



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
INALÁMBRICO PARA LA MEDICIÓN DE**



**TEMPERATURA DIFERENCIAL CORPORAL Y SATURACIÓN DE OXIGENO EN
LA SANGRE**

**ANGÉLICA MARÍA ALARCÓN SANTOS
OSCAR EDUARDO BALLESTEROS TALERO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES (E3T)
BUCARAMANGA**

2012



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
INALÁMBRICO PARA LA MEDICIÓN DE
TEMPERATURA DIFERENCIAL CORPORAL Y SATURACIÓN DE OXIGENO EN
LA SANGRE**



**ANGÉLICA MARÍA ALARCÓN SANTOS
OSCAR EDUARDO BALLESTEROS TALERO**

**TRABAJO PRESENTADO COMO REQUISITO PARCIAL PARA OPTAR AL TÍTULO DE:
*INGENIERO ELECTRÓNICO***

**DIRECTOR
JAIME G. BARRERO PEREZ
MAGISTER EN INGENIERÍA ELÉCTRICA**

**CODIRECTOR
SALVADOR PACHECO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES (E3T)
BUCARAMANGA**

2012

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	15
DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO DE GRADO	18
1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	19
1.1 INGENIERÍA BIOMÉDICA.....	19
1.1.1 INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA	19
1.2 TEMPERATURA CORPORAL. TERMORREGULACIÓN	21
1.2.1 MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL.....	23
1.3 PULSIOXIMETRÍA	24
1.3.1 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE.....	24
1.3.2 FRECUENCIA CARDIACA	25
1.3.3 DESCRIPCIÓN MÓDULO DE PULSIOXIMETRÍA COMERCIAL SP-100	26
1.4 SENSORES DE TEMPERATURA	27
1.4.1 TERMOPAR.....	28
1.4.2 DETECTORES DE TEMPERATURA RESISTIVOS (RTD)	29
1.4.3 PIRÓMETROS DE BAJA TEMPERATURA	30
1.4.4 TERMISTOR	31
1.4.5 SELECCIÓN DEL SENSOR A IMPLEMENTAR	32
1.5 MÓDULOS DE COMUNICACIÓN.....	33
1.5.1 ZIGBEE IEEE 802.15.4	33
1.5.2 BLUETOOTH.....	34
1.5.3 WI-FI	36
2 INTERFAZ ELECTRÓNICA Y CONSTRUCCIÓN DE LOS MÓDULOS	38
2.1 HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE TEMPERATURA CORPORAL	38
2.1.1 TERMISTOR SELECCIONADO. CALCULO DE PARÁMETROS	39
2.1.2 ACONDICIONADOR DE SEÑAL: PUENTE DE WHEATSTONE	42
2.1.3 AMPLIFICACIÓN.....	44
2.1.4 COMPARACIÓN	46
2.1.5 FILTRADO.....	47
2.2 OXÍMETRO DE PULSO COMERCIAL SP-100.....	56
2.3 CONFIGURACIÓN DEL MICROCONTROLADOR MCF51QE128.....	57
2.3.1 CONVERTIDOR ANALÓGICO-DIGITAL ADC.....	60
2.3.2 COMUNICACIÓN SERIAL ASÍNCRONA SCI	62
2.4 CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO XBEE.....	64
2.4.1 DIRECCIONAMIENTO DE LOS MÓDULOS XBEE	64
2.4.2 MODO DE CONEXIÓN TRANSPARENTE. PUNTO A PUNTO	65
2.4.3 ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO XBEE	66
2.5 ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA.....	67
2.6 CONSUMO DE POTENCIA.....	67

3	SOFTWARE DE LA INTERFAZ	70
3.1	VISUALIZACIÓN	72
3.2	PROGRAMACIÓN	76
3.3	SUPERVISIÓN REMOTA	81
4	PRUEBAS REALIZADAS AL PROTOTIPO	82
4.1	MEDICIÓN DE TEMPERATURA	83
4.2	MEDICIÓN DE <i>OFFSET</i> DEL DISPOSITIVO	85
4.3	MEDICIÓN DE PULSIOXIMETRÍA	86
4.4	FUENTES DE ERROR DEL DISPOSITIVO	88
4.4.1	<i>ERRORES ASOCIADOS AL MICROCONTROLADOR. ADC.....</i>	<i>88</i>
5	CONCLUSIONES	90
6	RECOMENDACIONES Y OBSERVACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA.....	94
	ANEXOS.....	96

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. CURVA DE DISOCIACIÓN DEL OXÍGENO.....	25
FIGURA 2. FUNCIONAMIENTO EFECTO <i>SEEBECK</i>	28
FIGURA 3. ESQUEMA GENERAL DEL DISPOSITIVO.....	38
FIGURA 4. DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA ADQUISICIÓN DE TEMPERATURA.	39
FIGURA 5. TOPOLOGÍA PUENTE DE WHEATSTONE ORCAD.	42
FIGURA 6. ESQUEMÁTICO DE AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN INA122P.....	45
FIGURA 7. CONFIGURACIÓN ETAPA DE AMPLIFICACIÓN Y COMPARACIÓN.....	47
FIGURA 8. DISEÑO DEL FILTRO UTILIZANDO LA HERRAMIENTA <i>FILTER PRO</i>	48
FIGURA 9. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE LA IMPLEMENTACIÓN DEL FILTRO <i>SALLEN KEY</i>	49
FIGURA 10. DIAGRAMA DE PINES DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM358.	50
FIGURA 11. RESPUESTA EN FRECUENCIA DEL FILTRO <i>SALLEN KEY</i>	50
FIGURA 12. RESPUESTA EN FRECUENCIA DEL FILTRO <i>SALLEN KEY</i> DISEÑADO VS IMPLEMENTADO.	52
FIGURA 13. TENSIÓN DE SALIDA DEL HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE TEMPERATURA VS RESISTENCIA GENERADA POR EL TERMISTOR.	55
FIGURA 14. DIAGRAMA DE FLUJO DE SEÑAL DE TAREAS DEL MICROCONTROLADOR.	59
FIGURA 15. TRAMA SERIAL ASÍNCRONO.	62
FIGURA 16. CONFIGURACIÓN <i>XBEE</i> PARA 16 Y 64 <i>BITS</i>	66
FIGURA 17. DIAGRAMA DE FLUJO DE SEÑAL DEL PROGRAMA EN LABVIEW™.	71
FIGURA 18. PANEL FRONTAL LABVIEW - SECCIÓN 1.....	73
FIGURA 19. PANEL FRONTAL LABVIEW - SECCIÓN 2.....	74
FIGURA 20. PANEL FRONTAL LABVIEW - SECCIÓN 3.....	75
FIGURA 21. PANEL FRONTAL LABVIEW - SECCIÓN 4.....	76
FIGURA 22. ESTRUCTURA JERÁRQUICA DE UTILIZACIÓN DE SUBVIS.	76
FIGURA 23. SUBVI DE LECTURA DE PUERTO, IDENTIFICACIÓN DE CABECERA Y SEPARACIÓN DE LA INFORMACIÓN.	77
FIGURA 24. SUBVI DEL PROCESAMIENTO DE LOS DATOS PARA OBTENER TEMPERATURA.	78
FIGURA 25. SUBVI DEL PROCESAMIENTO DE DATOS CORRESPONDIENTES AL OXÍMETRO.	80
FIGURA 26. VISTA PREVIA DEL ACCESO REMOTO AL APLICATIVO.....	81
FIGURA 27. PRESENTACIÓN DEL DISPOSITIVO – VISTA SUPERIOR	82
FIGURA 28. PRESENTACIÓN DEL DISPOSITIVO.	83
FIGURA 29. MECANISMOS DE TRANSFERENCIA DE CALOR CORPORAL.....	98
FIGURA 30. MECANISMOS DE REGULACIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL.....	101
FIGURA 31. COEFICIENTES DE EXTINCIÓN DE LA HEMOGLOBINA.	108
FIGURA 32. ESTADO DE LA ALIMENTACIÓN.	110
FIGURA 33. ESTADO DEL INTERRUPTOR “GENERAR REPORTE”.	111
FIGURA 34. UBICACIÓN DEL BOTÓN SALIR.	111
FIGURA 35. LEDS INDICADORES.....	112
FIGURA 36. MÓDULO DE TEMPERATURA CORPORAL.	113
FIGURA 37. ESQUEMÁTICO.	114
FIGURA 38. PCB CAPA TOP.	115
FIGURA 39. PCB CAPA BOT.	115
FIGURA 40. DIAGRAMA DE BLOQUES DE ADC.....	118

FIGURA 41. REGISTRO DE ESTADO Y CONTROL 1(ADCSC1).....	118
FIGURA 42. REGISTRO DE CONTROL Y ESTADO 2 (ADCSC2).....	119
FIGURA 43. ESTRUCTURA DEL REGISTRO DE TASA DE BAUDIOS.	120
FIGURA 44. ESTRUCTURA DEL REGISTRO DE CONTROL 1 SCIXC1.	122
FIGURA 45. ESTRUCTURA DEL REGISTRO DEL REGISTRO DE CONTROL 2 SCIXC2.	124

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. FRECUENCIA CARDIACA EN REPOSO DE ACUERDO A LA EDAD.....	26
TABLA 2. ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO COMERCIAL SP-100	27
TABLA 3. COMPARACIÓN MÓDULOS DE COMUNICACIÓN INALÁMBRICA.....	37
TABLA 4. VARIACIÓN DE LA PRECISIÓN DEL TERMISTOR.....	39
TABLA 5. VARIACIÓN DE LA RESISTENCIA DEL TERMISTOR CON RESPECTO A LA TEMPERATURA.....	41
TABLA 6. VALORES DEL FILTRO DISEÑADO.....	48
TABLA 7. TABLA DE RESISTENCIA DEL TERMISTOR VS LA TENSIÓN DE SALIDA.	53
TABLA 8. PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN DEL MÓDULO SP-100	56
TABLA 9. CARACTERÍSTICAS DE CONFIGURACIÓN DEL ADC.	61
TABLA 10. CARACTERÍSTICAS DE MÓDULOS DE COMUNICACIÓN SERIAL.....	63
TABLA 11. ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO <i>XBEE</i>	66
TABLA 12. CARACTERÍSTICAS BATERÍA POLÍMERO LITIO ION.....	67
TABLA 13. CONSUMO DE CORRIENTE Y POTENCIA PARA CÁLCULOS DE AUTONOMÍA DEL PROTOTIPO.....	68
TABLA 14. RESULTADOS OBTENIDOS DE MEDICIÓN DE TEMPERATURA DEL SENSOR 1....	84
TABLA 15. RESULTADOS OBTENIDOS DE MEDICIÓN DE TEMPERATURA DEL SENSOR 2....	85
TABLA 16. DATOS DE LA MEDICIÓN DE LOS PARÁMETROS SPO2 Y PULSO.	87
TABLA 17. RESULTADOS DE PRUEBA DE REPETIBILIDAD.....	88
TABLA 18. SELECCIÓN DEL ESCALAR DE LA TASA DE BAUDIOS.	121
TABLA 19. SELECCIÓN DEL SEGUNDO DIVISOR DE LA TASA DE BAUDIOS.	121

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A. CONCEPTOS MÉDICOS DE TEMPERATURA Y PULSIOXIMETRÍA	96
ANEXO B. MANUAL DE USUARIO	109
ANEXO C. DISEÑO DE LA PCB	114
ANEXO D. TABLA TEMPERATURA VS RESISTENCIA, TERMISTOR MA100GG232C	116
ANEXO E. PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR MCF51QE128	117

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN SISTEMA INALÁMBRICO PARA LA MEDICIÓN DE TEMPERATURA DIFERENCIAL CORPORAL Y SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE¹

AUTORES: Angélica María Alarcón Santos, Oscar Eduardo Ballesteros Talero².

PALABRAS CLAVE: Pulso cardiaco, pulsioximetría, saturación de oxígeno, temperatura.

DESCRIPCIÓN: El presente trabajo plantea el diseño e implementación de un dispositivo para la medición de las señales fisiológicas de temperatura corporal y saturación de oxígeno en la sangre. Parte de la explicación teórica de las señales biométricas a medir, temperatura corporal, frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno en la sangre, destacando la descripción y posterior selección del sensor de temperatura y el módulo de comunicación inalámbrico a implementar, presentando las características convenientes para cumplir los propósitos del proyecto. Se exponen las etapas de diseño y los criterios tomados para la implementación del módulo de temperatura corporal y el acondicionamiento del módulo de pulsioximetría. Se realiza la visualización mediante la herramienta computacional LabVIEW™, exhibiendo una interfaz amigable con los datos del usuario, mediciones de las señales fisiológicas implementadas, algunos cálculos estadísticos de dichas señales, entre otras. Asimismo se describen las pruebas a las que fue sometido el dispositivo a fin de verificar la validez de las mediciones tomadas por el mismo. Finalmente, se decide crear una página HTML, con el fin de ofrecer la posibilidad de monitorear y manipular la aplicación desde cualquier computadora que se encuentre conectada a la misma red.

Con el presente trabajo se logró el desarrollo de un prototipo para la medición de temperatura corporal diferencial y saturación de oxígeno en la sangre, que transmite los datos obtenidos mediante protocolo *ZigBee* IEEE 802.15.4, proporcionando un dispositivo portátil, inalámbrico y con la capacidad de monitorear señales biométricas desde cualquier punto remoto.

¹ Proyecto de grado desarrollado en la modalidad de investigación.

² Facultad de ingenierías Físico-mecánicas, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Grupo de investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación (CEMOS). Director: Msc. Jaime Guillermo Barrero. Co-Director: Salvador Pacheco.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A WIRELESS SYSTEM TO MEASURE DIFFERENTIAL BODY TEMPERATURE AND OXYGEN SATURATION IN BLOOD³

AUTHORES: Angélica María Alarcón Santos, Oscar Eduardo Ballesteros Talero⁴.

KEY WORDS: Heart pulse, pulse oximetry, oxygen saturation, temperature.

DESCRIPTION: This paper sets out the design and implementation of a device used to measure the body temperature and oxygen saturation in blood physiological signals. Part of the theoretical explanation of the biometrical signals to measure, body temperature, heart rate and oxygen saturation in blood, emphasizing on the description and further selection of the temperature sensor and the wireless communication unit to implement, showing the most convenient characteristics to achieve the purpose of the project. The stages of design and the criteria taken into account for the implementation of the unit of body temperature and the setting-out of the pulse oximetry unit are presented. The visualization through the LabVIEW computing tool presents an easy-to-use interface with the user's data, implemented physiological signals, some statistic calculations of the previous mentioned signals, among other functions. Furthermore, the tests the unit was subjected to are described in order to verify the validity of the measures taken previously by the unit itself. In the end, the decision of creating a HTML web page is taken with the purpose of monitoring and manipulating the application from any computer connected to the same network.

This project achieved the development of a prototype to measure the differential body temperature and oxygen saturation in blood that transmits the obtained data through a ZigBee protocol IEEE 802.15.4, providing a portable, wireless device with the capacity of monitoring biometrical signals from any remote location.

³ Degree's project developed with research purposes.

⁴ Facultad de ingenierías Físico-mecánicas, Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Grupo de investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación (CEMOS). Advisor: Msc. Jaime Guillermo Barrero. Co-Advisor: Salvador Pacheco.

INTRODUCCIÓN

La Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), tiene como objetivo brindar un cuidado integral a aquellas personas en condiciones críticas de salud, o en riesgo de estarlo. Es en dicho lugar donde se realiza una evaluación preliminar, a través de equipo especializado, de algunas variables fisiológicas que contribuyen a la interpretación de la situación clínica del paciente, y a enfocar la terapéutica.

La temperatura corporal y la saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂) son dos signos vitales de gran importancia en la determinación del estado clínico del paciente; la segunda, expresa la cantidad de oxígeno que se combina, en el sentido químico, con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, la cual transporta el oxígeno en la sangre hacia los tejidos, que permite detectar y analizar enfermedades pulmonares de alto índice de mortandad. Por otra parte, la primera es la capacidad de un cuerpo para ceder energía calorífica. Un gran número de enfermedades van acompañadas por cambios característicos en la temperatura corporal; igualmente, es posible controlar el curso de ciertas enfermedades midiendo dicha variable fisiológica.

La enorme demanda de pacientes que son internados genera una gran problemática debido a que se dificulta la atención médica adecuada a cada uno de los mismos, mostrando déficit en dispositivos médicos especializados y personal disponible para dicha atención; se atribuye la falta de equipo especializado a los elevados costos de estos. Esta situación conlleva a que el control de variables fisiológicas del paciente, como la temperatura corporal, se realice de forma manual, cumpliendo jornadas de extenuante atención.

Estos aspectos plantean una fuerte discusión en torno a una solución viable. Se hace necesario estudiar la viabilidad de fabricar equipos médicos, que permitan

un bajo costo y aprovechamiento del intelecto nacional en formación, ofreciendo un servicio de alta calidad y facilidades de visualización, almacenamiento e impresión de datos, y demás características que hagan factible y atractivo dichos dispositivos y permitan aumentar su cobertura de atención en la UCI.

Es por lo anterior que se hace necesario diseñar e implementar un sistema de medición de temperatura diferencial corporal y de saturación de oxígeno en la sangre con transmisión inalámbrica de datos y visualización en la plataforma LABVIEW, que será entregado a la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander, con el fin ser utilizado en investigaciones en el Grupo de Investigación en Neurociencias y Comportamiento (NYC), que permita realizar mediciones, procesamiento y análisis de resultados de las variables mencionadas.

El presente documento recopila el proceso, y los resultados obtenidos, durante la investigación. Éste se organiza en cinco capítulos, de la siguiente manera:

En el capítulo 1 se expone el marco teórico y fundamentos sobre el cual está soportado el presente trabajo. Se presentan las definiciones básicas en el campo de medicina que son fundamentales y relevantes para un correcto entendimiento del planteamiento del sistema a implementar. También se realiza una descripción de los distintos sensores de temperatura disponibles, el módulo de pulsioximetría comercial y las distintas tecnologías de comunicación inalámbrica, comparando cada una de las mismas y seleccionando el sensor de temperatura y el módulo de comunicación a implementar.

El capítulo 2 muestra el diseño e implementación del sistema de adquisición de las variables fisiológicas y las consideraciones que se tuvieron en cuenta para la realización del hardware del sistema. Se describe la programación del microcontrolador y la configuración del módulo XBee, así como la alimentación del sistema y su consumo de potencia.

El capítulo 3 muestra las consideraciones tenidas en cuenta para la elaboración de la interfaz visual implementada en LABVIEW, y el manejo de las señales de temperatura y saturación de oxígeno. A su vez, se presenta el proceso de implementación de la supervisión remota del dispositivo.

En el capítulo 4 se explican las pruebas realizadas al equipo y los resultados obtenidos.

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

DESCRIPCIÓN DEL TRABAJO DE GRADO

El proyecto dejará como resultado un dispositivo que permitirá medir la temperatura diferencial corporal y la saturación de oxígeno en la sangre SPO_2 con transmisión de estos datos vía inalámbrica a una aplicación desarrollada en LABVIEW para visualización y análisis de los datos. El dispositivo a desarrollar brindará a la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander un instrumento de medida de las variables antes enunciadas cuya aplicación inmediata serán los proyectos de investigación en psicofisiología.

OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un sistema de medición de temperatura diferencial corporal saturación de oxígeno en la sangre con transmisión inalámbrica de datos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un prototipo que realice la medida de temperatura diferencial corporal. (Ver capítulo 2)
- Acondicionar el módulo SP100 para obtener la medida de SpO_2 mediante un microcontrolador. (Ver capítulo 2)
- Implementar el sistema de medición de las variables temperatura y SpO_2 con transmisión inalámbrica de los datos al PC para uso en laboratorio de Neurociencias de la facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander. (Ver capítulos 2 y 3)
- Implementar una interfaz de visualización en PC de las señales fisiológicas sensadas, que permita realizar almacenamiento de dichas señales, operaciones estadísticas y registro de datos, administración de usuarios y alarmas visuales. (Ver capítulos 3 y 4)

1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 INGENIERÍA BIOMÉDICA

La Ingeniería Biomédica aplica mecánica, química, óptica, eléctrica y otros principios de ingeniería para comprender los sistemas de control biológicos, así como el diseño e implementación de dispositivos para controlar y monitorear las funciones fisiológicas y ayuda para el diagnóstico y tratamiento de los pacientes [1].

