

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

**Desarrollo de un sistema de monitoreo de la temperatura
corporal media basado en termopilas**

Tesis que presenta

Leticia López Pérez

para obtener el Grado de

Maestra en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis:

Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez

Ciudad de México

Diciembre del 2017

Agradecimientos

Agradezco a mis padres y hermanos por su apoyo incondicional que me brindaron.

A mis amigos y compañeros de laboratorio, por brindarme su ayuda y apoyo.

A mi asesor de tesis el Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez por su apoyo y orientación brindados durante mi formación en CINVESTAV.

Al Ing. Eladio Cardiel Pérez por su apoyo y orientación brindados durante mi formación en CINVESTAV.

Agradezco el apoyo que recibí del CONSEJO NACIONAL DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA (CONACYT) para concluir con mis estudios de maestría.

Contenido

Resumen

Abstract

Capítulo I Introducción	12
1.1 Planteamiento del problema.....	12
1.2 Objetivo general	13
1.3 Objetivos específicos	13
1.4 Estructura de la tesis.....	14
Capítulo II Antecedentes y estado del arte	15
2.1 Temperatura interna y externa	15
2.2 Mecanismos de regulación de la temperatura corporal.....	15
2.3 Transferencia de calor.....	16
2.4 Control del intercambio de calor.....	17
2.4.1 Efectores que alteran la temperatura corporal	18
2.5 Temperatura corporal media	19
2.5.1 Cálculo de la temperatura corporal media.....	19
2.6 Respuestas fisiológicas al ejercicio en altas temperaturas ambientales	20
2.7 Trastornos por calor	21
2.8 Sistemas de medición no invasivos.....	23
2.9 Estado del arte	24
2.9.1 Flujo de calor cero (ZHF).....	24
2.9.2 Doble sensor (DS).....	26
2.9.3 Flujo de calor doble.....	26
2.9.4 Termómetro infrarrojo timpánico.....	27
Capítulo III Desarrollo.....	28
3.1 Solución propuesta.....	28
3.2 Diseño y construcción del termómetro infrarrojo	29
3.2.1 Sensor	29
3.2.2 Circuito de acondicionamiento	32
3.2.3 Caracterización de los sensores	36
3.2.4 Factor de instrumento (termopila)	37

3.3 Conversión analógica digital.....	40
3.3.1 Cálculo de la resolución para el ADC de los microcontroladores	43
3.4 Alimentación del sistema.....	44
3.5 Comunicación Bluetooth.....	44
3.6 Almacenamiento de datos	49
3.7 Interfaz gráfica.....	53

Capítulo IV Construcción.....	55
-------------------------------	----

Capítulo V Pruebas y Resultados.....	60
--------------------------------------	----

Capítulo VI Conclusiones y perspectivas	64
---	----

Referencias

Apéndice A. Caracterización de los sensores

Apéndice B. Configuración del módulo bluetooth HC-05

Apéndice C. Micro SD

Apéndice D. Interfaz gráfica

Índice de figuras

Fig. 1 Esquema método flujo de calor cero [12].	25
Fig. 2 Diseño de termómetro cutáneo de flujo de calor cero patentado por la empresa 3M [13].	25
Fig. 3 Esquema método DS [14].	26
Fig. 4 Esquema método DHF [15].	27
Fig. 5 Diagrama a bloques de la solución propuesta.	29
Fig. 6 Termopila ZTP-101T.	30
Fig. 7 Circuito de acondicionamiento.	33
Fig. 8 Gráfica de los tres puntos para el rango de temperatura a medir.	34
Fig. 9 Respuestas de termopilas ZTP-101.	37
Fig. 10 Diagrama de pines del PIC16F88 [16].	41
Fig. 11 Diagrama de pines del PIC18F4620 [17].	42
Fig. 12 Módulo bluetooth HC-05.	44
Fig. 13 Diagrama de flujo del algoritmo para la transmisión de datos.	47
Fig. 14 Diagrama de flujo del algoritmo para la recepción de datos.	48
Fig. 15 Adaptador de Micro SD CATALEX.	49
Fig. 16 Diagrama de flujo del algoritmo para almacenamiento en la MicroSD.	52
Fig. 17 Interfaz gráfica para la visualización de la temperatura corporal interna y externa, temperatura corporal media.	54
Fig. 18 Circuito PCB diseñado para el acondicionamiento de los sensores, conversión analógico digital y envío de datos.	55
Fig. 19 Circuito PCB diseñado para el módulo bluetooth.	55
Fig. 20 Prototipo final del sistema termómetro- transmisor de datos.	56
Fig. 21 Vista lateral izquierda y vista frontal del diseño 3D del sistema termómetro-transmisor de datos.	56
Fig. 22 Prototipo final del sistema termómetro- transmisor de datos.	57
Fig. 23 PCB sistema RCAD.	58
Fig. 24 Prototipo final del sistema RCAD.	58

Fig. 25 Vista frontal y vista lateral izquierda de la imagen del diseño 3D para el montaje del sistema RCAD.	59
Fig. 26 Impresión del gabinete del sistema RCAD.	59
Fig. 27 Medición in situ de las temperaturas interna y externa para la determinación de la temperatura corporal media.....	60
Fig.B.1 Conexión Arduino Uno y módulo bluetooth HC-05.	72
Fig.B.2 Verificación de puerto y placa en plataforma Arduino.	72
Fig.B.3 Monitor serie Arduino.	74
Fig. B.4 Monitor serie Arduino, configuraciones actuales del módulo HC-05.....	78
Fig.C.1 Formatter SD V4.0.....	81
Fig.C.2 Conexión MicroSD y PIC18F4620.	82
Fig.C.3 Pantalla principal del Winhex.....	84

Índice de tablas

Tabla 1. Valores de la constante a . [7].....	20
Tabla 2. Valores de resistencia del termistor dados por el fabricante [16].	33
Tabla 3. $T_{obj}^{\circ}C$ en función del factor de instrumento K para la termopila 1.	39
Tabla 4. $T_{obj}^{\circ}C$ en función del factor de instrumento k para la termopila 2.....	39
Tabla 5. Comandos AT para configuración de módulo bluetooth HC-05 [22].	45
Tabla 6. Funciones utilizadas en la programación para la comunicación bluetooth. .	46
Tabla 7. Funciones utilizadas en la programación para el almacenamiento de datos.	50
Tabla 8. Resultados de temperatura corporal media con el sistema desarrollado. ...	61
Tabla 9. Resultados de temperatura corporal media con el sistema desarrollado. ...	61
Tabla 10. Temperatura corporal interna con termómetro digital comercial de la marca Microlife de doble uso frente/oído.	62
Tabla 11. Temperatura corporal externa con cámara termográfica infrarroja FLUKE.	62
Tabla 12. Resultados de la variación de la temperatura corporal media utilizando el termómetro digital Microlife y cámara termográfica infrarroja FLUKE como referencia y el termómetro infrarrojo desarrollado.....	63
Tabla 13. Factor de instrumento de la termopila 1.	70
Tabla 14. Factor de instrumento de la termopila 2.	71

Resumen

La temperatura corporal media tiene como función mantener activos los procesos biológicos y para esto es necesario mantener esta temperatura dentro de límites de variación muy estrechos y regulados importantemente. La temperatura corporal media es el resultado de un equilibrio ponderado entre la temperatura corporal interna y externa. Cuando el organismo se enfrenta a condiciones de inestabilidad térmica entre el interior y el exterior, activa los mecanismos de regulación mediante ajustes fisiológicos, con factores de compensación que constituyen la principal fuente de retroinformación para que el sistema nervioso central coordine dicha regulación.

La temperatura corporal media es un indicador importante en el bienestar de los humanos debido a que el desbalance entre la temperatura corporal interna y externa desencadenan eventos que conducen a desórdenes fisiológicos que pueden comprometer el estado de la salud de una persona.

Los métodos utilizados para medir la temperatura corporal interna son invasivos y por lo tanto poco práctico en situaciones activas. Pero actualmente se han desarrollado investigaciones y trabajos acerca de la medición de la temperatura corporal interna de manera no invasiva, estos trabajos se basan principalmente en los métodos de transferencia de calor. Recientemente la empresa 3M patentó un dispositivo llamado SpotON, el cual mide la temperatura corporal interna empleando el método de flujo de calor cero. Por otro lado, existe una nueva técnica para la medición de la temperatura corporal interna no invasiva, utiliza el método de flujo de calor doble. Sin embargo, las condiciones que requieren estos métodos para la medición de la temperatura corporal interna, como el tiempo de respuesta, estabilidad en la temperatura del medio

ambiente y libre de movimiento, los hacen poco útiles para atender la necesidad del presente proyecto.

El objetivo principal de este proyecto es desarrollar un sistema de monitoreo no invasivo mediante dispositivos fotométricos para la medición de la temperatura corporal media en personas que están expuestas a una elevada temperatura ambiental, una condición extenuante o disipación insuficiente del calor.

Abstract

The mean body temperature has the function of keeping biological processes active, and do this is necessary to maintain this temperature between very narrow limits of variation and importantly regulated. The mean body temperature is the result of a weighted balance between the core and skin body temperature. When the organism faces thermal instability conditions between the inside and the outside, it activates the regulation mechanisms through physiological adjustments, with compensation factors that constitute the source of feedback for the central nervous system to coordinate the regulation.

The mean body temperature is an important indicator in the health condition of humans because the unbalance between internal and external body temperature may cause events that lead to physiological disorders that compromise the state of a person's health.

The methods used to measure the core body temperature are invasive and therefore impractical in some situations. But current research has presented techniques based on the measurement of core body temperature in a non-invasive way; these works are based on heat transfer methods. Recently the company 3M patented a device called SpotON, which measures the internal body temperature using the zero heat flow method. Also, there is a new technique for measuring non-invasive internal temperature; it uses the double heat flow method. However, the conditions that these methods require for the measurement of body temperature, such as response time, stability in the temperature of the environment and free movement, make them little useful to meet the need of the present project.

The main objective of this project is to develop a non-invasive monitoring system using photometric devices for the determination of the mean body temperature in people exposed to high environmental temperatures, strenuous conditions or insufficient heat dissipation.

Capítulo I

Introducción

1.1 Planteamiento del problema

Los signos vitales son indicadores del funcionamiento de diversos procesos fisiológicos que se desarrollan en el organismo de las personas, producto de la medición de parámetros que reflejan su estado de salud. Uno de ellos es la temperatura corporal, el cual es considerado como uno de los parámetros de primera atención para evaluar los diversos procesos fisiológicos involucrados en la atención de la salud, así como para determinar la eficiencia en la operación de esos procesos.

Las altas temperaturas ambientales afectan directamente la salud por poner en peligro la capacidad del cuerpo para regular su temperatura interna. Una alteración importante de la temperatura interna puede inducir una cascada de enfermedades incluyendo el golpe de calor, hipertermia, agotamiento por calor, calambres por calor en presencia de calor extremo e hipotermia y congelación por la presencia de frío extremo [17].

En particular, los bomberos, fuerzas militares o algunos deportistas están en riesgo de insolación y agotamiento por calor, ya que están frecuentemente expuestos a ambientes calurosos, tienen que realizar un trabajo físico intenso y/o deben llevar ropa protectora que dificulta la disipación de calor. En estas condiciones, la temperatura corporal puede alcanzar niveles perjudiciales para la salud. En el 2008 el Departamento de Defensa de los Estados Unidos reportó 286 casos de golpe de calor y 1854 casos de agotamiento por calor entre los miembros del servicio [1].

La temperatura corporal media es la media ponderada entre la temperatura interna y la piel [7]. Su importancia radica en que sus valores dependen de los fenómenos de transferencia y transporte de calor entre el interior del cuerpo hacia el medio ambiente o de su conservación en el interior; en ambos casos se utilizan ajustes fisiológicos que aseguran la buena operación de las diferentes estructuras corporales, así como para ayudar a prevenir posibles complicaciones en personas sometidas a esfuerzos físicos intensos.

1.2 Objetivo general

Desarrollar un sistema de monitoreo de la temperatura corporal media basado en un método no invasivo utilizando termopilas.

1.3 Objetivos específicos

- Desarrollar un sistema para la medición de la temperatura utilizando termopilas.
- Implementar comunicación bluetooth, para el envío y recepción de datos.
- Desarrollar un sistema de almacenamiento de datos.
- Diseñar un montaje para el sistema de transmisión y recepción.
- Realizar una interfaz gráfica para el despliegue de la información.

1.4 Estructura de la tesis

La tesis está dividida en 6 capítulos, referencias y anexos. A continuación, se presenta una breve descripción de los capítulos:

- ✓ Capítulo I: Descripción del tema general del trabajo de investigación; así como el objetivo general y específicos.
- ✓ Capítulo II: Marco teórico necesario para un mejor entendimiento del tema, incluyendo algunos métodos que existen actualmente para la medición de la temperatura corporal interna de manera no invasiva.
- ✓ Capítulo III: Métodos y materiales para el desarrollo de este trabajo, caracterización de los sensores, así como una descripción detallada del diseño y construcción del termómetro infrarrojo.
- ✓ Capítulo IV: Construcción del sistema
- ✓ Capítulo V: Resultados obtenidos al desarrollar el sistema.
- ✓ Capítulo VI: Presentación de conclusiones finales de esta tesis, así como propuestas para estudios futuros sobre sistemas de monitoreo de temperatura corporal media.
- ✓ Referencias: Presentación de libros, artículos, tesis consultados para la base teórica y desarrollo de este trabajo de investigación.
- ✓ Anexos: Presentación de algoritmos, interfaz gráfica y almacenamiento de datos en MicroSD desarrollados en mikroC y Matlab.

Capítulo II

Antecedentes y estado del arte

2.1 Temperatura interna y externa

La temperatura interna se refiere a la medida del calor producido por el metabolismo y acciones mecánicas del organismo, presente en la cavidad abdominal, torácica y craneal. Es regulada por el centro termostático situado en el hipotálamo en el rango muy estrecho de entre 36.8 y 37°C [2], que permite mantener activos y operando en buenas condiciones a los diferentes procesos biológicos. La temperatura externa se refiere a la presente en la piel, tejido subcutáneo y músculos, está asociada a las condiciones ambientales y es fundamental en el balance térmico del cuerpo.

2.2 Mecanismos de regulación de la temperatura corporal

Los seres humanos somos homeotérmicos, esto significa que la temperatura interna se mantiene casi constante. Aunque la temperatura interna varía de acuerdo al sexo, condiciones de actividad y ambientales, estos cambios no suelen ser superiores a 1°C, excepto durante la realización de ejercicios prolongados en ambientes calurosos [3].

La temperatura corporal refleja un cuidadoso equilibrio entre la producción y la pérdida de calor, por lo cual si este equilibrio se altera la temperatura corporal cambia. La capacidad que se tiene para mantener la temperatura corporal casi constante depende de la capacidad para equilibrar el calor que se obtiene del metabolismo y del ambiente con el calor que pierde el cuerpo.

2.3 Transferencia de calor

Como se mencionó anteriormente, el cuerpo pierde calor al transferirlo al ambiente, pero para esto es necesario que el calor corporal interno acceda al exterior. El calor interno del cuerpo es transportado por la sangre hacia la piel. El calor puede ser transferido mediante los siguientes mecanismos:

- **Conducción**

La conducción es el intercambio de calor entre las moléculas de dos materiales que están en contacto directo entre sí. Por ejemplo, el calor producido en el interior del cuerpo puede ser transferido hacia la superficie de la piel a través de los tejidos, pero si el aire circundante está más caliente que la piel, el calor del aire será conducido hacia la piel, calentándola.

- **Convección**

Convección es la transferencia de calor por el movimiento de un fluido (gas o líquido). Debido a que el aire que nos rodea está en constante movimiento al circular por el cuerpo, al pasar por la piel barre las moléculas de aire que se han calentado por el contacto de la piel.

Aunque la convección elimina constantemente el calor corporal siempre que la temperatura del aire sea inferior a la temperatura del cuerpo, su contribución total del calor corporal eliminado es relativamente pequeña que es de entre 10%-20% [4].

- ***Radiación***

Es la transferencia de calor en forma de rayos infrarrojos entre dos objetos de diferente temperatura sin mediar contacto físico [5]. El cuerpo irradia calor a todas las direcciones hacia los objetos que lo rodean, pero también puede recibir calor irradiado de los objetos circundantes, si la temperatura de los objetos es mayor a la de la temperatura del cuerpo; un ejemplo de esto es la exposición al sol por cual se recibe una gran cantidad de calor irradiado.

- ***Evaporación***

Durante el ejercicio, la evaporación es el camino más importante para disipar el calor interno del cuerpo. Representa aproximadamente el 80% de la pérdida total de calor cuando el cuerpo está activo y aproximadamente el 20% en reposo [3].

2.4 Control del intercambio de calor

Durante el ejercicio el cuerpo no es capaz de disipar el calor con la misma rapidez con la que se produce, por lo cual la temperatura interna del cuerpo tiende a aumentar. La más mínima desviación en la temperatura corporal indica al centro termorregulador, localizado en el hipotálamo, que reajuste la temperatura corporal.

Este proceso de regulación de la temperatura corporal está compuesto por tres partes, la primera son los termorreceptores que detectan los cambios en la temperatura corporal, el segundo es el hipotálamo que es el centro termostático y el tercero son los efectores que alteran la temperatura corporal. Existen dos grupos de termorreceptores:

los receptores centrales y los receptores periféricos. Los receptores centrales se encuentran localizados en el hipotálamo, son sensibles a cambios en la temperatura interna de 0.01°C. Los receptores periféricos se encuentran localizados en la piel, facilita información de la temperatura ambiente al hipotálamo [6].

