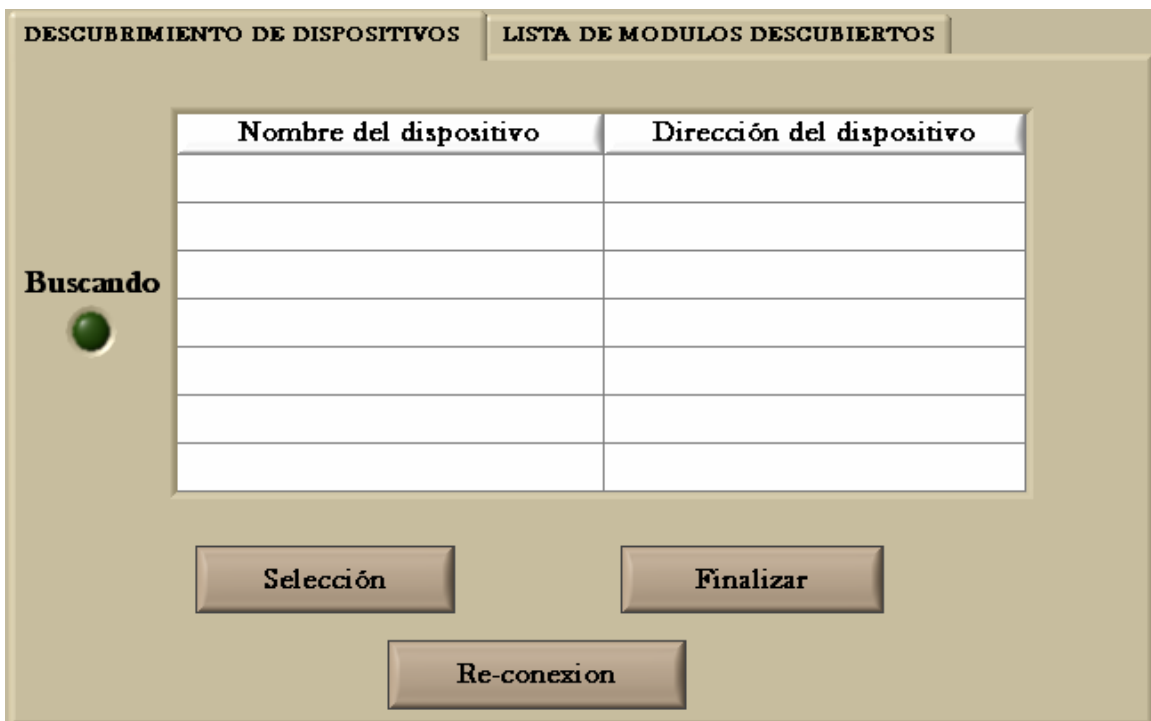


Figura 36. Panel frontal de la etapa de conexión.

La figura 36 presenta el panel frontal de la etapa de conexión. El botón buscando indica en qué momento se encuentra el maestro enviando paquetes para la detección de los dispositivos. Una vez culminado ese proceso la franja blanca lista todos los dispositivos en el área de cobertura. El usuario debe seleccionar los que corresponden a los transmisores. Esta selección debe hacerse basado en dos criterios independientes:

- Nombre del dispositivo: Cualquier dispositivo que aparezco con el nombre de calorímetro debe ser seleccionado para incluirlo en la lista de direcciones físicas.
- Dirección del dispositivo: Muestra las direcciones físicas de cada dispositivo conectado. La tabla 12 entrega las direcciones válidas de los equipos pertenecientes al sistema.

Tabla 12. Lista de direcciones físicas de los módulos Bluetooth

Dirección Física
00:0b:ce:00:b8:36
00:0b:ce:00:b8:4f
00:0b:ce:00:b8:58
00:0b:ce:00:b8:59
00:0b:ce:00:b8:5F

Finalizada esta etapa el resultado es la lista de las direcciones físicas de los sensores tanto de flujo de calor como de temperatura. La diferenciación entre unos y otros no es relevante en esta etapa puesto que el programa está en capacidad de determinar con la ayuda de la señal de selección enviada en la

trama de datos, y en etapa posterior el tipo de señal de cada equipo. Sin embargo, la importancia de que todas las direcciones de interés se encuentren en este archivo es grande, toda vez que para la inclusión de un nuevo módulo se requiere realizar nuevamente el proceso de descubrimiento completo.

4.1.3 Monitorización e interfaz gráfica

Es la etapa más relevante del software. En ella se reciben todos los productos de las etapas anteriores (archivos de texto con información del sistema) y se ejecutan funciones que permiten en primera instancia la recepción de señales de información. Tomando la lista de direcciones físicas de cada módulo se determina de qué módulo se toma la información; a su vez, se revisa la señal en busca de las direcciones físicas y de la señal del selector que indiquen de que equipo se trata y en qué posición de las 5 definidas se encuentra ubicado. Posteriormente se pasa a una etapa de conversión de señal.

La conversión que sufre cada señal se explica a continuación. En primer lugar se recibe una señal digital. Esta señal digital es convertida a un valor analógico que representa la medición realizada ya sea con el sensor de flujo de calor o de temperatura. La conversión depende de factores como la ganancia de la etapa de adquisición por hardware, el nivel de señal y la resolución del sistema de medida, además del tipo de medida transmitido. La figura 37 muestra la sección del código fuente encargada de la conversión a un valor de flujo de calor. El paso a temperatura sufre una transformación similar acogiéndose a las ecuaciones deducidas para este tipo de medidor. Para el caso particular de flujo de calor Los subVIs encargados de calcular el equivalente son los encerrados en los indicadores rojos.

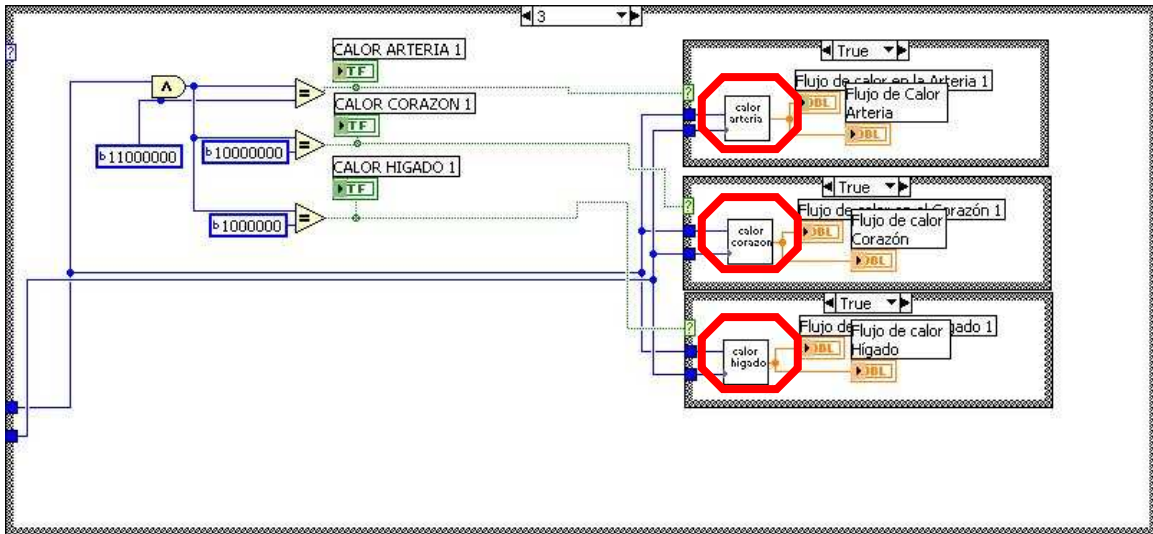


Figura 37. Sección de código para el cálculo de flujo de calor

Nótese la necesidad de utilizar tres subVIs diferentes. Esta situación tiene su origen en los parámetros definidos por el fabricante de flujo de calor que determina que debido al estricto proceso de fabricación la sensibilidad de cada sensor es diferente de los otros. Además exigir el uso de tres sistemas de determinación del valor de flujo de calor distinto impone la restricción de amarrar cada medidor a una dirección física determinada. No obstante, la versatilidad del sistema no se pierde en ningún momento puesto que el intercambio de los módulos de comunicación no está limitado de forma alguna. En pocas palabras, el parámetro ligado a la naturaleza del sensor es fácilmente modificable por el operario.