El gran potencial de la ingeniería Biomédica está enfocado en la identificación de los problemas y necesidades en el sistema de salud, con el fin de proporcionar soluciones de ingeniería, de alta calidad a un costo razonable. Se requiere satisfacer las falencias en la atención y prevención ambulatoria, suministrando herramientas y técnicas, para generar un sistema de salud más eficiente y eficaz, y en dicho proceso, mejorar la calidad de vida de todos.

1.1.1 INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

La rama de las matemáticas estadísticas que incluye la medición y análisis de variables fisiológicas es la *Biometría*. El campo de la *instrumentación biomédica* es la encargada de proporcionar las herramientas necesarias para alcanzar dichas medidas, obteniendo un crecimiento progresivo en los últimos años.

La investigación en este campo comenzó en el siglo XIX, cuando el electrocardiograma (ECG) se utilizó paulatinamente por Einthoven [2]. Sin embargo, los avances en este campo han sido bastante lentos debido a los altos costes de desarrollo de los instrumentos médicos y, a veces, a la falta de

cooperación de la profesión médica y el personal del hospital en cuanto a la baja utilización de nuevos equipos [2].

Los instrumentos biomédicos son utilizados en todos los niveles de especialización de los sistemas de salud y por su importancia constituyen la columna vertebral de los servicios médicos en cuanto a prevención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades, incluso siendo indispensables en el seguimiento de pacientes sometidos a cirugía o bajo cuidados intensivos. La instrumentación Biomédica se puede clasificar en:

1. La *Instrumentación Clínica* que se dedica al diagnóstico, atención y tratamiento de los pacientes.
2. *Investigación de instrumentación* que se utiliza principalmente en la búsqueda de nuevos conocimientos relativos a los diferentes sistemas que componen el organismo humano [2].

Dentro del cuerpo humano se pueden encontrar sistemas eléctricos, mecánicos, térmicos, hidráulicos, neumáticos, entre otros, cada uno de los cuales se comunica internamente con otros sistemas del cuerpo y externamente con el medio ambiente a través de un sistema de control multinivel y una de red de comunicación [3]. La articulación de dichos sistemas generan los principales sistemas funcionales del cuerpo, incluyendo el sistema cardiovascular, el sistema respiratorio, el sistema nervioso, etc. Los sistemas funcionales se pueden dividir en subsistemas u órganos, que se pueden subdividir en unidades más pequeñas. El objetivo principal de la instrumentación biomédica es hacer posible la medición de la información que es transferida entre cada elemento o sistema.

Así, los diferentes sistemas del cuerpo transmiten información útil que describe el estado de cada una de las funciones que realizan. Estas señales son los potenciales bioeléctricos asociados con la conducción nerviosa, la actividad cerebral, el ritmo cardíaco, la actividad muscular, el nivel térmico, y así sucesivamente [3].

Ahora, se presentarán los conceptos básicos que describen las variables fisiológicas que serán objeto de estudio en este proyecto, la temperatura corporal y la saturación de oxígeno en la sangre.

1.2 TEMPERATURA CORPORAL. TERMORREGULACIÓN

La magnitud física que permite medir el nivel térmico de un cuerpo, es decir, su capacidad para ceder energía calorífica se conoce como temperatura. Específicamente, la temperatura depende del movimiento de las moléculas que componen a la sustancia, si éstas están en mayor movimiento, su temperatura será elevada, es decir, estará más caliente. El calor es la energía que se pierde o se gana en cada proceso del cuerpo humano. Es por ello que, aunque los términos temperatura y calor se relacionan entre sí, son conceptos diferentes: la temperatura es una propiedad de los cuerpos y el calor es un flujo de energía entre dos cuerpos que tienen entre sí un diferencial de temperatura.

Ahora bien, la temperatura corporal se define como la medida del grado de calor de un organismo, desempeñando un papel importante para determinar y evaluar las condiciones de supervivencia de los seres vivos [4].

Justamente, los seres humanos funcionan en un rango muy limitado de temperatura corporal para asegurar su supervivencia, evitando estar expuestos a temperaturas extremas. Para poder establecer el rango de temperatura normal, se debe conocer el gradiente de temperatura que describe el cuerpo humano. Es necesario entonces establecer una división entre la temperatura de los tejidos u órganos del cuerpo, la cual tiene un comportamiento constante y está fuertemente regulada, y la temperatura cutánea de los tejidos periféricos, cuya temperatura puede oscilar ampliamente dependiendo tanto del medio ambiente, como del grado de defensa ante la pérdida de calor y de las actividades particulares, entre otros. De este modo, el término temperatura corporal se referencia de acuerdo a qué lugar del cuerpo está siendo sometido a la medición, teniendo:

1. *Temperatura superficial:* referida al revestimiento periférico, como la piel, el tejido subcutáneo y la parte superficial de la masa muscular cuya principal función es ser un sistema regulador para mantener una temperatura central constante. El medio ambiente es el principal factor de variabilidad de la temperatura periférica, aunque hay otros factores de alteración de la misma. La temperatura media de la piel para una persona promedio sometida a una temperatura ambiente de 25 °C es de 33 °C.

2. *Temperatura central:* representa la temperatura media en áreas corporales centrales profundas como el cerebro, corazón, órganos abdominales. Está constituida por las regiones craneal, torácica, abdominal y pélvica. En condiciones normales, la temperatura interna del cuerpo fluctúa entre 36.5 - 37.5 °C.

Una de las características notables del organismo humano es ser homeotermo, lo cual significa que para mantener una temperatura central dentro de un límite estrecho, de 36 a 37 °C, requiere poner en marcha el sistema termorregulador ante alteraciones significativas de condiciones ambientales y estrés térmico [5].

El control de la temperatura del cuerpo humano es un mecanismo complejo que implica la liberación de neurotransmisores y hormonas, redistribuyendo el flujo sanguíneo a la piel, el sistema respiratorio, la sudoración y el ajuste de la tasa metabólica. Dicho sistema termorregulador puede ser alterado por un estado patológico determinado (fiebre) o por un evento externo. Por tal razón, la temperatura es un parámetro de gran importancia en el diagnóstico, tratamiento y control de muchas enfermedades. Una temperatura elevada del tejido local puede ser indicación de exceso o anormalidad de las tasas metabólicas. La medición de temperatura también es fundamental en muchos procedimientos terapéuticos donde se puede estar en estado de hipertermia o hipotermia [6].

1.2.1 MEDICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

Debido a la no uniformidad de la temperatura en todo el cuerpo, se hace muy difícil e inoficioso establecer una temperatura media de todos los puntos del cuerpo; por ello, se han determinado sitios específicos para la medición de la temperatura, los métodos clásicos para medir la temperatura son: bucal, axial, inguinal y rectal [4].

Sin embargo, los lugares anatómicos utilizados como referencia de temperatura corporal central son:

- *El recto:* se considera que la temperatura rectal es un buen criterio para determinar la temperatura interna ya que es un buen indicador del almacenamiento del calor metabólico durante el ejercicio. La temperatura rectal es aproximadamente 0.6°C mayor que la temperatura oral-sublingual. Puede variar diariamente entre 36.3°C y 37.4°C.
- *El canal auditivo:* por su proximidad del canal auditivo del hipotálamo, la temperatura timpánica puede utilizarse como criterio para la estimación de la temperatura interna. De menor precisión que la toma rectal.
- *La cavidad oral-sublingual:* es un buen indicador de la temperatura corporal central y suele oscilar entre 35,8 y 37,2 °C. No puede tomarse si la respiración es bucal y la medida se ve alterada por el frío exterior y las bebidas recientes ya sean estas frías o calientes.
- *El esófago:* diversos investigadores consideran que la temperatura del esófago es preferible a la timpánica debido a que nos permite obtener una medida indirecta de la temperatura de la sangre arterial según es bombeada por el corazón.
- *Axilar:* es la más cómoda y segura, aunque la menos exacta. Es poco representativa de la temperatura interna, ya que aumenta y desciende con la temperatura del entorno, y tiende a ser 1°C inferior a la rectal. Varía entre 36.2°C y 36.9°C.

Las diferencias usuales entre los valores de temperatura de los diferentes lugares de medición son:

Temperatura Rectal 0.5°C>	Temperatura oral o auditiva 0.5°C>	Temperatura axilar
36.3 – 37.7°C	35.8 - 37.2 °C	36.4 - 37°C

1.3 PULSIOXIMETRÍA

La pulsioximetría, constituye una de las herramientas fundamentales para la monitorización en tiempo real y no invasiva de la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) de los pacientes hospitalizados y, en especial, en pacientes en situación crítica, tanto médico como quirúrgico. Ofrece una lectura fiable y constante de la saturación de la hemoglobina arterial (oxihemoglobina), además de ofrecer información del ritmo cardíaco [9].

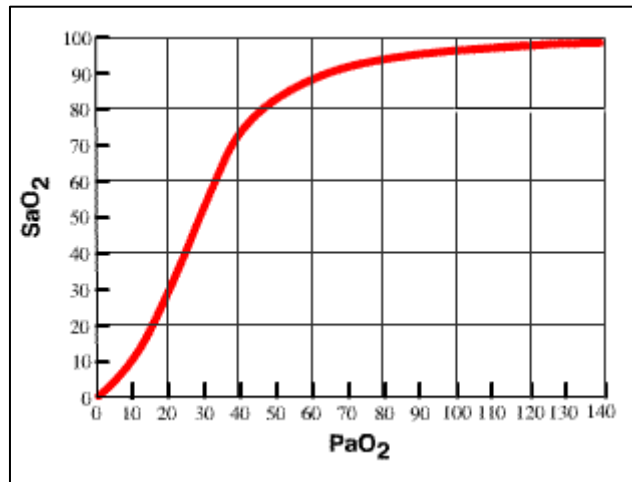
La medida de la saturación de la hemoglobina (Hb) con el oxímetro de pulso, es una práctica común en muchas áreas de la medicina clínica, desde la anestesia, la terapia respiratoria, el cuidado intensivo y la investigación en pacientes con problemas cardiopulmonares.

1.3.1 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE

La saturación de oxígeno en la sangre (S_pO₂), indica la relación que hay entre la cantidad de hemoglobina presente y la cantidad de hemoglobina combinada con oxígeno (oxihemoglobina) y no la cantidad de oxígeno que llega a los tejidos.

Se mide S_aO₂ cuando se realiza la medición en la sangre arterial, lo que realmente miden los equipos comerciales se denomina SpO₂ que es la mezcla de la medida de P_aO₂ (presión arterial de oxígeno) y la S_aO₂ (saturación de oxígeno), estas dos variables están relacionadas por la curva de disociación del oxígeno.

Figura 1. Curva de disociación del oxígeno.



Fuente: Gómez, et al. [10]

La medición de saturación de oxígeno es muy útil para evaluar la oxigenación arterial en pacientes de tratamiento intensivo, emergencia o servicios ambulatorios, sus valores típicos oscilan entre 95% y 97% con un rango de variación del 2%, para valores inferiores a 90% se asocian situaciones patológicas e insuficiencia respiratoria [10].

1.3.2 FRECUENCIA CARDIACA

La frecuencia cardiaca, o simplemente pulso, es definido como el número de veces que el corazón realiza el ciclo completo de llenado y vaciado de sus cámaras en un tiempo determinado; por comodidad el pulso se expresa siempre en contracciones por minuto.

La sangre es bombeada fuera del corazón a través de tubos elásticos llamados arterias y es en estas en las que las pulsaciones son palpables y hasta visibles, permitiendo la cuantificación del ritmo y de la frecuencia cardiaca [10].

En condiciones normales, genera un impulso eléctrico cada vez que el corazón late, en función de la edad del individuo y de su grado de actividad.

Tabla 1. Frecuencia cardiaca en reposo de acuerdo a la edad.

Frecuencia cardiaca en reposo de acuerdo a la edad	
Edad	Latidos por minuto
Recién nacidos	de 100 a 160
Niños de 1 a 10 años	de 70 a 120
Niños de 10 años y adultos	de 60 a 100
Atletas bien entrenados	de 40 a 60

En el Anexo se presentan algunos aspectos médicos de temperatura y pulsioximetría de gran interés, con el fin de permitir al lector la posibilidad de profundizar acerca de estos temas.

1.3.3 DESCRIPCIÓN MÓDULO DE PULSIOXIMETRÍA COMERCIAL SP-100

El modulo SP100 es utilizado para la medición de saturación de oxígeno y frecuencia del pulso en recién nacidos, niños y adultos. Es un modulo pequeño, de fácil instalación y alta precisión, trabaja con una alimentación de 5 V, con onda de pulso pletismográfica y protocolo de comunicación compatible con BCI.

La presenta las especificaciones del módulo Sp-100 con el cual se desarrolla el proyecto.

Tabla 2. Especificaciones del módulo comercial Sp-100

Spo2: BF	
Requerimientos de potencia	
Voltaje	5.0V ±0.20V DC
Consumo de potencia	40mA
Temperatura de operación	5-40°C
Temperatura de almacenamiento	-20-+70°C
Humedad relativa	0-85% (sin condensación)
Dimensiones	53 x 40 x 9 mm
Spo2	
Medición	0-99% SpO2 Funcional
Precisión	±2 @ 70-100% SPO2
	Menor del 70% es indefinido
Velocidad de pulso	
Medición y alarma	30-255 bpm
Precisión	<± 2 bpm o ± 2%
Grafico de barras	0-8
Pletismográfica	0-100 auto-ganancia para alta resolución
niveles lógicos de comunicación serial	Niveles de voltaje TTL o Niveles de voltaje RS232
Compatible	
IEC60601-1	SPO2: BF
IEC60601-1-27:1994	
ANSI/AAMI SP10: 1992	
ANSI/AAMI EC 13-92	
EN865	
EN12470-4:2001	

Fuente: Hoja de datos módulo de pulsioximetría Sp-100

1.4 SENSORES DE TEMPERATURA

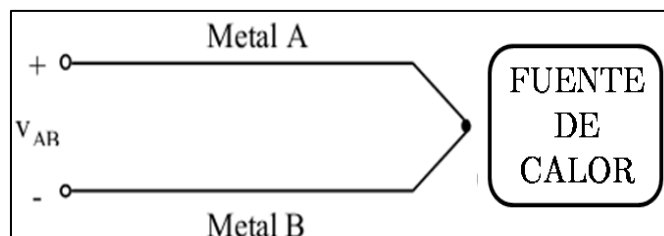
Se describen los sensores de temperatura más utilizados en el mercado, especificando sus características y sus campos de mayor aplicación.

1.4.1 TERMOPAR

Los termopares son los sensores de temperatura más extendidos, tanto en la industria como en los laboratorios, debido a su construcción robusta y amplio rango de medición de temperatura. A pesar de su gran aplicación, no es sencillo lograr el correcto manejo del transductor, ya que existen muchos tipos de termopares y sus datos requieren cierto tratamiento riguroso para obtener resultados válidos [11].

El principio operativo del termopar se basa en el efecto *Seebeck*. Thomas Seebeck descubrió que en un circuito de dos metales distintos homogéneos con dos uniones a diferente temperatura, aparece una corriente eléctrica, pero si se abre el circuito, se obtendrá una fuerza termo-electromotriz o diferencia de potencial que depende de los metales, y es función de la temperatura a la cual se encuentran las uniones.

Figura 2. Funcionamiento efecto Seebeck.



Para realizar medida con termopares debe tenerse una unión de medida y otra unión de referencia a una temperatura conocida y lo más constante posible. Esto aprovecha la ley de temperaturas intermedias o sucesivas, que declara que la FEM generada por las temperaturas T_1 y T_3 se obtiene aplicando la ecuación $FEM E_3 = FEM E_2 + FEM E_1$, donde la FEM E_1 es generada por un termopar que

tiene los extremos a temperaturas diferentes T_1 y T_2 y la FEM E_2 es la generada entre las temperaturas T_2 y T_3 , donde T_2 se mantiene constante.

Existen dos efectos reversibles que rigen el trabajo de un termopar y son el efecto Peltier, que manifiesta que el sentido del flujo de corriente en un circuito cerrado compuesto por dos metales distintos homogéneos depende del sentido del flujo de calor, y el efecto Thompson, que consiste en la absorción o liberación de calor por parte de un conductor homogéneo con temperatura no homogénea; se absorbe calor si la corriente y el calor fluyen en direcciones opuestas, y se libera calor si fluyen en la misma dirección [12].

Las principales ventajas de los termopares son su bajo costo, rápida respuesta a cambios de temperatura, y su amplio rango de medida, aunque en aplicaciones biomédicas esto puede implicar un sacrificio de resolución y precisión.

Sus limitaciones son significativas; en primer lugar, limita el paso de la corriente a un mínimo, para que la temperatura de la unión de la medida no sea distinta a la que se desea medir y la unión de referencia mantenga la temperatura supuesta, para así evitar el problema de autocalentamiento. Por otro lado, los conductores deben ser homogéneos y por ello no deben sufrir tensiones mecánicas ni térmicas, lo que implica la toma de extremas precauciones al realizar instalaciones y mantenimientos. Otra limitación se refiere a la necesidad de mantener una de las juntas a temperatura constante para medir la temperatura de la otra unión, cualquier cambio en la referencia es una fuente de error [13].

1.4.2 DETECTORES DE TEMPERATURA RESISTIVOS (RTD)

Son sensores basados en la variación de la resistencia eléctrica de un conductor con la temperatura. Su rango de medición es menor que el del termopar,

abarcando desde -200°C hasta 800°C. El material de fabricación más utilizado es el platino. Estos transductores se emplean en aplicaciones que requieren alta precisión y repetibilidad, como control de calidad de alimentos y aplicaciones farmacéuticas.

El principio operativo del RTD consiste en que la resistencia de la mayoría de los metales aumenta con la temperatura. En un conductor, el número de electrones disponibles para la conducción no cambia apreciablemente con la temperatura, pero si ésta aumenta, las vibraciones de los átomos alrededor de sus posiciones de equilibrio son mayores, y así dispersan más eficazmente a los electrones, reduciendo su velocidad media. Esto implica un coeficiente de temperatura positivo, es decir, un aumento de la resistencia con la temperatura [12]. Esta dependencia se expresa en la ecuación (1), donde R_0 es la resistencia a la temperatura de referencia y T el incremento de temperatura respecto a la referencia y α_1 es el coeficiente de temperatura de la resistencia.

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

La utilización de estos sensores tiene diversas limitaciones, una de ellas está referida al auto-calentamiento provocado por el circuito de medida, esto debe evitarse para que el sensor esté a la misma temperatura que está detectando. Otro aspecto a considerar es la posible deformación mecánica a la cual puede estar sometido el conductor, provocando cambios en el valor de la resistencia.

1.4.3 PIRÓMETROS DE BAJA TEMPERATURA

Existe una relación entre la temperatura corporal superficial y su emisión de radiación. El cuerpo humano es radiante, lo que implica que es posible medir la temperatura del cuerpo sin contacto directo. En la termografía médica se mapea

la distribución de temperatura del cuerpo con una sensibilidad de pocas décimas de grado Kelvin. Un cuerpo por encima del cero absoluto irradia potencia electromagnética en una cantidad que depende de la temperatura y condiciones físicas.

$$W_{\lambda} = \frac{e * C_1}{\lambda^5 \left(e^{\frac{C_2}{\lambda * T}} - 1 \right)} \quad (2)$$

Donde:

$$C_1 = 3.74 * 10^4 \text{ (W * cm}^2 \text{ - } \mu\text{m)}$$

$$C_2 = 1.44 * 10^4 \text{ } \mu\text{m * K}$$

T = Temperatura del cuerpo negro, K

e = emisividad, la cantidad en la cual una superficie se desvía de un cuerpo negro ($e = 1$)

Un cuerpo negro es un radiador térmico ideal: absorbe toda la radiación incidente y emite la máxima radiación térmica posible. Se miden longitudes de onda y esa radiación se asocia con la temperatura respectiva. Las señales son muy débiles y se deben amplificar y procesar [13].

La termometría ha sido utilizada para la determinación de la temperatura interna midiendo la magnitud de la radiación infrarroja emitida por la membrana timpánica. Este método tiene la ventaja que mide la temperatura real del cuerpo de estudio, y no se da entonces el proceso termodinámico de transferencia de calor de un cuerpo al otro.

1.4.4 TERMISTOR

Son sensores resistivos, compuestos de material semiconductor que varía su resistencia con la temperatura. Son de alta resistencia y se emplean con mucha frecuencia en aplicaciones de adquisición de datos. Hay dos clases de termistores, dependiendo de su coeficiente de temperatura, puede ser positivo (PTC: *positive*

temperature Coefficient), donde al aumentar la temperatura aumenta la resistencia, o negativo (NTC: *negative temperature Coefficient*), si al aumentar la temperatura disminuye la resistencia. Como la mayoría de sensores, tienen un comportamiento no lineal.