2.4.1 Efectores que alteran la temperatura corporal

Cuando la temperatura corporal varía, puede reestablecerse mediante las acciones de cuatro efectores [6]:

- ***Glándulas sudoríparas***

Cuando la temperatura interna o de la piel se eleva el hipotálamo envía impulsos a las glándulas sudoríparas, ordenando que segreguen activamente sudor, esto ayuda a que la piel se humedezca y la evaporación de esta humedad elimina el calor de la piel.

- ***Músculos lisos situados alrededor de las arteriolas***

Cuando la temperatura interna o de la piel se eleva, el hipotálamo envía señales a la pared de las arteriolas de la piel, haciendo que se dilaten, esto aumenta el flujo de sangre a la piel, debido a que la sangre lleva calor desde el interior del cuerpo hasta la piel, donde el calor se disipa hacia el ambiente.

- **Músculos esqueléticos**

En un ambiente frío la pérdida de calor corporal puede ser más rápida que la producción, esta información es enviada al hipotálamo el cual activa los centros cerebrales que controlan el tono muscular, estos centros estimulan el temblor y esta mayor actividad muscular produce calor para mantener o incrementar la temperatura corporal.

- **Glándulas endocrinas**

El enfriamiento del cuerpo estimula la liberación de tiroxina la cual es capaz de elevar el ritmo metabólico de todo el cuerpo en más de 100%; al incrementar el ritmo metabólico de todo el cuerpo la producción de calor aumenta y esto ayuda a mantener o incrementar la temperatura corporal.

2.5 Temperatura corporal media

La temperatura corporal media es una media ponderada de las temperaturas interna y de la piel y puede evaluarse mediante varios métodos en donde se consideran la temperatura interna y la de la piel, por lo que se deben conocer ambas temperaturas para calcular su valor [3].

2.5.1 Cálculo de la temperatura corporal media

Una vez que se tiene la temperatura de la piel y la temperatura interna, se puede calcular la temperatura corporal media usando la siguiente ecuación [7]:

$$T_{\text{corporal media}} = a \cdot T_{\text{interna}} + (1 - a) \cdot T_{\text{piel}} \quad (1)$$

Donde la constante a describe la contribución de la temperatura interna a la temperatura corporal media y puede tomar valores que van desde 0.64 – 0.8, esto depende de la temperatura del ambiente, presentados en la tabla 1 [7].

Tabla 1. Valores de la constante a . [7]

Autor	Constante a	Temperatura ambiente (°C)
Burton [23]	0.64	Neutral
Hardy y DuBois [24]	0.7	Neutral (22 °C - 33 °C)
Stolwijk y Hardy [25]	0.7	Caluroso (43°C)
Snellen [26]	0.8	Caluroso-Trabajo muscular (44 °C)

2.6 Respuestas fisiológicas al ejercicio en altas temperaturas ambientales

Al realizar ejercicios en ambientes calurosos, el calor metabólico impone una considerable carga sobre los mecanismos que regulan la temperatura corporal. En cambio, cuando se realiza ejercicio en un ambiente frío favorece a mantener la temperatura corporal constante.

- **Sistema cardiovascular**

Durante el ejercicio en ambientes calurosos se incrementa las demandas sobre el sistema cardiovascular. Esto se debe a que el gasto cardiaco debe ser compartido por la piel y por los músculos activos, el flujo sanguíneo en la piel transporta el calor interno

del cuerpo hacia la superficie de la piel, donde puede ser transferido hacia el ambiente y los músculos activos demandan oxígeno. En este caso las demandas de los músculos activos dificultan la transferencia de calor hacia la piel.

Al mismo tiempo el centro termorregulador ordena al sistema cardiovascular dirigir mayor flujo sanguíneo hacia la piel, por lo que los vasos sanguíneos se dilatan para llevar una mayor cantidad de calor hacia la superficie del cuerpo. Esto restringe la cantidad de sangre disponible para los músculos activos, lo cual limita su capacidad de resistencia [8].

- ***Producción de energía***

Al realizar ejercicio en un ambiente caluroso además de elevar la temperatura corporal y la frecuencia cardíaca también se incrementa el consumo de oxígeno. De acuerdo a estudios realizados, se demuestran que durante el ejercicio en un ambiente caluroso el flujo de sangre comprometido hacia los músculos activos conlleva un mayor uso de glucógeno muscular y la producción de más ácido láctico. Por estas razones, el realizar ejercicios en ambiente caluroso puede acelerar el agotamiento del glucógeno muscular e incrementar el lactato muscular, contribuyendo a las sensaciones de agotamiento y fatiga [8].

2.7 Trastornos por calor

A pesar de que el cuerpo posee mecanismos para mantener estable la temperatura corporal interna ante la producción excesiva de calor por los músculos activos, el calor

tomado del ambiente y la disipación insuficiente del calor, pueden causar trastornos relacionados con el calor.

- ***Calambres por calor***

Se caracterizan por agudos calambres en los músculos esqueléticos, causados por la pérdida de minerales y deshidratación que acompaña a elevados índices de sudoración. Para el tratamiento de calambres por calor es necesario descansar en un lugar fresco y administrar fluidos mediante una solución salina [9].

- ***Síncope por calor***

Los síntomas que se presentan durante el síncope por calor es la fatiga extrema, vómitos, desmayos, piel caliente o seca, todo esto producido por un gasto cardíaco reducido. La reducción del gasto cardíaco se debe a que, al realizar ejercicios en ambientes calurosos la piel requiere de un mayor flujo de sangre para poder liberar el calor acumulado dentro del cuerpo al mismo tiempo que los músculos activos demandan oxígeno, por lo tanto, el gasto cardíaco se reduce y puede provocar los síntomas del síncope por calor [9].

- ***Golpe de calor***

El golpe de calor es un trastorno que requiere de atención médica inmediata, se caracteriza por una alta elevación de la temperatura interna, cese de la sudoración, piel caliente y seca. Este trastorno es producido por la insuficiente intervención de los mecanismos termorreguladores del cuerpo [9].

2.8 Sistemas de medición no invasivos

Los sistemas no invasivos se caracterizan por emplear instrumentos de medida en contacto con la persona, superficialmente o a cierta distancia. Las características que deben cumplir varían de acuerdo con la aplicación que se le quiera dar al sistema, sin embargo, los requisitos a cumplir generalmente son los siguientes [10]:

- Verdaderamente no invasivo
- Alta precisión y alta resolución
- Sistema pequeño y compacto

De acuerdo con sus principios de funcionamiento, los métodos utilizados en sistemas de medición no invasivos se pueden clasificar de forma general en métodos activos y pasivos.

- ***Métodos activos***

En este tipo de métodos se irradia energía sobre el cuerpo humano, por ejemplo, ondas electromagnéticas o ultrasonidos.

- **Métodos pasivos**

Los métodos pasivos al contrario no irradian energía sobre el cuerpo, sino que utilizan la energía irradiada por éste para analizarla. Estos métodos requieren de modelos matemáticos para poder analizar los datos obtenidos.

2.9 Estado del arte

En la actualidad existen publicaciones acerca de la medición de la temperatura interna de manera no invasiva, los métodos que han sido utilizados se basan en transferencia de calor. A continuación, se presentan algunos de estos métodos.

2.9.1 Flujo de calor cero (ZHF).

En el cuerpo humano, hay un flujo de calor natural desde el interior del cuerpo a la superficie de la piel, siempre y cuando la temperatura interna sea mayor a la temperatura de la superficie de la piel. Al aislar la piel a nivel local, bloqueando todo el calor que puede escaparse, el gradiente de temperatura entre el interior y la piel disminuirá, en este momento se establece el flujo de calor cero y la temperatura interna puede medirse en la piel.

Una de las primeras técnicas desarrolladas para medir la temperatura interna desde la superficie del cuerpo se basa en crear una zona donde no exista flujo de calor. En la figura 1 se puede observar que se utiliza un calefactor electrónico para crear esta zona, luego se pone en contacto la sonda con la superficie de la piel y se va midiendo el

gradiente de temperatura entre el calefactor y la piel. Finalmente, cuando el flujo de calor es nulo en la interfaz de la sonda el termistor representa la temperatura corporal. Los estudios han demostrado la eficacia de este método excepto durante el enfriamiento o calentamiento rápido como el tiempo de respuesta que es de 15 a 20 minutos [11].

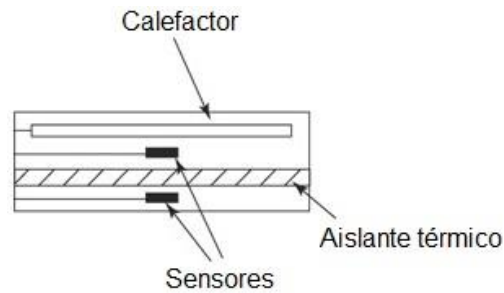


Fig. 1 Esquema método flujo de calor cero [12].

En la figura 2 se muestra un ejemplo comercial de un termómetro cutáneo de flujo de calor cero [13], que ha sido patentado por la empresa 3M como SpotOn™. El termómetro consiste de 2 sensores, separados por un aislante y sobre el aislante un calefactor. El calefactor es servo controlado para mantener dos temperaturas idénticas. En ese momento se desarrolla un túnel isotérmico por debajo de la piel para que la temperatura de la piel sea igual a la temperatura interna.

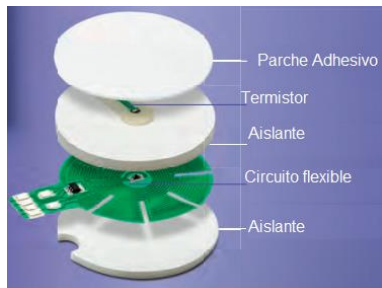


Fig. 2 Diseño de termómetro cutáneo de flujo de calor cero patentado por la empresa 3M [13].

2.9.2 Doble sensor (DS).

El diseño de este método usa dos sensores de temperatura separados por una capa aislante térmica de la cual se conoce su conductividad térmica, tal como se muestra en la figura 3. Se mide la temperatura de la piel y la temperatura en el sensor superior, entonces conocido el valor de la conductividad térmica del tejido humano puede calcularse la temperatura interna. Sin embargo, para obtener la medida correcta es necesario conocer el valor correcto de la conductividad térmica del tejido donde se coloca el sensor [14].

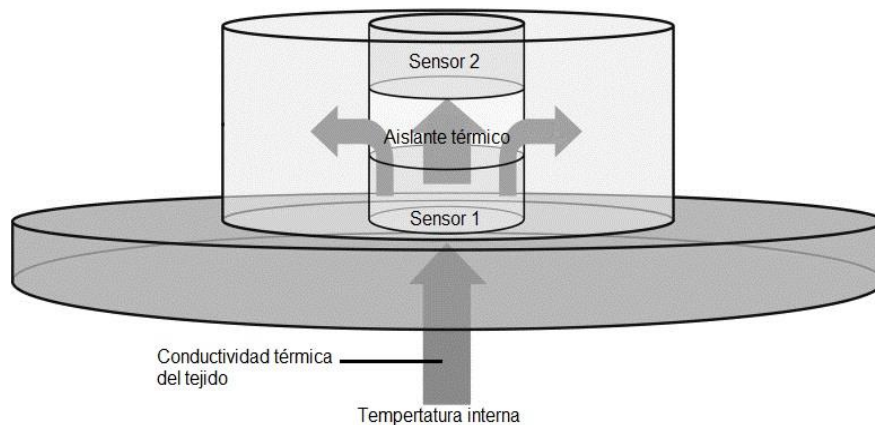


Fig. 3 Esquema método DS [14].

Los datos reportados indican que hay variaciones en la conductividad térmica del tejido humano, el cual depende del sitio de interés y está relacionado con el contenido de agua del tejido humano.

2.9.3 Flujo de calor doble.

La base del método de Dual Heat Flux (DHF) son los principios físicos térmicos, cuando la superficie de la piel es cubierta con un aislante térmico, un flujo de calor

fluye desde el tejido interno de la piel hacia la superficie del cuerpo debajo del aislante mientras que otro flujo pasa a través del aislante, hasta que la temperatura alcanza el equilibrio, [15]. Se asume que hay un flujo constante y vertical que fluye desde el interior de la piel hacia la superficie del aislante térmico, por lo tanto, cuando el equilibrio térmico es alcanzado en el aislante y en el tejido subcutáneo es posible calcular la temperatura interna. Para el cálculo se tiene en cuenta el valor de la resistencia térmica del aislante y de los dos extremos del aislante. Este método evita la dependencia del valor de la conductividad térmica del tejido humano. En la figura 4 se presenta el esquema del método DHF.

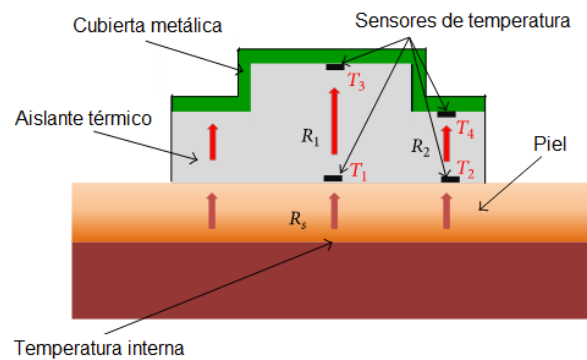


Fig. 4 Esquema método DHF [15].

2.9.4 Termómetro infrarrojo timpánico.

La medición de la temperatura mediante un sensor infrarrojo se basa en un dispositivo electrónico capaz de medir la radiación electromagnética infrarroja de los cuerpos en su campo de visión. Está formado por un sensor óptico que recibe la energía térmica emitida por el objeto siendo posteriormente amplificada y liberalizada para su posterior procedimiento.

Capítulo III

Desarrollo

Debido a que el sistema desarrollado en este proyecto requiere mediciones rápidas, cierto grado de influencia de la temperatura ambiente y poca influencia de los movimientos del sujeto, se decidió realizar un termómetro infrarrojo empleando termopilas para la medición de la temperatura corporal media.

3.1 Solución propuesta

En este trabajo se propone el desarrollo y construcción de un sistema de monitoreo no invasivo y portátil para la medición de la temperatura corporal media mediante un termómetro infrarrojo. Este termómetro infrarrojo consta de dos termopilas, una entrará en el conducto auditivo para medir la temperatura corporal interna, y la otra se mantendrá en la parte posterior de la oreja para medir la temperatura corporal externa. La medición de la temperatura corporal interna, utilizando el canal auditivo externo es un método no invasivo que se aplica en un recinto parcialmente conservador del calor, ha demostrado ser una buena aproximación al valor de la temperatura corporal interna.

En la figura 5 se presenta el diagrama a bloques de esta solución propuesta en donde los datos obtenidos serán enviados vía *bluetooth*, luego serán almacenados en una memoria micro SD para su posterior análisis. La visualización de los datos es mediante una interfaz gráfica desarrollada en plataforma Matlab.

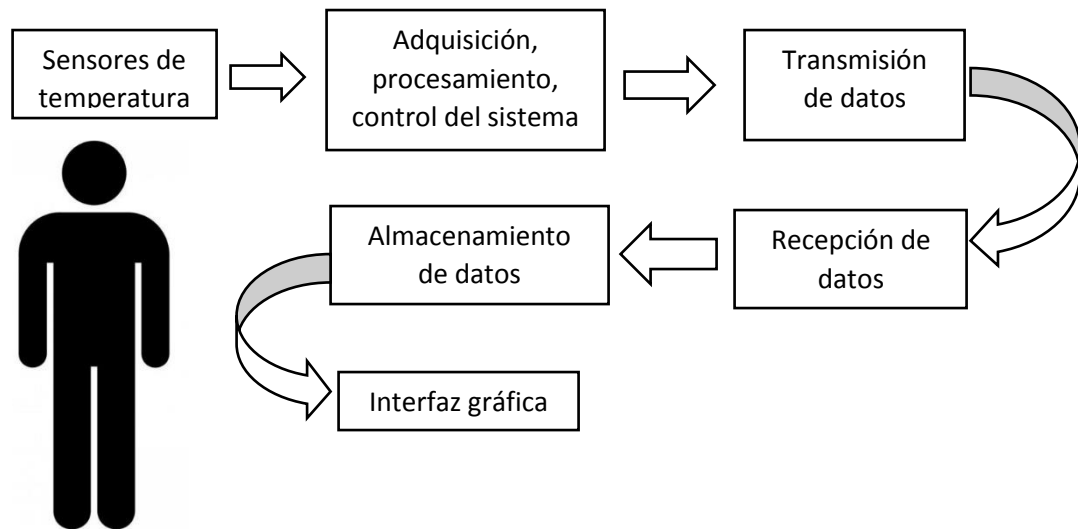


Fig. 5 Diagrama a bloques de la solución propuesta.

3.2 Diseño y construcción del termómetro infrarrojo

3.2.1 Sensor

Para este trabajo se seleccionó como sensor una termopila, el cual es un dispositivo que genera un voltaje proporcional a la radiación infrarroja incidente. Debido a que cada objeto emite radiación infrarroja en función de su temperatura, se puede deducir la temperatura del objeto desde la termopila. Existen termopilas con salida analógica y una técnica de comunicación para transferencia de datos del tipo SPI (*Serial Peripheral Interface*), I²C (*Inter-Integrated Circuit*) o PWM (*Pulse Width Modulation*). La termopila seleccionada se presenta en la figura 6, es de la compañía *GE Measurement & Control* con la matrícula ZTP-101T, con un circuito de acondicionamiento que se presenta en la Figura 7. El dispositivo tiene un rango de medida de temperatura entre -40 °C a 120 °C, un campo de visión de 50°, salida analógica.



Fig. 6 Termopila ZTP-101T.

Para la medición de la temperatura utilizando la termopila, es necesario comprender algunas fórmulas, las cuales nos ayudarán a obtener la temperatura del objeto.