Posterior a esta sección se procede a la determinación de los valores metabólicos. Al entrar a dicha etapa se cuenta como recursos básicos con la siguiente información discriminada de acuerdo a la forma de obtención:

A través del usuario en la etapa de identificación:

- Peso Corporal

- Estatura
- Edad
- Género

A través de las señales medidas:

- Temperatura Interna
- Temperatura superficial abdominal
- Temperatura superficial Axial
- Flujo de calor zona hepática
- Flujo de calor zona corazón.

A partir de las anteriores variables se calculan valores intermedios necesarios para la determinación del GER total con los sensores de temperatura y el GER parcial con los sensores de flujo de calor. Las variables intermedias necesarias son las siguientes:

Temperatura Media Superficial

Para la determinación del valor de Q se debe, en primer lugar realizar un estimativo del cálculo de la temperatura media superficial del cuerpo. Para ello se cuenta con dos de las variables primarias: Temperatura superficial abdominal y temperatura superficial axial. La figura 38 muestra el sector del código encargado de realizar dicho cálculo:

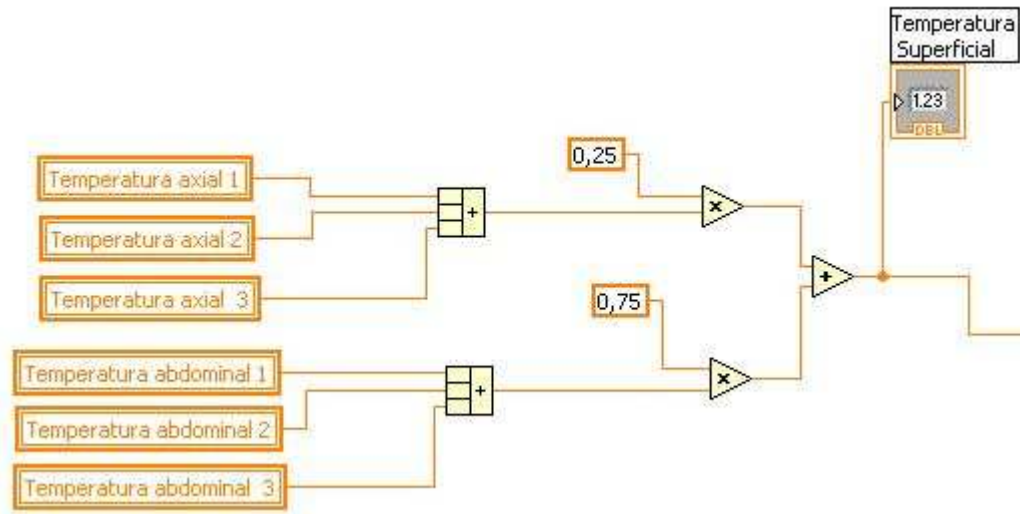


Figura 38. Cálculo de la temperatura superficial

Los factores de ajuste surgen de la consideración de dos puntos de medición generales y su ponderación respecto a un total concebido.

Factor de ajuste metabólico

Retomando la ecuación 2.5 y reescribiéndola en la 4.1 se observa que para obtener un valor de gasto energético en reposo medido, se debe incluir un factor de ajuste discriminado de la siguiente forma

$$GER_m = Q * (P^{0,425} * T^{0,725} * 71,84) * 10^{-4} * 0,84 * 24 \quad \left(\frac{Cal}{Dia} \right) \quad 4.1$$

$Q = (P^{0,425} * T^{0,725} * 71,84) *$ Representa el área de la superficie corporal de cada persona; es un valor dependiente del peso dado en kg y de la estatura dada en cm.

10^{-4} es un ajuste de unidades de tal manera que la longitud en la ecuación quede representada por metros.

0,84 corresponde al factor de cambio de unidades de vatios (w) a Cal/día. Finalmente el valor de 24 representa la extrapolación a un valor de unidades por día, que es la forma convencional en medicina de expresar el GER. EL proceso descrito se representa en la figura 39.

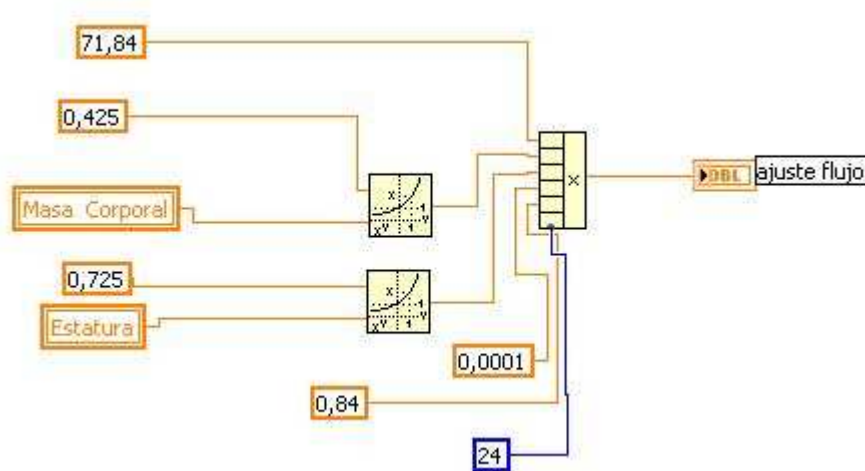


Figura 39. Cálculo del factor de ajuste para la determinación del GER.

Calculo del GER con el gold standard

Basado en los resultados obtenidos en el capítulo 2 y en la selección del gold standard, las ecuaciones 2.8 y 2.9 son programadas para obtener el GER. Su función dentro del programa es la de establecer un parámetro o guía para la interpretación de los resultados obtenidos. El código se muestra en la figura 40. Como variables primarias están el peso, la estatura y la edad. Además, y debido a que la ecuación es completamente distinta dependiendo del género de la persona, se utiliza esta variable como criterio de selección, encerrado en el indicador verde. En este caso se describe el cálculo cuando el género de la persona es femenino

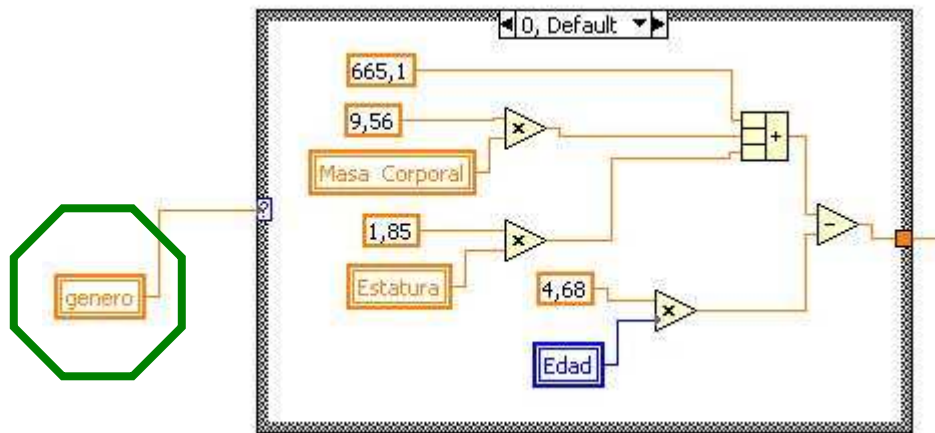


Figura 40. Cálculo del gold standard

Una vez establecidas estas variables intermedias se procede al cálculo del GER por las dos variables físicas trabajadas anteriormente. El proceso abarcado en esta parte incluye el cálculo instantáneo del error respecto a los valores establecidos por el gold standard. De manera adicional se agregan elementos de visualización y un sistema de monitorización de variables principales.

Finalmente, el proceso de almacenamiento considerado una de las etapas principales, se desarrolla por medio de una rutina que incluye las variables principales y también algunas variables intermedias de interés para su posterior análisis. La figura 41 muestra dicha programación.