El principio de operación del termistor se basa en la dependencia que tienen los semiconductores con la temperatura. Al aumentar la temperatura lo hace también el número de portadores, reduciendo de esta manera la resistencia y de ahí la presencia de coeficientes de temperatura negativos [12]. Ésta dependencia varía con la presencia de impurezas, y cuando se realiza un dopado intenso el semiconductor adquiere propiedades metálicas con coeficiente de temperatura positivo.

Para los termistores con NTC, la ecuación (3) relaciona la resistencia en función de la temperatura, donde R_0 es la resistencia a una temperatura T_0 (K) que se toma generalmente a 25 °C (298K), y β se denomina coeficiente de temperatura característica del material y está en el rango de 2000 K a 5000 K, aunque generalmente el fabricante especifica dicho valor.

$$R_T = R_0 * e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (3)$$

1.4.5 SELECCIÓN DEL SENSOR A IMPLEMENTAR

Teniendo en cuenta las características de cada uno de los sensores nombrados anteriormente, se han seleccionado los termistores debido al gran aumento de su aplicabilidad en el entorno médico. Destaca su alta sensibilidad, permitiendo obtener alta resolución en la medida de temperatura, lo cual lo hace muy atractivo para aplicaciones biomédicas [12]. Además, debido a su alta resistividad pueden

tener una masa pequeña que proporciona comodidad en diversas aplicaciones donde el tamaño de los sensores es concluyente. Poseen una respuesta rápida y permite emplear hilos largos para su conexión aunque estos estén sometidos a cambios de temperatura, porque ellos tienen mayor resistencia y coeficiente de temperatura. Como limitaciones cabe mencionar que los sensores están sometidos al fenómeno de auto-calentamiento, por lo tanto, requiere un circuito que compense dichas variaciones.

1.5 MÓDULOS DE COMUNICACIÓN

1.5.1 ZIGBEE IEEE 802.15.4

Iniciado por *Philips, Honeywell, Invensys* y seguido por *Motorola* (ahora *Freescale*), *Mitsubishi* y hasta 25 empresas para crear un sistema estándar de comunicaciones inalámbrico con capacidades de control y monitoreo que sea confiable, de bajo consumo energético y bajo costo, que funcionen vía radio y de modo bidireccional, para usarlo dentro de dispositivos de domótica, automatización de edificios (denominado inmótica), control industrial, periféricos de PC y sensores médicos [14].

Ofrece tres bandas de frecuencia de operación junto con algunas configuraciones de red y proporcionando seguridad.

La tecnología inalámbrica *Zigbee* puede transmitir a velocidades comprendidas desde 20 Kbps hasta 250 Kbps. Sus rangos de alcance varían desde 10 m a 1200 m. Opera en las bandas libres ISM (*Industrial, Scientific & Medical*) de 2.4 GHz (Mundial), 868 MHz (Europa) y 915 MHz (EEUU).

Una red *Zigbee* puede estar formada por hasta 255 nodos los cuales tienen la mayor parte del tiempo el *transceiver zigbee* dormido, con el fin de consumir menos que otras tecnologías inalámbricas; puede ser alimentado con dos pilas AA

durante mínimo 6 meses y hasta 2 años. Es utilizado en topologías como estrella, punto a punto, malla, árbol.

Proporciona un mejor soporte para las redes más grandes, ofreciendo más opciones de gestión, flexibilidad y desempeño. Tiene la capacidad de dividir mensajes más largos y permitir la interacción con otros protocolos, sus redes cambian los canales de forma dinámica en caso que ocurran interferencias.

Ventajas de las redes *Zigbee*:

- Diseñado para el direccionamiento de información y el refrescamiento de la red.
- Óptimo para redes de baja tasa de transferencia de datos.
- Ideal para conexiones punto a punto y punto a multipunto.
- Alojamiento de 16 bits a 64 bits de dirección extendida.
- Bajo consumo de energía, detección de energía.
- Soporte de múltiples topologías de red: dinámica, estática, estrella y malla.
- Una red *Zigbee* tiene 128-bits AES de cifrado proporcionando conexiones seguras entre dispositivos con una construcción más sencilla.

Desventajas de las redes *Zigbee*:

- Tiene menor cobertura por pertenecer a redes inalámbricas de tipo WPAN.
- La tasa de transferencia es muy baja.
- Solo manipula textos pequeños comparados con otros estándares inalámbricos y no puede ser compatible con *Bluetooth* debido a que no pueden tener la misma tasa de transferencia ni la capacidad de soporte para nodos [14].

1.5.2 BLUETOOTH

Bluetooth es un sistema de comunicación inalámbrico que aparece asociado a las Redes de Área Personal Inalámbricas, en inglés WPAN (*Wireless Personal Area*

Network). Esta nueva especificación está establecida para el enlace entre dispositivos de voz y datos a corto alcance, de forma fácil y simple[15]. *Bluetooth* opera en una banda no licenciada ISM de 2.4-2.5GHz permitiendo la transmisión de voz y datos, de forma rápida y segura con un rango de hasta 10 metros con 1 mW o 100 metros si se usa un amplificador con 100 mW. Puede transferir datos de forma asimétrica a 721 Kbps y simétricamente a 432 Kbps. Se puede transmitir voz, datos e incluso vídeo. Para transmitir voz son necesarios tres canales de 64 Kbps, para transmitir vídeo es necesario comprimirlo en formato MPEG-4 y usar 340 Kbps para conseguir refrescar 15 veces por segundo una pantalla VGA de 320x240 puntos. *Bluetooth* minimiza la interferencia potencial al emplear saltos rápidos en frecuencia (1600 veces por segundo).

Diferencias entre *Bluetooth* y *ZigBee*:

Una red *ZigBee* puede constar de más de 65.000 nodos distribuidos en subredes de 255 nodos, mientras que una red *Bluetooth* tiene máximo 8 nodos en una subred.

Zigbee tiene un menor consumo eléctrico, debido a que el sistema *Zigbee* está la mayor parte del tiempo dormido, mientras que en una comunicación *Bluetooth* esto no se puede dar ya que suelen estar transmitiendo y/o recibiendo todo el tiempo.

En general, cuando se está en transmisión, *ZigBee* tiene un consumo de 30 mA y *Bluetooth* tiene un consumo de 40 mA; cuando se está en reposo, una comunicación *Bluetooth* consume 0.2 mA, mientras que una comunicación *ZigBee* consume solo 3 μ A.

La velocidad de transferencia de *ZigBee* es mucho menor a la de *Bluetooth*, *ZigBee* alcanza una velocidad de 250Kbps, mientras que en *Bluetooth* es hasta 1Mbps. Por estas características, *Bluetooth* se usa para aplicaciones con mayor carga de información de transmisión, como teléfonos móviles e informática casera; la velocidad de *ZigBee* lo lleva a aplicaciones como la domótica y sensores médicos, donde la transferencia de datos es menor. Para el caso de sensores

médicos, *ZigBee* garantiza ser un medio idóneo para aplicaciones que se basan en transmisión de datos a partir de medidas capturadas por parte de un conjunto de sensores.

1.5.3 Wi-Fi

Se basa en el protocolo IEEE 802.11, por lo tanto se pueden encontrar diversos tipos de *Wi-fi*. Es un sistema de comunicación WLAN (*Wireless Local Area Network*) que se utiliza para redes de PC y periféricos. Puede proporcionar una velocidad de 11Mbps (IEEE 802.11b) hasta 108Mbps (IEEE 802.11n). En la actualidad se utiliza el protocolo IEEE 802.11a por lo cual opera en la banda de 5Ghz [14].

La principal ventaja que proporciona *Wi-fi*, después de las altas velocidades de transferencias, es su capacidad de suministrar una amplia cobertura, logrando distancias hasta de 100 metros en interiores. Su desventaja es su gran consumo de energía y robustez; por ejemplo, el nodo *ZigBee* más completo requiere en teoría cerca del 10% de *software* de un nodo de *Wi-fi* típico.

En la siguiente tabla se presenta un resumen de las principales características de las tecnologías *Wi-Fi*, *Bluetooth* y *ZigBee*.

Tabla 3. Comparación módulos de comunicación inalámbrica.

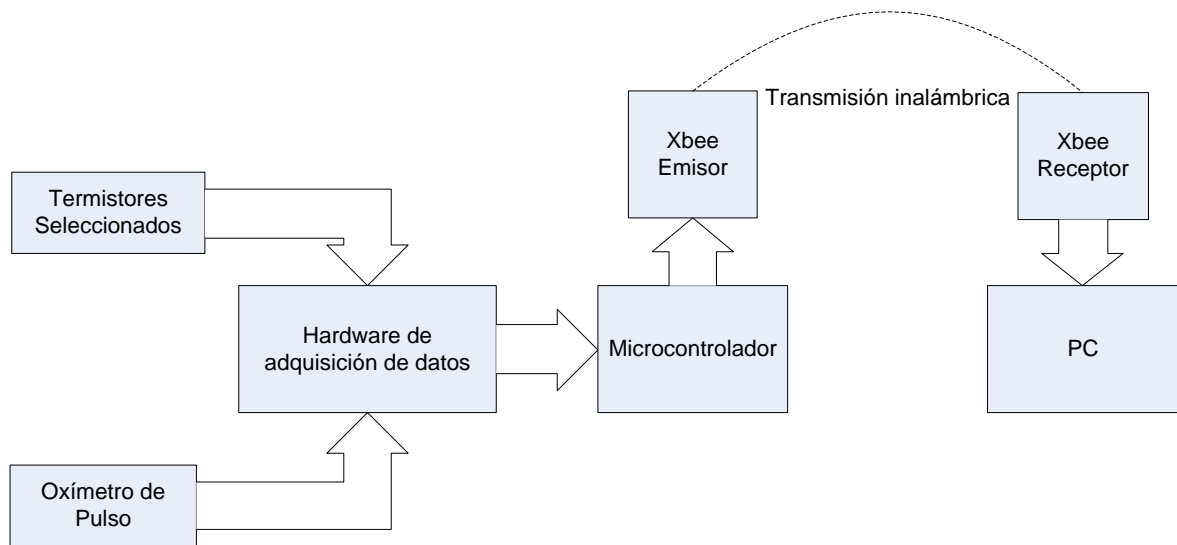
	ZigBee	Bluetooth	Wi-fi
Bandas de Frecuencias	2,4 GHz, 868/915 MHz	2,4 GHz	2,4 GHz
Tasa de transferencia	250 kbps (2,4 GHz), 40 kbps (915 MHz), 20bps (868 MHz)	1 Mbps	11 Mbps
Número de canales	16 (2,4 GHz), 10 (915 MHz), 1 (868 MHz)	79	11
Número de dispositivos	255/65535	8	32
Requisitos de alimentación	Baja - Semanas de batería	Media - Días de batería	Media - Horas de batería
Arquitecturas	Estrella, árbol, punto a punto y malla	Estrella	Estrella
Aplicaciones típicas	Control y monitoreo de bajo costo	Computadores y teléfonos	Edificio con internet

Se escoge la tecnología *ZigBee* ya que es ideal para aplicaciones que requieren comunicaciones seguras para control y monitoreo, ideal para comunicaciones punto a punto y punto - multipunto, con baja tasa de envío de datos y, especialmente, su bajo consumo de energía, permitiendo una maximización de la vida útil de sus baterías.

2 INTERFAZ ELECTRÓNICA Y CONSTRUCCIÓN DE LOS MÓDULOS

En la Figura 3, se presenta el diagrama de bloques del sistema, el cual muestra de forma general las etapas que conforman el dispositivo.

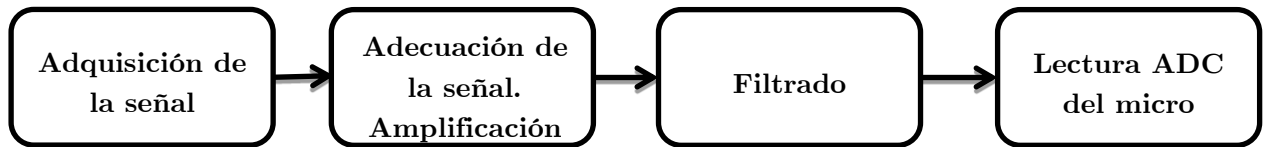
Figura 3. Esquema general del dispositivo.



2.1 **HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE TEMPERATURA CORPORAL**

El *hardware* para la adquisición de la temperatura se diseñó bajo el diagrama de bloques de la Figura 4. Se explicarán cada uno de los bloques usados y los criterios tomados para la realización del mismo. Cabe resaltar que estas etapas se replican en la implementación del segundo termistor, con los cuales se plantean las mediciones de temperatura diferencial.

Figura 4. Diagrama de bloques de la adquisición de temperatura.



2.1.1 TERMISTOR SELECCIONADO. CALCULO DE PARÁMETROS

Teniendo en cuenta el rango de trabajo, la constante de tiempo de respuesta térmica, la tolerancia y precisión, y el uso predeterminado por el fabricante para aplicaciones biomédicas, se seleccionó el termistor MA100GG232C de *General Electric*. En el Anexo se encuentra la tabla de temperatura vs resistencia dada por el fabricante. El rango de medición del termistor es de 0 a 50°C, y su precisión varía como se muestra en la Tabla 4.

Tabla 4. Variación de la precisión del termistor.

Rango de Temperatura	Precisión
20 a 35°C	0.15°C
35 a 39°C	0.1°C
39 a 42°C	0.2°C

La mayoría de las mediciones se encuentran entre los 35 y 39°C. Considerando las etapas del diseño, los valores comerciales de los elementos y teniendo como limitante la ganancia del sistema, se ha definido un rango de trabajo desde 26 hasta 44°C, lo cual deja un amplio rango de medición.

Con base en esto, se determina la ecuación que describe el comportamiento del termistor.

El fabricante no especifica el valor de β , por lo tanto, se realiza el cálculo del mismo para el rango seleccionado, utilizando los valores de resistencia correspondientes a estas temperaturas indicados por el fabricante.

$$T_o = 299 \text{ K } 26^\circ\text{C} ; \quad R_o = 2155.69 \Omega \quad (4)$$

$$T_t = 317 \text{ K } 44^\circ\text{C} ; \quad R_t = 1023,3 \Omega \quad (5)$$

Despejando β de la ecuación (1), se obtiene un valor de:

$$\beta = \frac{\ln \frac{R_t}{R_o}}{\frac{1}{T_t} - \frac{1}{T_o}} = 3923.3746 \quad (6)$$

Luego el modelo matemático del sensor se representa en la siguiente ecuación:

$$R_T = 2155.69 * e^{3923.375 \left(\frac{1}{T+273.15} - \frac{1}{299.15} \right)} \quad (7)$$

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

En la Tabla 5 se presentan los valores de la resistencia del termistor proporcionada por el fabricante, la resistencia calculada usando la ecuación (7) para cada uno de los valores de temperatura y el error porcentual. Como se puede observar, el error es muy bajo y por tanto se da validez para utilizar la ecuación (7) en el cálculo de la temperatura leída que se realizará más adelante.

Tabla 5. Variación de la resistencia del termistor con respecto a la temperatura.

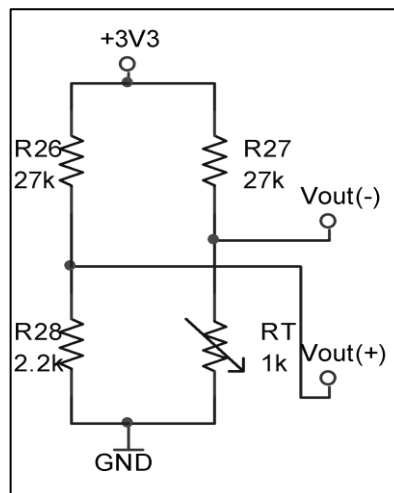
Temperatura °C	Resistencia fabricante	Resistencia Calculada	Error (%)
26	2155.69	2155.69	0.00
27	2064.02	2063.43	0.03
28	1976.76	1975.70	0.05
29	1893.67	1892.24	0.08
30	1814.51	1812.83	0.09
31	1739.09	1737.23	0.11
32	1667.22	1665.26	0.12
33	1598.51	1596.71	0.11
34	1533.2	1531.39	0.12
35	1470.89	1469.15	0.12
36	1411.58	1409.82	0.12
37	1354.91	1353.24	0.12
38	1300.77	1299.28	0.11
39	1249.08	1247.79	0.10
40	1199.72	1198.65	0.09
41	1152.57	1151.75	0.07
42	1107.52	1106.96	0.05
43	1064.47	1064.17	0.03
44	1023.3	1023.30	0.00

Fuente: Autores.

2.1.2 ACONDICIONADOR DE SEÑAL: PUENTE DE WHEATSTONE

Partiendo del funcionamiento del sensor, cuyo comportamiento modela la temperatura en función de su valor de resistencia, se debe utilizar un circuito de transducción del valor de temperatura a un valor de tensión correspondiente. Dicho circuito es el puente de Wheatstone, el cual se encarga de realizar mediciones de alta precisión, de acuerdo a su configuración, trabajando con niveles de corrientes bajas, lo que implica emplear estrategias de blindaje para hacer al sistema inmune al ruido. Ello demanda una alta exactitud en los valores de las resistencias que conforman la configuración, lo que eleva los costos de implementación; sin embargo, agregando una nueva etapa de comparación, se puede adecuar el error dado por la exactitud de las resistencias.

Figura 5. Topología Puente de Wheatstone Orcad.



Fuente: Orcad capture.

El puente Wheatstone se encuentra en equilibrio, es decir, la tensión de salida entre $V_{out(+)}$ y $V_{out(-)}$ es cero, siempre que se cumpla la relación (8), donde R_{26} , R_{27} , R_{28} son resistencias en Ohms y R_T es la resistencia del termistor en Ohms.

$$\frac{R_{27}}{R_{26}} = \frac{R_T}{R_{28}} \quad (8)$$

Esta relación se puede utilizar para calibrar el cero del circuito, con el fin de definir el rango de medición a tener en cuenta, y con ello, reducir el consumo de potencia. Por estas razones, se procede a diseñar el puente wheatstone de manera tal que a una temperatura de 26°C, su salida de tensión tenga un valor de 0 volts [V].

Como primer criterio se tiene la ecuación (8), se calibra el cero a un valor de 26°C, y se observa en la tabla de resistencia vs temperatura dada por el fabricante, que su valor de resistencia a dicha temperatura es de 2155.69 Ω .

El segundo criterio será el máximo valor del rango de medición de temperatura seleccionado. Para ello, se debe tener en cuenta las etapas de amplificación y limitación o comparación, que se explicarán más adelante, puesto que cada etapa genera una ganancia a la señal. A partir de este segundo criterio, se plantea la siguiente ecuación:

$$V_{max_{ADC}} = V_{cc} \frac{R_1}{R_1 + R_3} - \frac{R_T}{R_T + R_2} \quad (9)$$

Tomando el valor de $R_T = 1023.3 \Omega$ a 44°C, $V_{max_{ADC}}$ como el valor máximo de tensión que puede recibir el ADC del microcontrolador, siendo igual al valor de V_{cc} utilizado, 3.3 Volts.

Las etapas de amplificación y comparación generan una ganancia de 25 V/V, lo cual genera una salida de tensión diferencial del puente de wheatstone máximo dada por $\frac{V_{cc}}{25}$, dando un valor de 0.132 mV.

Con esta nueva condición, se genera la siguiente ecuación:

$$0.132 = 3.3 \frac{R_1}{R_1 + R_3} - \frac{1023.3}{1023.3 + R_2} \quad (10)$$

Utilizando la condición de $R_1 = R_2$, se obtienen los siguientes valores de tensiones:

$$R_1 = R_2 = 27 \text{ K}\Omega$$

$$R_3 = 2 \text{ K}\Omega$$

Dichos valores de resistencia son comerciales, razón por la cual son más asequibles y de bajo costo; cabe resaltar que, aunque son resistencias comerciales tienen asociado un error de medida dado por el fabricante, descrito por su parámetro de tolerancia, lo cual genera un error de medida que debe ser posteriormente corregido. Para ello se utiliza una etapa de comparación y limitación que se explicará más adelante.

2.1.3 AMPLIFICACIÓN

Dado que las señales de salida diferenciales del Puente Wheatstone se encuentran en el orden de los mV, este tipo de señales son generalmente tomadas como ruido externo provocado por las variaciones dadas por la exactitud de la resistencias utilizadas, por lo tanto, dichas señales deben ser amplificadas con el fin de mantenerla en un nivel aceptable para su tratamiento, análisis y finalmente visualización [12].