Como se había mencionado anteriormente, cada objeto emite una cierta potencia de radiación infrarroja, la cual se puede calcular utilizando la ecuación (2)

$$P_{obj} = \sigma \cdot \varepsilon \cdot T_{obj}^4 \quad (2)$$

En esta ecuación, σ representa la constante de Stefan-Boltzmann y ε es la emisividad o factor de emisión del objeto. En el caso ideal ε tiene el valor 1, entonces hablamos de un cuerpo negro. En la mayoría de las sustancias, el factor de emisión se sitúa en el intervalo entre 0,85 y 0,95. La ecuación (2) es conocida como la ley de Stefan-Boltzmann, la cual establece que toda materia emite radiación electromagnética con una potencia emisiva hemisférica total directamente proporcional a la cuarta potencia de la temperatura absoluta del cuerpo radiante [18].

La ecuación (2) puede aplicarse cambiando la constante física σ por un factor empírico K' que es conocido como factor del instrumento [21]. Este factor incluye principalmente el ángulo de visión de la termopila. La letra griega φ representa el ángulo de visión de la termopila, por lo tanto, el factor de instrumento puede ser escrito como:

$$K' = K \cdot \text{sen}^2(\varphi/2) \quad (3)$$

De esta manera se llega a la ecuación (4), la cual indica la potencia total de radiación térmica recibida.

$$P_{rad} = K \cdot \varepsilon (T_{obj}^4 - T_{amb}^4) \cdot \text{sen}^2(\varphi/2) \quad (4)$$

Donde:

P_{rad} : Potencia total de radiación térmica recibida

K' : Factor del instrumento

ε : Emisividad del objeto

T_{obj} : Temperatura del objeto

T_{amb} : Temperatura del ambiente

El sensor de termopila genera una tensión V_{tp} , que es proporcional a la potencia total de radiación térmica incidente al dispositivo. Por lo tanto, se llega a la ecuación (4).

$$V_{tp} = K \cdot \varepsilon (T_{obj}^4 - T_{amb}^4) \cdot \text{sen}^2(\varphi/2) \quad (4)$$

Finalmente, para conocer la temperatura del objeto utilizando el sensor termopila se realiza el despeje de T_{obj} , obteniendo la ecuación (5). La respuesta del dispositivo es independiente de la temperatura ambiente, debido a que el circuito de acondicionamiento utiliza el termistor interno de la termopila para realizar la compensación de la temperatura ambiente de manera analógica (Figura 7). Se consideró un valor cero para T_{amb} .

$$T_{obj} = \sqrt[4]{\frac{V_{tp}}{K\varepsilon \text{sen}^2(\varphi/2)}} \quad (5)$$

3.2.2 Circuito de acondicionamiento

Para el circuito de acondicionamiento se usó un amplificador de instrumentación INA122, dispositivo de alimentación monopolar y de un bajo *offset*.

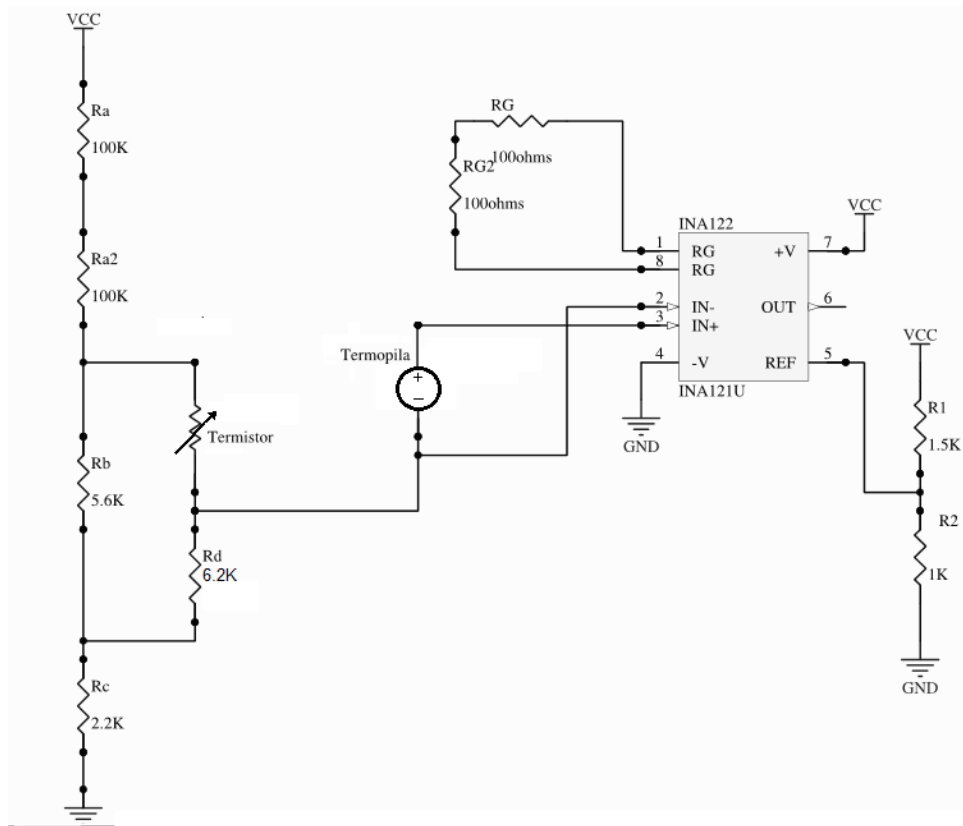


Fig. 7 Circuito de acondicionamiento.

Para encontrar el valor de la resistencia R_d se usa el método de los tres puntos (ecuación 6), el cual consiste en tomar tres valores de temperatura, al principio, punto intermedio y final del rango de trabajo y sus respectivos valores de resistencia del termistor [20]. Estos valores se presentan en la Tabla 2.

Tabla 2. Valores de resistencia del termistor dados por el fabricante [16].

Temperatura °C	Resistencia (KΩ)
20	12.84
30	8.342
40	5.557

Los tres valores de temperatura a considerar deben ser equidistantes entre sí, esto es $T_h - T_m = T_m - T_l$.

$$R_d = \frac{R_h \cdot R_m + R_l \cdot R_m - 2 \cdot R_h \cdot R_l}{R_h + R_l - 2R_m}$$

(6)

En donde R_h, R_m, R_l , obtenidos de la Tabla 1 y representados en la figura 8 nos da como resultado una $R_d = 6.2k\Omega$.

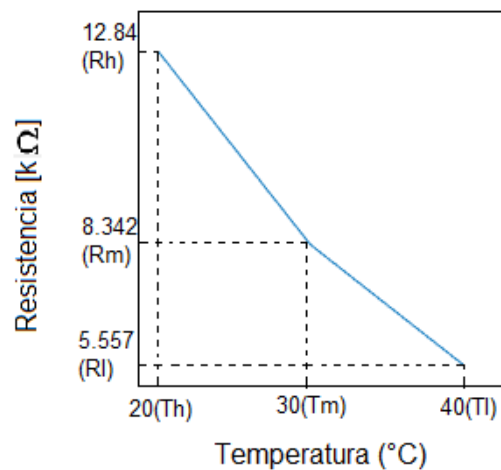


Fig. 8 Gráfica de los tres puntos para el rango de temperatura a medir.

Para encontrar los valores de Resistencias Ra, Rb y Rc

- 1) Medir el voltaje de salida de la termopila ($V_{outmín}$) a $T_{máx}$
- 2) Medir el voltaje de salida de la termopila ($V_{outmáx}$) a $T_{mín}$

- 3) Encontrar la caída de voltaje (V_b) de R_b y la caída de voltaje (V_c) de R_c , de las ecuaciones (7) y (8)

$$V_{outmín} = \frac{V_b \cdot R_d}{R_h + R_d} + V_c \quad (7)$$

$$V_{outmáx} = \frac{V_b \cdot R_d}{R_l + R_d} + V_c \quad (8)$$

Los valores de voltaje obtenidos a la salida de la termopila a temperatura máxima y mínima son de -0.035V y 0.002V, respectivamente. Los valores de las caídas de voltaje en las resistencias R_b y R_c son de $V_b = -0.1484V$, $V_c = 0.0432V$.

Para determinar la caída de voltaje (V_a) de R_a obtenemos la ecuación 9.

$$V_a = V - V_b - V_c \quad (9)$$

Obtenidos los valores de V, V_b, V_c , nos da como resultado una caída de voltaje en $V_a = 5.095V$.

Finalmente determinamos los valores de R_a y R_c , mediante las ecuaciones 10 y 11. El valor de R_b deberá ser menor que $R_d + R_{th}$ al menos en dos órdenes de magnitud.

$$V_a = \frac{VR_a}{R_a + R_b + R_c} \quad (10)$$

$$V_c = \frac{VR_c}{R_a + R_b + R_c} \quad (11)$$

Obtenidos los valores nos da como resultado $R_a = 100k\Omega$, $R_b = 5.6K\Omega$, $R_c = 2.2K\Omega$

3.2.3 Caracterización de los sensores

Para la caracterización de los sensores termopila se utilizó una lámina de aluminio anodizado con una emisividad de 0.89 [19], el cual fue calentado en el rango de 20 a 40°C con incrementos de 1°. Los valores de voltaje en la salida de la termopila se muestran en la Tabla 2. Para la calibración, se utilizó el sensor Im35 en contacto térmico con la lámina de aluminio, mediante una pasta, para conocer el valor de la temperatura del objeto. Los datos del sensor Im35 y la termopila se guardaron mediante un programa realizado con el software Arduino. Estos datos se presentan en el anexo 1

En la figura 9 se presenta la gráfica de la respuesta de las termopilas que se obtuvieron al caracterizarlas; estos se realizaron con respecto al sensor de referencia que es el LM35.

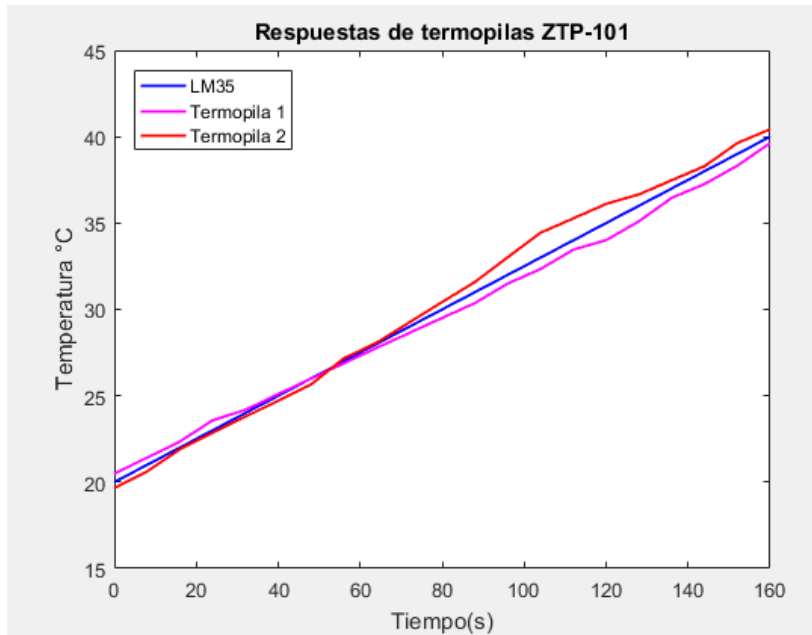


Fig. 9 Respuestas de termopilas ZTP-101.

Los factores de correlación lineal obtenidos respecto a la termopila 1 y termopila 2, fueron de 0.9993 y 0.9983 respectivamente. Estos valores de correlación se obtuvieron al desarrollar un algoritmo utilizando la plataforma Matlab, el cual se presenta en el anexo 1.

3.2.4 Factor de instrumento (termopila)

Para determinar el valor del factor de instrumento (K), se realiza el despeje de esta constante de la ecuación 5 y obtenemos la expresión mostrada a continuación.

$$K = \frac{V_{tp}}{\varepsilon \sin^2(\varphi/2) T_{obj}^4}$$

(9)

Para su cálculo se precisa conocer la temperatura del objeto de medición, el ángulo de visión de la termopila y la emisividad del objeto de medida en función de la tensión proporcionada por la termopila. La temperatura del objeto será recogida por el sensor de referencia LM35, y la emisividad del aluminio anodizado es de 0.82. Al mismo tiempo se almacenan los diferentes valores de tensión de la termopila en función de dicha temperatura.

Para cada temperatura se obtiene su valor correspondiente al factor de instrumento K a partir de la ecuación 9, obteniendo una serie de valores que se presentan en el anexo 1. Estos valores varían entre 2.11×10^{-9} y 2.15×10^{-9} , respecto a la termopila 1 y los valores del factor de instrumento de la termopila 2, varían entre 2.08×10^{-9} y 2.12×10^{-9} . Estos valores se presentan en la tabla 3 y 4, en donde la $T_{obj} (^{\circ}\text{C})_{\text{LM35}}$, corresponde al valor de la temperatura del objeto obtenidos respecto al sensor tomado como referencia. El voltaje de salida V_{tp} de la termopila y $T_{obj} (^{\circ}\text{C})$ son los valores obtenidos de acuerdo a los factores de instrumento.

Tabla 3. $T_{obj}(^{\circ}\text{C})$ en función del factor de instrumento K para la termopila 1.

K		2.15E-09	2.13E-09	2.11E-09
$T_{obj}(^{\circ}\text{C})\text{LM35}$	$V_{tp}(\text{V})$	$T_{obj}(^{\circ}\text{C})$	$T_{obj}(^{\circ}\text{C})$	$T_{obj}(^{\circ}\text{C})$
20	2.33	20.14	20.82	21.52
30	2.63	29.15	29.86	30.58
40	3	39.27	40	40.74

Tabla 4. $T_{obj}(^{\circ}\text{C})$ en función del factor de instrumento k para la termopila 2.

K		2.12E-09	2.09E-09	2.07E-09
$T_{obj}(^{\circ}\text{C})\text{LM35}$	$V_{tp}(\text{V})$	$T_{obj}(^{\circ}\text{C})$	$T_{obj}(^{\circ}\text{C})$	$T_{obj}(^{\circ}\text{C})$
20	2.25	18.62	19.66	20.36
30	2.6	29.35	30.43	31.16
40	2.96	39.32	40.44	41.19

Se determinó como valor de instrumento el promedio de dichos intervalos, 2.13×10^{-9} para la termopila 1 y 2.09×10^{-9} para la termopila 2, debido a que con estos valores de factor de instrumento se obtienen las temperaturas del objeto más cercanas a los valores de temperatura del objeto tomadas con el sensor de referencia de acuerdo al rango de la temperatura corporal.

3.3 Conversión analógica digital

La conversión de la señal de entrada analógica a su correspondiente valor digital es necesaria para la transmisión, procesamiento y almacenamiento del valor de la temperatura. Estas acciones se realizaron los microcontroladores PIC 16F88 y PIC 18F4620 (Microchip Technology, Inc., USA), los cuales tienen integrado un convertidor analógico digital (ADC) de 10 bits. En la figura 9 se presenta la información técnica del PIC16F88 para pronta referencia. Es un dispositivo catalogado como de gama media y de tamaño pequeño, adecuado para realizar las funciones de conversión analógica-digital y la transmisión de datos. En la figura 10 se presenta el microcontrolador PIC18F4620, dispositivo de gama alta debido a que las bibliotecas que se usan, de acuerdo con el programa realizado en MikroC (MikroElektronika), solo acepta este tipo de familia del microcontrolador. Se utilizaron los protocolos UART y SPI para la comunicación *bluetooth* y el almacenamiento de datos respectivamente, por lo tanto, se tuvo en cuenta que estos protocolos no usarán el mismo pin en el microcontrolador.

A continuación, se presentan las características periféricas respecto a cada uno de los microcontroladores mencionados:

PIC16F88

- Módulo analógico digital a 10 bits
- Modulador de ancho de pulso
- Puerto serial síncrono (SPI)

- Transmisor receptor asíncrono/síncrono universal direccionable (AUSART/SCI)
- Módulos temporizadores

PIC18F4620

- Módulos analógico digital a 10 bits
- Modulador de ancho de pulso (PWM)
- Modulo Compara/Captura
- Puerto serial síncrono maestro (MSSP)
- Transmisor receptor asíncrono/síncrono universal (USART)
- Módulos temporizadores
- Puerto paralelo de transmisión (SPP)

18-Pin PDIP, SOIC

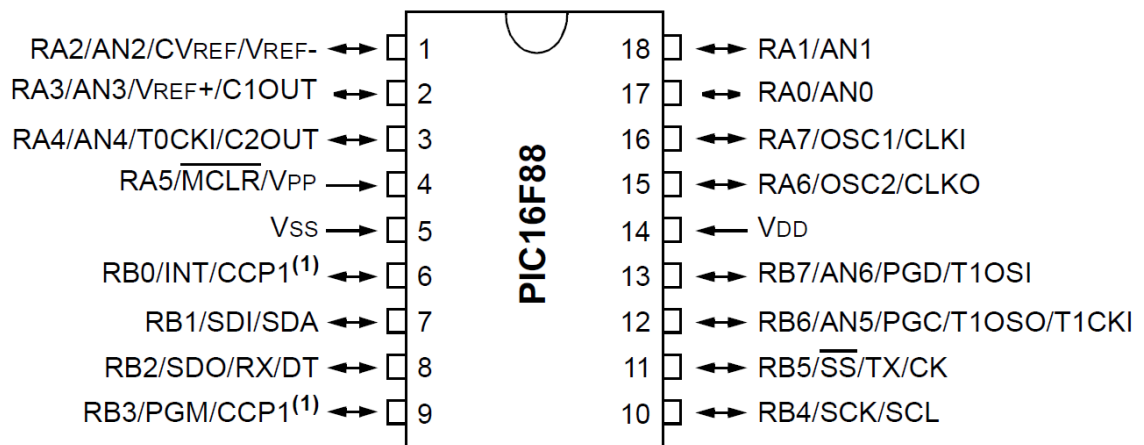


Fig. 10 Diagrama de pines del PIC16F88 [16].