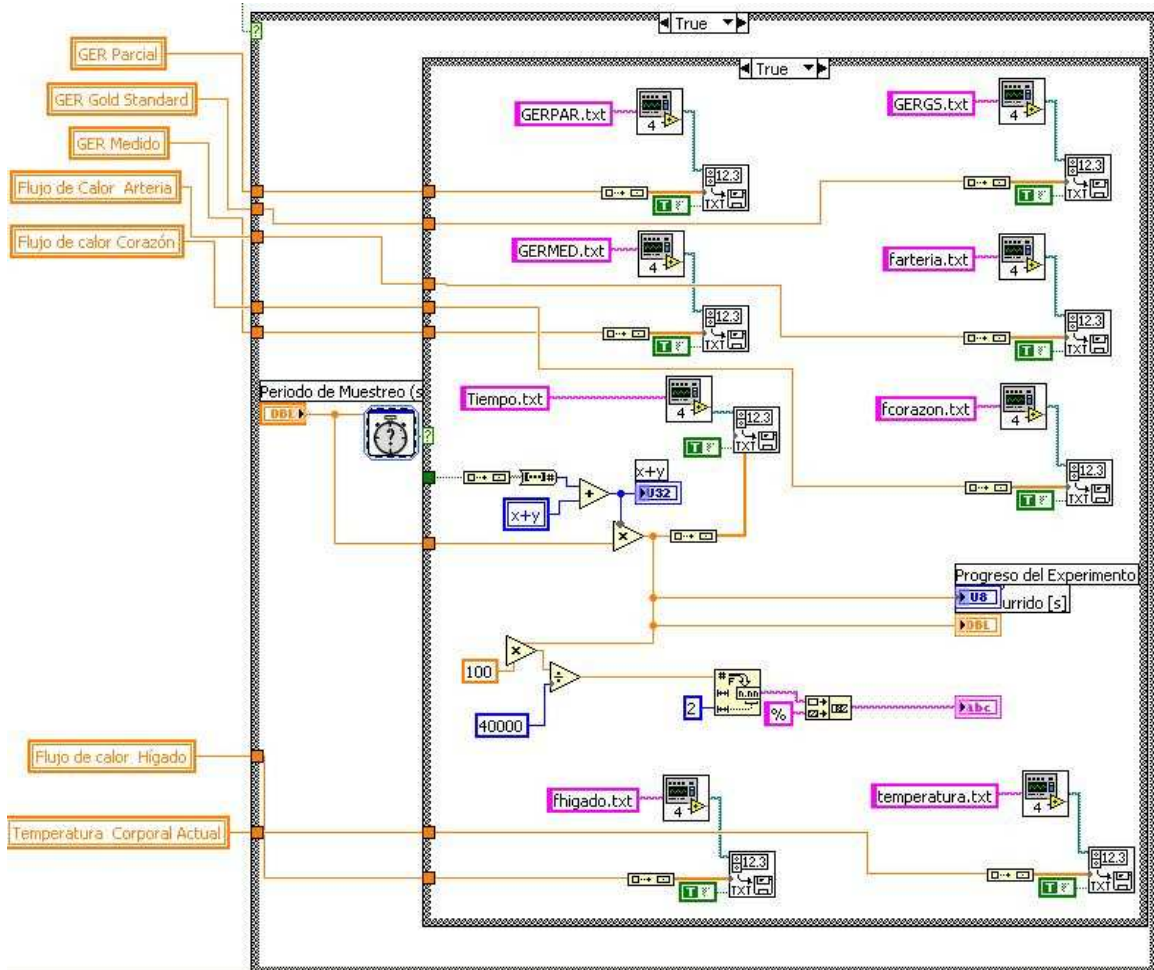


Figura 41. Esquema de almacenamiento de datos para variables intermedias y GER calculado y medido

Como resultado principal, el software genera archivos de texto con los correspondientes datos identificados de la siguiente forma:

- GERPAR.txt: Contiene los datos correspondientes al flujo de calor calculado por los sensores de flujo de calor. Este valor es un porcentaje respecto al total deducido por la medición de temperatura. La interrelación

de estas dos variables permiten deducir el comportamiento de los sensores de flujo de calor por medio de un modelo matemático.

- GERGS.txt: Corresponde al flujo de calor calculado por medio de la ecuación determinada del gold standard. El propósito de usar esta ecuación es de validación de resultados.
- GERMED.txt: Almacena el valor del GER medido total. Es la componente de la herramienta global que permite la determinación del valor total.
- Fcorazon.txt, fhigado.txt: Variables intermedias correspondientes al flujo de calor en la zonas medidas, se almacenas con propósitos de deducción del modelo.

El almacenamiento se realiza a intervalos de 10 segundos por muestra, aunque su valor es modificable en código. Finalmente en la figura 42 se muestra la pantalla principal de la etapa de monitorización, con las respectivas herramientas correspondientes



Figura 42. Pantalla principal del software de monitorización.

5 DISEÑO DE PRUEBAS Y RESULTADOS

El desarrollo de las pruebas y la descripción de los resultados se basan en conceptos derivados del diseño de experimentos definidos en [25]. La aplicación de este diseño permite obtener una mayor confiabilidad respecto a los valores respuesta obtenidos en cada experimento.

5.1 Experimento General

Nombre

Medición del gasto energético en reposo GER y sus variaciones en personas médicamente sanas, utilizando la técnica de calorimetría directa por gradiente de temperatura y flujo de calor.

Objetivos

- Medir el gasto energético en reposo y comparar los resultados obtenidos con la herramienta desarrollada respecto al gold standard que corresponde a las ecuaciones de Harris Benedict para la determinación del gasto energético en reposo.
- Determinar el porcentaje del GER medido a través de los sensores de flujo de calor, para determinar el comportamiento de los mismos y describirlo por medio de un modelo matemático.

Equipo

- 5 módulos de medición: 3 de temperatura y 2 de flujo de calor.
- Un receptor bluetooth compatible con el Microsoft bluetooth driver

- Computador con Microsoft Windows XP service pack 2.
- Programa de visualización y monitorización desarrollado en el presente trabajo.

Protocolo de medición

Pruebas a ejecutarse durante treinta (30) minutos en cada persona, en el horario comprendido entre las 9 y 11 am o las 3 y 5 pm.

Descripción de la prueba

Los sensores se ubican en los puntos de medición determinados previamente. Durante un periodo que varía de 30 a 35 minutos los equipos realizan un seguimiento a la persona que se encuentra en reposo total de acuerdo al protocolo de medición. Durante ese mismo periodo el software recibe de manera simultánea los datos de manera inalámbrica y los procesa para determinar el valor de los siguientes parámetros:

- Gasto energético en reposo
- Gasto energético en reposo parcial medido por los sensores de flujo de calor
- Gasto energético en reposo calculado por medio del gold standard

Simultáneamente el software se encarga de realizar un registro con propósitos de análisis posterior de comportamientos basados en variables como la media, el porcentaje de error y el error extrapolado a todas las muestras.

Universo Muestral

Personas médicamente sanas entre los 18 y los 45 años de edad, de ambos géneros y sin obesidad severa determinada a partir del índice de masa corporal

Tamaño de la muestra

Partiendo de la base estadística se desarrollan experimentos aleatorios para 3 factores de dos niveles cada uno con el fin de sobredimensionar el número de muestras teniéndose que este se determina a través de $2^3=8$. Para los propósitos de calibración y comparación este tamaño de la muestra es suficiente sin perjuicio de los experimentos necesario para la determinación del comportamiento del error.

Procedimiento del análisis de las muestras

En primer lugar se evalúa el comportamiento del flujo de calor total medido respecto al gold standard. Para ello se efectúa el análisis comparativo entre la media de los valores medidos en cada persona y el valor del gold standard calculado mediante las ecuaciones de Harris y Benedict. Los resultados se listan en la tabla 13 y se grafican en la figura 43.

PERSONA	GENERO	PESO (KG)	ESTATURA (CM)	EDAD (AÑOS)	MEDIA GER MEDIDO (CAL/DIA)	GER GOLD STANDARD (CAL/DIA)	ERROR (%)
1	Masculino	93	184	24,0	1971,88	2107,81	10,70
2	Femenino	56	160	22,6	1492,21	1380,64	8,10
3	Masculino	80	174	20,6	1756,36	1910,82	8,16
4	Femenino	57	166	45	1301,19	1304,18	4,55
5	Masculino	78	179	31	1821,52	1829,31	5,14
6	Masculino	111	190	24	2166,03	2385,31	9,07
7	Femenino	60	163	43	1217,66	1336,67	8,90
8	Femenino	56	161	19	1293,30	1409,39	8,24