Para dicho propósito se utilizó un amplificador de instrumentación, ya que ofrece buenos beneficios aparte de la ganancia de la señal, como son:

- Nivel de ganancia ajustable.
- Rechazo a variaciones de la fuente (PSRR), manteniendo la señal ante pequeñas variaciones de la fuente. Además de un alto factor de rechazo en modo común (CMRR), que permite diferenciar de las señales que pueden ser ruido.

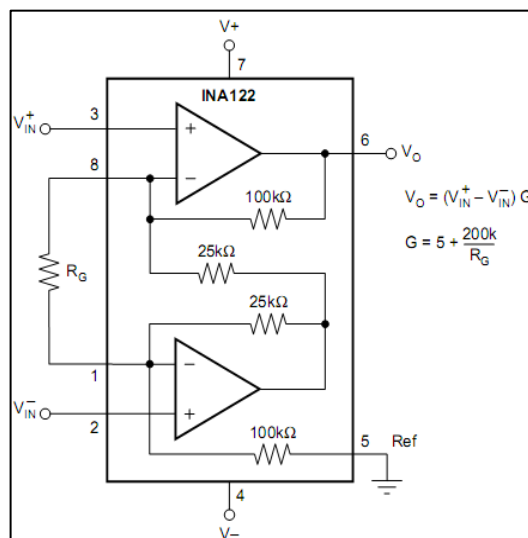
- Bajo consumo de potencia y pocos elementos externos necesarios para su funcionamiento, ayudando a prolongar el tiempo de funcionamiento nominal de la batería.

Se ha escogido el amplificador de instrumentación INA 122P, cuyo diagrama esquemático y de pines se muestra en la Figura 6.

Se ha aplicado una ganancia de 5 V/V, que es la mínima ganancia que ofrece el amplificador seleccionado. Ello debido a que es necesaria una nueva etapa para corregir el error dado por la tolerancia de las resistencias. La señal de entrada al amplificador es siempre positiva debido al diseño de la etapa de la adquisición y el rango de temperatura seleccionado.

Ahora, se muestra el diagrama esquemático del circuito que corresponde a la amplificación de la señal.

Figura 6. Esquemático de amplificador de instrumentación INA122P.



Fuente: Hoja de datos INA122P[16].

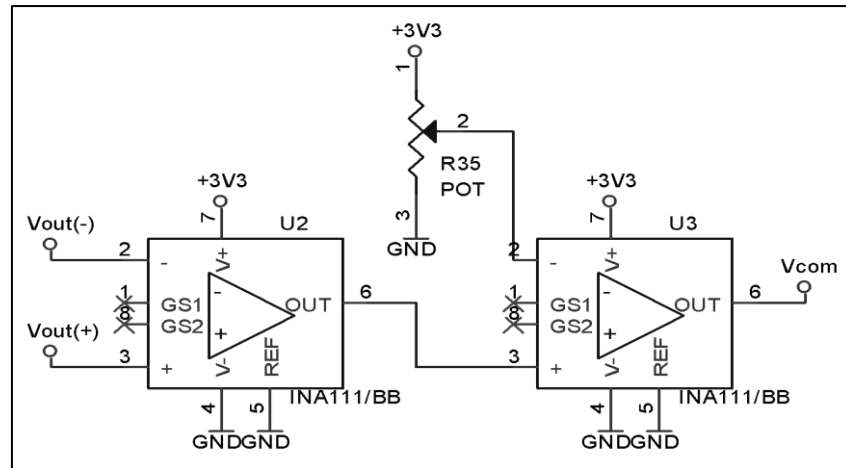
2.1.4 COMPARACIÓN

Como se ha nombrado, las resistencias tienen un valor de tolerancia que describe los límites de incertidumbre de la medida de la resistencia. Por ello, dicha incertidumbre genera pequeñas variaciones de resistencia que producen valores erróneos en la medida de temperatura. Para corregir dichas alteraciones, se dispone de una etapa de comparación que permita modificar el valor del cero a la señal de salida diferencial del puente wheatstone.

Para esta etapa se dispone de un INA122P, el cual es configurado como comparador, donde a su terminal negativa, tiene un potenciómetro de precisión que genere un voltaje de referencia. Así, la señal de salida de la etapa de amplificación cuando el termistor esté a una temperatura de 26°C, en teoría tendrá un valor de 0 [V], que será mismo valor que en la salida diferencial del puente Wheatstone, pero, por los problemas de exactitud de los valores de resistencias, dicha señal será del orden de los [mV]; para lograr que dicha señal errónea sea corregida, el comparador contrarresta las señales que estén por debajo de la tensión de referencia colocada en el terminal negativo, asimismo, envía a cero las señales de la etapa de amplificación que estén por debajo de la tensión de referencia, amplificando nuevamente las señales que están por encima de la misma.

En la Figura 7 se presenta la configuración de la etapa de comparación y ganancia descrita anteriormente.

Figura 7. Configuración etapa de amplificación y comparación.



Fuente: Orcad Capture.

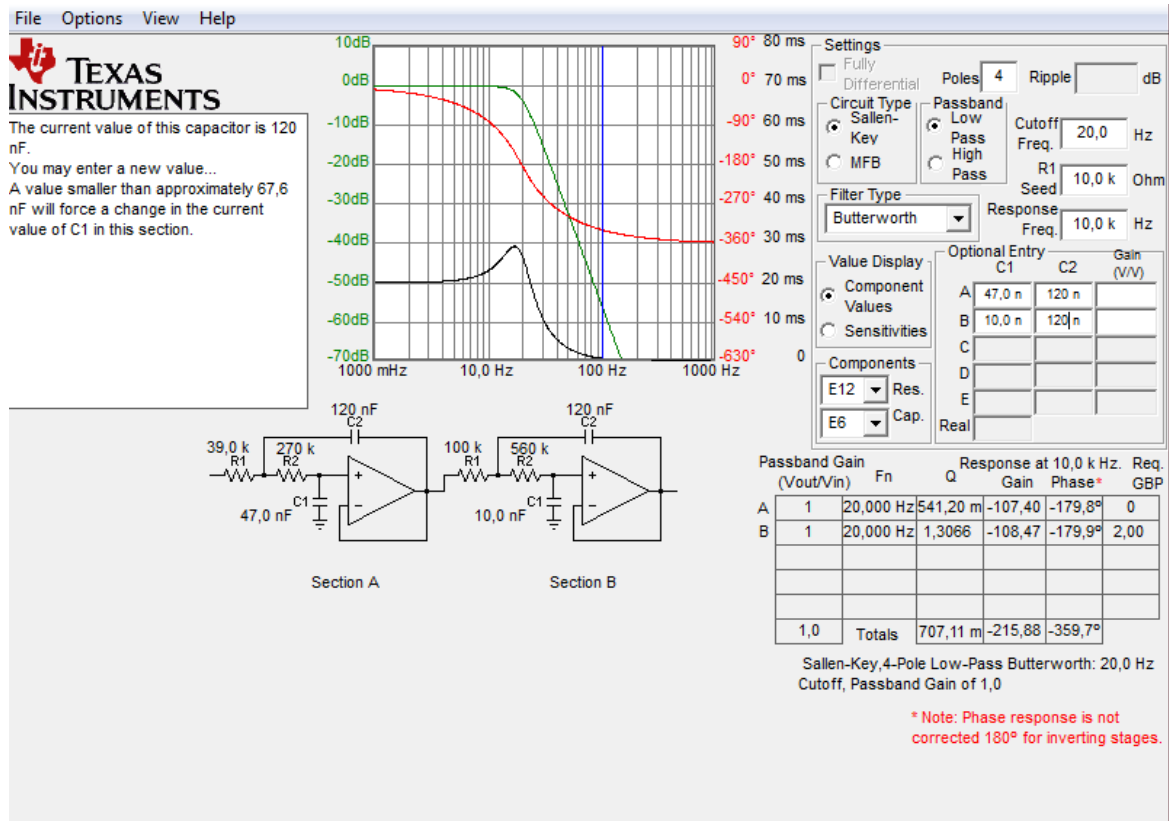
2.1.5 FILTRADO

Aunque se han hecho las consideraciones necesarias para mantener la señal estable y libre de ruido, es muy probable observar señales externas de ruido, como la de 60Hz, la cual está presente en ambientes normales y provenientes de cualquier dispositivo conectado a la red eléctrica. Por lo tanto, y conociendo el comportamiento constante de la señal de temperatura corporal que se está procesando, se procede a aplicar un filtro pasabajas de cuarto orden en configuración *Sallen Key*, escogiendo una frecuencia de corte de 20Hz con el fin de atenuar el ruido de 60Hz y el ruido de alta frecuencia.

Utilizando la herramienta *Filter Pro* de *Texas Instruments* se calculan los valores de resistencias y capacitores necesarios para dicha aplicación. Las principales características del filtro son:

- Frecuencia de corte $f_0 = 20\text{Hz}$
- Ganancia unitaria
- Orden y clase del filtro = filtro *Butterworth* de 4^o orden.

Figura 8. Diseño del filtro utilizando la herramienta *Filter Pro*.



Fuente: software *Filter Pro* de *Texas Instruments*.

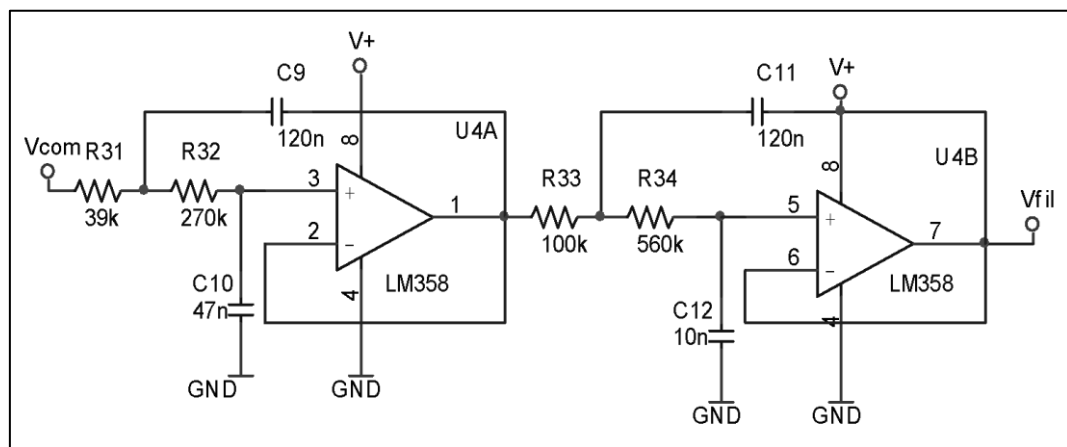
Con dichos parámetros se construye el filtro, utilizando una tolerancia E12(10%) para las resistencias y E6(20%) para los capacitores, los valores obtenidos se muestran a continuación:

Tabla 6. Valores del filtro diseñado.

R1	39 k Ω	C1	120 nF
R2	270 k Ω	C2	47 nF
R3	100 k Ω	C3	120 nF
R4	560 k Ω	C4	10 nF

Se presenta en la Figura 9 el diagrama esquemático del filtro a implementar.

Figura 9. Diagrama esquemático de la implementación del filtro *Sallen Key*.



Fuente: Orcad Capture.

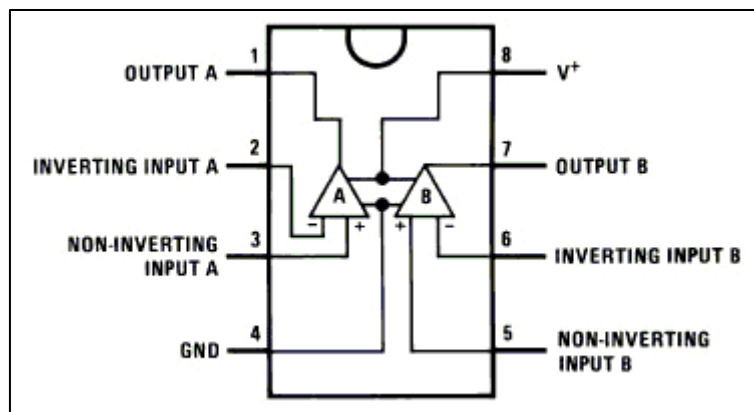
Para implementar dicho filtro se ha utilizado el amplificador operacional LM358, ya que consta de dos amplificadores operacionales independientes, de alta ganancia, y frecuencia interna compensada. Están diseñados específicamente para operar con una sola fuente de alimentación en una amplia gama de voltajes, aunque también es posible utilizarlo con una fuente de alimentación doble. El consumo (fuga) de corriente del componente es bajo e independiente de la magnitud de la tensión de alimentación.

Ventajas del *OPAMP* LM358:

- Se elimina la necesidad de fuentes de alimentación dobles.
- Bajo consumo de energía, apropiado para funcionar con baterías.
- Alta ganancia en DC: 100dB. Gran ancho de banda de 1MHz.
- Alto rango de alimentación simple entre 3 y 32 Volts.
- *Offset* de voltaje de entrada aceptable (2mV).

En la Figura 10 se presenta el diagrama de pines del amplificador operacional:

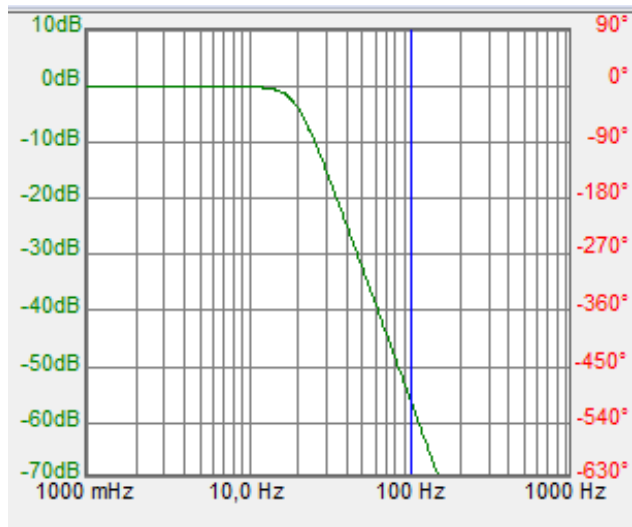
Figura 10. Diagrama de pines del amplificador operacional LM358.



Fuente: Hoja de datos LM358 [17].

Utilizando la herramienta de *Filter Pro* se puede observar la gráfica de respuesta en frecuencia, donde las señales con frecuencia superior a 40Hz presentan una atenuación mayor a 20dB garantizando inmunidad al ruido de alta frecuencia, sobretodo al ruido de 60Hz presente en todos los ambientes eléctricos.

Figura 11. Respuesta en frecuencia del filtro *Sallen Key*.

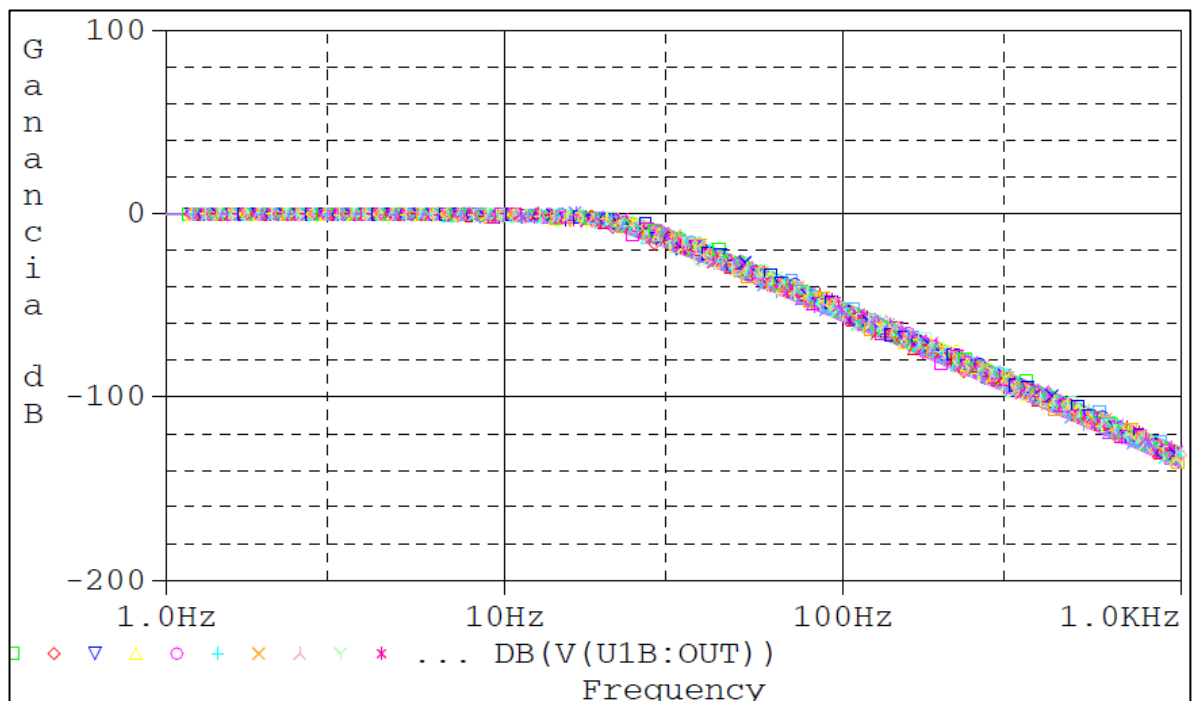


Fuente: software *Filter Pro* de *Texas Instruments*.

Para la implementación del filtro, se realizó un cambio en los valores de los capacitores C1 y C3, los cuales fueron reemplazados por capacitores de 100nF por motivos de facilidad y disponibilidad.

La Figura 12 muestra la respuesta en frecuencia del filtro implementado utilizando el análisis de Monte Carlo, el cual permite obtener muestras aleatorias del comportamiento del circuito, cuando varía el valor de los elementos debido a sus tolerancias. En este caso, se muestra la respuesta del filtro para 100 muestras tomadas aleatoriamente en un rango de tolerancias de 0 a 10 % para las resistencias y de 0 a 20 % para los capacitores, abarcando así el peor caso.

Figura 12. Respuesta en frecuencia del Filtro *Sallen Key* diseñado vs implementado.



Fuente: Orcad Capture CIS.

Ahora, se requiere ver la relación de resistencia del termistor contra la ganancia de voltaje que se tendrá con la etapa de filtrado y de protección. Utilizando un potenciómetro de precisión para simular el comportamiento del termistor, se obtiene la siguiente tabla.

Tabla 7. Tabla de resistencia del termistor vs la tensión de salida.

Resistencia Potenciómetro [Ω]	Tensión salida etapa de comparación [V]	Tensión de salida del Hardware [V]
2000	0,259	0,281
1901	0,569	0,591
1802	0,839	0,861
1700	1,123	1,145
1599	1,405	1,427
1509	1,659	1,680
1401	1,966	1,987
1302	2,240	2,260
1199	2,530	2,550
1103	2,810	2,830
1000	3,110	3,130
900	3,230	3,250

Esta tabla permite calcular la ganancia de la etapa de filtrado y protección, utilizando la siguiente ecuación, donde el voltaje de entrada (V_{in}) será el voltaje de salida de la etapa de comparación, registrada en la Tabla 7, y el voltaje de salida (V_{out}) es la tensión de salida del hardware de adquisición de datos.

$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (11)$$

Calculando el promedio de ganancia de la etapa de filtrado y protección utilizando la ecuación anterior, se obtiene un valor de 1,0204 V/V.