40-Pin PDIP

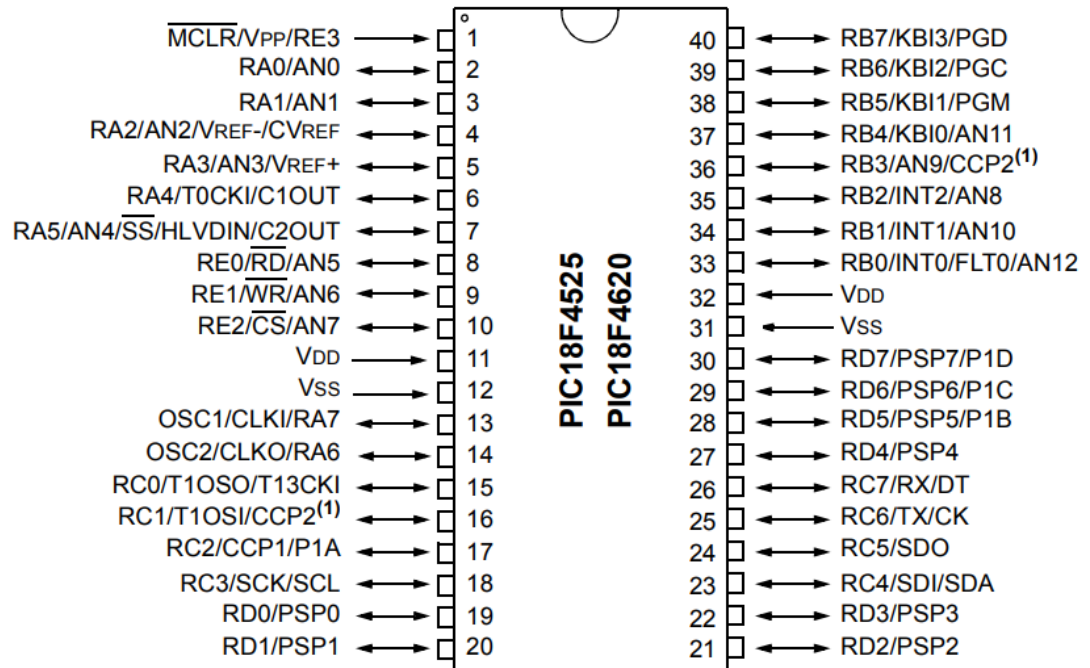


Fig. 11 Diagrama de pines del PIC18F4620 [17].

Para la programación de estos microcontroladores se utilizó un compilador que traduce el lenguaje de alto nivel a uno de bajo nivel, lo que significa que las rutinas específicas ya se encuentran realizadas, por lo tanto, hay que llamarlas para su ejecución. En la actualidad es muy común que los compiladores para microcontroladores sean en lenguaje C, debido a la versatilidad que tiene este lenguaje, por esto el compilador que se utilizó es *MikroC PRO for PIC V.6.6.1* (MikroElectronica) con acceso libre.

3.3.1 Cálculo de la resolución para el ADC de los microcontroladores

Debido a que ambos microcontroladores cuentan con convertidores analógico digital a 10 bits, el cálculo de la resolución del convertidor analógico digital será con la misma ecuación (9):

$$\text{Resolución} = V_{ref}/(2^n - 1) \tag{9}$$

Donde:

V_{ref} : Voltaje de referencia, utilizado para la conversión analógico digital.

n : Número de bits del convertidor analógico digital.

De acuerdo con los valores de voltaje de referencia de 5v y ambos microcontroladores cuentan con 10 bits de resolución para la conversión, obtenemos:

$$\text{Resolución} = 5V/(2^{10} - 1) = 4.88mV \tag{10}$$

3.4 Alimentación del sistema

La alimentación del sistema es mediante una batería recargable de litio. La batería utilizada es de 3.7 V, puede entregar una corriente de 300mAh. Debido a que el sistema necesita una alimentación de 5 V se requirió de un circuito convertidor Boost para elevar la tensión. Este circuito usa las características del inductor y del capacitor como almacenadores de energía para elevar la corriente proveniente de la fuente de alimentación y usarla para inyectarla al condensador, produciendo así niveles de voltaje mayores en la carga que los de la fuente. En este caso el voltaje se eleva de 3.7 V a 5 V utilizando un convertidor Boost.

3.5 Comunicación Bluetooth

La comunicación *bluetooth* se hizo con el módulo HC-05 (GW-040) (Fig. 11) debido a su pequeño tamaño y cuenta con la posibilidad de configurarlo como transmisor o receptor. Esto permite establecer la comunicación para transmitir datos entre dos módulos *bluetooth* mediante una conexión punto a punto.

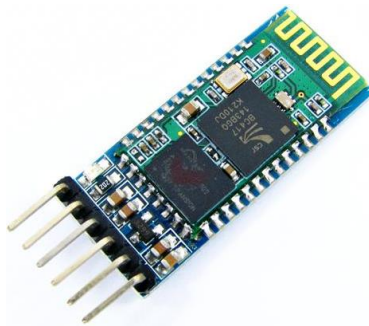


Fig. 12 Módulo bluetooth HC-05.

Se utilizaron dos módulos *bluetooth* HC-05 uno configurado como receptor y el otro como transmisor. La configuración de los módulos se realizó con el módulo Arduino Uno (Arduino), debido a la compatibilidad entre estos dos sistemas. La programación se hizo en plataforma Arduino de libre acceso y el listado se encuentra en el anexo 2 de este trabajo.

Para configurar cada módulo *bluetooth*, se usaron los siguientes comandos Hayes o AT (Tabla 5):

Tabla 5. Comandos AT para configuración de módulo bluetooth HC-05 [22].

Comandos AT		Función
1	AT	Comprobar conexión UART
2	AT+NAME	Nombre del dispositivo
3	AT+PSWD	Contraseña del dispositivo
4	AT+ROLE	Función del dispositivo: 0 – Receptor, 1 – Transmisor
5	AT+UART	Velocidad de transmisión según el valor de “x”: x, y, z “y” bit de parada, 0 – 1bit, 1 – 2bits “z” bit de paridad, 0 – Sin paridad, 1 – Paridad impar, 2 – Parida par
6	AT+CMODE	Modo de conexión: 0 – Se conecta al dispositivo bluetooth especificado, 1 – Se conecta a cualquier dispositivo bluetooth disponible.
7	AT+BIND	Vincular a un dispositivo
8	AT+ADDR	Dirección del dispositivo
9	AT+ORGL	Restaura el módulo a sus propiedades de fábrica

Después de haber configurado ambos módulos y una vez que la información es convertida a su correspondiente palabra digital, se realizó el programa para la comunicación bluetooth entre los dos microcontroladores. Se utilizó el compilador *MikroC PRO for PIC V.6.6.1*, haciendo uso de la librería **UART**, la cual cuenta con diversas funciones para la comunicación, las instrucciones utilizadas se describen en la siguiente Tabla 6, dando una breve explicación de su función.

Tabla 6. Funciones utilizadas en la programación para la comunicación bluetooth.

Instrucción	Descripción	Ejemplo
UARTx_Init	Configura e inicializa el módulo UART.	UART1_Init (9600);
UARTx_Write	Transmite un byte a través del módulo UART. Parámetros: Datos: Datos por enviar	UART1_Write(_data);
UARTx_Data_Ready	Comprueba si los datos del búfer de recepción están listos para su lectura. 1 - Si los datos están listos para la lectura 0 - Si no hay datos en el registro de recepción	UART1_Data_Ready () == 1
UARTx_Read	Recibe un byte vía UART.	UART1_Read ();

En las Figuras 13 y 14 se presentan los diagramas de flujo correspondientes a las rutinas a seguir y su estructura que se utilizó para el desarrollo de los algoritmos de la comunicación *bluetooth*. En el anexo 2 se presentan los códigos completos, desarrollados en *MikroC*, donde se explica más a detalle cada parte de los algoritmos.

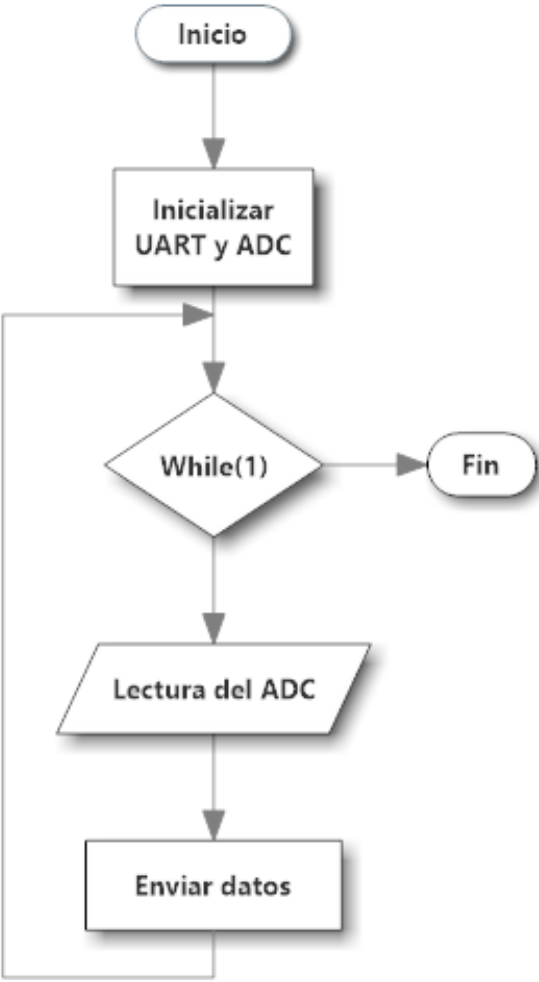


Fig. 13 Diagrama de flujo del algoritmo para la transmisión de datos.

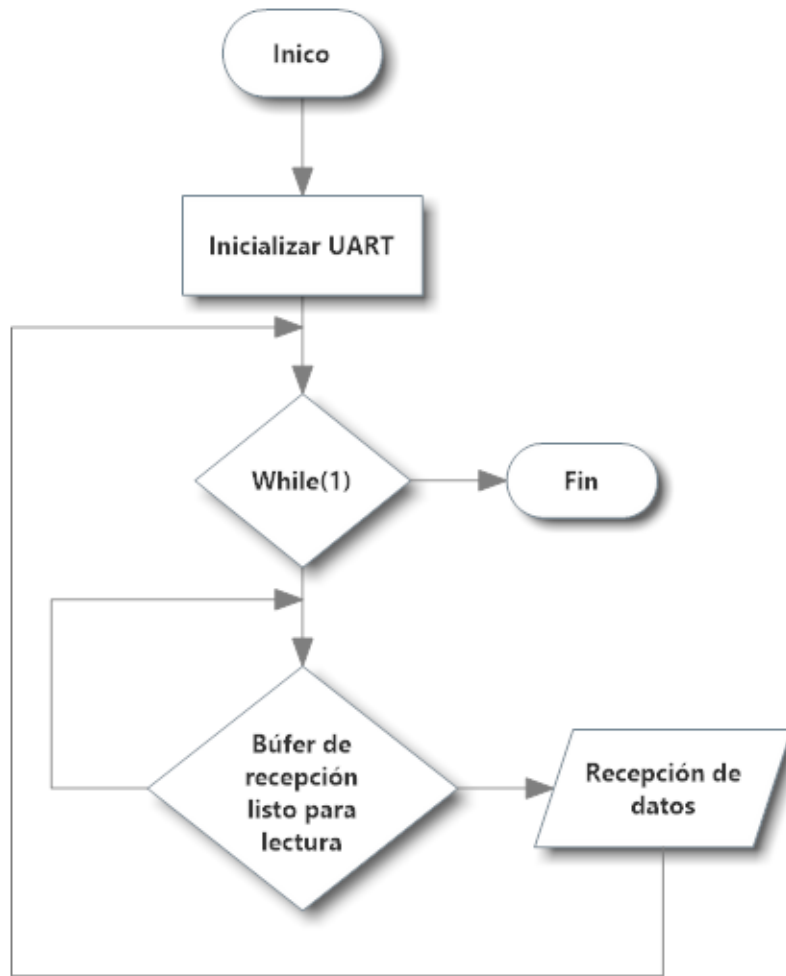


Fig. 14 Diagrama de flujo del algoritmo para la recepción de datos.

3.6 Almacenamiento de datos

El almacenamiento de datos se hizo en una tarjeta micro SD, para esto se utilizó una tarjeta comercial con un adaptador mecánico para la memoria de la marca CATALEX que se presenta en la figura 14 y un convertidor de nivel de voltaje de 3.3 V que la memoria requiere.



Fig. 15 Adaptador de Micro SD CATALEX.

Para el almacenamiento de datos se realizó un algoritmo en *MikroC* mediante archivos de Excel, debido a que es más fácil importar los datos a Matlab para la interfaz gráfica.

Una vez que los datos son recibidos mediante *bluetooth* son enviados a la MicroSD para su almacenamiento. De manera similar a la comunicación *bluetooth*, las rutinas para crear un archivo y escritura de la MicroSD ya están diseñadas y que hacen uso de las librerías *Mmc_Fat16* y *SPI*. Estas librerías cuentan con diversas funciones para la comunicación entre el PIC y la MicroSD; las instrucciones utilizadas se describen la Tabla 7.

Tabla 7. Funciones utilizadas en la programación para el almacenamiento de datos.

Instrucción	Descripción	Ejemplo
Mmc_Fat_Assign	Asigna operaciones de archivo (leer, escribir, borrar...).	Mmc_Fat_Assign("MIKRO01.TXT", 0xA0);
Mmc_Fat_Append	Abre el archivo asignado actualmente para anexar.	Mmc_Fat_Append();
Mmc_Fat_Write	Escribe bytes de acuerdo con la cantidad solicitada en el archivo asignado actualmente abierto para escritura.	Mmc_Fat_Write(txt,255); Mmc_Fat_Write("Hello world",255);
Mmc_Fat_Delete	Borra el archivo asignado actualmente en la MicroSD	Mmc_Fat_Delete();
Mmc_Fat_Reset	Reestablece el puntero del archivo.	Mmc_Fat_Reset(&size);
Mmc_Fat_Read	Lee un byte del archivo actualmente asignado abierto para la lectura. Tras la ejecución de la función, los punteros de archivos se establecerán en el siguiente carácter del archivo.	Mmc_Fat_Read(&character);
SPI_Init_Advanced	Configura e inicializa SPI	SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTE R_OSC_DIV4, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE,

		<code>_SPI_CLK_IDLE_LOW, _SPI_LOW_2_HIGH);</code>
<code>Mmc_Fat_Init</code>	Inicializa la tarjeta MMC / SD, lee el sector de arranque MMC / SD FAT16 y extrae los datos necesarios para la biblioteca.	<code>Mmc_Fat_Init();</code>
<code>Mmc_Fat_Close</code>	Cierra el archivo abierto actualmente.	<code>Mmc_Fat_Close();</code>

En la Figura 16 se muestra el esquema del diagrama de flujo del algoritmo desarrollado para el almacenamiento de datos en un archivo de Excel en la MicroSD y en el anexo 3 se encuentra el código correspondiente.

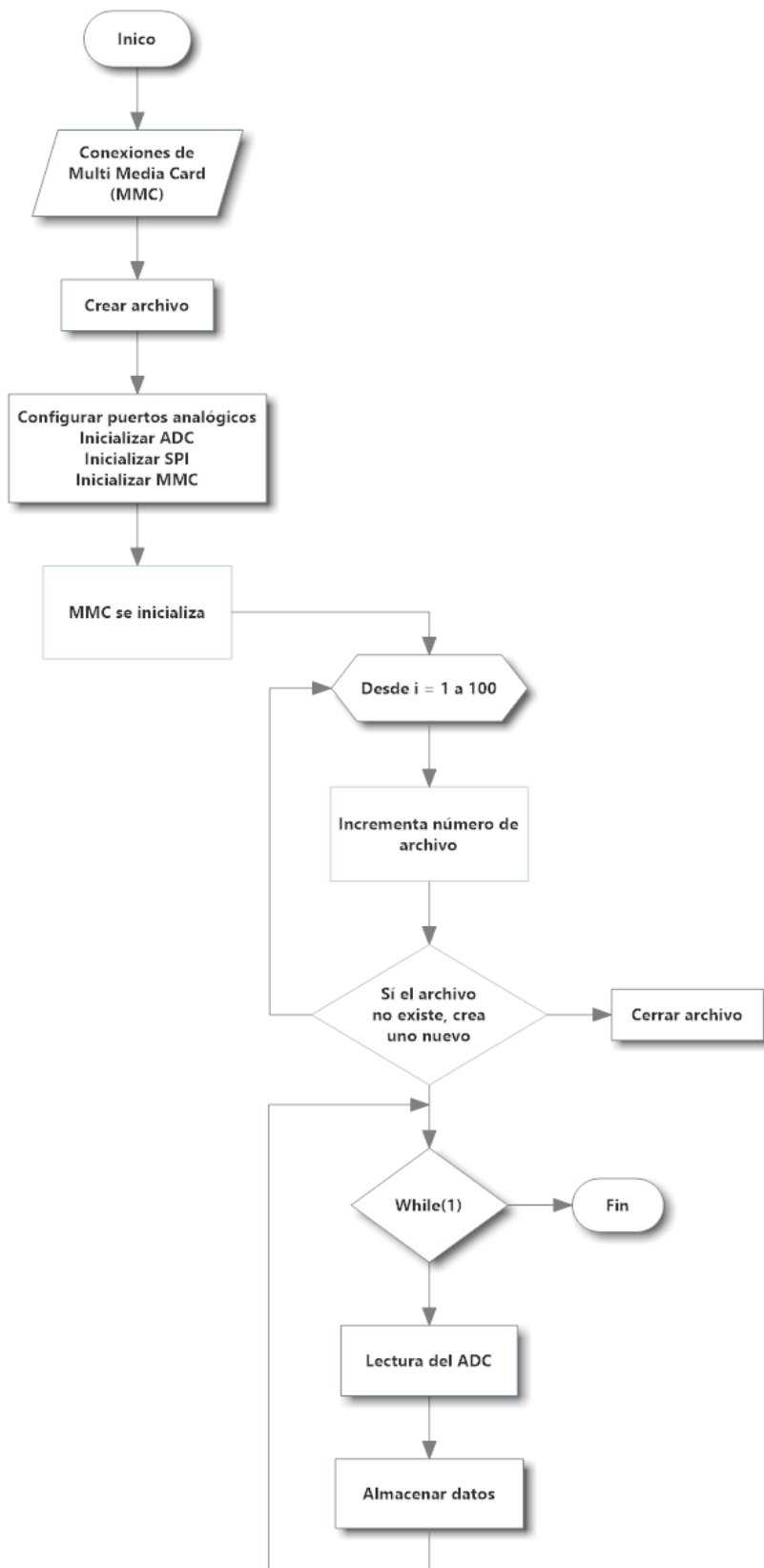


Fig. 16 Diagrama de flujo del algoritmo para almacenamiento en la MicroSD.