Tabla 13. Resultados del experimento general para la determinación del GER

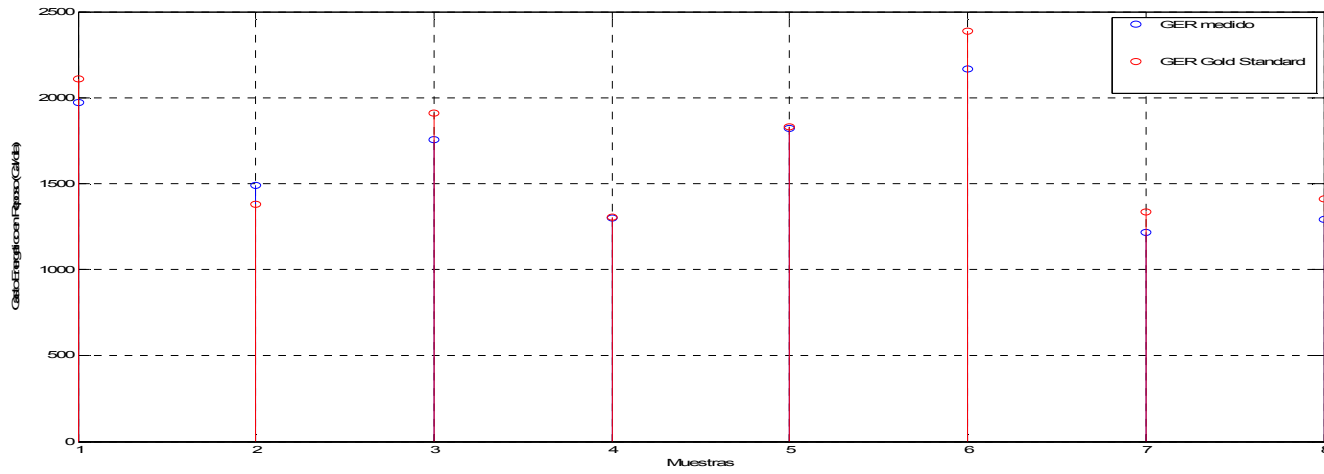


Figura 43. Comportamiento del error para las diferentes muestras del experimento general

Con los anteriores resultados se obtiene que el error promedio es de: 7,85%

Con un error cuadrático medio de: 5,41%

Este último error es tomado como el valor representativo para la determinación del comportamiento de la variable por tener un mayor valor desde el punto de vista estadístico.

Por otra parte la medición del porcentaje que representa el gasto energético parcial determinado por la sección del equipo que mide flujo de calor se hace con base en los datos obtenidos como:

- Gasto energético en reposo medido
- Gasto energético en reposo parcial
- Medición de flujo de calor en la zona hepática
- Medición de flujo de calor en la zona del corazón

En primer lugar es necesario obtener la representatividad del gasto energético parcial respecto al total medido. La tabla 14 muestra estos resultados.

Tabla 14. Representatividad del gasto energético en reposo parcial

PRUEBA	PORCENTAJE DEL GER MEDIDO CAL/DIA
1	30,98
2	16,69
3	34,37
4	21,97
5	22,04

6	15,95
7	22,01
8	16,68

Este resultado es de esperarse y claramente demuestra la dificultad de determinar un gasto energético total a partir de este sensor. La explicación se basa en el hecho que cada cuerpo tiene una estructura variable y por ende la producción de calor no obedece a una constante como tal. Con esto en mente los valores dados por Conrad deben tomarse como parámetros de referencia. Sin embargo, la determinación del aporte al valor parcial por parte de cada sensor puede dar luces acerca de su uso y aplicación en este proyecto. A continuación se procede a la determinación del aporte de la medición en la zona hepática y la medición en la zona del corazón de manera independiente. Para ello es necesario de manera previa convertir el valor de flujo de calor medido y almacenado en un valor que se exprese en unidades de (Calorías/día). Para ellos se les aplica el mismo procedimiento respecto al cálculo del gasto energético en reposo. Los resultados para cada zona de medición se expresan en las tabas 15 y 16.

Tabla 15. Representatividad del punto de medición hepático respecto al gasto energético en reposo parcial

PERSONA	MEDICIÓN EN LA ZONA HEPÁTICA (CAL/DIA)	GER PARCIAL MEDIDO (CAL/DIA)	REPRESENTATIVIDAD %
1	355,35	614,71	57,8
2	134,80	231,54	58,2
3	363,43	603,76	60,2
4	168,85	285,87	59,1
5	208,88	380,94	54,8
6	197,10	345,52	57
7	159,51	268,05	59,5
8	121,73	215,81	56,2

Obteniéndose un porcentaje promedio de representatividad de 57,85%

Tabla 16. Representatividad del punto de medición del corazón respecto al gasto energético en reposo parcial

PERSONA	MEDICIÓN EN LA ZONA CORAZÓN (CAL/DIA)	GER PARCIAL MEDIDO (CAL/DIA)	REPRESENTATIVIDAD %
1	260,92	614,71	42,2
2	96,74	231,54	41,8
3	240,33	603,76	39,9
4	117,01	285,87	40,9
5	172,06	380,94	45,2
6	148,46	345,52	43
7	108,48	268,05	40,5
8	94,01	215,81	43,8

De donde se obtiene que el valor promedio es 42,15%

Los resultados expresados en la tabla anterior muestran claramente que el aporte porcentual de cada punto se mantiene no importando las características de la medición o los factores morfológicos de la persona.

Los resultados mostrados permiten determinar un modelo para la producción de flujo de calor que involucra el punto hepático y la zona del corazón, donde se determina que el GER parcial medido es de

$$GER_p = 0,5785 * Q_H + 0,4215 * Q_C \quad 5,1$$

La relación respecto al flujo total no es relevante puesto que los resultados han mostrado que no se puede obtener ningún dato válido al respecto. En cambio, la

relación de aspecto de estos dos términos (Q_H y Q_C) permite un análisis riguroso y representa una opción importante para el estudio del comportamiento metabólico y sus variaciones y anomalías, situaciones que se encontrarían reflejadas en la variación de la relación de aspecto mencionada anteriormente.

5.2 Estudio del Error

En primer lugar, se procede a la clasificación de las variables de acuerdo a su naturaleza siendo estas:

Variables de naturaleza externa: En este caso son las variables que a pesar de formar parte del proceso de cálculo del GER en el sistema general, no dependen de la medición del equipo de muestra, sino de datos generados de manera externa al equipo de sensado. Entre los datos trabajados que clasifican en esta categoría se tiene:

- Peso
- Estatura
- Edad

Variables de naturaleza interna: Son las correspondientes a la medición directa generada por los módulos del sistema. En este caso no se hablará de variables sino de factores que intervienen en el proceso dentro de los que se encuentran:

- El equipo de medición de flujo de calor
- El equipo de medición de temperatura.
- Ubicación de los sensores

El estudio de la incidencia de todos los factores mencionados anteriormente en la medición total merece una cuidadosa revisión. El objetivo del mismo es

determinar la contribución de cada componente al error total para así determinar un rango de error atribuible a los equipos de medición.

El estudio de los diversos errores que se puedan presentar se realiza por medio de dos métodos, ambos basados en la experimentación. La primera opción consiste en el diseño de experimentos aleatorizados, como en el caso del experimento general, mientras que la opción restante consiste en la preparación sistemática del experimento, siempre aislando la variable de interés del tratamiento o variación de las demás. Este concepto se conoce como experimentación por el método de un factor a la vez.

La revisión de este valor se centrará en las variables externas influyentes en el proceso de cálculo del valor del GER. Es importante resaltar que el género no se considera una variable susceptible de error en los experimentos realizados, por tanto, no se incluirá dentro del análisis del error. Esta consideración nos deja con los siguientes factores a estudiar:

- Peso
- Estatura
- Edad
- Ubicación de los sensores

Error debido al peso

Para realizar este análisis todas las demás variables se dejan trabajando acorde a los resultados experimentales. Se escoge realizar el cálculo sobre los valores medidos y no sobre los valores determinados por el gold standard, en aras de buscar resultados más precisos.

Tomando uno de los sujetos de prueba, en este caso la persona identificada con el No 1, se obtienen los siguientes valores para el mismo:

Tabla 17. Datos medidos en el sujeto de prueba No. 1

PERSONA	GENERO	PESO (KG)	ESTATURA (CM)	EDAD (AÑOS)	MEDIA GER MEDIDO (CAL/DIA)	GER GOLD STANDARD (CAL/DIA)	ERROR (%)
1	Masculino	93	184	24,1	1971,88	2107,81	10,7

Tomando en cuenta la escala del instrumento utilizado para la medición del peso se encuentra que la resolución es de +/-0,5 kg. En donde en tal caso se tendrían los siguientes resultados.

Tabla 18. Error presente en el GER debido a errores en el peso de la persona

CASO	PESO KG	GER MEDIDO CAL/DIA	ERROR RELATIVO* %
Real	93,0	1971,88	--
Desv. +0,5 kg	93,5	1976,38	0,22
Desv -0,5 kg	92,5	1967,38	0,22

*El error relativo hace referencia al error en el cálculo general debido a la variación del parámetro peso, manteniendo estables las otras variables que intervienen en el proceso.