Una vez calculada la ganancia total de la etapa de hardware de adquisición de la señal del termistor, es de gran importancia determinar la relación que existe entre la tensión de salida de la etapa de protección y la resistencia del termistor. De los

datos de la Tabla 7, se puede observar que dicha relación es de tendencia lineal, como se muestra en la Figura 13, por lo tanto se utiliza la regresión lineal por medio del método de mínimos cuadrados. A partir de la ecuación de línea recta (12).

$$y = A + Bx \quad (12)$$

Se obtiene el siguiente sistema de ecuaciones

$$\begin{aligned} y &= nA + B \quad x \\ xy &= A \quad x + B \quad x^2 \end{aligned} \quad (13)$$

Aplicando dicho sistema, donde y es la tensión de salida del hardware de adquisición, x es la resistencia del termistor y n el número de datos obtenidos en la tabla, se obtiene la siguiente ecuación

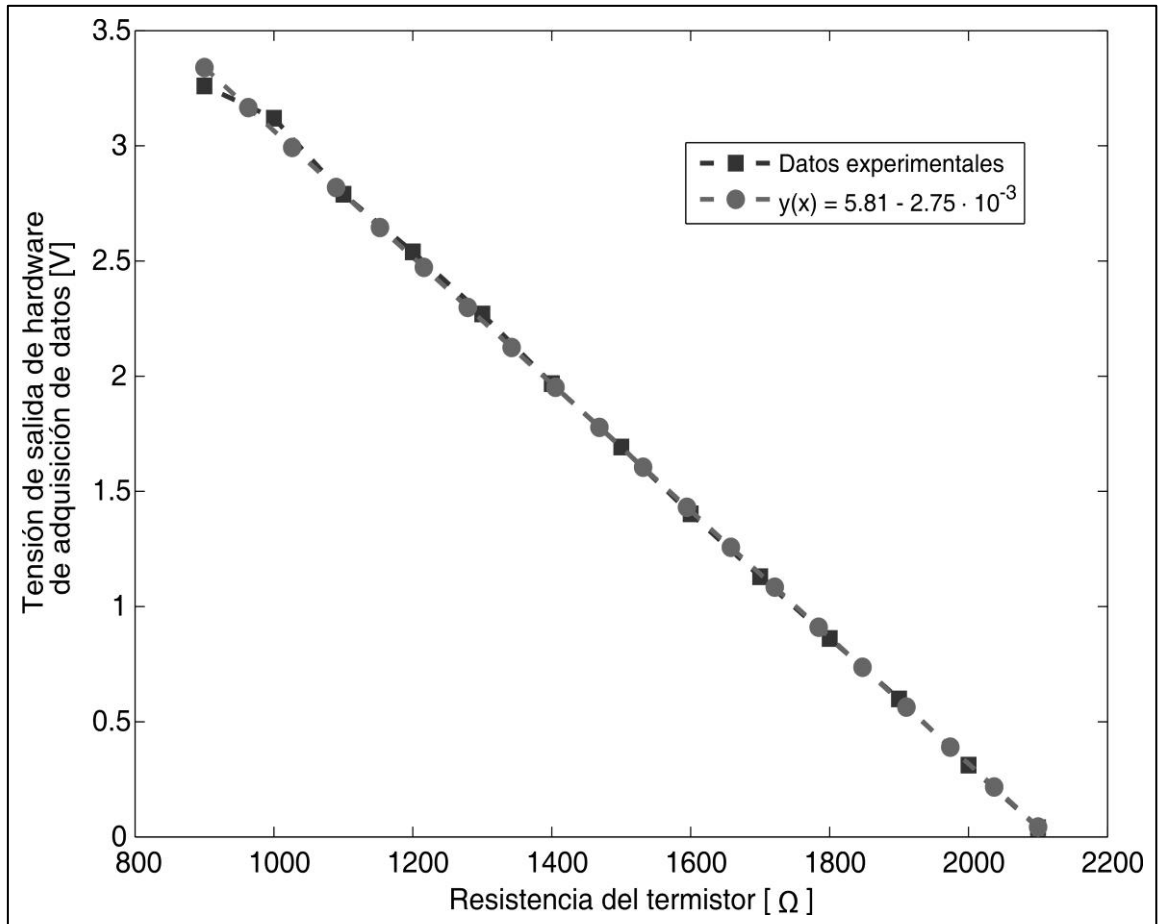
$$y = 5.885024 - 2.852912 * 10^{-3} * x \quad (14)$$

La Figura **13** muestra el comportamiento de los datos experimentales, proporcionados en la Tabla 7 vs la ecuación (14).

Con la ecuación que describe el comportamiento del termistor (15) y la ecuación descrita anteriormente (14), se obtiene la relación matemática entre la temperatura sensada por el termistor y la tensión de salida del hardware de adquisición como se muestra en la ecuación (15), donde T_t es la temperatura sensada en grados Celsius y V_f es la tensión de salida de la etapa de protección.

$$T_t = \frac{3923,3746}{\ln \frac{V_f - 5,88502432}{-6,149995227} + 13,1216} - 273 \quad (15)$$

Figura 13. Tensión de salida del hardware de adquisición de temperatura vs Resistencia generada por el termistor.



2.2 OXÍMETRO DE PULSO COMERCIAL SP-100

El módulo $S_{p}O_2$ modelo Sp-100 se utiliza en la medición y monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre y el ritmo cardiaco, utilizado en niños recién nacidos y adultos. Usa un protocolo de transmisión serial con un voltaje de 3.3 CMOS, teniendo una tasa de transmisión de 4800 *bauds*, 8 *bits* de datos, un *bit* de inicio y paridad par. Se transmiten 60 paquetes por segundo. Se presenta la trama de transmisión del módulo.

Tabla 8. Protocolo de comunicación del módulo Sp-100

Bytes	bits	Definición
1	0 - 3	Intensidad del pulso, en un rango de 0 a 8
	4	0
	5	0
	6	1 = Señal de <i>beep</i> del pulso
	7	bit de sincronización = 1
2	0 - 6	Onda pletismográfica
	7	bit de sincronización = 0
3	0 - 3	Barra de intensidad
	4	1 = Sensor desconectado 0 = OK
	5	0
	6	pulso cardiaco, MSB (bit 7)
	7	bit de sincronización = 0
4	0 - 6	Bits 6...0 de pulso cardiaco
	7	bit de sincronización = 0
5	0 - 6	SpO2
	7	bit de sincronización = 0

Se requiere un microcontrolador con un módulo de comunicación SCI, con el cual se lean los cinco *bytes* del módulo de pulsioximetría; una vez se leen estos *bytes*,

se procede a construir la trama de transmisión, concatenando los tres *ADCs* implementados para la lectura de los termistores y el estado de la batería. Se destaca el consumo de potencia del módulo, que requiere una tensión de alimentación de 5 [V] y corriente de 40 [mA].

2.3 CONFIGURACIÓN DEL MICROCONTROLADOR MCF51QE128

La necesidad de digitalizar las señales de salida del *hardware* de adquisición de datos de temperatura, para su posterior transmisión a la PC, hace necesario un microcontrolador que efectúe las siguientes actividades:

- Utilizar dos canales de módulos de ADC, con el fin de digitalizar las señales de temperatura. Además, un nuevo canal ADC debe ser utilizado para sensar el nivel de tensión de la batería.
- Realizar la recepción de los datos provenientes del módulo de pulsioximetría, a través de un modulo de comunicación serial (SCI2), cumpliendo con la misma tasa de transferencia y protocolo de comunicación del módulo.
- Realizar la organización necesaria de los datos recibidos, tanto los leídos del módulo de pulsioximetría como los leídos en los módulos de ADC, para luego poder transmitirlos utilizando un módulo de comunicación serial (SCI1) el cual enviará al puerto de transmisión del *Xbee*.

Dadas las funciones a cumplir por el microcontrolador, la demanda de gran importancia es la necesidad de tener dos módulos de comunicación serial SCI. Además, se ha tenido en cuenta la experiencia previa en trabajos precedentes del grupo de investigación CEMOS, así como la familia de microcontroladores con las cuales se han desarrollado algunos proyectos, evaluando su desempeño. A su vez, se ha consultado la documentación que se tiene de dichas familias en el grupo de investigación para poder escoger la opción más conveniente.

Con base en los criterios anteriormente nombrados, se opta por seleccionar un microcontrolador perteneciente a la familia *FREESCALE*, el cual es el MCF51QE128.

El microcontrolador MCF51QE128 es de 32 *bits* de bajo costo y bajo consumo de energía, utiliza el núcleo V1 *ColdFire* alcanzando hasta 50MHz en ciclos de reloj de CPU[18].

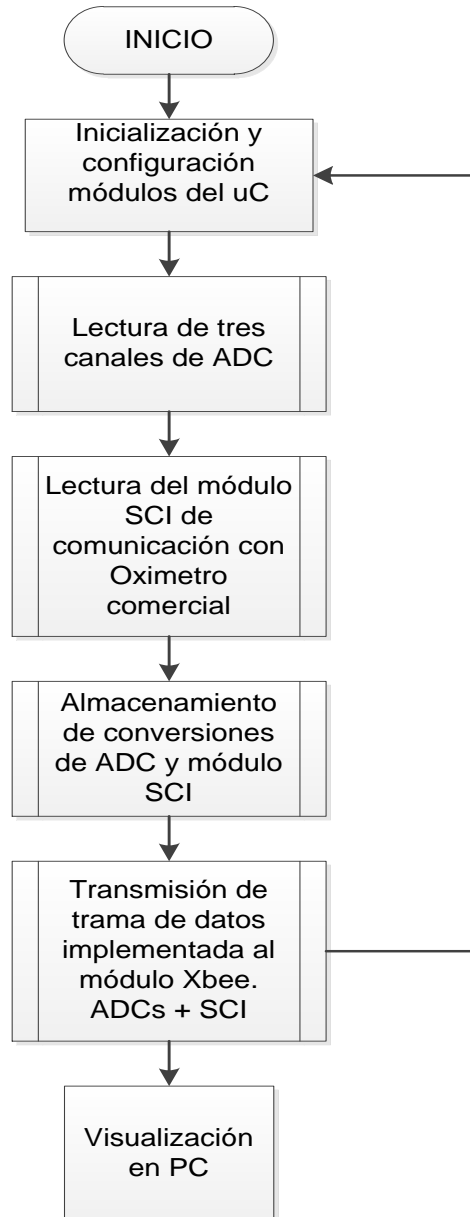
Características del microcontrolador:

- Hasta 50MHz *ColdFire* V1 CPU con tensión superior a 2.4V, 40MHz CPU con más de 2.1V y 20MHz con 1.8V.
- Memoria *On-chip*. Dos modos stop con bajo consumo de energía y un modo *wait* con consumo reducido de energía.
- Convertidor A/D de 24 canales y hasta 12 *bits* de resolución.
- Dos comparadores analógicos.
- Dos puertos seriales SCI con *full-duplex* NRZ.
- Dos interfaces SPI con *full-duplex*.
- Dos interfaces I2C que pueden alcanzar una tasa de 100kbps.
- Un temporizador de 6 canales y dos de 3 canales con *input capture*, *output compare* en cada canal.
- Contador de tiempo real de 8 *bits* con prescalador decimal y binario.
- 70 E/S de propósito general, 16 interrupciones de teclado y 16 *bits* de E/S rápidos de propósito general conectado al bus local del CPU de alta velocidad.

Cabe mencionar que *Freescale* ofrece una tarjeta de desarrollo de bajo costo llamada DEMOQE128 que sirve para programar y depurar dichos microcontroladores. Esta tarjeta se encuentra disponible en la Universidad Industrial de Santander.

La Figura 14 presenta el diagrama de flujo de señal de la programación implementada en el microcontrolador, especificando los módulos utilizados y las etapas implementadas.

Figura 14. Diagrama de flujo de señal de tareas del microcontrolador.



2.3.1 CONVERTIDOR ANALÓGICO-DIGITAL ADC

El módulo de conversión analógico-digital se utiliza en aplicaciones donde es necesario realizar algún tipo de procesamiento de manera digital. Así, la señal analógica que es objeto de procesamiento, es debidamente llevada a su equivalente digital, y dependiendo de la resolución del ADC, será la precisión que se obtendrá de los datos adquiridos a través del ADC. Una vez procesada la señal analógica de entrada al módulo ADC del microcontrolador, las muestras son procesadas para ser enviadas al puerto serial. Entre las características más importantes del ADC está un selector de longitud de datos de salida (8, 10 y 12 *bits*), conversión simple o continua, interrupción y bandera de conversión completa, disparador asíncrono por hardware seleccionable y comparación automática con interrupción para mayor que, menor que o igual que algún valor establecido [18].

Los parámetros de la conversión analógica a digital más relevantes se describen a continuación:

La **resolución** de un ADC es la cantidad de valores discretos, en los cuales se interpreta la señal a digitalizar. Para este proyecto se propone trabajar con un ADC con una resolución de 8 *bits*, el número de valores discretos en los cuales se puede valorar a una señal, sería de $2^8 = 256$. Entre más *bits* se puedan implementar para la conversión, su comportamiento será mas cercano al ideal, pero demandaría mayor consumo de recursos, luego se tiene que hacer una estimación viable.

Para aprovechar al máximo la resolución del sistema se debe adecuar la señal análoga para que esté presente en todo el rango de conversión. Calculando el paso mínimo de conversión y conociendo el intervalo de pérdida de información, se tiene:

$$Paso\ mínimo = \frac{V_{max} - V_{min}}{Resolución} = \frac{3V}{2^8} = 11.7mV \quad (16)$$

Este valor indica que la diferencia en magnitud entre el resultado de una conversión de ADC y la inmediatamente superior o inferior es de 11.7mV. Todo valor que no sea múltiplo entero de un paso mínimo, se aproxima al valor más cercano y por ello, el ADC ignora información de la señal analógica.

El **Muestreo** es otra característica de gran importancia del ADC, se refiere a la cantidad de muestras en la unidad de tiempo que se pueden procesar y convertir a cantidades discretas [19]. El muestreo introduce una pérdida de información, debido a que los valores que no son muestreados entre dos intervalos de muestreo contiguos.

Para este proyecto se han configurado los registros anteriormente descritos para obtener las características mostradas en la Tabla 9.

Tabla 9. Características de configuración del ADC.

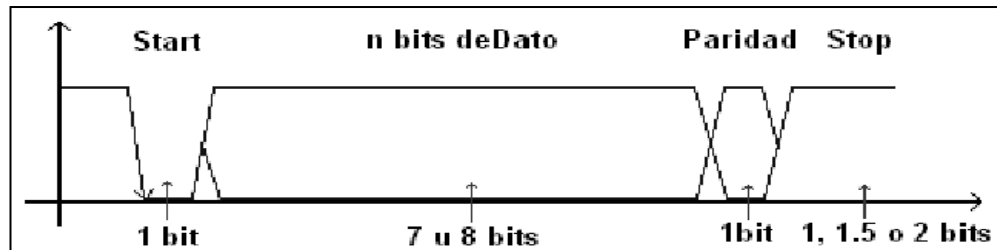
Característica	Valor
Reloj de Entrada	Bus Clock
Resolución	8 bits
Canales activos	Canal 0 y 1
Disparador de conversión	Software

2.3.2 COMUNICACIÓN SERIAL ASÍNCRONA SCI

Una comunicación asíncrona es aquella que no transporta información del reloj de sincronización de los *bits*. El reloj se maneja independientemente en cada transceptor (Transmisor/Receptor) y debe existir un acuerdo entre estos para la sincronía.

Los *bits* viajan envueltos en una trama o protocolo (*frame*), mostrado en la Figura 15. Trama serial asíncrono

Figura 15. Trama serial asíncrono.



Fuente: Múnera, D. [19]

La condición de *Start* toma un tiempo de bit y es validada cuando la señal en el canal cambia de “1” a “0”; cumpliendo dicha condición se abre la comunicación.

Los bits de información pueden variar entre 7, 8 y 9, dependiendo de si esta presente el bit de paridad de la información y forman la carga útil de la información (*payload*) [19].

La paridad es opcional y puede fijarse a par o impar o simplemente no estar presente. La condición de stop cierra la comunicación y puede ser pactada a 1, 1.5 o 2 bits. Cada dato a enviarse deberá estar acompañado por el formato de trama descrito y a la razón de bits en el tiempo se le denomina baudio. Un baudio es un bit por segundo (bps).

Las principales características del módulo de comunicaciones seriales SCI son:

- *Full-duplex* con formato estándar sin regreso a cero (NRZ).

- Hasta dos canales de comunicación SCI, SCI1 y SCI2.
- Transmisor y receptor con habilitadores separados y con buffer doble.
- Razón de baudios programables con un divisor de 13 *bits*.
- Generador de paridad.
- Longitud de carácter de 8 y 9 bits programable.
- Polaridad de salida del transmisor seleccionable.

Se utilizan los dos módulos de comunicación SCI. El módulo SCI1 tiene la función de, una vez procesados los datos recibidos por el microcontrolador, transmitirlos hacia el *Xbee*, cuya finalidad es la comunicación inalámbrica con el puerto USB del computador personal.

El módulo SCI2 tiene la responsabilidad de ser el receptor del módulo de pulsioximetría utilizado en este proyecto; su finalidad es recibir los cinco bytes que transmite el módulo SP100, y guardarlos en cinco variables que serán leídas por el SCI1 para su posterior transmisor.

La siguiente tabla resume las características de los módulos de comunicación serial implementados.

Tabla 10. Características de módulos de comunicación serial.

Característica	Valor SCI1	Valor SCI2
Razón de Baudíos	19200	4800
Bits de datos	8	8
Paridad	Ninguno	Par
Bits de parada	1	1
Control de flujo	Ninguno	Ninguno
Transmisor	Activo	Inactivo
Receptor	Inactivo	Activo

2.4 CONFIGURACIÓN DEL MÓDULO *XBEE*

Ahora se presenta la información necesaria para comprender y establecer la configuración apropiada.

2.4.1 DIRECCIONAMIENTO DE LOS MÓDULOS *XBEE*

- Direccionamiento de 16 *bits*.

Para definirlo se ingresa *ATMY* y el número en formato hexadecimal, pero sin el '0x'. Este número debe estar en el rango entre 0x0 y 0xFFFE. La dirección 0xFFFE y 0xFFFF habilitan la dirección de 64 *bits*, por lo que si se desea utilizar direccionamiento de 16 *bits*, estos valores no deben ser usados [20]. Para este caso, se ha utilizado la dirección 0x3232, ingresando el comando *ATMY3232*.

El comando *DL*, define un número de 16 *bits* como dirección del módulo de destino dentro de la red al cual se va a realizar la comunicación. Respetando el rango establecido anteriormente para el direccionamiento de 16 *bits*.

Así para habilitar el direccionamiento de 16 *bits*, se debe utilizar una dirección menor a 0xFFFE para los comandos *MY* y *DL*, y se debe dejar en cero el comando *DH*, *ATDH0*.

- Direccionamiento de 64 *bits*.

Definiendo 0xFFFE y 0xFFFF se habilita el uso de la dirección de 64 *bits*. En este direccionamiento se define automáticamente la dirección de origen del módulo. En este direccionamiento, la dirección del módulo corresponde a su número serial establecido en fábrica e imposible de modificar. Este número se guarda en dos variables de 32 *bits* cada una, *SH* lee los 32 *bits* más significativos, *SL* lee los 32 *bits* menos significativos.

Para asignar la dirección de destino se utilizan los comandos DH y DL. Éstos son de 32 *bits* cada uno y juntos (DH+DL) deben formar el número de 64 *bits* que debe corresponder al número serial del módulo de destino (SH+SL) [21].

2.4.2 MODO DE CONEXIÓN TRANSPARENTE. PUNTO A PUNTO

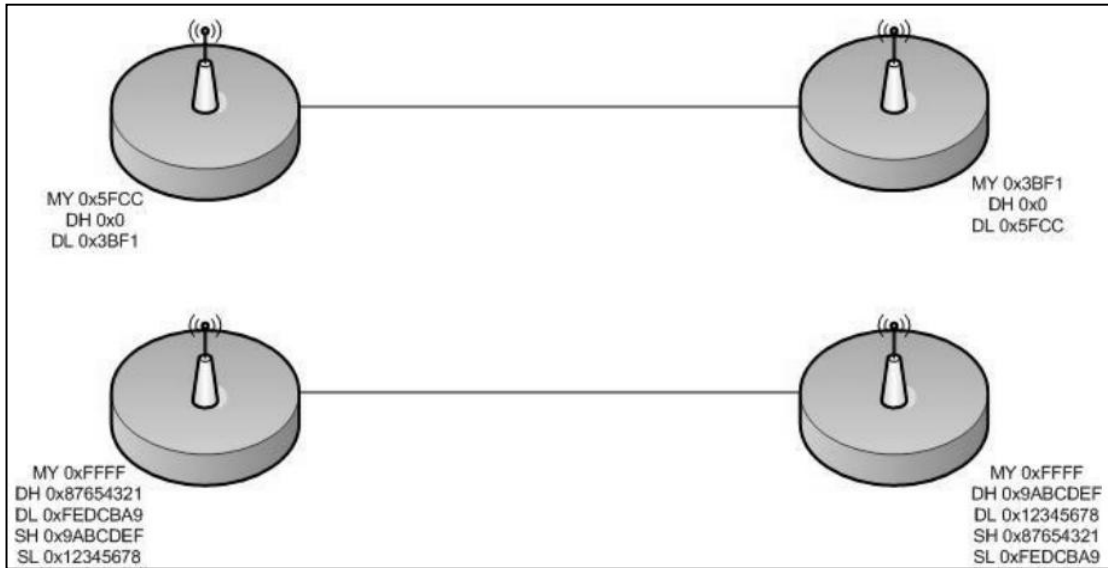
Esta es la conexión que viene por defecto y es la forma más sencilla de configurar el modem. Su principio radica en que todo lo que pasa por el puerto UART (DIN, pin 3), es enviado al módulo deseado, y lo que llega al módulo, retorna por el mismo puerto UART (DOOUT, pin 2).