3.7 Interfaz gráfica

La interfaz gráfica se realizó en la plataforma de MATLAB mediante GUI (interfaces gráficas de usuario) la creación de una GUI se lleva a cabo por medio de una GUIDE (entorno de desarrollo de GUI), lo cual nos proporciona herramientas para diseñar interfaces de usuario [21]. GUIDE genera de manera automática el código en MATLAB para construir la interfaz, el cual se puede modificar para programar el comportamiento dependiendo de la aplicación que se requiera.

En figura 17 se presenta la carátula inicial de la interfaz gráfica diseñada para graficar los resultados obtenidos de la temperatura corporal interna y externa, los cuales provienen de la microSD, almacenados en un archivo Excel. Se cuenta con las ventanas: “Abrir archivo”, una vez que el archivo correspondiente es abierto se grafican estos valores; luego se realiza el cálculo de la temperatura corporal media para ser graficada; finalmente se tiene la opción de “Guardar” para guardar los valores de la temperatura corporal interna, externa y temperatura corporal media.

El código completo que se realizó para el diseño y función de la interfaz gráfica se presenta en el anexo 4, también se presenta una breve explicación del código y de cada uno de los componentes de la interfaz gráfica.

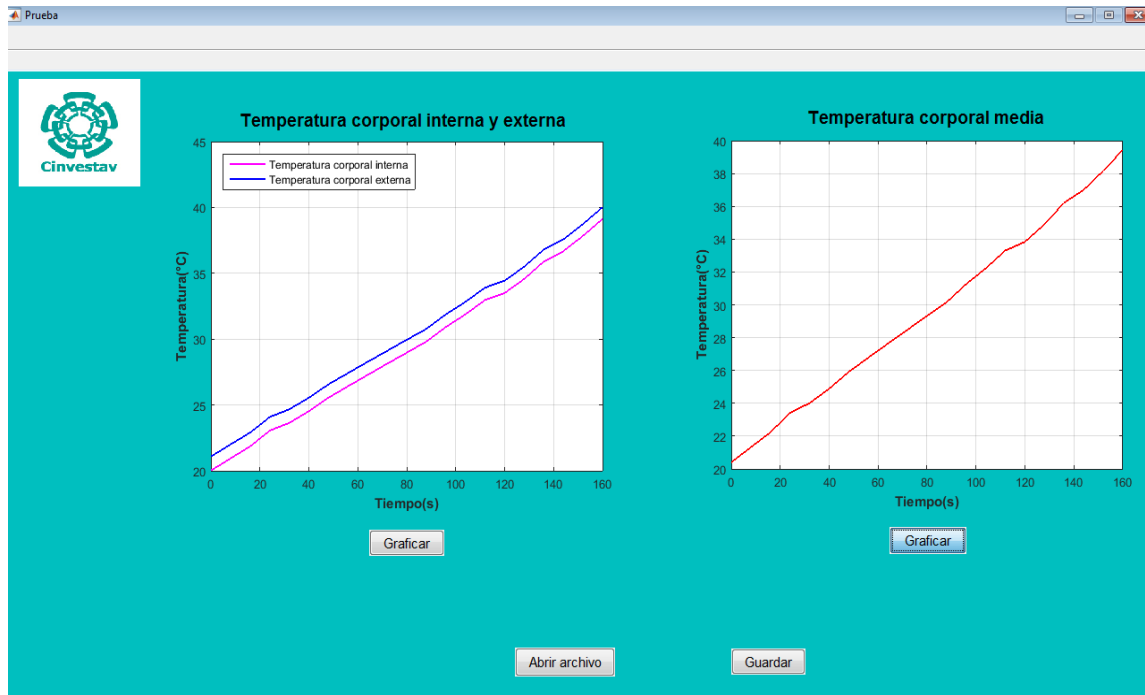


Fig. 17 Interfaz gráfica para la visualización de la temperatura corporal interna y externa, temperatura corporal media.

Capítulo IV

Construcción

Termómetro-transmisor de datos (TTD)

En la figura 18 se muestra la Placa de Circuito Impreso (PCB) que contiene la etapa de acondicionamiento de los sensores, conversión analógico digital y envío de datos, este diseño es para ambos sensores, uno en cada lado del PCB. Se diseñó de esta manera para aprovechar el PCB y reducir su tamaño, para poder ser colocado en la oreja izquierda de las personas. En la figura 19 se muestra el PCB para el módulo bluetooth, ambos PCB conforman el sistema TTD.

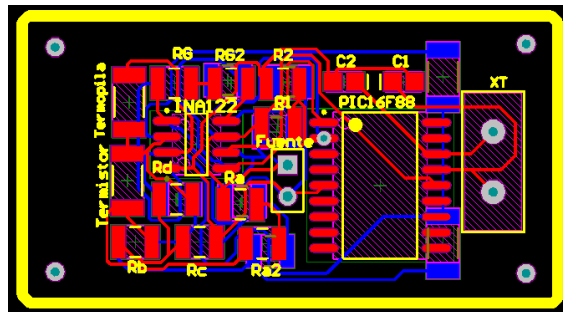


Fig. 18 Circuito PCB diseñado para el acondicionamiento de los sensores, conversión analógico digital y envío de datos.

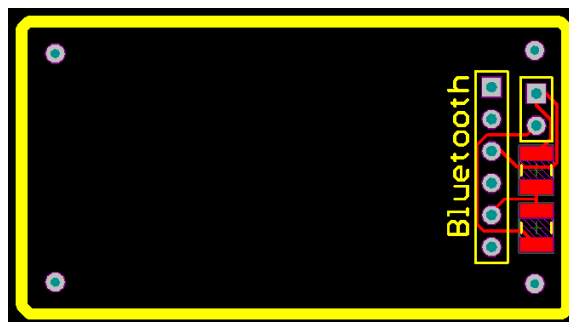


Fig. 19 Circuito PCB diseñado para el módulo bluetooth.

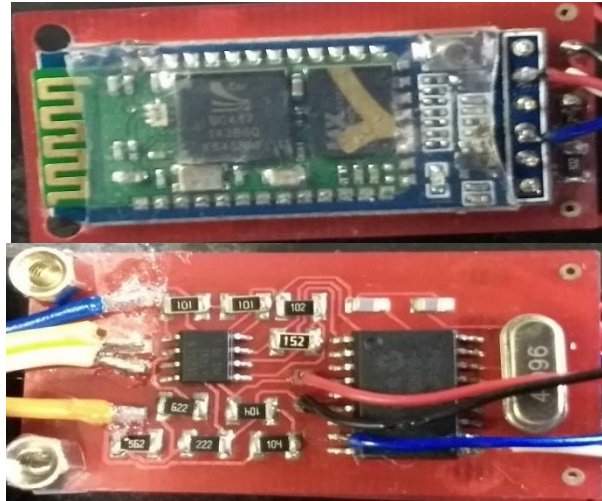


Fig. 20 Prototipo final del sistema termómetro- transmisor de datos.

Finalmente se realizó un diseño 3D para el montaje del circuito TTD el cual se muestra en la figura 21. Este diseño se realizó de manera que se adapte a la curva de la oreja izquierda, como se puede observar en la imagen 22, una de las termopilas entrará en el conducto auditivo para medir la temperatura corporal interna, y la otra termopila se mantendrá en la parte de atrás de la oreja para medir la temperatura corporal externa.

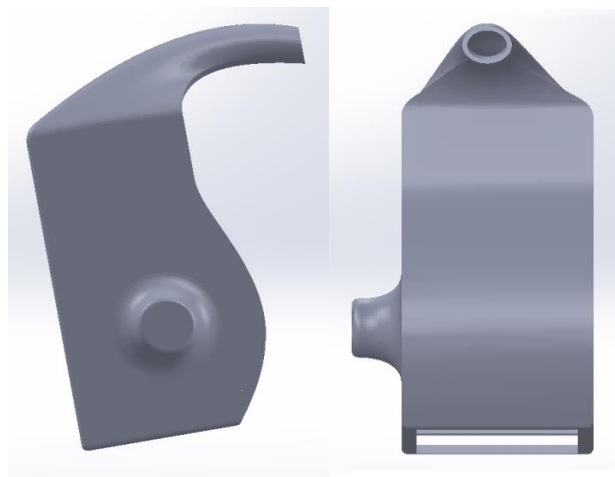


Fig. 21 Vista lateral izquierda y vista frontal del diseño 3D del sistema termómetro-transmisor de datos.

En la figura 22 se presenta el prototipo final de todo el sistema que incluye termómetro y transmisor, este sistema cuenta con un switch para el encendido y apagado, también cuenta con un circuito para recargar la batería.



Fig. 22 Prototipo final del sistema termómetro- transmisor de datos.

Receptor-control-almacenamiento de datos (RCAD)

A continuación, se presenta en la figura 23 el PCB para el sistema de recepción, el cual consiste en un módulo de bluetooth para la recepción de datos, adaptador de Micro SD y un PIC para el control de todo el sistema, también cuenta con un switch para el encendido y apagado del sistema, y un switch pulsador para comenzar el almacenamiento de datos en la microSD.

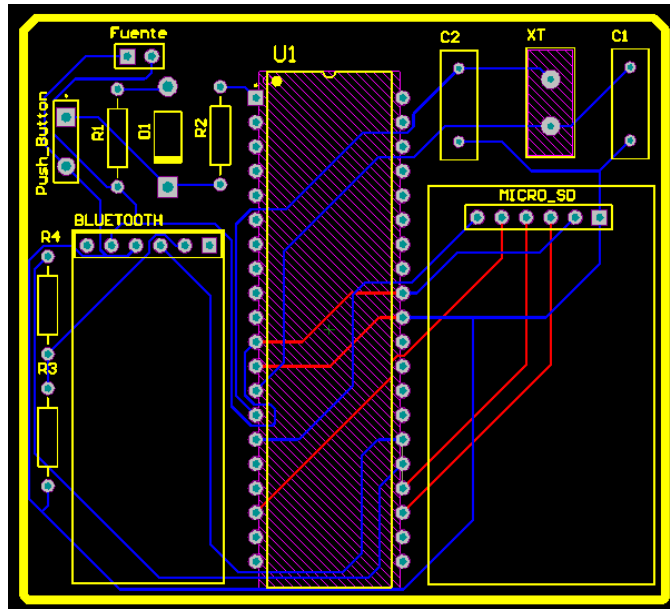


Fig. 23 PCB sistema RCAD.

En la figura 24 se muestra el prototipo final del sistema RCAD.

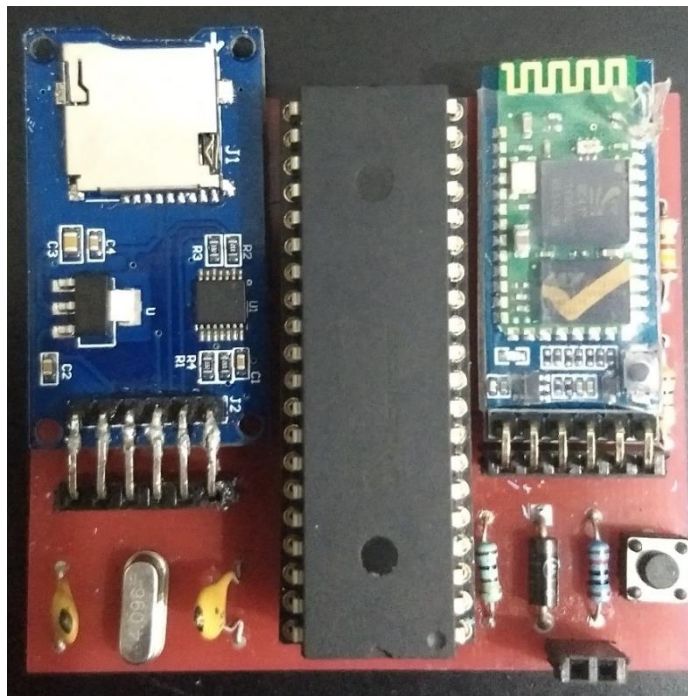


Fig. 24 Prototipo final del sistema RCAD.

Finalmente se realizó un diseño 3D para el montaje del sistema RCAD y se imprimió en impresora digital XYZ Printing Modelo Davinci, utilizando filamentos de material Acrilonitrilo Butadieno Estireno; la imagen del diseño se muestra en la figura 25 y en la figura 26 se presenta la impresión.

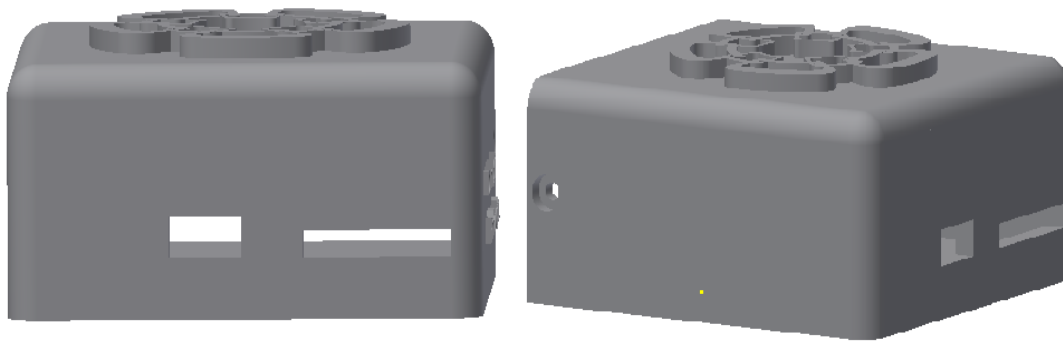


Fig. 25 Vista frontal y vista lateral izquierda de la imagen del diseño 3D para el montaje del sistema RCAD.

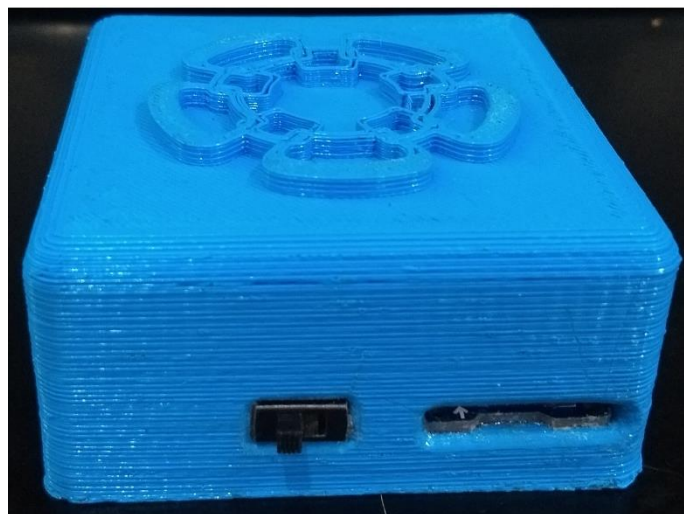


Fig. 26 Impresión del gabinete del sistema RCAD.

Capítulo V

Pruebas y Resultados

A continuación, se presentan las pruebas realizadas al sistema completo para la medición de la temperatura corporal media. En la figura 27 se puede observar el sistema Termómetro-transmisor TTD el cual se coloca en la oreja izquierda de la persona, para posteriormente comenzar el envío de datos al sistema RCAD para ser guardados en la microSD y posteriormente poder visualizar los datos en la interfaz gráfica.



Fig. 27 Medición in situ de las temperaturas interna y externa para la determinación de la temperatura corporal media.

Los resultados de la determinación de la Temperatura Corporal Media con mediciones echas con el sistema desarrollado, en las condiciones con movimiento y estática se presentan en la tabla 8 y tabla 9, respectivamente. Estas medidas fueron tomadas dentro del laboratorio, el cual se encontraba a una temperatura ambiente de 20°C y considerando tres valores de la constante “a” que se aplica a la ecuación 1.

Tabla 8. Resultados de temperatura corporal media con el sistema desarrollado.

Con movimiento				
	Temperatura corporal interna (°C)	Temperatura corporal externa (°C)	Constante (a)	Temperatura corporal media (°C)
Sujeto 1	35.97	35.01	0.64	35.62
Sujeto 2	36.25	35.38	0.64	35.94

Tabla 9. Resultados de temperatura corporal media con el sistema desarrollado.