El análisis anterior se puede interpretar como que en el peor de los casos, la contribución al error por parte de la variable peso de la persona es de 0,22%.

Error debido a la estatura

Un análisis similar lleva a la determinación de la contribución al error en el momento de medición y adición del dato de estatura al sistema. En este caso se

realiza el estudio sobre los mismos datos tomados en el numeral anterior, a fin de respetar los protocolos en el procedimiento del análisis, sabiendo que la escala del instrumento de medición tiene una resolución de +/- 1 cm.

Tabla 19. Error presente en el GER debido a errores en la determinación de la estatura de la persona

CASO	ESTATURA CM	GER MEDIDO CAL/DIA	ERROR RELATIVO* %
Real	1,84	1971,88	--
Desv. +0,5 kg	1,85	1979,64	0,4
	1,83	1964,12	0,4

Error debido a la edad

El procedimiento es el mismo realizado hasta ahora. Para este caso se trabaja con resolución de +/- 1 mes, por tanto la variación, luego de la respectiva aproximación es de

$$0,5/12=0,041 \text{ años}$$

Sin embargo, este factor no es influyente en la determinación del GER medido, en cambio, se utiliza para la determinación del GER por medio del gold standard, tomando entonces como criterio base el dato arrojado por este método

Tabla 20. Error presente en el GER debido a errores en el ingreso de la edad de la persona

CASO	EDAD AÑOS	GER GOLD STANDARD CAL/DIA	ERROR RELATIVO* %
Real	24,083	2107,81	--
Desv. +0,5 kg	24,125	2106,97	0,013
Desv -0,5 kg	24,0417	2107,53	0,013

Error debido a la colocación de los sensores.

Este error es el más extenso de cuantificar, por cuanto supone la consideración de 5 puntos de manera independiente. Como estrategia de análisis se pretende desplazar de manera diagonal la ubicación del sensor en 1cm y observar la variación correspondiente. Para lograr eliminar completamente todos los demás factores se procede a la utilización de un solo módulo en todas las pruebas, ejecutadas bajo las mismas condiciones en el mismo sujeto. Los resultados se listan en la tabla 21.

Tabla 21. Márgenes de variación en la ubicación de los puntos de medición

SENSOR	MEDIDA	VALOR MEDIDO PROMEDIO	ERROR RELATIVO %
Sensor Temperatura axial	Centrado	34,32 °C	-----
	Desplazado 1cm diagonal superior	34,20 °C	0,35
	Desplazado 1 cm diagonal inferior	33,44 °C	2,63
Sensor temperatura abdominal	Centrado	34,36 °C	-----
	Desplazado 1cm diagonal superior	33,18 °C	3,55
	Desplazado 1 cm diagonal inferior	34,27 °C	0,26
Sensor temperatura central	Centrado	36,94 °C	-----
	Desplazado 1cm diagonal superior	36,90 °C	0,10
	Desplazado 1 cm diagonal inferior		

	inferior	36,92 °C	0,001
Sensor Flujo de calor zona hepática	Centrado	9,30 w/m2	-----
	Desplazado 1cm diagonal superior	7,78 w/m2	16,35
	Desplazado 1 cm diagonal inferior	-----	-----
Sensor Flujo de calor zona corazón	Centrado	7,73 w/m2	-----
	Desplazado 1cm diagonal superior	6,92 w/m2	11,70
	Desplazado 1 cm diagonal inferior	-----	-----

Revisando detenidamente los resultados obtenidos en la revisión del error, se encuentra que en primer lugar debe hacerse una referencia directa al efecto que estos causan en la muestra final. Por un lado, todos los errores estudiados, excepto los concernientes a los sensores muestran el efecto directo que estos ejercen sobre la señal de prueba. Por otra parte el efecto de la colocación de los sensores no ha sido analizado directamente con respecto al valor del GER puesto que la determinación del mismo no puede hacerse a través de uno solo de los sensores. Sin embargo, en el peor de los casos, el error combinado de todos los sensores puede dar una desviación del orden del 20%. Estos resultados demuestran una vez más la importancia en la etapa de ubicación de los sensores, en especial, los de flujo de calor.

En la figura 44 se muestra el sistema general desarrollado con todos sus componentes necesarios.



Figura 44. Sistema General para la medición de variaciones metabólicas.

CONCLUSIONES

- Se cumplieron todos los objetivos propuestos en el plan de trabajo de investigación al lograr integrar dos métodos para la medición de flujo de calor y obtener equivalentes metabólicos representados en el gasto energético en reposo (GER) y la contribución porcentual de los puntos de medición en la zona hepática y la zona del corazón. Como resultado final, se cuenta con un equipo portátil, no invasivo, de tecnología moderna y diseño propio.
- Se diseñó un protocolo para la medición de la variable de flujo de calor. Como se demostró en el capítulo 5 al realizar el análisis del error, la correcta ubicación de los sensores juega un papel preponderante en la precisión de los datos tomados, toda vez que se observa que las mayores fuentes de error provienen del incorrecto posicionamiento de los equipos; en especial, de los sensores de flujo de calor.
- Analizando el sistema diseñado de acuerdo a cada método se ve que la medición por medio de temperatura arroja resultados aceptables en la determinación del gasto energético en reposo, y hasta cierto punto puede realizar el seguimiento de variaciones debidas a factores internos de la persona, aunque no puede determinar de manera rápida las variaciones debidas a efectos externos como por ejemplo variación del clima. Por otra parte, la medición por medio de los sensores de flujo de calor muestran un comportamiento estable en cuanto a los porcentajes correspondientes a cada punto de medición, y al estar en contacto directo con el medio que rodea a la persona, detecta variaciones debido a factores externos de manera más rápida. En general puede determinarse que el uso de las dos técnicas dentro de un mismo equipo es pertinente debido a que se complementan entre sí, y que su uso esta mutuamente ligado; por tanto, no es viable desarrollar un equipo basado en solo una de las técnicas sin

disminuir rendimiento en alguna de las características abordadas en el presente trabajo de investigación.

- El desarrollo de la herramienta de visualización fue un factor importante que permite no solo la integración de todas las señales provenientes de los equipos de medición sino una visualización y estudio de los datos obtenidos de forma paralela a la ejecución del proceso de toma de datos, permitiendo de esta forma hacer seguimientos de variaciones metabólicas de manera constante. Esta característica le da un valor agregado a éste trabajo, por cuanto presenta una solución viable desde el punto de vista costos y operación.
- Con base en los resultados obtenidos, puede concluirse que las ecuaciones para la producción de flujo de calor en los puntos de medición seleccionados, así como para la determinación de la temperatura superficial desarrolladas en este trabajo, presentan una solución válida para la determinación de los comportamientos de las variables flujo de calor y temperatura. Si bien es posible que estas ecuaciones no se adapten a otros modelos o técnicas de medición, para el sistema desarrollado se consideran óptimos.
- La comparación de las medidas tomadas respecto a un “gold standard” que para el caso corresponde a la ecuación Harris-Benedict arroja resultados satisfactorios, toda vez que el error cuadrático medio obtenido es de 5,41%. Comparando este resultado con errores estimados para otros métodos y con los márgenes tolerados de error reportados en la bibliografía médica se observa un comportamiento adecuado del sistema.
- Los errores producidos por factores externos como el peso, la estatura y la edad de la persona están presentes en la medición, pero no afectan de manera considerable los resultados, siempre y cuando la magnitud de los

errores se encuentre enmarcada dentro de los valores de resolución de los equipos de medición, como se explicó en el capítulo 5. Si el equipo es utilizado para el diagnóstico de variaciones, el error debido a estos factores pierde relevancia por cuanto lo realmente importante en esos casos es el cambio de valor en cortos instantes de tiempo.

RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO

- Este trabajo de investigación constituye una primera revisión y aplicación de la metodología y el sistema. Sin embargo, no ha sido caracterizado para toda la población en general. Se debe realizar investigaciones posteriores con el fin de evaluar la metodología en población con algún tipo de enfermedad y obtener el comportamiento del sistema en esos casos. La entrega de este equipo a personal médico con propósitos de investigación puede llevar a encontrar nuevas aplicaciones en las cuales el equipo diseñado sea una solución a la determinación del GER.
- A medida que se avanza en el desarrollo de sistemas de comunicación y sensado se van mejorando características como sensibilidad del sensor y alcance del transmisor. Se recomienda hacer una evaluación periódica a fin de ir mejorando estas características mediante la implementación de nuevos componentes.
- Se recomienda explorar la posibilidad de ampliar la capacidad del sistema de tal forma que permita la conexión de múltiples pacientes de manera simultánea. Mejorando esta condición se puede lograr una mayor cobertura en la medición del GER.