La conexión punto a punto es ideal para reemplazar comunicación serial por medio de un cable. Simplemente se debe configurar su dirección de origen y de destino. Para ello, se utilizan los comandos MY y DL. Se define arbitrariamente una dirección de origen para el módulo, usando el comando MY, el cual se va a comunicar con otro módulo por medio de la dirección DL, definida también arbitrariamente. Cada módulo define su dirección con MY, y escribe la dirección del módulo con el cual se desea conectar usando DL.

El módulo receptor del mensaje envía un paquete al módulo de origen llamado ACK (viene de *Acknowledge*) que indica que el mensaje se recibió correctamente.

En la siguiente figura se presenta un ejemplo de direccionamiento tanto para 16 bits como para 64 bits. Así todo lo que se transmite por el pin DIN de un módulo, es recibido por el pin DOOUT del otro. Para que el modo Punto a Punto funcione, los módulos deben pertenecer a la misma PAN ID y al mismo canal [21].

Figura 16. Configuración XBee para 16 y 64 bits.



Fuente: Oyarce, et al. [21]

Se ha configurado para un direccionamiento de 16 bits, dejando la posibilidad de conectar más dispositivos a la misma red. Se escogió dirección de origen (MY) de 1616 y dirección de destino (DL) de 5050, trabajando el canal Cy la ID 1818.

2.4.3 ESPECIFICACIONES DEL MÓDULO XBEE

Tabla 11. Especificaciones del Módulo XBee.

Características	Xbee Series 1
Alcance en Interiores	30 metros
Alcance en exteriores	100 metros
Potencia de Transmisión	1 mW (0 dBm)
Velocidad de Transmisión	1200 bps - 250 kbps
Corriente típica Tx	45 mA (@3,3 V)
Frecuencia de operación	ISM 2.4 GHz
Temperatura de Operación	- 40 a 85 °C

Fuente: Hoja de datos de XBee SERIES 1.

2.5 ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA

La alimentación del dispositivo se realiza a través de una batería recargable. Con el fin de brindar al usuario una opción que facilite la movilidad del dispositivo, se ofrece la alimentación mediante una batería, i.e. Polímero Litio Ion (LiPo). Ésta se selecciona considerando el tiempo de duración, los requerimientos de voltaje y corriente del dispositivo, Tabla 12.

Tabla 12. Características batería Polímero Litio Ion.

CARACTERISTICAS	VALOR NOMINAL
Tensión Nominal	7.4 V
Corriente/Hora	500 mAh
Celdas	Paquete de dos celdas

Las principales ventajas de la batería LiPo son el poco peso y tamaño reducido y que no necesitan mantenimiento. Sin embargo tienen una desventaja, ya que se deben mantener los límites de voltaje máximo y mínimo para conservar su vida útil.

Junto con el dispositivo se hace entrega de un cargador para la batería LiPo de dos celdas. Para mantener el límite mínimo de voltaje se diseña un sistema de alarma, el cual indica en la plataforma de visualización de LabVIEW que la batería debe ser recargada.

2.6 CONSUMO DE POTENCIA

El consumo de potencia ayudará a calcular la autonomía del prototipo ante la duración de la batería, es por ello que se calcula la duración de ésta en función

del consumo de corriente total de los bloques implementados en el diseño electrónico.

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

$$Autonomía = \frac{I_{nominalBatería}[A - Hora]}{I_{nominaldispositivo}[A]} [Horas] \quad (17)$$

El consumo de corriente total del módulo se ha detallado con el uso de cada uno de los sensores del dispositivo, teniendo en cuenta que el dispositivo siempre está transmitiendo. Las mediciones realizadas se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 13. Consumo de corriente y potencia para cálculos de autonomía del prototipo.

Detalle medición	Tensión de Alimentación (V)	Corriente (mA)	Potencia (mW)
Dispositivo con los sensores deshabilitados	5	121.4	607
Dispositivo con los sensores de temperatura habilitados	5	123.6	618
Dispositivo con todos los sensores habilitados	5	130.1	650.5

En base a la anterior tabla y la ecuación (17), podemos calcular que nuestro prototipo posee una autonomía de duración de la batería de:

$$\text{Autonomía} = \frac{I_{\text{nominalBatería}} [A - \text{Hora}]}{I_{\text{nominaldispositivo}} [A]} \text{ Horas} = \frac{500 \text{ mAh}}{125.03 \text{ mA}} \cong 4 \text{ Horas} \quad (18)$$

El dispositivo ofrece una autonomía de aproximadamente 4 horas. Se considera un tiempo aceptable para pruebas que se piensan efectuar en el grupo de investigación de Neurociencias y Comportamiento UIS.

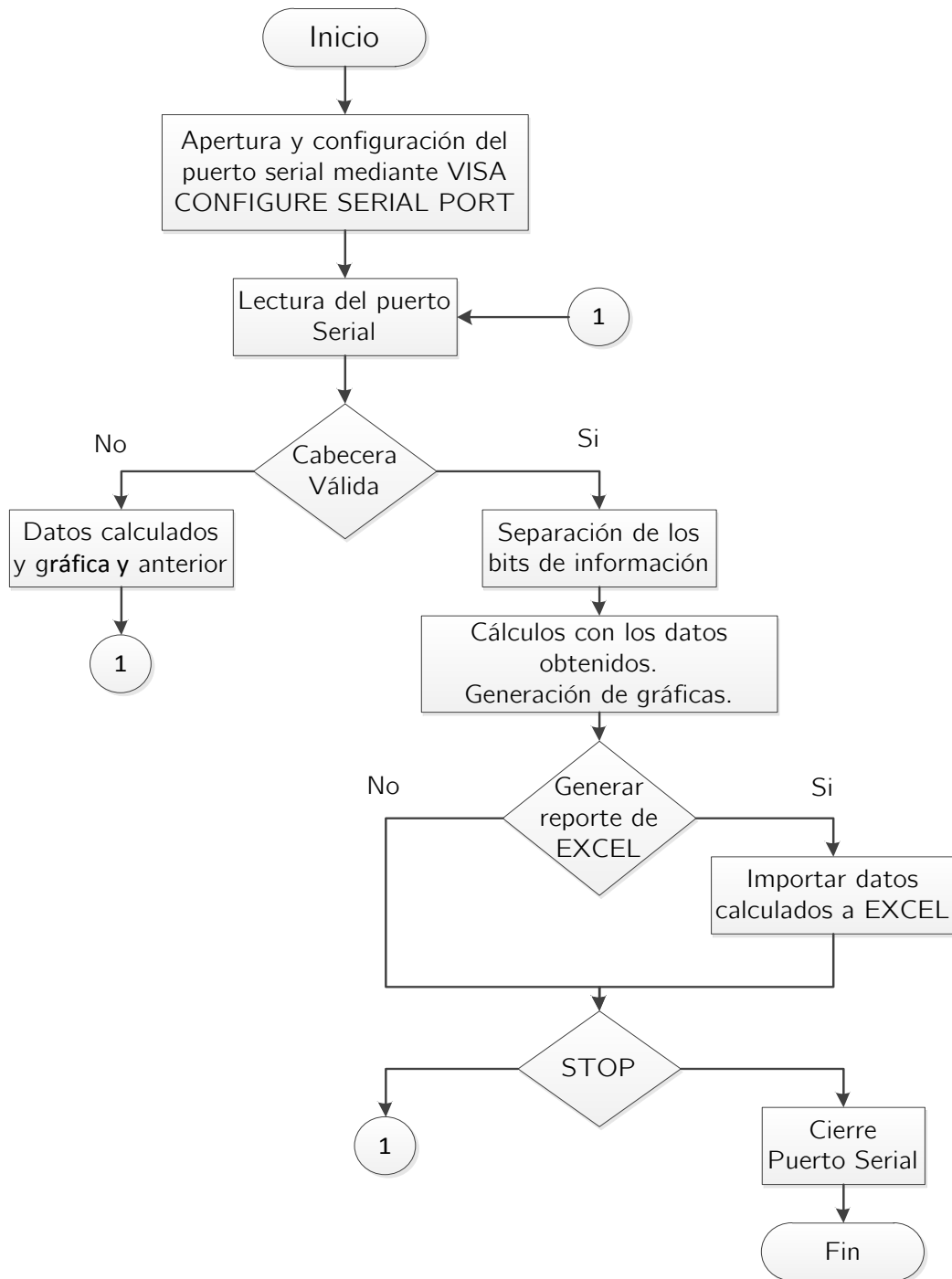
3 SOFTWARE DE LA INTERFAZ

La visualización de los datos obtenidos de temperatura y pulsioximetría por medio del hardware de adquisición de datos se realiza mediante el software LabVIEW™ 9.0.1. Esta herramienta utiliza lenguaje de programación gráfica en lugar de líneas de texto para crear aplicaciones, manejando programación de flujo de datos que determinan la ejecución de la aplicación.

El objetivo fundamental del programa de visualización es crear una interfaz amigable para el usuario, que ofrezca la posibilidad de observar en forma gráfica los datos obtenidos en tiempo real, así como la facilidad de exportar datos a hojas de cálculo de Excel, si el usuario lo requiere. Además, en el panel frontal de la interfaz de visualización se dispone de indicadores LED que determinan errores en el proceso de transmisión y a su vez, advierten si los datos calculados están fuera del rango normal. El diagrama de flujo de señal del programa se muestra en la Figura 17.

El módulo de lectura del puerto, así como todos los cálculos realizados a las señales de entrada del sistema, se encuentran dentro de un ciclo *WHILE* controlado por el usuario mediante el pulsador *STOP*.

Figura 17. Diagrama de flujo de señal del programa en LabVIEW™.



En la sección de PROGRAMACIÓN se explicará con más detalle el diagrama de flujo mostrado anteriormente.

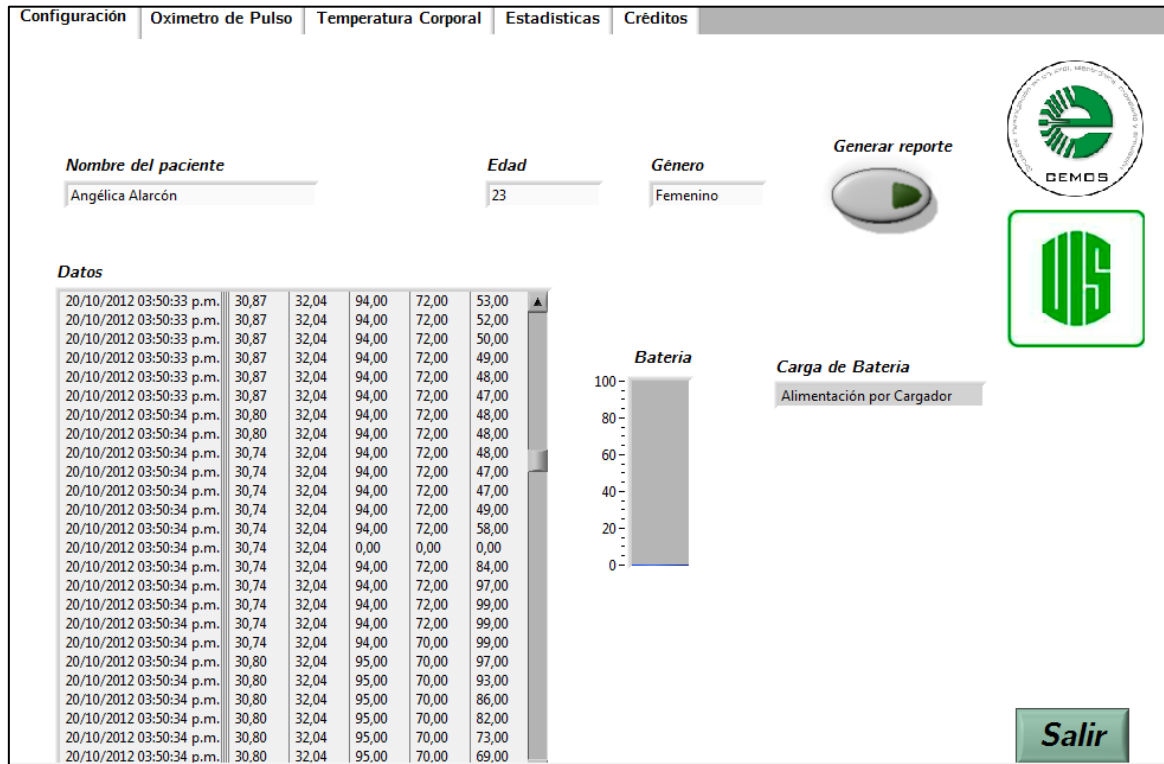
3.1 VISUALIZACIÓN

El programa de visualización está dividido en cuatro secciones integradas en un *Tab Control* para un mejor manejo e identificación. Las secciones son:

- Configuración
- Oxímetro de Pulso
- Temperatura Corporal
- Estadísticas
- Créditos

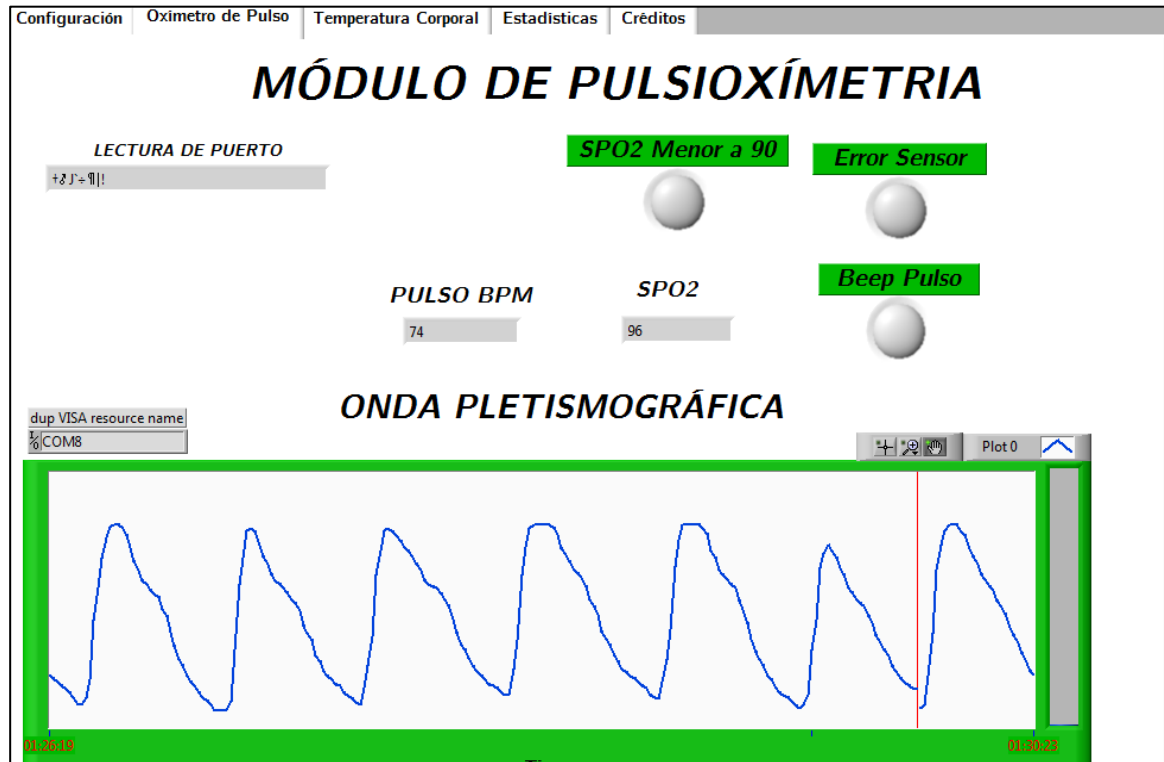
En la sección de Configuración se encuentran los parámetros de entrada necesarios para llevar un registro del paciente. Se especifica el nombre del paciente, edad y género. A su vez, se muestra un botón para generar el reporte de datos a una hoja de cálculo de EXCEL. Se presenta también la información del estado de la batería del sistema, cuando se habilita la opción de alimentación por la misma, y no por cargador.

Figura 18. Panel Frontal LabVIEW - Sección 1



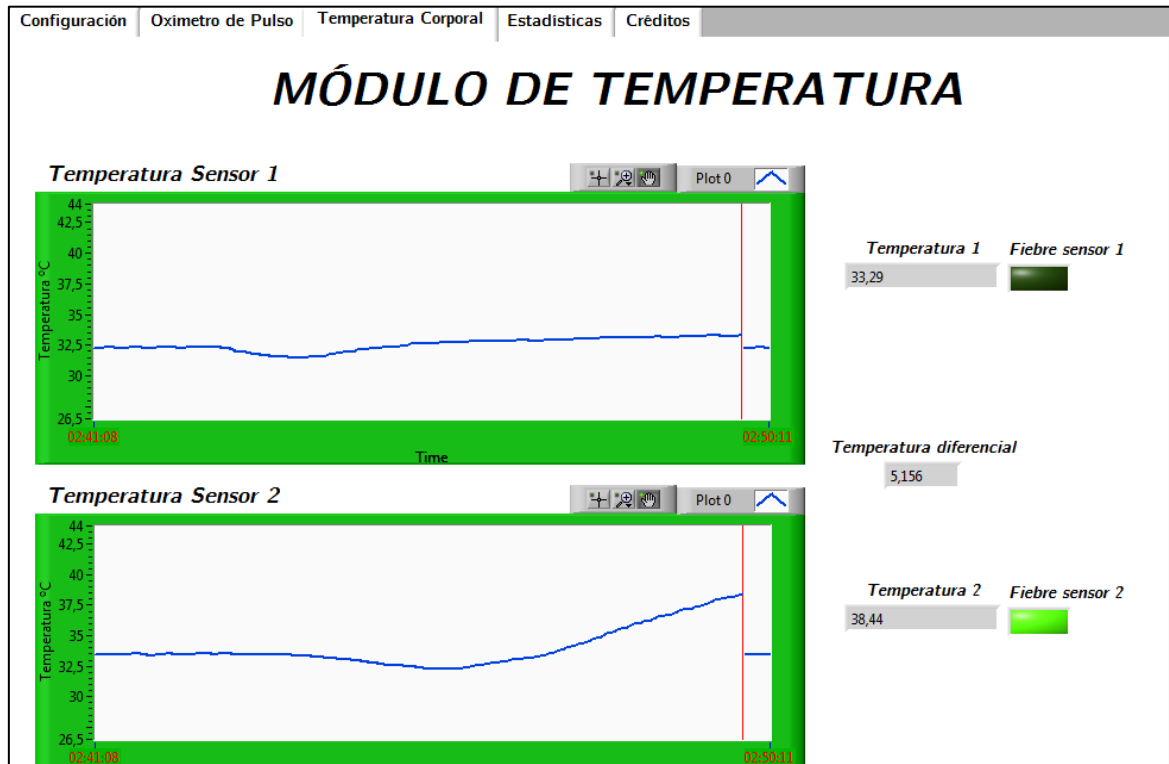
La segunda sección del *Tab Control* del panel frontal del programa es el módulo de Oxímetro de Pulso. En esta sección se especifica la información proporcionada por el módulo de pulsioximetría Sp100. Se grafica la onda pletismográfica del paciente; a su vez, una barra indica la intensidad de la onda del paciente. Se presenta la medición de frecuencia cardíaca en bpm, y la saturación de oxígeno SpO2. Se tienen dos *LEDs* indicadores, el primero indica si el dedo está presente en el sensor del módulo Sp100 y el segundo si hay error de transmisión.

Figura 19. Panel Frontal LabVIEW - Sección 2



La tercera sección del *Tab Control* del programa es el módulo de temperatura corporal. Acá se muestra la gráfica de los dos sensores de temperatura corporal, así como el dato actual de temperatura leído por cada uno de los mismos. Se ubican dos *LEDs* indicadores, los cuales alertan si se registra una medida fuera del rango normal, describiendo una alteración patológica de la temperatura corporal, en este caso fiebre, de acuerdo a la sección de Patologías de temperatura corporal.