Sin movimiento				
	Temperatura corporal interna (°C)	Temperatura corporal externa (°C)	Constante (a)	Temperatura corporal media (°C)
Sujeto 1	35.4	34.5	0.64	35.08
Sujeto 2	35.91	34.97	0.64	35.57

Para validar el sistema se utilizó como referencia en la temperatura corporal interna, el termómetro infrarrojo “Termómetro digital de doble uso frente/oído” de la marca Microlife. Este termómetro tiene una precisión de ± 0.2 °C, en un rango de funcionamiento entre 16°C y 40°C.

Se tomaron las medidas de la temperatura corporal interna, presentados en la tabla 10. Estas medidas se realizaron justo después de tomar las medidas de temperatura corporal interna y externa con el sistema desarrollado.

Tabla 10. Temperatura corporal interna con termómetro digital comercial de la marca Microlife de doble uso frente/oído.

Temperatura corporal interna (°C)	
Sujeto 1	36.9
Sujeto 2	36.8

En la tabla 11 se presentan las medidas de la temperatura corporal externa tomados como referencia con una cámara termográfica infrarroja de la marca FLUKE, modelo Fluke Ti32. Esta cámara termográfica infrarroja tiene una precisión de 0.1 °C, en un rango de funcionamiento entre -20 °C y 600°C.

Tabla 11. Temperatura corporal externa con cámara termográfica infrarroja FLUKE.

Temperatura corporal externa (°C)	
Sujeto 1	35.2
Sujeto 2	35.3

En la tabla 12 se presentan los resultados de la determinación de la temperatura corporal media utilizando el termómetro digital Microlife y cámara termográfica infrarroja FLUKE, utilizados como referencia y el termómetro infrarrojo desarrollado para obtener las desviaciones correspondientes de la temperatura corporal media.

Tabla 12. Resultados de la variación de la temperatura corporal media utilizando el termómetro digital Microlife y cámara termográfica infrarroja FLUKE como referencia y el termómetro infrarrojo desarrollado.

	Termómetro Digital y Cámara Termográfica Infrarroja (Tref)	Termómetro Infrarrojo (TI)	Tref-TI (°C)
	Constante (a)	Temperatura corporal media (°C)	Temperatura corporal media (°C)
Sujeto 1	0.64	36.29	35.08
Sujeto 2	0.64	36.28	35.57

De acuerdo con los valores de TDCI-TI de la tabla 12 se obtuvieron desviaciones de los valores determinados de la temperatura corporal media, entre 0.71°C y 1.21°C que corresponden a 1.9% y 3.3%.

Capítulo VI

Conclusiones y perspectivas

En este trabajo se desarrolló un sistema de monitoreo de la temperatura corporal media, basado en un método no invasivo utilizando termopilas para personas expuestas a altas temperaturas ambientales o disipación insuficiente de calor, lo cual pone en riesgo su salud.

El sistema utiliza la comunicación bluetooth para el envío y recepción de datos, por lo tanto, todo el sistema está conformado por una etapa termómetro-transmisor de datos, la cual mide las temperaturas corporales interna y externa, y transmite la información. La otra etapa es denominada receptor-control-almacenamiento de datos, encargada de recibir esa información y almacenarla. El arreglo así conformado permite al usuario ejecutar sus movimientos con cierta libertad.

Se diseñó una interfaz gráfica, la cual almacena los datos obtenidos de la temperatura corporal interna, externa y media fuera de línea.

Se realizó un diseño 3D y se imprimió el gabinete del termómetro-transmisor de tipo curveta, fijable atrás del pabellón auricular del oído izquierdo. Con este diseño se registran las temperaturas corporales interna y externa, la primera se registra en el conducto auditivo externo y la segunda en el nicho por detrás del lóbulo de la oreja. De igual forma se realizó un diseño 3D e imprimió el gabinete para el sistema receptor-control-almacenamiento de datos, sujetable en la cintura del usuario.

Como trabajo a futuro se propone reducir el tamaño de la etapa sistema termómetro-transmisor, realizar un diseño más cómodo y ajustado para poder realizar pruebas con personas que se encuentren en movimiento o realicen actividades físicas intensas.

Referencias

- [1] Hanns-Christian Gunga, Mariann Sandsund, Randi E. Reinertsen, Frank Sattler, Jochim Koch, "A non-invasive device to continuously determine heat strain in humans", *Journal of Thermal Biology* (2008), Vol.33, pp.297–307.
- [2] Chin Leong Lim, Chris Byrne, Jason KW Lee, "Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings", *Ann Acad Med Singapore* (2008), Vol.37(4), pp.347-353.
- [3] Wlmore H. Jack, "Physiological of sport and exercise", Fourth Edition, *Human Kinetics* (1982), pág.284.
- [4] K. Stevens, M. Fuller, "Thermoregulation and clothing comfort", *Textile-led Design for the Active Ageing Population*, pág. 120, 2014.
- [5] Yunus A. Çengel, Afshin J. Ghajar, "Heat and Mass Transfer, Fundamentals and Applications", Fifth edition.
- [6] Kurz Andrea, "Physiology of thermoregulation", *Best Practice & Research Clinical Anesthesiology* (2008), Vol.22 (4), pp.627-644.
- [7] Lenhardt Rainer, Sessler Daniel I., "Estimation of mean-body temperature from mean-skin and core temperature", *Anesthesiology* (2016), Vol.105(6), pp.1117-1121.
- [8] Bernadette M. Marriott, "Nutritional Needs in Hot Environments: Applications for Military Personnel in Field Operations". (1993).
- [9] Porcari, J., Brant, C. and Comana, F. "Exercise Physiology" (2015).
- [10] Northrop Robert, "Noninvasive instrumentation and measurement in medical diagnosis" (2002), Vol.30 (9), pág.2565.
- [11] Janta, M., Höschele, N. and Senner, V, "The Zero Heat Flux Method and Sweat Loss Modeling in Sports: Attempts of Next Generation Sports Information Systems" (2016), *Procedia Engineering*, Vol.147, pp.643-648.[12] Togawa, T., Tamura, T., Öberg, P. and Togawa, T, "Biomedical sensors and instruments" (2011), Boca Raton: CRC Press.
- [13] Eshraghi, Y., Nasr, V., Parra-Sanchez, I., Van Duren, A., Botham, M., Santoscoy, T. and Sessler, D. "An Evaluation of a Zero-Heat-Flux Cutaneous Thermometer in Cardiac Surgical Patients" (2014), *Anesthesia & Analgesia*, Vol.119(3), pp.543-549.
- [14] Gunga, H., Sandsund, M., Reinertsen, R., Sattler, F. and Koch, J., "A non-invasive device to continuously determine heat strain in humans" (2008), *Journal of Thermal Biology*, Vol.33(5), pp.297-307.
- [15] Huang, M., Tamura, T., Tang, Z., Chen, W. and Kanaya, S., "Structural Optimization of a Wearable Deep Body Thermometer: From Theoretical Simulation to Experimental Verification" (2016), *Journal of Sensors*, pp.1-7.

- [16] Hoja de datos ZTP-101T 13/Octubre/2016 12:15 p.m.
http://www.willow.co.uk/html/components/com_virtuemart/shop_image/product/Infrared%20-%20Thermopiles/pdfs/ZTP-101T.pdf
- [17] Jonathan A. Becker, Lynsey K. Stewart, "Heat-Related Illness", Am Fam Physician (2011), Vol.83, pp.1325-1330.
- [18] Ley de Stephan Boltzmann 05/Marzo/2017 4:27 p.m.
<https://www2.warwick.ac.uk/fac/sci/physics/intranet/pendulum/stefan/>
- [19] Emissivity values 26/Junio/2017 12:45 p.m.
https://www.design1st.com/Design-Resource-Library/engineering_data/ThermalEmissivityValues.pdf
- [20] Rigoberto Quintero Camacho, "Método para linealizar la salida de un sensor", Vol.8, Ingeniería.
- [21] "Remote temperature measurement with PerkinElmer thermopile sensor (pyrometry): A practical guide to quantitative results", PerkinElmer Optoelectronics.
- [22] "AT Commands Reference Guide", Telit Wireless solutions.
- [23] Burton AC., "Human calorimetry: The average temperature of the tissues of the body". J Nutr. 1935.
- [24] Hardy JD, Dubois EF, "Basal metabolism, radiation, convection and evaporation at temperature from 22°C to 35°C", J Nutr. 1938.
- [25] Stolwijk JAJ, Hardy JD, "Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients", J Appl Physiol, 1996.
- [26] Snellen JW, "Mean body temperature and the control of sweating", Acta Physiol Neerl, 1996.

Apéndice A. Caracterización de los sensores

Para la obtención de los valores del sensor LM35 y los sensores termopila se desarrolló un algoritmo en Arduino. A continuación, se presenta el código completo.

```
// Declaración de variables
int cont=0; //Contador para promedio de la temperatura del LM35
float temp2=0; //Promedio de temperaturas
int tempC=0; //Lectura del valor analógico del LM35
int tempPin = 0; // Definimos la entrada del LM35 en pin A0
int termopin=1; // Definimos la entrada de la termopila en pin A1
int temp_T=0; //Lectura del valor analógico de la termopila
float volt_termo; //Conversión a voltaje del valor digital de la termopila

void setup()
{
  // Abre puerto serial y lo configura a 9600 bps
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  cont++;
  // Lee el valor desde el sensor LM35
  tempC = analogRead(tempPin);
  // Lee el valor desde laa termopila
  temp_T=analogRead(termopin);
  //Convierte el valor de la termopila a voltaje
  volt_termo=(temp_T*5.0)/1024.0;
  // Convierte el valor del LM35 a temperatura
  tempC = (5.0 * tempC * 100.0)/1024.0;
  temp2=(temp2+tempC);

  if(cont==100)
  {
    cont=0;
    //Promedio de las temperaturas del LM35
    temp2=(temp2/100);
    // Envía el dato al puerto serial
    Serial.print(temp2,1); //Temperatura del LM35
    Serial.print(" C\n");
    Serial.println(volt_termo); //Voltaje de la termopila
  }
  // Espera ocho segundos para repetir el loop
  delay(80);
}
```

Algoritmo para determinar la correlación lineal de los sensores.

Este algoritmo fue desarrollado en Matlab y el listado de instrucciones se presenta a continuación:

```
clear all

%valores de temperatura de LM35
TL=xlsread('K_2','A27:A47');
%Valores de temperatura de termopila 1
TT=xlsread('K_2','G27:G47');
%Valores de temperatura de termopila 2
TT1=xlsread('K_2','L99:L119');

%Tiempo
L=length(TL);
N=(L*8)-8;

xTL=[0:8:N];

%Graficas de LM35, termopila 1 Y TERMOPILA 2
plot(xTL,TL,'b',xTL,TT,'m',xTL,TT1,'r','linewidth',1.3)
xlabel('Tiempo(s)')
ylabel('Temperatura °C')
title('Respuestas de termopilas ZTP-101')
legend('LM35','Termopila 1','Termopila 2','Location','NorthWest')

%Correlación termopila 1
C1 = corr(TL,TT)

%Correlación termopila 2
C2 = corr(TL,TT1)
```

En las siguientes tablas se presentan los valores obtenidos de la temperatura del objeto respecto al sensor de referencia (T_{obj}), voltaje de la termopila (V_{tp}) de acuerdo a la temperatura del objeto y factor de instrumento (K) correspondiente a cada valor de temperatura del objeto.

Tabla 13. Factor de instrumento de la termopila 1.

$T_{obj}(^{\circ}C)$	V_{tp}	K
20	2.33	2.15E-09
21	2.36	2.15E-09
22	2.39	2.15E-09
23	2.43	2.15E-09
24	2.45	2.14E-09
25	2.48	2.14E-09
26	2.51	2.13E-09
27	2.54	2.13E-09
28	2.57	2.13E-09
29	2.6	2.12E-09
30	2.63	2.12E-09
31	2.66	2.12E-09
32	2.7	2.12E-09
33	2.73	2.12E-09
34	2.77	2.12E-09
35	2.79	2.11E-09
36	2.83	2.11E-09
37	2.88	2.12E-09
38	2.91	2.11E-09
39	2.95	2.12E-09
40	3	2.13E-09

Tabla 14. Factor de instrumento de la termopila 2.

$T_{obj}(^{\circ}C)$	V_{tp}	K
20	2.25	2.08E-09
21	2.28	2.07E-09
22	2.32	2.08E-09
23	2.35	2.08E-09
24	2.38	2.08E-09
25	2.41	2.08E-09
26	2.44	2.08E-09
27	2.49	2.09E-09
28	2.52	2.09E-09
29	2.56	2.09E-09
30	2.6	2.1E-09
31	2.64	2.1E-09
32	2.69	2.11E-09
33	2.74	2.12E-09
34	2.77	2.12E-09
35	2.8	2.12E-09
36	2.82	2.1E-09
37	2.85	2.1E-09
38	2.88	2.09E-09
39	2.93	2.1E-09
40	2.96	2.1E-09

Apéndice B. Configuración del módulo Bluetooth HC-05

Para entrar al modo de comandos AT para la configuración del módulo bluetooth HC-05 se siguen los siguientes pasos:

- 1.- Conectar el HC-05 al Arduino Uno, como se muestra en la Figura B.1.

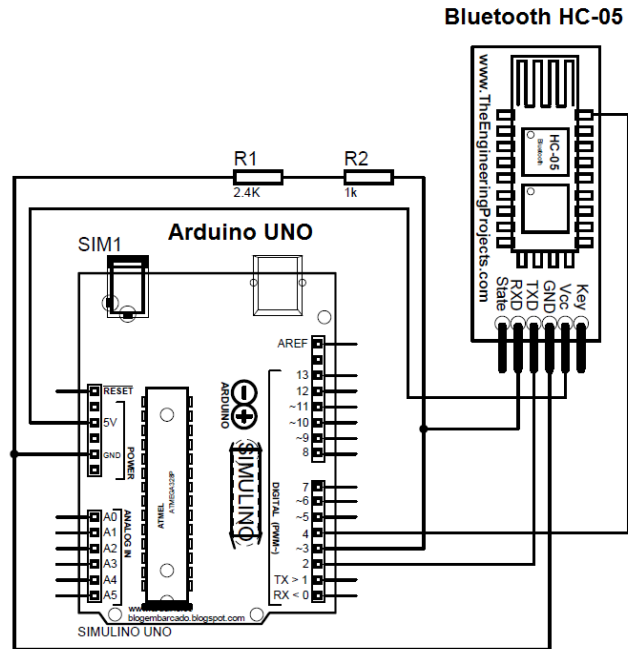


Fig.B.1 Conexión Arduino Uno y módulo bluetooth HC-05.

2.- Verificar el puerto al que se conecta el Arduino Uno y la placa que usamos que en este caso es Arduino Uno, tal como se muestra en la Figura B.2.

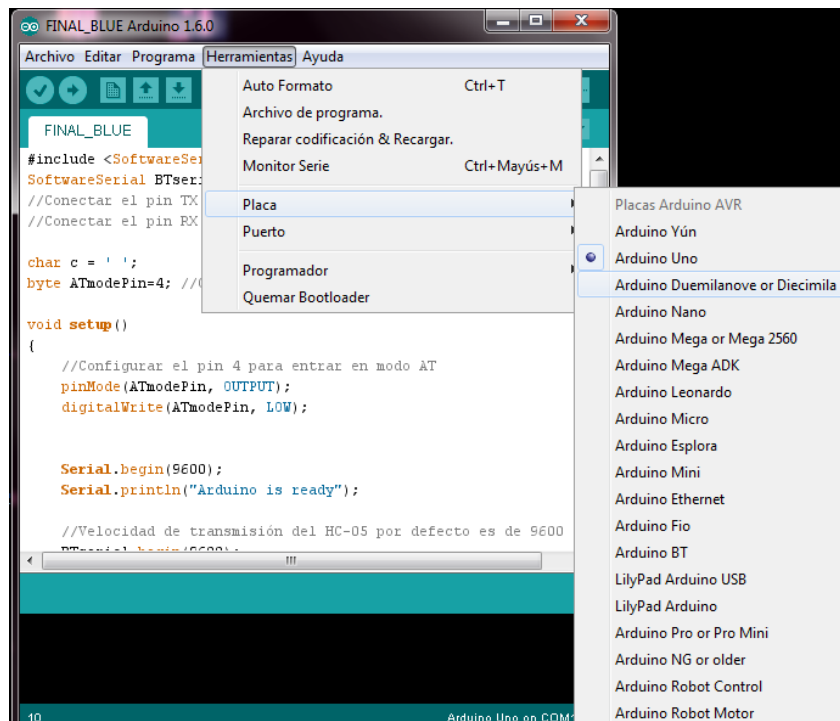


Fig.B.2 Verificación de puerto y placa en plataforma Arduino.