- Debe continuarse explorando la posibilidad de obtener un sistema con mejores prestaciones. El estudio y modelado de la frontera térmica del cuerpo (la piel) permitiría un avance en ese sentido. Para esto se requiere afianzar el trabajo interdisciplinario con expertos del área de medicina y nutrición.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] AINSLIE, Philip. REILLY Thomas. WESTERTEP Klass. *Estimating Human Energy Expenditure A Review of Techniques with Particular Reference to Doubly Labelled Water*. Sports Med Magazine. 2003.
- [2] AMAYA, Carlos. MORALES, Norberto. *Monitoreo en tiempo real de un sistema de calorimetría directa*. Tesis de grado (en curso), Bucaramanga: UIS. 2006.
- [3] ANALOG Inc. *Practical Design Techniques for sensor Signal Conditioning. Amplifiers for signal conditioning*. Analog Devices. 1999.
- [4] BARD, Phillip. *Fisiología médica*. Segunda edición. México: Prensa libre mexicana, 1966.
- [5] BRUCK K. *Equilibrio Térmico y Regulación de la Temperatura Corporal*, Guía de Clase. 1980.
- [6] CADENA, Oscar. GARCIA, 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*. Bucaramanga, UIS 2006.
- [7] CORREA, Carlos. CADENA, Oscar. REYES, Oscar. *Calorímetro prototipo para futura aplicación en seres humanos, su concepto y diseño*. División de publicaciones UIS, Bucaramanga, 2008.
- [8] CARROLL, DP. VISSER J. *Direct measurement of convective heat loss from human sujet*. National Mechanical Engineering research institute, South Africa 1966.
- [9] COHEN, Myron. *Measurement of the thermal properties of human skin, a review*. Steven Institute of technology. The journal of investigative dermatology. Vol 69. 1977.
- [10] CONRAD, Diem. LETNER, Cornelius. *Tablas científicas Documenta Geigy*. Basilea, 1975.
- [11] DERIAZ, Oliver. *Human energy expenditure measurements*. SUVACARE 2006.

- [12] DURNIN, J. *Basal metabolic rate in man. Joint FAO/UN. Expert consultation on energy and protein requirements.* Italia, 1981
- [13] FLOYD, Thomas L. *Fundamentos de sistemas digitales 7º Edición.* Madrid: Prentice Hall, 2000. 1152p.
- [14] GIBNEY, Eileen. *Energy expenditure in Disease: Time to revisit?. Proceedings of the nutrition society.* USA, 2000.
- [15] GONZALEZ J. CADENA M. *Análisis teórico del error de medición en el cálculo del cociente de respiración para el diseño de calorímetros.* México 2001.
- [16] GUYTON, Arthur C. *Fisiología y fisiopatologías básicas.* 10ª ED. México: McGraw-Hill, 2000.
- [17] HOPKINS Jhon Hospital. *Resting Energy Expenditure Protocol.* Center of drugs abuse and AIDS research. Brown University. 2003.
- [18] HILLNER Kirsten, HELLER Martin. *Metabolically active components of fat free mass and resting energy expenditure in nonobese adults.* American Journal of physiology. American Physiological Society. 2000.
- [19] MARÍN, Jeison. *Análisis y medición del flujo de calor generado en un circuito electrónico.* Trabajo de maestría, Universidad Industrial De Santander. Bucaramanga, UIS 2005.
- [20] MARTI, Jose. *Transferencia de calor mediante la Aplicación de rf sobre un modelo multicapa de tejido dérmico.* Universidad católica de san antonio. 2005.
- [21] MEDINA, Fernando. *Determinación de los requerimientos de energía, las nuevas recomendaciones.* Reunión de expertos sobre desarrollo humano, nutrición y dietética, Naciones Unidas. Washington, 2004.
- [22] MELO, German. *Seminario Fisiología del calor, apuntes de clase.* Maestría en ingeniería área electrónica, Universidad Industrial de Santander. Bucaramanga, 2007.
- [23] MONTEITH, J.L. *Heat loss from animals and man.* Londres: Butterworths, 1974.
- [24] MEMORIA cursos de fisiología en www.editorial.dcaulpgc.es 2007.

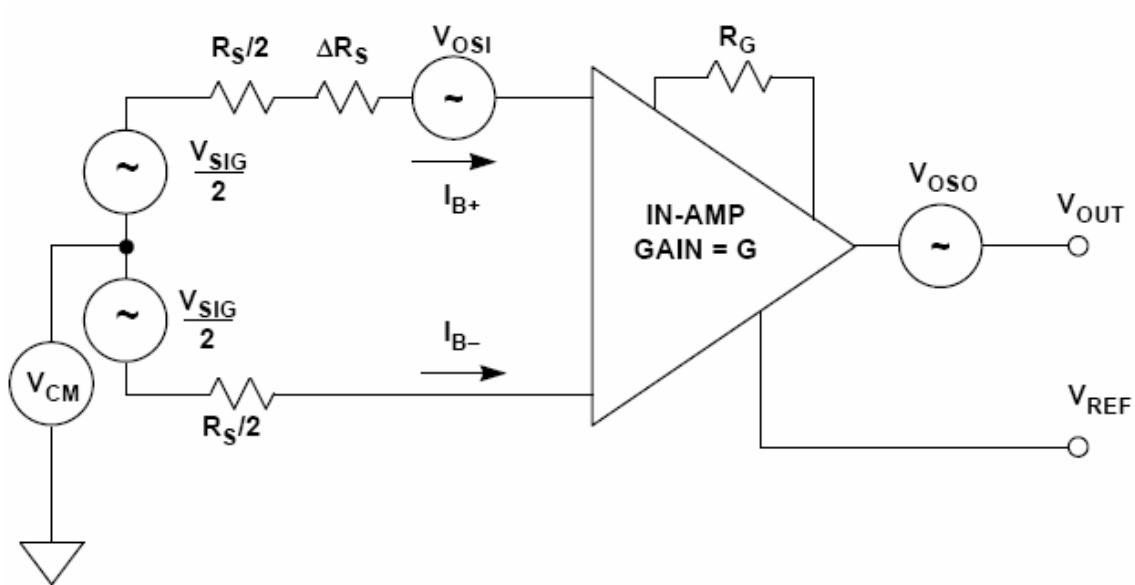
- [25] MONTGOMERY, Analysis and designs of experiments, Editorial Prentice Hall
- [26] MOTOROLA, Semiconductor. *M68HC08 Microcontrollers*, 5ª revisión Motorola semiconductor, 2002.
- [27] NETTER, Frank. *Atlas de Anatomía Humana, Segunda edición*. Editorial MASSON, SA. 2001.
- [28] OCÓN B, Julia. *Curso de Formación en Nutrición Hospitalaria Para Médicos Internos Residentes*. Hospital Lozano Blesa, Zaragoza. Madrid, 2006.
- [29] ORTIZ, Álvaro. VALDERRAMA, León. *Diseño y construcción de un prototipo para la medición de flujo de calor en pacientes en estado post-operatorio mediante calorimetría directa: método de sensado por temperatura*. Tesis de grado. Bucaramanga: UIS 2006.
- [30] PHILIPS, Semiconductor. *The I²C bus and how to use It (Include Specifications)*, Philips Semiconductor, 1995.
- [31] RONCANCIO, Rafael. *Instrumentación electrónica*. Universidad industrial de Santander, Bucaramanga: UIS 1996.
- [32] RUI-DIA R, Jose Antonio. *Estudio de la Ecuación de Ireton-Jones en la Estimación del Gasto Energético en Reposo en Pacientes Quirúrgicos. Departamento de Cirugía General y Clínica de Apoyo Nutricional del Hospital General "Dr. Manuel Gea González", México D.F.* 1999.
- [33] SCHWARTZ, Denise. *Resting Energy Expenditure "REE"*. VacunMED magazine. 1998.
- [34] SANABRIA, O. SIERRA G. *Diseño y construcción de un sistema inalámbrico que integre la medición de flujo de calor y temperatura*. Universidad Industrial de Santander. 2007
- [35] TEXAS Instruments. *12-Bit, sampling A/D converter with I²C interface, ADS7823 datasheet*. Texas instruments Inc., 2003.
- [36] VAN DER GRAAF, f. *Sensors, heat flux sensor, volumen 4, capítulo 8*, Weinheim: Editorial VCH Verlagsgesellschaft mbH, 1989.
- [37] VAN WYLEN, GORDON. *Fundamentos de termodinámica*, 2º edición. 1993.