Figura 20. Panel Frontal LabVIEW - Sección 3



La cuarta sección del *Tab Control* es el módulo de Estadísticas. Esta sección se encarga de registrar la fecha y hora de inicialización de las mediciones hechas al paciente y el tiempo de ejecución del programa. Además detalla algunos cálculos estadísticos relevantes de las variables fisiológicas registradas, requeridos por el grupo de investigación de Neurociencias y comportamiento UIS (NYC).

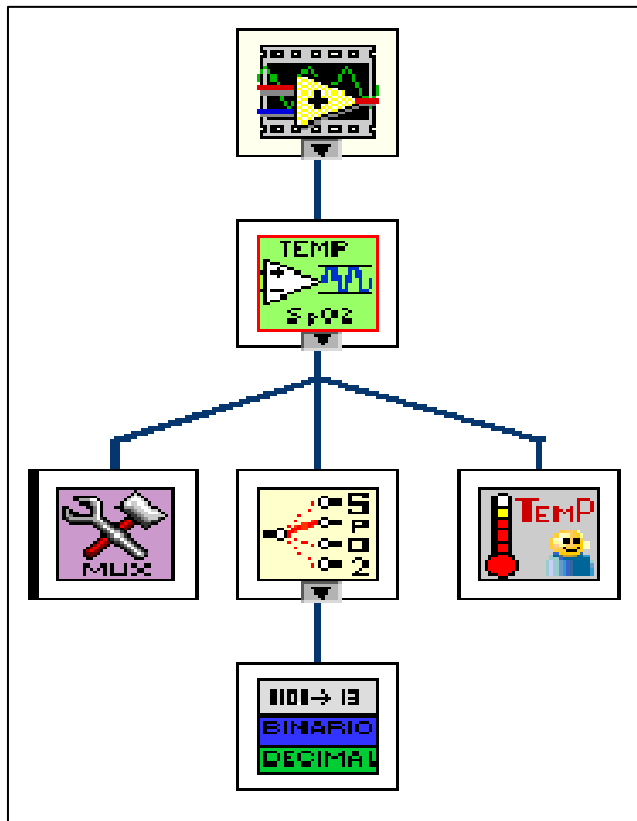
Figura 21. Panel Frontal LabVIEW - Sección 4



3.2 PROGRAMACIÓN

El diagrama de flujo de señal de la Figura 17 consta de tres partes básicas: configuración para la apertura del puerto serial, lectura y procesamiento de la información obtenida del hardware de adquisición de datos y adquisición de valores para generación de estadísticas y reporte a Excel. La utilización de SubVIs reduce el tamaño visual de la programación, proporcionando una mejor comprensión de la secuencia implementada. Se presentan los SubVIs realizados en el desarrollo del proyecto y su relación en la Figura 22.

Figura 22. Estructura jerárquica de utilización de SubVIs.



Fuente: Diagrama de bloques del programa principal LabVIEW™.

Primero se procede a la configuración del puerto serial utilizando la función *Visa Configure Serial Port*. El puerto utilizado se especifica en el Panel Frontal del VI Principal, adaptado a 19200 bps y 8 bits por byte, aunque LABVIEW identifica un bit de inicio y un bit de parada lo que indica que el byte que recibe realmente es de 10 bits. Luego el flujo de la señal adquirida está a cargo de *Visa Read*, configurando el número de bytes a leer por ciclo. Se ha especificado leer nueve bytes por ciclo, los cuales son: primer byte de cabecera, dos bytes del módulo de temperatura, cinco bytes del módulo de pulsioximetría y un byte del estado de la batería.

Figura 23. SubVi de lectura de puerto, identificación de cabecera y separación de la información.



La información proveniente del lector de VISA se encuentra en formato de cadena de caracteres ASCII. El primer *SubVi* llamado *lecturapuerto* Figura 23, es el encargado de recibir la información del VISA, para identificar el byte de cabecera y, por medio de este, separar la información proveniente del hardware de adquisición de datos, identificando los *bytes* del módulo de los termistores, temperatura1 y temperatura2, los *bytes* del módulo de pulsioximetría y el *byte* de información de la batería. Como se observa de la gráfica del *SubVi*, tanto la entrada como todas sus salidas están en formato *String*. Esto conlleva a que en la próxima etapa sea necesario convertir los datos de *String* a formato *Byte* para que puedan ser operados.

Figura 24. SubVi del procesamiento de los datos para obtener temperatura.



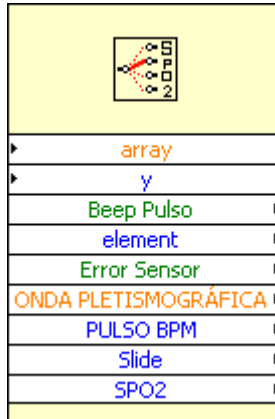
El siguiente bloque de funciones es el SubVi *temp*, Figura 24. Una vez separado cada byte de información, este bloque toma el byte de alguno de los termistores, sea el byte temperatura1 o temperatura2, en formato *String*, lo convierte en formato *DBL*, y calcula el valor de temperatura. Cabe destacar que, tanto el *byte* de temperatura1 como el *byte* de temperatura2, son los *bytes* leídos por los módulos de ADC.

Para realizar el cálculo de la temperatura leída del termistor, se deben realizar dos funciones específicas. Primero, se convierte la lectura del ADC en la tensión real del *hardware* de adquisición. Una vez realizada esta conversión, se procede a calcular la temperatura leída del termistor, mediante la ecuación (15). Seguidamente se procede a la visualización de la temperatura calculada.

Un aspecto de gran relevancia en esta etapa es la adquisición de ruido inherente al *hardware* y a la comunicación inalámbrica. Aunque se haya implementado un filtro en la etapa de *hardware*, se encuentra el ruido asociado al ADC del microcontrolador, adicionando también el componente de ruido dado por la transmisión inalámbrica implementada. Estos factores, exigen que se implemente nuevamente una etapa de filtrado digital.

Se ha implementado un tipo de filtrado estadístico, trabajando directamente sobre los datos convertidos en arreglo numérico. Este filtro se basa en calcular la tendencia central de los datos adquiridos, eliminando aquellos datos no esperados que se encuentran fuera de dicha tendencia, tanto por encima como por debajo de la misma. Para generar este filtro se utilizó la función *Measures of Mean.vi*. Los registros se encargan de guardar los datos calculados para su posterior filtrado.

Figura 25. SubVi del procesamiento de datos correspondientes al oxímetro.



Una vez separada la información proveniente del hardware de adquisición de datos, el SubVi mostrado en la Figura 25, procesa la información del módulo de pulsioximetría. Este módulo transmite paquetes de cinco bytes, cada uno de ocho bits de información. Primero debe hallar el bit de sincronización de dicho módulo, el bit *SYNC*, este bit indica si hay transmisión errónea. Siempre debe estar en estado '1' lógico. Cuando es diferente de '1', dicha trama de datos es equivocada y por tanto se debe ignorar u omitir. Una vez hallado el bit *SYNC*, se debe separar cada uno de los cinco bytes de información transmitidos para su posterior visualización. El segundo byte contiene la información de la onda pletismográfica, el cuarto byte, presenta la frecuencia cardíaca del paciente, en bpm, y el quinto byte, muestra la saturación de oxígeno en la sangre. También se tiene una salida lógica que indica si hay presencia de dedo en el sensor.

En el VI general se encuentra el módulo de reporte a Excel, además de las diferentes alarmas visibles. El byte del estado de la batería se opera de forma similar a los bytes de los termistores, primero se convierte la lectura del ADC a tensión real del sistema, para luego, por medio de una ecuación de línea recta, convertir la lectura de la tensión real en porcentaje.

4 PRUEBAS REALIZADAS AL PROTOTIPO

Una vez se tiene caracterizado el hardware de adquisición de datos, se procede a llevar a cabo las pruebas finales que permitan validar las mediciones tomadas con este prototipo. Se resalta que estas pruebas han sido realizadas solo al módulo de adquisición de la señal de temperatura, la cual presenta un error inherente a los elementos que la componen, ya que los niveles de incertidumbre del módulo de pulsioximetría comercial han sido proporcionados por el fabricante, siempre que se hayan realizado las mediciones adecuadamente.

Para ello, se plantean dos pruebas específicas. La primera describe la medición de temperatura, la cual utiliza una fuente controlada de calor y un termómetro patrón. La segunda evalúa el error de *offset* del *hardware* de adquisición de temperatura, con el fin de estimar la precisión real del dispositivo.

Figura 27. Presentación del dispositivo – Vista superior

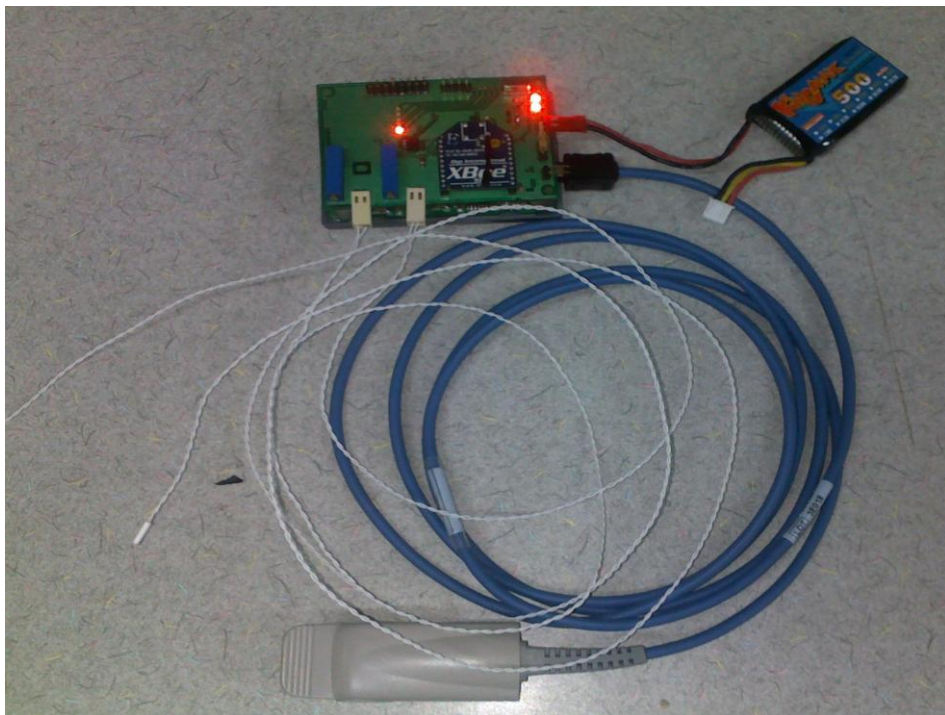
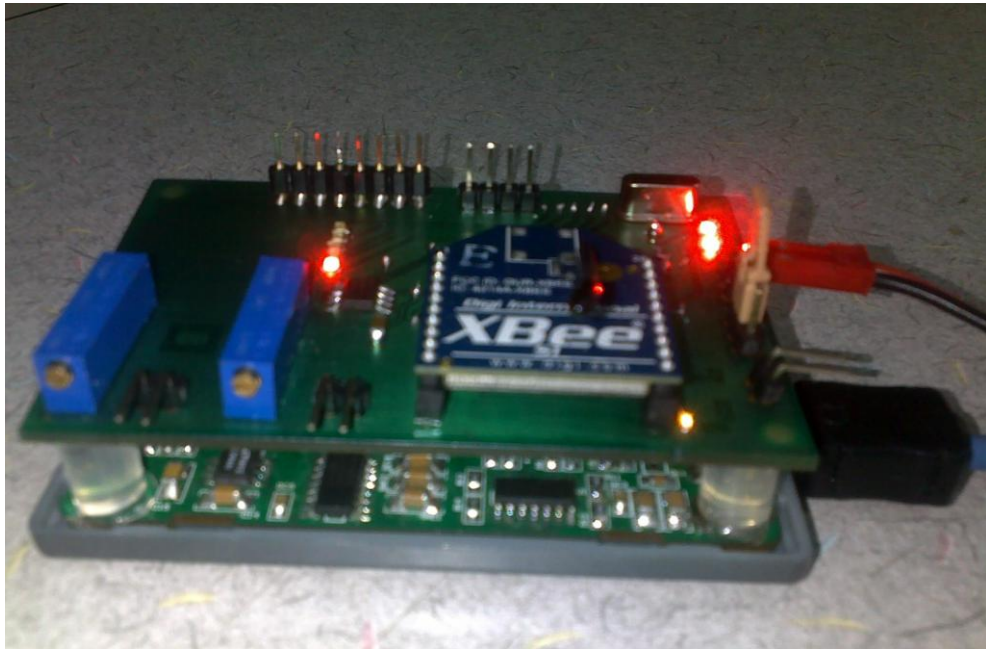


Figura 28. Presentación del dispositivo.



4.1 MEDICIÓN DE TEMPERATURA

En esta etapa, se busca comparar la temperatura leída tanto por el prototipo como por el termómetro patrón. Para ello, se utiliza un generador de calor, el cual se encuentra en la Escuela de Ingeniería Química, con el fin de establecer temperaturas en el rango válido para el prototipo, es decir, en un rango de 26 °C a 44 °C. Los sensores del prototipo y del termómetro patrón, son ubicados a la misma distancia del generador de calor, estableciendo condiciones similares de distancia e instante de tiempo de lectura. Una vez se tiene el montaje, se procede a registrar las lecturas tomadas tanto por el prototipo como por el termómetro patrón, con el fin de obtener el error relativo de la medida.

El termómetro patrón utilizado ha sido *FLUKE® SI II Thermometer*, que posee una termocupla tipo K. Este dispositivo se encuentra en el laboratorio de máquinas eléctricas del edificio de Alta Tensión de la escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones (E3T).

Estos resultados se presentan en las siguientes tablas, donde cada una muestra el comportamiento del sensor con respecto al termómetro patrón. Cabe aclarar que el termómetro patrón utilizado no tiene un certificado de calibración actual, pues presenta una vigencia de más de un año.

Tabla 14. Resultados obtenidos de medición de temperatura del sensor 1.

Temperatura leída por el patrón T_p [°C]	Temperatura leída por Sensor 1 [°C]	Error relativo [%]
26.3	26.8	1.90
27.6	28.1	1.81
28.0	28.4	1.43
28.3	28.5	0.71
33.0	33.2	0.61
33.3	32.9	1.20
33.6	33.4	0.60
34.8	34.8	0.00
35.0	34.8	0.57
35.7	35.6	0.28
35.9	36	0.28
36.3	36.1	0.55
36.9	36.9	0.00
37.3	37.2	0.27
42.1	42.3	0.48

De la Tabla 14 se calculan el error máximo, de 1.9 %, y el error promedio, de 0.71%, para el rango de temperatura válido del prototipo.

Tabla 15. Resultados obtenidos de medición de temperatura del sensor 2.

Temperatura leída por el patrón Tp [°C]	Temperatura leída por Sensor 2 [°C]	Error relativo [%]
26.60	26.6	0.00
27.10	26.8	1.11
28.20	28.4	0.71
28.40	28.5	0.35
33.70	33.3	1.19
33.80	33.4	1.18
34.70	34.8	0.29
34.90	34.4	1.43
35.00	34.6	1.14
35.10	35.1	0.00
36.00	35.6	1.11
36.50	36.5	0.00
37.00	36.3	1.89
37.80	37.8	0.00
44.90	44.3	1.34

Ahora, calculando el error máximo del sensor 2 de temperatura, se obtiene un valor de 1.89%, y un error promedio para el rango de temperatura de trabajo de 0.78%. Los resultados obtenidos de los dos termistores muestran un comportamiento muy similar, con errores relativos promedios cercanos, lo cual indica confiabilidad en las mediciones del hardware implementado.

4.2 MEDICIÓN DE *OFFSET* DEL DISPOSITIVO

Ahora se requiere analizar el nivel de *offset* generado en el hardware de adquisición de temperatura. Este nivel de continua esta presente en el dispositivo para el rango de tensión permitido por el canal ADC del microcontrolador,

ocasionando un error de exactitud de las mediciones establecidas. Por tanto, es de gran importancia estimar dicho valor.

Para medir el nivel de continua inherente al sistema, se procede a aislar el puente *Wheatstone*, y conectar los pines de entrada de la etapa de amplificación a 0 [V]. De esta forma, la amplificación de la señal será dada por el nivel de continua inherente del amplificador, y se propagará por las demás etapas del módulo implementado.

Para este caso se ha obtenido un valor de *Offset* del sistema de **24,7 [mV]**, para el primer termistor, y un nivel de **27,2 [mV]**, para el módulo del segundo termistor. Estos resultados también se pueden apreciar en la Tabla 7, en la cual se observa que, los valores de tensión de la salida de la etapa de comparación, tienen un aumento de 20 [mV] aproximadamente con la tensión de salida del hardware.

Con base en estos resultados, se debe comparar el nivel de continua del sistema con la relación de $\frac{mV}{^{\circ}C}$, presentada en la sección 2.7.2, que muestra una variación de 16,8 [mV] por cada 0,1 °C.

Calculando el error que genera este nivel de *Offset* del sistema, en [°C], se obtiene 0,2 °C. Luego la precisión del dispositivo implementado es de **0.2 °C**, cumpliendo con el requerimiento de precisión de **> 0.5 °C**.

4.3 MEDICIÓN DE PULSIOXIMETRÍA

Se procede a realizar una prueba que permita verificar la comunicación inalámbrica del módulo de pulsioximetría Sp100. Para ello se realizan mediciones a un mismo usuario cada cierto intervalo de tiempo con el fin de verificar la repetibilidad de las mediciones. En la Tabla 16 se muestran los resultados de las mediciones realizadas.

Tabla 16. Datos de la medición de los parámetros SpO2 y pulso.

Número de medida	Pulso [bpm]	SpO2 [%]
1	75	95
2	72	92
3	71	93
4	74	95
5	73	96
6	70	96
7	72	95
8	70	95
9	69	95
10	72	95
11	75	95
12	70	95
13	68	95
14	74	95
15	73	95
16	77	95
17	75	95
18	72	95
19	75	95
20	75	95
21	73	95
22	76	95
23	74	95
24	74	95
25	74	94
26	79	92
27	71	94
28	72	96
29	76	96

Se calcula la media y la desviación estándar de las mediciones de SpO2 y pulso cardiaco.

Tabla 17. Resultados de prueba de repetibilidad.

	Pulso Cardíaco [bpm]	SpO2 [%]
Media	73	95
Desviación Estándar	3	1

Se obtiene una probabilidad de 95.5 % de que el prototipo implementado realice una medición de SpO2 de 95 ± 1 [%] y un pulso cardíaco de 73 ± 3 [bpm].

4.4 FUENTES DE ERROR DEL DISPOSITIVO

4.4.1 ERRORES ASOCIADOS AL MICROCONTROLADOR. ADC

Existen diversos errores inherentes a la conversión análoga a digital, en este apartado se cuantifican los errores de mayor relevancia.

Error de cuantización: Para la configuración implementada, con una resolución de 8 bits, un paso de conversión corresponde a un $\frac{1}{256}$ parte en la ventana de conversión. Se define como $1 \text{ LSB} = \frac{3V}{256} = 11.71 \text{ [mV]}$

Entonces, el error de cuantización debe ser $\pm 0.5 \text{ LSB}$. Se obtiene un error de $\pm 5.86 \text{ [mV]}$.

Error de escala Cero: Se define como la diferencia entre el ancho del paso actual de conversión y el paso de conversión teórico, para el primer paso de conversión. En este caso, se calculó dicho error colocando a tierra un canal del ADC del microcontrolador, y dicho canal es transmitido a través del Xbee al puerto del computador, para ser visualizado en LabVIEW. El dato es leído en formato binario.

Se obtuvo como resultado una trama de datos binarios en estado bajo, describiendo el resultado ideal esperado, puesto que el dato enviado es cero. Se concluye que el error de escala cero es menor al error de cuantización y por tanto no se ve reflejado en la transmisión de los datos.

Se procede a calcular la relación de tensión vs temperatura del sistema. Para ello, se calcula la relación de temperatura vs resistencia dado por el fabricante, dando:

$$\frac{2155,69 - 1023,3 \Omega}{26 - 44 \text{ } ^\circ\text{C}} = -62.911 \frac{\Omega}{^\circ\text{C}}$$

Utilizando la Tabla 7 se calcula la relación

$$\frac{2100 - 900}{0,0403 - 3,26} = -372.705 \frac{\Omega}{V}$$

Con estas dos relaciones se halla la relación de interés, tensión vs temperatura,

$$0,16879 \frac{V}{^\circ\text{C}} = 16,879 \frac{mV}{0,1 \text{ } ^\circ\text{C}}$$

Se concluye que, la mínima variación del sistema para 0.1 °C es de 16.8 mV, mostrando un valor mayor al error de cuantización, el cual equivale a 1 LSB = 11.47 [mV]. Por tanto, la resolución de 8 bits es suficiente para cubrir las necesidades del equipo, ya que puede suplir al sistema para una precisión ≥ 0,1 °C, presentando una menor demanda de consumo de potencia.