3.- Cargar el siguiente código al Arduino Uno:

```
1. #include <SoftwareSerial.h>
2. SoftwareSerial BTserial(2, 3);
3. //Conectar el pin TX del HC-05 al pin 2 del Arduino (Rx)
4. //Conectar el pin RX del HC-05 al pin 3 del Arduino (Tx)
5.
6. char c = ' ';
7. byte ATmodePin=4; //Conectar el pin 34 del HC-05 al pin 4 del Arduino
8.
9. void setup()
10. {
11.     //Configurar el pin 4 para entrar en modo AT
12.     pinMode(ATmodePin, OUTPUT);
13.     digitalWrite(ATmodePin, LOW);
14.
15.
16.     Serial.begin(9600);
17.     Serial.println("Arduino is ready");
18.
19.     //Velocidad de transmisión del HC-05 por defecto es de 9600
20.     BTserial.begin(9600);
21.     Serial.println("BTserial started at 9600");
22.     //Enviar # para entrar en modo AT
23.     Serial.println ("Type # to enter AT mode");
24. }
25.
26. void loop()
27. {
28.
29.     //Lectura de HC-05 y envío al monitor serial del Arduino
30.     if (BTserial.available())
31.     {
32.         c = BTserial.read();
33.         Serial.write(c);
34.     }
35.
36.     //Lectura del monitor serial de Arduino y envío a HC-05
37.     if (Serial.available())
38.     {
39.         c = Serial.read();
40.
41.     // Entrar en modo AT
42.         if (c=='#')
43.         {
44.             digitalWrite(ATmodePin, HIGH);
45.             Serial. Print("Entered AT mode. Type $ to exit");
46.         }
```

```

47.
48. //Salir del modo AT enviando $
49.     else if (c=='$')
50.     {
51.         digitalWrite(ATmodePin, LOW);
52.         BTserial.print("AT+RESET\n\r");
53.         Serial.print("AT+RESET\n\r");
54.     }
55.
56.     else
57.     {
58. // Copia los datos enviados del monitor serial,
59. //esto facilita el seguimiento de los comandos y sus respuestas
60.         Serial.write(c);
61.         BTserial.write(c);
62.     }
63.
64. }
65.
66. }

```

1. Después abrimos el monitor serie y verificamos que en la parte inferior debe estar configurado como “Ambos NL & CR” y la velocidad “9600 baudio” (velocidad para comunicarse con el módulo *bluetooth*), como se muestra en la Figura B.3.

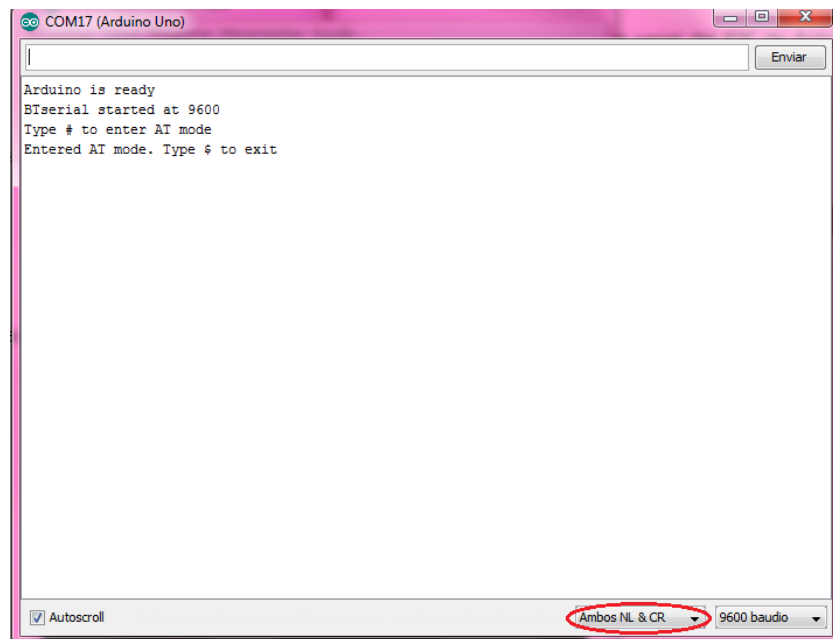


Fig.B.3 Monitor serie Arduino.

2. Echo lo anterior lo primero, es entrar en modo AT enviando el símbolo “#” una vez enviado esto recibiremos el mensaje “Entered AT mode”, como se muestra en la Figura 30.

5.- Ahora comenzamos enviando comandos AT al módulo *bluetooth*. Los siguientes comandos que se explican son solo los que se utilizaron para este trabajo.

- **Test de comunicación**

Comprobar que el módulo *bluetooth* responde a los comandos AT

Enviar: AT

Respuesta: OK

Si recibimos como respuesta un OK podemos continuar enviando comandos AT, sino verificar las conexiones o los pasos anteriores.

- **Cambiar de nombre al módulo bluetooth**

Por defecto el módulo tiene el nombre “HC-05”, esto se puede cambiar con el siguiente comando AT.

Enviar: AT+NAME = <Nombre>

Ejemplo: AT+NAME = TRANSMISOR

Respuesta: Ok

- **Cambiar código de vinculación**

Por defecto el módulo viene con un código de vinculación (PIN) “1234”, para cambiarlo hay que enviar el siguiente comando AT.

Enviar: AT+PSWD = <PIN>

Ejemplo: AT+PSWD = 1321

Respuesta: OK

- **Configurar el módulo como transmisor o receptor**

Por defecto el módulo viene como receptor, el siguiente comando AT nos permite cambiar esto.

Enviar: AT+ROLE = <ROLE>

Ejemplo: AT+ROLE = 1

Donde: <ROLE>

0 -> Receptor

1 -> Transmisor

Respuesta: OK

- **Configurar velocidad de comunicación**

La velocidad por defecto es de 9600 baudios, con Stop bit =0 (1 bit de parada), y sin Paridad, para cambiar estos parámetros, se hace uso del siguiente comando AT:

Enviar: AT+UART=<Baud>, < StopBit>, < Parity>

Respuesta: OK

Donde:

< Baud > equivale a una velocidad, los valores pueden ser: 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 23400, 460800, 921600 o 1382400.

< StopBit> es el Bit de parada, puede ser 0 o 1, para 1 bit o 2 bits de parada respectivamente, Para aplicaciones comunes se trabaja con 1 bit por lo que este parámetro normalmente se lo deja en 0.

< Parity> Es la paridad, puede ser 0 (Sin Paridad), 1 (Paridad impar) o 2 (Paridad par). Para aplicaciones comunes no se usa paridad, por lo que se recomienda dejar este parámetro en 0.

Ejemplo:

Enviar: AT+UART=9600,0,0

Respuesta: OK

- **Configurar el modo de conexión**

Esta configuración aplica para cuando el módulo está trabajando como transmisor, el módulo necesita saber si se va a conectar con un dispositivo en particular o con cualquiera que esté disponible.

Enviar: AT+CMODE = <MODE>

Ejemplo: AT+CMODE = 0

Donde: <CMODE>

0 -> Conectarse a un dispositivo con la dirección especificada (Se utiliza otro comando AT para especificar esta dirección).

1 -> conectar el módulo a cualquier dirección disponible(aleatorio).

Respuesta: OK

- **Obtener la dirección del módulo receptor**

Esta configuración aplica cuando nuestro módulo está configurado como receptor, lo cual indica que el módulo transmisor se conectará a este módulo receptor. Para obtener la dirección del módulo receptor se usa el siguiente comando AT.

Enviar: AT+ADDR

Respuesta: +ADDR: <Dirección>

Ejemplo: +ADDR: 98d3:37:8cf8

OK

- **Especificar la dirección del dispositivo al cual se conectará el módulo transmisor**

Esta configuración aplica cuando nuestro módulo está configurado como transmisor, y a la vez el modo de conexión está en 0 (CMODE=0) el cual indica que nos vamos a conectar al dispositivo receptor en particular. Para especificar la dirección al cual nos vamos a conectar se usa el siguiente comando AT.

Enviar: AT+BIND=<Address>

Ejemplo: AT+BIND = 98d3,37,8cf8

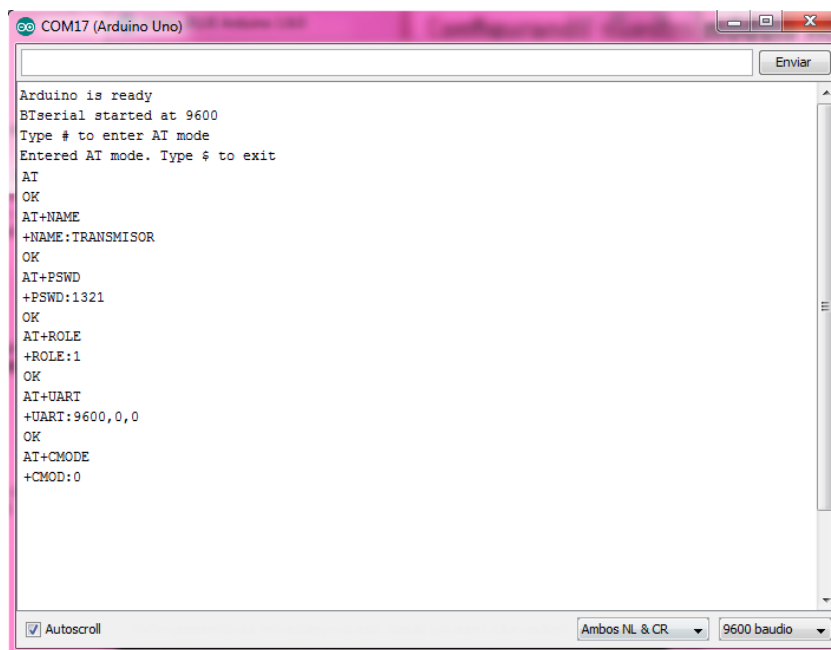
Donde:

< Address > Es la dirección del dispositivo al cual nos vamos a conectar, la dirección se envía de la siguiente forma: **98d3,37,8cf8** la cual equivale a la dirección 98d3:37:8cf8

Respuesta: OK

Existen otros comandos AT que también son de utilidad, los cuales se pueden encontrar en la hoja de datos del módulo HC-05.

6.- Por último, para verificar las configuraciones actuales, se envían los comandos AT mencionados anteriormente como se muestra en la Figura B.4.



```
COM17 (Arduino Uno)
Enviar
Arduino is ready
BTserial started at 9600
Type # to enter AT mode
Entered AT mode. Type $ to exit
AT
OK
AT+NAME
+NAME:TRANSMISOR
OK
AT+PSWD
+PSWD:1321
OK
AT+ROLE
+ROLE:1
OK
AT+UART
+UART:9600,0,0
OK
AT+CMODE
+CMOD:0
Autoscroll
Ambos NL & CR
9600 baudio
```

Fig. B.4 Monitor serie Arduino, configuraciones actuales del módulo HC-05.

Después de terminar la configuración de cada uno de los módulos *bluetooth*, se desarrollaron los algoritmos para la transmisión y recepción de datos respectivamente. A continuación, se presentan los algoritmos completos desarrollados en *MikroC*, así como la explicación de cada una de las partes de estos algoritmos.

Estos algoritmos fueron desarrollados para la prueba de transmisión y recepción de datos analógicos tomando la lectura de uno de los sensores termopila.

Transmisión de datos

```
//Declaración de variables
unsigned int adc_rd; //Variable para datos analógicos
unsigned int ADC_L; //Variable para la parte baja de los datos
unsigned short ADC_H; //Variable para la parte alta de los datos

void main() {
    INTCON = 0; // Todas las interrupciones deshabilitadas
    ANSEL = 0x04; //Configurar puerto RA2 como una entrada analógica
    TRISA = 0x04; //Configurar puerto RA2 como entrada
    TRISA.F4=0; //Configurar puerto RA2A4 como salida

    //Inicializar UART1 y establecer comunicación a 9600 bps
    UART1_Init(9615);
    //Esperar a que el módulo UART se estabilice
    Delay_ms(100);

    while (1) {
        //Encender y apagar LED del puerto RA4
        PORTA.F4=1;
        delay_ms(100);
        PORTA.F4=0;
        delay_ms(100);

        adc_rd = ADC_Read(2); // Conversión A/D. del puerto RA2
        ADC_L=adc_rd; //Parte baja del ADC
        ADC_H=adc_rd>>8; //Parte alta del ADC

        //Enviar datos vía UART
        UART1_Write(ADC_H);
        Delay_ms(100);
        UART1_Write(ADC_L);
    }

    Delay_ms(500);
}
}
```

Recepción de datos

```
//Declaración de variables
unsigned int Datos; //Variable para la recepción de datos
unsigned short ADC_L; //Variable para la recepción de la parte baja de los
datos
unsigned short ADC_H; //Variable para la recepción de la parte alta de los
datos

void main() {
    TRISA.F1=0; //Configurar el puerto RA1 como salida
    TRISB.F1=0; //Configurar el puerto RB1 como salida
    TRISB.F2=0; //Configurar el puerto RB2 como salida

    //Inicializar UART1 y establecer comunicación a 9600 bps
    UART1_Init(9615);
    //Esperar a que el módulo UART se estabilice
    Delay_ms(100);

    while(1){
        //Encender y apagar LED del puerto RA1
        PORTA.F1=1;
        delay_ms(100);
        PORTA.F1=0;
        delay_ms(100);

        //Comprueba si los datos del búfer de recepción están listos para su
lectura
        if(UART1_Data_ready()==1)
        {
            //Encender el LED del puerto RB2
            PORTB.F2=1;
            ADC_H=UART1_Read(); //Recibe la parte alta de los datos vía UART
            delay_ms(100);
            ADC_L=UART1_Read(); //Recibe la parte baja de los datos vía UART

            //Concatenación de la parte alta y baja de los datos
            Datos= (unsigned int) ADC_H<<8 | ADC_L;

        }
        Delay_ms(100);

        //Si el valor digital de los datos es igual o mayor a 615 se enciende el
LED del puerto RB1
        if(Datos>=615){
            PORTB.F1=1; }
        else{
            PORTB.F1=0;}
    }
}
```



```
    delay_ms(100);  
  }  
}
```

Apéndice C. MicroSD

Se utilizó una memoria MicroSD de 2GB debido a que MikroC solo cuenta con las librerías para el sistema de archivos FAT16, para realizar el almacenamiento de datos en la MicroSD puede ser mediante archivos de texto (txt) o Excel (.csv), también se pueden almacenar los datos en los sectores de la memoria con un tamaño de 512 bytes por sector.

Para almacenar datos en uno de los sectores de la MicroSD se siguieron los siguientes pasos:

1.- Formatear la MicroSD, usar el programa oficial de tarjetas SD que se presenta en la Figura C.1 “SD Formatter V4.0”, allí se formatea lento y destruye las protecciones, de manera que desaparece la diferencia entre los sectores lógicos y físicos, por lo tanto, la dirección de escritura se encuentra en el sector físico.

En el programa seleccionamos “option”, en “Format type” seleccionamos “Full (OverWrite)” y en “Format size adjustment” seleccionamos “ON” y luego “OK”, y esperamos unos minutos para que termine de formatear para esto es necesario que no retiremos la MicroSD de la computadora.

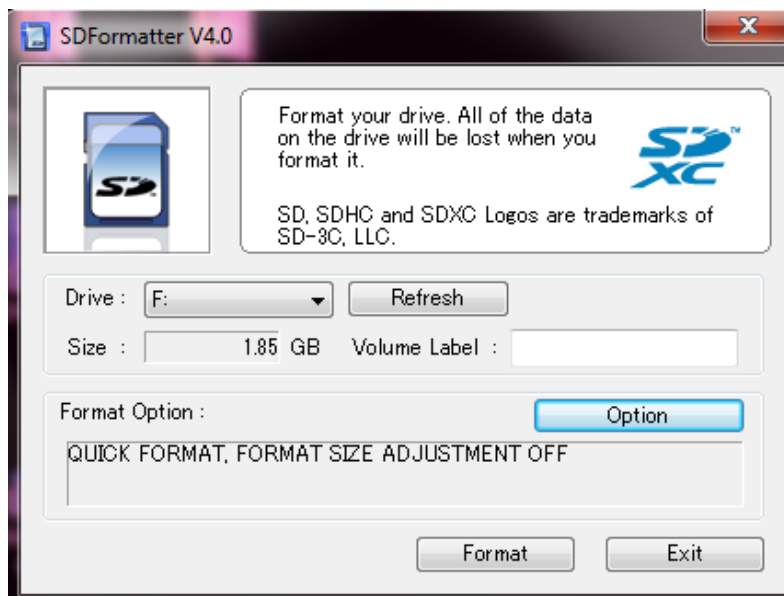


Fig.C.1 Formatter SD V4.0

2.- Conexión del PIC con el adaptador MicroSD. La conexión se muestra en la Figura C.2. Donde:

Card multimedia	Adaptador MicroSD (Catalex)	PIC18F4620
CS (Chip Select)	CS (Chip Select)	RC0
DI (Data Int)	MOSI (Master Output, Slave Input)	RC5/SDO
DO (Data out)	MISO (Master Input, Slave Output)	RC4/SDI/SDA
CLK (Clock)	SCK (Serial Clock)	RC3/SCK/SCL

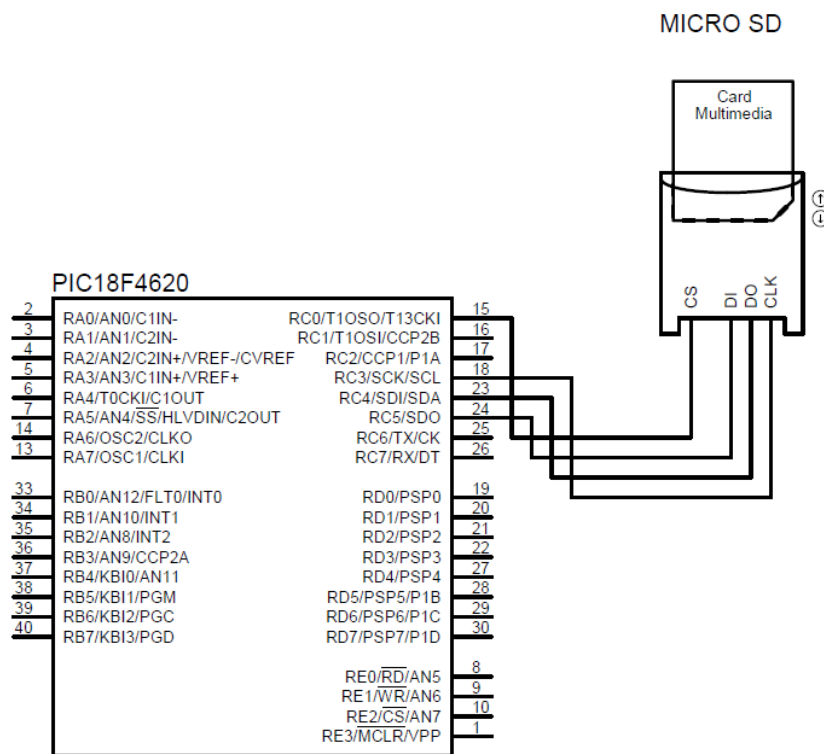


Fig.C.2 Conexión MicroSD y PIC18F4620.