- [38] VATELL CORPORATION, *Heat flux unit conversion Table*, VateLL Corp.2005 en www.vatell.com/conversion.pdf
- [39] WALSBURG, Glenn. *Direct calorimetry reveals large errors in respirometric estimates of energy expenditure*. The Journal of Experimental Biology, Edición 208. 2005
- [40] WEBB, Paul. *The measurement of energy expenditure*. Journal of Nutrition, American Institute of nutrition. 1991.
- [41] WILMORE, J. COSTILL, L. *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. 5ª Edición, Editorial Paidotribo, 2004.
- [42] YOKOCHI, ROHEN, *Atlas Fotográfico de Anatomía del cuerpo humano*. Tercera Edición. Editorial McGraw Hill. Tokyo, 1989.

ANEXO A

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, 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 45. Modelo de offset para la etapa de amplificación.

$$I_{OS} = |I_{B+} - I_{B-}|(A) \quad \text{Ec 1}$$

$$OFFSET(RTI) = \frac{V_{OSO}}{G} + V_{OSI} + I_B \Delta R_S + I_{OS} (R_S + \Delta R_S) (V) \quad \text{Ec 2}$$

$$OFFSET(RTO) = V_{OSO} + G[V_{OSI} + I_B \Delta R_S + I_{OS} (R_S + \Delta R_S)] (V) \quad \text{Ec 3}$$

Donde se tiene que:

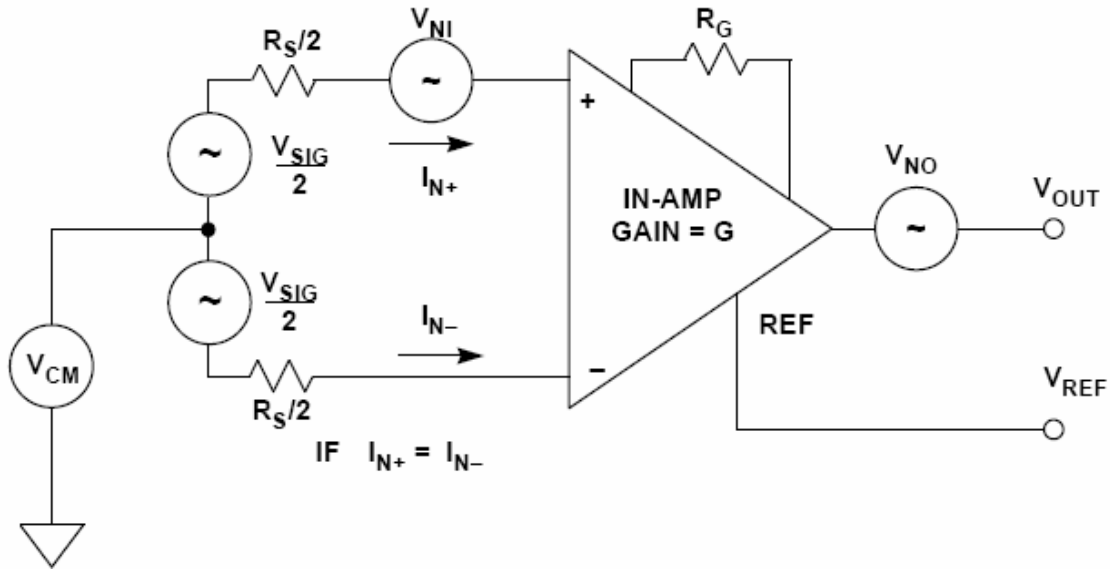
- V_{OSO} es la tensión de offset de salida del dispositivo volts.
- V_{OSI} es la tensión de offset de entrada del dispositivo volts.
- R_S es la resistencia de salida en ohms, de la fase de adquisición y de entrada para el Terminal de IN+ o IN- según sea el caso.
- G es la ganancia a la cual fue configurado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

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

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

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 46. Modelo de ruido para la etapa de amplificación.

$$RUIDO(RTI) = \sqrt{BW} * \sqrt{\frac{V_{NO}^2}{G^2} + V_{NI}^2 + \frac{I_N^2 R_S^2}{2}} (V) \quad \text{Ec 4}$$

$$RUIDO(RTI) = \sqrt{BW} * \sqrt{V_{NO}^2 + G^2 \left[V_{NI}^2 + \frac{I_N^2 R_S^2}{2} \right]} (V) \quad \text{Ec 5}$$

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, mientras que la resistencia y ganancia están dados de acuerdo a la topología diseñada.

- $BW = 20\text{Hz}$.
- $V_{NO} = 177\text{nV}$.
- $V_{NI} = 38\text{nV}$.
- $I_N = 50\text{fA}$.
- $G = 106\text{V/V}$.
- $R_S = 500\Omega$.

Luego de reemplazar los anteriores valores en las ecuaciones 5 y 6, el ruido (RTI) es igual a $0,2707\mu\text{V}$.

$$DR = 20 \log_{10} \frac{\text{máximo_nivel_rms_de_entrada}}{\text{nivel_de_ruido_rms}} [dB] = 71.35 \text{ dB} \quad \text{Ec 6}$$

$$n = \frac{DR - 1.76}{6.02} [bits] = 11,56 \quad \text{Ec 7}$$

Medidos en el laboratorio se obtuvo el siguiente valor de error a una entrada de modo común:

12,8 uV

Que tomando como base el valor del LSB= $(2,5/4095)/G=5,81$ uV

El error es de 2 Bits, tomándose como resolución final 10 Bits.

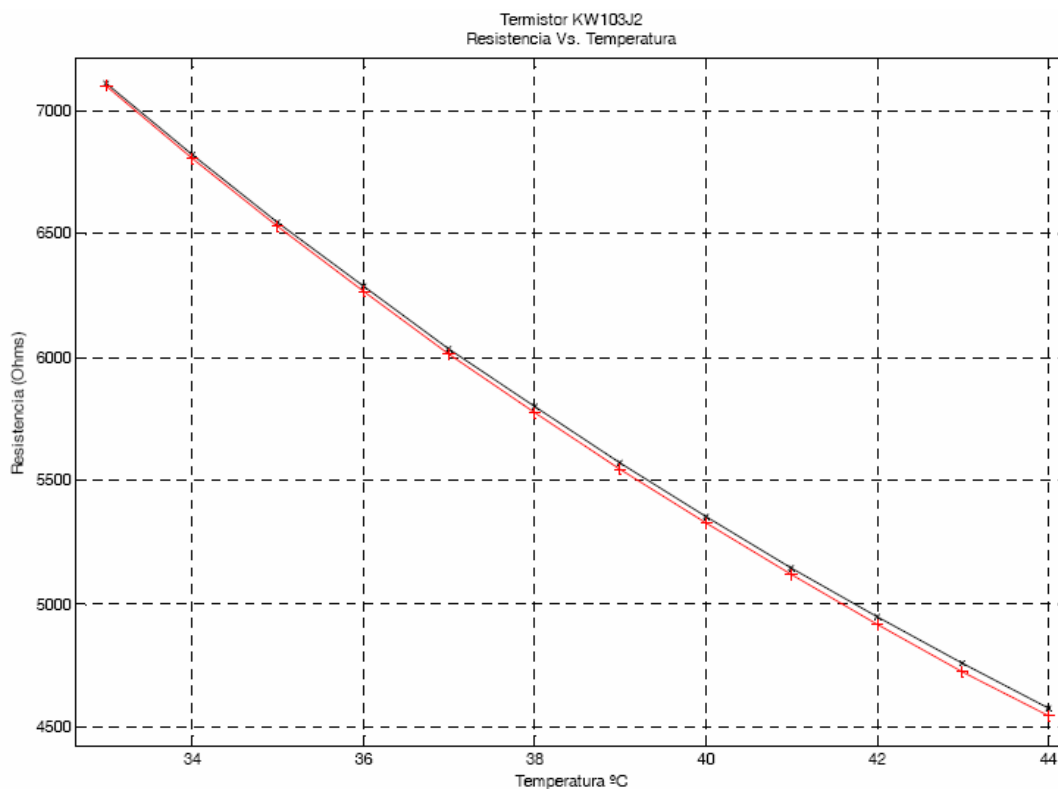
ANEXO B

RESPUESTA DE TENSIÓN CONTRA TEMPERATURA PARA EL MÉTODO DE MEDICIÓN POR VARIACIÓN DE TEMPERATURA.