2.- Después de tener la conexión se realizó un código en *MikroC* para escribir datos en hexadecimal en un sector de la MicroSD, el cual se muestra a continuación.

```
//Conexiones del módulo adaptador MicroSD
//Chip Select (CS)
sbit Mmc_Chip_Select at RC0_bit;
sbit Mmc_Chip_Select_Direction at TRISC0_bit;

//Declaración de variables
```

```

unsigned char mmc_error; //Variable para inicializar MMC (Multi Media Card
Library)
unsigned int ADC=0x03FF; //Valor hexadecimal para escribir en sector de
MicroSD
unsigned int i;
unsigned long sectorNo=142; //Inicia la escritura en el sector 142
unsigned char Sectordata[512]; // Tamaño del sector

void main(){

TRISE.F0=0; //Configurar puerto E0 como salida

//Configura e inicializa SPI
SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER_OSC_DIV4, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE, _SPI_CLK_ID
LE_HIGH, _SPI_LOW_2_HIGH);
//Inicializa MMC
mmc_error=Mmc_Init();

while(1){
//Enciende el LED del puerto E0 si no se ha insertado la MicroSD
if(mmc_error==1){
mmc_error=Mmc_Init();
RE0_bit=1;
}
Delay_ms(100);

//Apaga el LED del puerto E0 si se ha insertado la MicroSD
if(mmc_error==0){
mmc_error=Mmc_Init();
RE0_bit=0;
}
Delay_ms(100);

if(mmc_error==0){
mmc_error=Mmc_Init();

for(i=0; i<=511; i++)
if ((i%2)==0)
//Escribir la parte alta del ADC
Sectordata[i]=ADC>>8;
else
//Escribir la parte baja del ADC
Sectordata[i]=ADC;
mmc_error=Mmc_Init();

Mmc_Write_Sector(sectorNo,Sectordata);
}
Delay_ms(100);

}

```

}

3.- Luego de haber cargado el código al PIC18F4620 se utiliza el editor hexadecimal Winhex para visualizar los datos escritos en el sector de la MicroSD tal como se muestra en la Figura C.3. También se puede extraer los datos en un archivo txt si es necesario.

Al abrir el editor Winhex y oprimir la tecla F9 abrimos la MicroSD que es “Drive F:” y podremos visualizar todos los sectores, en el lado izquierdo observamos la información de la MicroSD como su capacidad de almacenamiento, cantidad de sectores, etc.

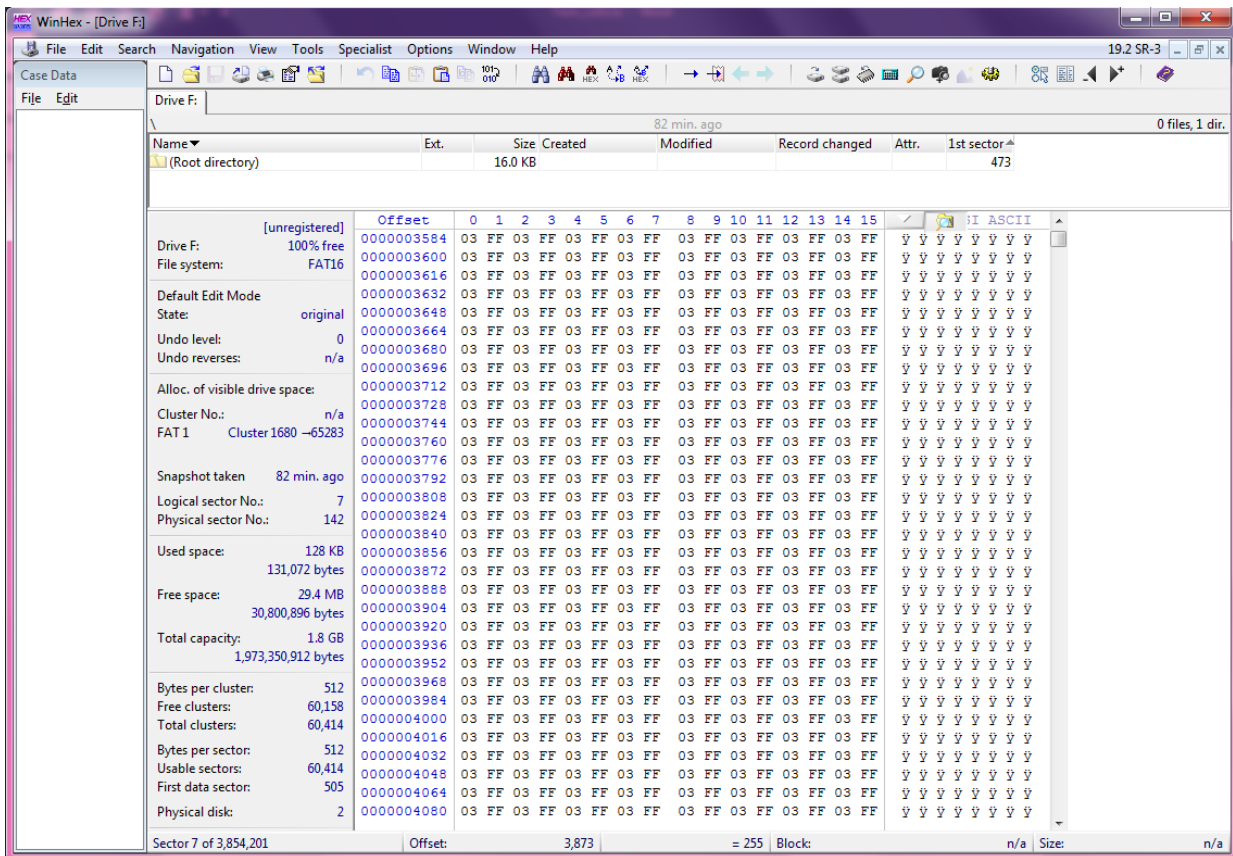


Fig.C.3 Pantalla principal del Winhex.

1.-Almacenar datos en un archivo de texto (txt) en la Micro SD

Después de tener la conexión se realizó un código en *MikroC* para guardar los datos en un archivo de texto, el cual se muestra a continuación.

```

//Definir variables
char temp[6]="\r"; //Array para datos
int adc; //Variable de datos
char filename[11] = "DataXX.txt"; //Array para nombre del archivo

// Conexiones del módulo MMC (Multi Media Card)
sfr sbit Mmc_Chip_Select          at LATRC0_bit;
sfr sbit Mmc_Chip_Select_Direction at TRISC0_bit;

//Crear archivo
void Create_New_File()
{
    Mmc_Fat_Assign(&filename, 0xA0);
    Mmc_Fat_Append();
    Mmc_Fat_Write(temp,6);
}

void Delete_File()
{
    Mmc_Fat_Assign(&filename, 0);
    Mmc_Fat_Delete();
}

short Test_File_Exist()
{
    return Mmc_Fat_Assign("DATA00.txt", 0);
}

void Open_File_Read()
{
    unsigned long i, size;
    char character;
    Mmc_Fat_Assign(&filename, 0);
    Mmc_Fat_Reset(&size);
    for (i = 1; i <= size; i++)
    {
        Mmc_Fat_Read(&character);
    }
}

void main()
{char i;

TRISA.F1=0; //Configurar puerto A1 como salida
PORTA.F1=1; //Encender LED del puerto A1

TRISE.F0=0; //Configurar puerto E0 como salida
PORTE.F0=0; //Apagar LED del puerto E0

// Inicializar SPI

```

```

SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER_OSC_DIV64, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE, _SPI_CLK_I
DLE_LOW, _SPI_LOW_2_HIGH);
    Mmc_Init();

//Inicializar MMC
    if(!Mmc_Fat_Init()) {

//Reinicializar SPI
SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER_OSC_DIV4, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE,
_SPI_CLK_IDLE_LOW, _SPI_LOW_2_HIGH);

    PORTE.F0=1; //Encender LED si se inicializo MMC

//Ciclo para aumentar el número de archivos
    for(i=0;i<100;i++)
    {
        filename[4] = (i/10) + 48;
        filename[5] = (i%10) + 48;
        if(Mmc_Fat_Assign(&filename, 0) == 0)
        {
            break;
        }
        else
        {
            MMC_Fat_Close();
        }
    }
}

while(1)
{
    adc = 0x03FC; //Dato a guardar
    temp[0] = (adc/1000) + 48;
    temp[1] = ((adc/100)%10) + 48;
    temp[2] = ((adc/10)%10) + 48;
    temp[3] = ( adc%10) + 48;

    Create_New_File();

    delay_ms(500);
}
}
}

```

2.-Almacenar datos en un archivo de Excel (csv) en la Micro SD

Después de tener la conexión se realizó un código en *MikroC* para guardar los datos analógicos en un archivo de Excel el cual fue el que se utilizó para la recepción y almacenamiento de datos. A continuación, se listan las instrucciones.

```
//Declaración de variables
char temp[11]="0000,0000\r"; //Array para los datos de temperatura
unsigned long adc, adc1;
char filename[11] = "DataXX.csv"; //Array para nombre del archivo excel

unsigned int Datos, Datos1;
unsigned int ADC_L, ADC_L1;
unsigned int ADC_H, ADC_H1;

//Conexiones MMC
sfr sbit Mmc_Chip_Select at RC0_bit;
sfr sbit Mmc_Chip_Select_Direction at TRISC0_bit;

//Crear archivo excel
void Create_New_File()
{
    Mmc_Fat_Assign(&filename, 0xA0);
    Mmc_Fat_Append();
    Mmc_Fat_Write(temp,10);
}

void Delete_File()
{
    Mmc_Fat_Assign(&filename, 0);
    Mmc_Fat_Delete();
}

short Test_File_Exist()
{
    return Mmc_Fat_Assign("DATA00.csv", 0);
}

void Open_File_Read()
{
    unsigned long i, size;
    char character;
    Mmc_Fat_Assign(&filename, 0);
    Mmc_Fat_Reset(&size);
    for (i = 1; i <= size; i++)
    {
        Mmc_Fat_Read(&character);
    }
}
```



```

Datos1= (long) ADC_H1<<8 | ADC_L1; //Concatenación del ADC

//Almacenar datos en excel
    adc = Datos;
temp[0] = (adc/1000) + 48;
temp[1] = ((adc/100)%10) + 48;
temp[2] = ((adc/10)%10) + 48;
temp[3] = ( adc%10) + 48;

    adc1= Datos1;
temp[5] = (adc1/1000) + 48;
temp[6] = ((adc1/100)%10) + 48;
temp[7] = ((adc1/10)%10) + 48;
temp[8] = ( adc1%10) + 48;

Create_New_File();

delay_ms(1000);

}
}
}

```

Apéndice D. Interfaz gráfica

```

function varargout = Prueba(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Prueba_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Prueba_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

```

```

function Prueba_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
%Logo del CINVESTAV
axes(handles.axes3);
handles.imagen=imread('logo-cinvestav.jpg');
image(handles.imagen)
axis off

%Etiqueta de los ejes de las graficas
axes(handles.axes1);
xlabel('Tiempo(s)', 'fontweight', 'bold')
ylabel ('Temperatura(°C)', 'fontweight', 'bold')

axes(handles.axes2);
xlabel('Tiempo(s)', 'fontweight', 'bold')
ylabel ('Temperatura(°C)', 'fontweight', 'bold')

handles.output = hObject;

guidata(hObject, handles);

function varargout = Prueba_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

%Push-button para abrir el archivo
function Abrirarchivo_Callback(hObject, eventdata, handles)
%Abrir archivo .csv
[FileName Path]=uigetfile({'*.csv'}, 'Abrir documento');
if isequal(FileName,0)
    return

else
    %Abrir path del archivo
    Path_archivo=strcat(Path,FileName);
    %Leer el archivo .csv
    Datos_archivo=dlmread(Path_archivo);
%Seleccionar columna uno y dos de Datos_archivo correspondiente a cada
%termopila
    Termopila_1=Datos_archivo(:,1);
    Termopila_2=Datos_archivo(:,2);
%Eliminar datos basura
A=find(Termopila_1>571);
Termopila_1(A,:)=[];
B=find(Termopila_2>571);
Termopila_2(B,:)=[];
Termopila_2(2,:)=[];

%Conversión de datos digitales a analógicos

```

```

Voltaje1=Termopila_1*(5/1023);
Voltaje2=Termopila_2*(5/1023);
handles.nombre=Datos_archivo;

%Conversión de voltaje a temperatura
Temp1_K=(Voltaje1/(1.75e-09*0.95* sin((25*pi)/180).^2)).^(1/4);
Temp1_C=round(Temp1_K-273.15,2);
Temp2_K=(Voltaje2/(1.72e-09*0.95* sin((25*pi)/180).^2)).^(1/4);
Temp2_C=round(Temp2_K-273.15,2);
handles.t1=Temp1_C;
length(Temp1_C);
length(Temp2_C);

%Temp1_C(1:7,:)=[];

Temp2_C(1:18,:)=[];
Temp_extn=Temp2_C;

%Median fioltering
windowSize = 8;

b = (1/windowSize)*ones(1,windowSize);
a=1;
Temp1_CFil = filter(b,a,Temp1_C);

for i=1:8;
Temp1_CFil(i,:)=Temp1_C(i+8,:);
end

Temp2_CFil = filter(b,a,Temp2_C);

for i=1:8;
Temp2_CFil(i,:)=Temp2_CFil(i+8,:);
end

s=0;
j=1;
p=1;
k=1;

for i=1:length(Temp1_CFil)
s=Temp1_CFil(i)+s;
j=j+1;
if j==(8*p)+1
z(k)=round(s/8,2);
p=p+1;

```

```

        s=0;
        k=k+1;
        vector=z';
    end
end

s1=0;
j1=1;
p1=1;
k1=1;

for i1=1:length(Temp2_CFil)
    s1=Temp2_CFil(i1)+s1;
    j1=j1+1;
    if j1==(8*p1)+1
        z1(k1)=round(s1/8,2);
        p1=p1+1;
        s1=0;
        k1=k1+1;
        vector1=z1';
    end
end

handles.t3=round(vector,2);
handles.t4=round(vector1,2);
handles.t2=Temp2_C;
handles.t1=Temp1_C;
guidata(hObject,handles)

end

function Graficar_Callback(hObject, eventdata, handles)
% %Variables de la función "Abrir archivo"
% Temp2=handles.t2;
% Temp1=handles.t1;
vector=handles.t3;
vector1=handles.t4;

%Vectores para tiempo
L=length(vector);
N=(L*8)-8;
x=[0:8:N];

L1=length(vector1);
N1=(L1*8)-8;
x1=[0:8:N1];

```

```

%Gráfica de la temperatura corporal interna y externa
axes(handles.axes1);
plot(x,vector,'m',x1,vector1,'b','linewidth',1.5)
ylim ([20 40]);
grid on

%Etiqueta de los ejes
axes(handles.axes1);
xlabel('Tiempo(s)', 'fontweight', 'bold')
ylabel('Temperatura(°C)', 'fontweight', 'bold')
legend('Temperatura corporal externa', 'Temperatura corporal
interna', 'Location', 'NorthWest')

guidata(hObject,handles)

%Push button para graficar la temperatura media corporal
function C_Tmc_Callback(hObject, eventdata, handles)
%Vairables de la funcion "Abrir archivo"
vector=handles.t3;
vector1=handles.t4;

%Median Filtering
windowSize = 8;

b = (1/windowSize)*ones(1,windowSize);
a=1;

%Calcular tempratura corporal media
Tmc=round((0.64*vector1)+(0.36*vector),2);

handles.tmc=round(Tmc,2);
guidata(hObject,handles)

%Vector para el tiempo
L2=length(Tmc);
N2=(L2*8)-1;
x=[0:8:N2];

%Gráfica de la temperatura corporal media
axes(handles.axes2);
plot(x,Tmc,'r','linewidth',1.5)
ylim([30 40]);
grid on

%Etiqueta de los ejes

```

```

axes(handles.axes2);
xlabel('Tiempo(s)', 'fontweight', 'bold')
ylabel('Temperatura(°C)', 'fontweight', 'bold')

%Guardar los datos obtenidos de la temperatura corporal interna, interna y
%temperatura media corporal
function guardar_Callback(hObject, eventdata, handles)
%Abrir path para guardar archivo .csv
[FileName,Path]=uiputfile({'*.csv'}, 'Guardar documento');
nombre=fullfile(Path,FileName);

%Vairables de la función "Abrir archivo" y "C_Tmc"
vector=handles.t3;
vector1=handles.t4;

Temp_media=handles.tmc;

%Nombre de cada una de las columnas del archivo
A1={'Temperatura corporal interna'};
B1={'Temperatura corporal externa'};
C1={'Temperatura corporal media'};

%Escribir Nombre del archivo, Valores de temperatura corporal interna,
%externa y temperatura media corporal
xlswrite(nombre,A1,1,'A1');
xlswrite(nombre,vector1,1,'A2');
xlswrite(nombre,B1,1,'B1');
xlswrite(nombre,vector,1,'B2');
xlswrite(nombre,C1,1,'C1');
xlswrite(nombre,Temp_media,1,'C2');

```