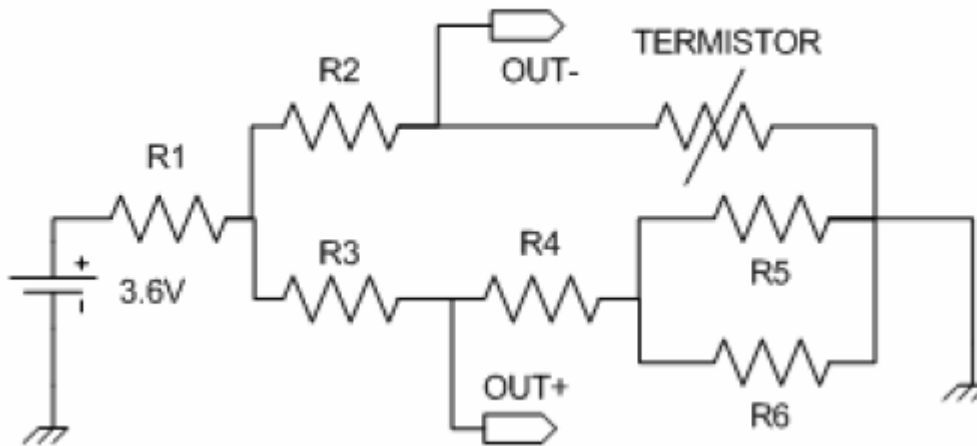
En primer lugar es necesario determinar la curva de respuesta del termistor en cuanto a temperatura Vs resistencia a la salida. Con base en los valores otorgados por el fabricante se determina la siguiente ecuación:

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

Donde la resistencia está dada en ohms y la temperatura en °C. La gráfica de comportamiento para las zonas de interés viene determinada en la siguiente figura:



Como el termistor forma parte de un circuito de adecuación que convierte esas variaciones resistivas en tensiones diferenciales se hace necesario encontrar la función de transferencia del puente de weathstone mostrado en la siguiente figura:



La función de transferencia se muestra a continuación:

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

Donde se tienen los siguientes valores para las diversas resistencias:

- R1=12,1 kΩ.
- R2= 10 kΩ.
- R3= 10 kΩ.
- R4= 301 Ω.
- R5= 24,3kΩ.
- R6= 15 kΩ.

A continuación se reemplaza en la anterior ecuación R_t como la resistencia del termistor dada anteriormente. El programa para la determinación de la función tensión Vs resistencia se lista a continuación:

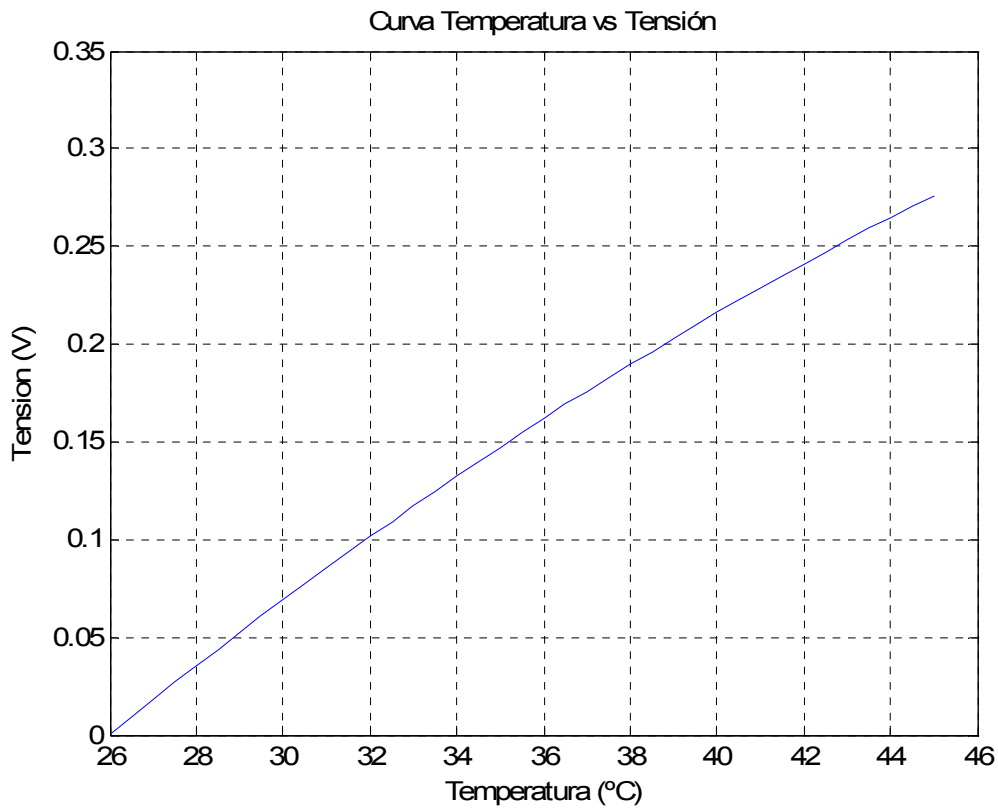
```
clear all
t=26:0.5:45;
for i=1:1:39
a(i)=(1/(t(i)+273.15))-(1/298.15);
b(i)=3892*a(i);
x(i)=10000*exp(b(i));
c(i)=3.7/((12100./(x(i)+10000))+1.61810982);
d(i)=10000./(x(i)+10000)-0.5108345672;
e(i)=c(i).*d(i);
num(i)=5742225118.82*(exp(3892/(t(i)+273.15)));
```

```

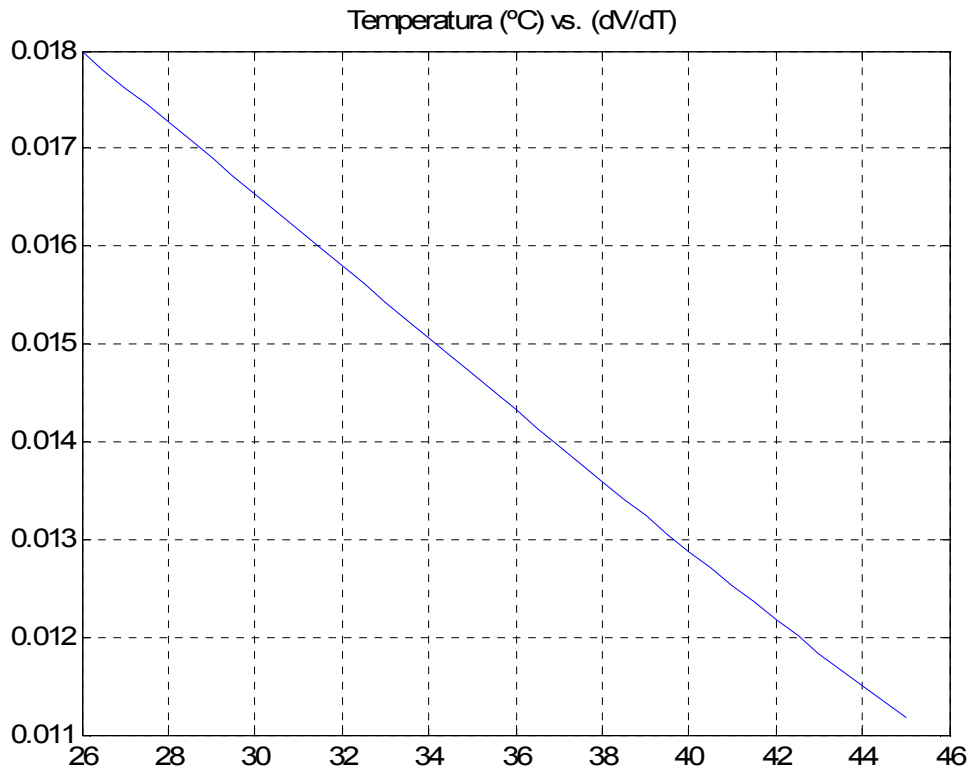
den(i)=((t(i)+273.15)^2).*((exp(3892/(t(i)+273.15))+816009.9701)^2);
der(i)=num(i)/den(i);
end
length (t)
length (x)
plot(t,x)
hold on
grid on
figure(2)
plot(t,e)
hold on
grid on
figure (3)
plot(t,der)
hold on
grid on.

```

La curva temperatura vs tensión se muestra a continuación:



De donde la derivada de la función respecto a la temperatura es se representa como sigue:



Como resultado, de la gráfica se puede inferir que a la entrada se obtiene una resolución de

$$370 \mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$$

Si se toma en cuenta que los cálculos de error debido al ruido se estima del orden de 12,2 μV se obtiene que el error estimado de la medida es de 0,03 $^{\circ}\text{C}$.