5 CONCLUSIONES

- Con el hardware de adquisición de datos de temperatura implementado, se calculó el cambio mínimo de tensión necesario para obtener una variación de 0.1°C , que es la precisión del termistor; este valor fue de 16.8 [mV] . Al comparar éste dato, con el error de cuantización teórico presente en la conversión analógica-digital del microcontrolador, que es igual a 11.47 [mV] para una resolución de ocho *bits*, se encontró que dicha cuantización es menor al cambio mínimo de tensión del hardware, luego se puede deducir que la precisión del sistema implementado no está dependiendo de la resolución del canal ADC, sino del hardware de adquisición de datos. Por esta razón se establece que, la resolución de ocho *bits* implementada en el ADC es suficiente para los requerimientos del sistema, no representa pérdida de información apreciable y ofrece un bajo consumo de potencia del microcontrolador.
- Se determinó el nivel de tensión de *offset* del sistema de adquisición de la señal de temperatura, dando este un valor de $27,2\text{ [mV]}$. Este nivel se compara con el mínimo valor de la variación de tensión, dado en 16.8 [mV] y se observa que el nivel de tensión de continua del sistema introduce un error en temperatura menor a 0.5°C .
- Se diseñó e implementó un sistema de adquisición de señales fisiológicas de temperatura corporal, en tiempo real, utilizando termistores para aplicaciones biomédicas, los cuales fueron sometidos a un proceso de selección que permitiera establecer las características apropiadas para esta aplicación. El rango de trabajo de los termistores, su alta sensibilidad y resistividad, además de su rápida respuesta, son las principales ventajas que hacen atractiva su implementación. Como resultado, se obtuvo una medida de temperatura con una precisión mayor a

0.5°C en el rango de trabajo establecido, lo cual es aceptable para la aplicación del dispositivo.

- Se realizó el acondicionamiento del oxímetro de pulso comercial Sp100, con el fin de obtener las mediciones de pulso cardiaco, saturación de oxígeno y la onda pletismográfica a través de un microcontrolador de referencia MCF51QE128 de *Motorola*. Mediante visualización en *hyperterminal* se comprobó la veracidad de la trama de datos recibida, verificando así la correcta recepción de los datos, además se realizaron pruebas de repetibilidad en un mismo usuario, comprobando que la precisión dada por el fabricante del módulo, no se ve afectada por la transmisión inalámbrica.
- Utilizando una batería LiPO de corriente nominal de 500mAH, el dispositivo presenta una autonomía de 4 horas aproximadamente, demandando un consumo de corriente de 125 mA. Éste intervalo de tiempo se considera aceptable para pruebas a las que será sometido el dispositivo en el grupo de investigación de Neurociencias y comportamiento (NYC).
- El programa realizado en LabVIEW brinda una interfaz amigable, permitiendo al usuario visualizar los datos de forma gráfica, lo que deja observar con facilidad los picos de la señal sensada, además de realizar cálculos estadísticos y tener la posibilidad de exportar los datos registrados a una plantilla predeterminada de Excel, entre otras facilidades.
- Utilizando la herramienta *Web Publishing Tool* el dispositivo ayudará en gran medida a solucionar los problemas de traslado, proporcionando un mayor alcance al establecido utilizando únicamente el modulo *Xbee*, dejando un dispositivo inalámbrico, portátil, de pequeñas dimensiones, autónomo y con la capacidad de monitorear señales biométricas desde cualquier punto de la misma red.

- El desarrollo de este proyecto permitió poner en práctica competencias adquiridas durante la carrera de ingeniería electrónica. Para lograr el objetivo de diseñar e implementar el prototipo, se requiere aplicar conceptos de electrónica analógica (hardware de adquisición de la señal de temperatura), electrónica digital y microcontroladores (conversión analógica-digital y protocolo de comunicación), comunicaciones (transmisión inalámbrica *XBee*) y desarrollo de herramientas de software (visualización de datos en PC - LabVIEW). A su vez se evidenció la importancia de realizar un trabajo interdisciplinar en aras de lograr un proyecto exitoso y de aplicabilidad al ser humano.

6 RECOMENDACIONES Y OBSERVACIONES

- A pesar de que el dispositivo implementado presenta un diseño integral para su operación, manipulación y visualización, y teniendo la posibilidad de ser autónomo por determinado tiempo, resulta viable incluir en él un circuito de carga y descarga de la batería, convirtiéndolo en un prototipo más robusto e independiente, y ayudando a alargar el tiempo de vida de la batería utilizada.
- Con el fin de aprovechar las ventajas que ofrece la comunicación *ZigBee* y poder ofrecer a futuro un servicio de monitorización más robusto de las señales biométricas, se propone construir una red de comunicación con otros prototipos diseñados en este proyecto, estableciendo un coordinador que, a través del software de desarrollo LabVIEW, presente la información enviada por todos los dispositivos finales que se encuentran en la red, con la posibilidad de priorizar la comunicación a alguno de los dispositivos. Esta red mostraría las ventajas que ofrece *ZigBee* y permite realizar diversas pruebas que pueden ser de gran importancia para el grupo de investigación de Neurociencia y Comportamiento (NYC).
- A partir de los resultados obtenidos, y observando su viabilidad, se plantean ciertos retos que puedan aportar a la rama de bioingeniería de la Universidad Industrial de Santander. El primero de ellos, es remplazar el módulo de pulsioximetría comercial utilizado en el presente proyecto, por un oxímetro de pulso diseñado e implementado en la UIS. Así, se tendría un dispositivo completamente hecho en la Universidad, permitiendo reducir aún más los costos del mismo. El segundo, es acoplar el prototipo planteado en este proyecto, con otros desarrollados anteriormente, con el fin de construir un monitor de signos vitales con transmisión inalámbrica.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Bronzino, *Biomedical Engineering Fundamentals*, Tercera Ed. Davis, California: , 2006, pp. 1–1424.
- [2] J. H. . Brown, J. Jacobs, and StarkLawrence, *Biomedical Engineering*. Davis, Philadelphia: , 1971, pp. 1–677.
- [3] N. Ahindra and D. Baishakhi, *Computer-Aided Drug Design and Delivery Systems*. New York, 2011, pp. 1–748.
- [4] M. L. Ferreira, “Termorregulación,” in *Cuerpo Humano*, 2006, pp. 1–45.
- [5] DALCAME, “Sistema Termoregulatorio Sensores de Temperatura,” 2007. [Online]. Available: <http://www.dalcame.com/wdescarga/sismater.pdf>. [Accessed: 25-Jul-2012].
- [6] M. Kurtz, *Biomedical Engineering and Design Handbook, Volume 1*. New York, 2009.
- [7] C. Chemes De Fuentes, “La enfermera y la valoracion de los signos vitales,” Universidad Nacional de Tucumán, 2008.
- [8] M. Maté Moreno, J. Mora Robles, A. Boscá Crespo, and F. Aguado Guerrero, “Trastornos de la regulación de la temperatura.” pp. 1–66, 2007.
- [9] S. Ventosinos Alonso, “Sistema Óptico autónomo para la medida de Parámetros Biomédicos,” Universidad Politécnica de Cataluña, 2010.
- [10] S. Gómez and F. Suntasig, “Diseño y Construcción de un Prototipo de Oxímetro de Pulso,” Escuela Politécnica Nacional, 2011.
- [11] J. J. Gonzalez de la Rosa, “Transductores de temperatura,” in *Instrumentación Electrónica*, Grupo de Investigación en Instrumentación Electrónica Aplicada y Técnicas de Formación, 2006, pp. 1–11.
- [12] A. Ortiz and L. Valderrama, “Diseño y construcción de un prototipo para la medición de flujo de calor en pacientes en estado post-operatorio mediante calorimetría directa: Método de sensado por variación de temperatura,” Universidad Industrial de Santander, 2006.

- [13] R. Martínez Bailón and R. Murillo Fusté, “Diseño de un dispositivo remoto para la supervisión de señales vitales,” Universidad Politécnica de Cataluña, 2008.
- [14] A. H. Hidalgo Montesinos, “Diseño y construcción de un nodo concentrador en una red de alarmas para hogares utilizando tecnología inalámbrica con el estándar IEEE 802.15.4 Zigbee,” Escuela Politécnica Nacional, 2011.
- [15] J. Mayné, “Estado actual de las comunicaciones inalámbricas.” SILICA, An Avnet Company, pp. 1–23, 2006.
- [16] Burr-Brown, “Single Supply , Micro Power Instrumentation Amplifier,” vol. 6133, no. 520. pp. 1–12, 1997.
- [17] S. Fairchild, “Dual operational amplifier,” vol. 2. pp. 1–13, 2002.
- [18] D. I. Mínguez Vital, “Monitoreo de parámetros a través de un sistema de telemetría,” Instituto Politécnico Nacional, 2009.
- [19] D. A. Múnera, “microcontroladores de 32 bits coldfire v1/familia jm.” pp. 1–484.
- [20] E. Sedano, “Implementación de una red ZigBee,” Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, 2010.
- [21] A. Oyarce, P. Aguayo, and E. Martín, “Guía del Usuario.” Santiago de Chile, pp. 1–72, 2010.
- [22] O. Cadena and G. García, “diseño y construcción de un prototipo para la medición de flujo de calor en pacientes en estado post-operatorio mediante calorimetría directa: método de sensado por flujo de calor,” Universidad Industrial de Santander, 2006.

ANEXOS

ANEXO A. CONCEPTOS MÉDICOS DE TEMPERATURA Y PULSIOXIMETRÍA

1. REGULACIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

El concepto termorregulación hace referencia al sostenimiento de la temperatura corporal en un rango definido teniendo en cuenta factores que involucran cargas térmicas internas, como el metabolismo, o externas, relacionadas al ambiente. Se considera la homeostasis de la temperatura, la cuál implica el mantenimiento y equilibrio de la temperatura interna o central del cuerpo en niveles constantes.

Pero para lograr dicho propósito se deben poner en marcha una serie de mecanismos que favorecen el equilibrio entre la producción y la pérdida de calor. Cuando la producción de calor en el cuerpo es mayor a la velocidad a la cual se emite al ambiente, se acumula el calor dentro del cuerpo y aumenta la temperatura corporal. Asimismo, cuando la pérdida de calor es mayor, la temperatura corporal y el calor descienden rápidamente.

1.1 Producción de Calor

La producción o generación de la temperatura, llamada termogénesis, es realizada por dos mecanismos:

- *Termogénesis física*, dada por la actividad muscular y el descenso del flujo sanguíneo periférico. Este mecanismo es denominado de vía rápida.
- *Termogénesis química*, de origen hormonal produce la movilización de sustratos procedentes del metabolismo celular (reacciones metabólicas). Es un mecanismo lento.

El índice metabólico es la medida de la producción de calor, determinado por el metabolismo basal de las células del cuerpo. Sin embargo, durante el ejercicio la producción de calor se incrementa por la acción voluntaria de los músculos esqueléticos activos. El ejercicio produce un aumento significativo de la temperatura, la cual es estrictamente proporcional con la intensidad de trabajo realizado, pero también con la eficacia mecánica de la actividad y de quien la ejecuta. Así, en condiciones basales, la producción total de calor genera entre 65-80 calorías por hora, elevándose hasta 300-600-900 durante el ejercicio. Un ejercicio intenso puede elevar la temperatura central a 40 °C.

En condiciones ambientales de baja temperatura, la contracción involuntaria de los músculos esqueléticos, escalofríos, ayuda a generar calor metabólico, con el fin de mantener constante la temperatura del núcleo; también actúa el aumento del metabolismo basal por la acción de las hormonas tiroideas (y en menor grado por la hormona del crecimiento y la testosterona) sobre las células, el metabolismo extra también participa gracias al efecto de la adrenalina, en menor grado la noradrenalina, y la estimulación simpática sobre las células. La ingesta de alimentos también ejerce como un factor termogénico.

1.2 Pérdida de calor

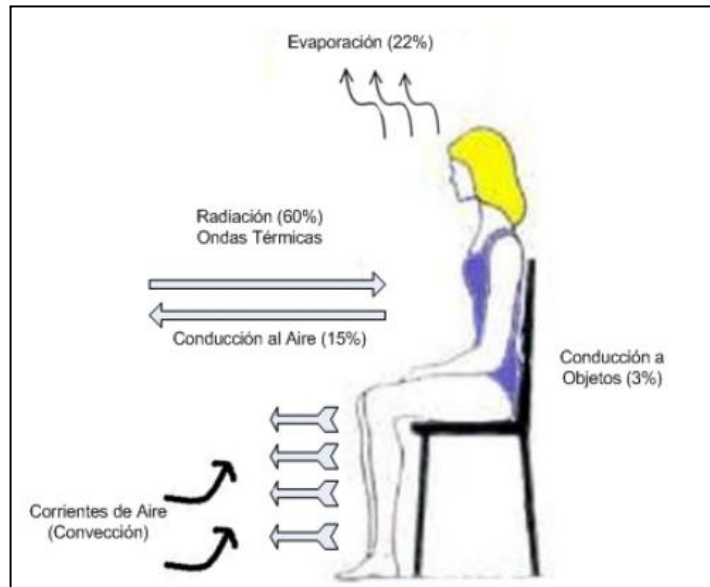
Para mantener la homeostasis se debe disipar el calor producido, para ello, se cuenta con varias alternativas para eliminar el calor:

- *Aire espirado*, se pierde calor por calentamiento del aire espirado.
- *Orina y heces*, son una vía regular aunque no significativa para la disipación de calor.
- *Piel*, la vía cutánea es la principal fuente de liberación de calor, mediante los mecanismos de *evaporación*, *convección*, *conducción* y *radiación*. Este mecanismo auto-regulatorio funciona al controlar la variación de la cantidad de sangre que pasa por la piel modificando el diámetro de los vasos sanguíneos, a través de la *vasodilatación* y *vasoconstricción* de los vasos arteriales periféricos.

Este mecanismo dependerá del tipo y cantidad de ropa que cubre la superficie dérmica.

En síntesis, la homeostasis de la temperatura describe el mantenimiento o equilibrio a niveles constantes de la temperatura central del cuerpo. El equilibrio térmico ocurre cuando la ganancia de calor es igual a la pérdida o disipación de calor, dependiendo de la magnitud del calor producido comparado con el calor disipado [4].

Figura 29. Mecanismos de transferencia de calor corporal.



Fuente: Cadena, et al. [22]

Los mecanismos físicos que regulan la disipación o conservación del calor desde el interior hacia el entorno a través de la piel son:

- **Conducción:** el calor se transfiere por contacto físico a través del contacto molecular directo. El gradiente de calor ocurre desde una entidad más caliente a uno más frío. La velocidad de transferencia de calor depende de la magnitud del

gradiente térmico y de las cualidades térmicas de los objetos en contacto. En el cuerpo, el calor generado en el interior del mismo es conducido por los tejidos en contacto hasta llegar a la piel y de allí a la ropa o al aire que está en contacto directo con la piel. Si el aire circundante está más caliente que la piel, la calentará. Se resalta que una vez la temperatura de un objeto se iguala al objeto en contacto, ya no se pierde más calor por esta vía, es decir, se auto limita [22].

- **Convección:** es la transferencia de calor por movimiento de un gas o un líquido en contacto con el cuerpo. El aire circulando alrededor del cuerpo favorece la eliminación de calor. Cuanto más aire frío circule, mayor es el ritmo de eliminación del calor por convección. En el caso del agua, esta posee un calor específico varios miles de veces mayor que el del aire, por lo que una porción de agua adyacente a la piel puede absorber mucho más calor que el aire. Además, la conductividad térmica del agua es mayor que la del aire, lo que hace que, generalmente, la tasa de pérdida de calor en el agua sea muy superior a la de aire.
- **Radiación:** es la transferencia de calor entre objetos sin que ocurra un contacto físico y en proporción al gradiente en temperatura entre estos. Esta pérdida se hace en forma de rayos infrarrojos, siendo el principal método de disipación de calor del organismo en reposo. Por ejemplo, una persona desnuda en un cuarto con temperatura ambiente normal (21 y 25 °C), pierde un 60% de todo el calor por efecto de la radiación. El mecanismo de la radiación se basa en la teoría que las moléculas dentro de un cuerpo están continuamente vibrando, y como consecuencia, el calor en forma de ondas electromagnéticas se disipa. El cuerpo puede irradiar calor al medio o puede absorberlo si los objetos circundantes están más calientes, por ejemplo durante la exposición al sol.
- **Evaporación:** es la pérdida de calor mediante la conversión de sudor a vapor sobre la superficie cutánea. Mediante la evaporación, el cuerpo pierde alrededor de 0.58 kcal de calor por cada gramo de agua evaporada. Es el mecanismo más eficiente para perder calor durante un ejercicio, para evitar el sobrecalentamiento. Cuando la temperatura corporal se eleva durante el ejercicio, la producción de sudor aumenta, y con el sudor en la piel, pasa de su forma

liquida a la de vapor. Es el 80% de la pérdida total de calor en actividad y el 20% en reposo. Cabe resaltar que existe una pérdida de calor inconsciente a través de los pulmones y las mucosas (boca, piel, nariz), que representa un 10% del total, ayudando a eliminar el calor por medio de la evaporación [12].

Cuando la temperatura ambiental excede a la corporal, el calor se gana por el metabolismo, radiación, convección y conducción y solo se pierde por la evaporación asociada al sudor. El grado de humedad del aire influye en la pérdida de calor por sudoración, ya que cuanto mayor sea la humedad del medio ambiente menor cantidad de calor podrá eliminarse por este mecanismo.

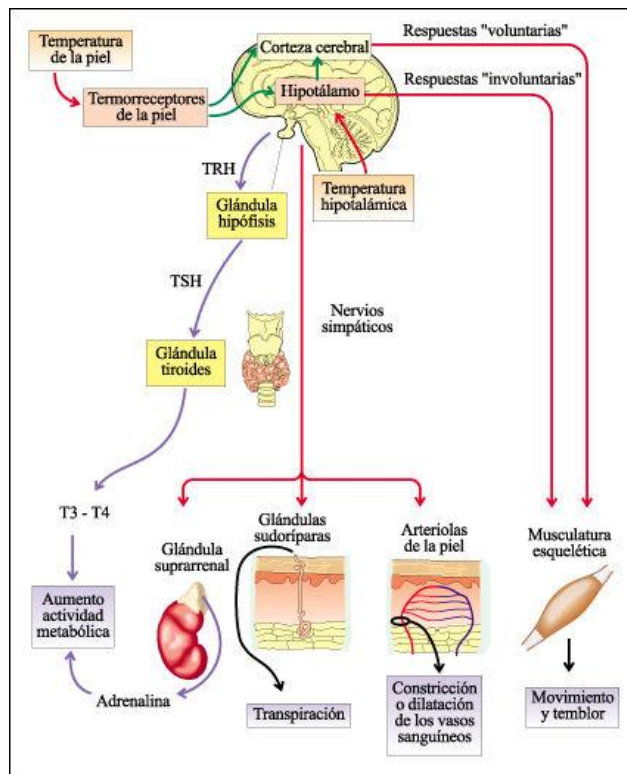
Del total de energía generada por el organismo de una persona, entre un 60 y un 80% se transforma en calor que va al medio, y el resto, entre 20 y 40%, se transforma en energía útil para el trabajo. Cuando la temperatura ambiente es menor que la de la piel, la conservación del balance térmico no supone ningún problema para el organismo de la persona, ya que la pérdida de calor se facilita por la suma de la convección y la radiación, siendo las pérdidas por conducción marginales. En el ejercicio, la intensidad de trabajo determina una mayor producción de calor, y esta carga de calor es tan grande que este mecanismo, aunque es el primero en activarse, no alcanza para eliminar el calor circulante que la sangre lleva hasta la piel. En estas condiciones, el único medio del que dispone el cuerpo para liberarse del calor es la evaporación. Para ello, se activan las glándulas sudoríparas, que serán las encargadas de eliminar el calor por medio del sudor. Por lo tanto, la evaporación es la forma más eficaz que el organismo tiene para disipar el calor durante el ejercicio, y la posibilidad de realizar este trabajo de termorregulación con eficacia es crucial para el deportista [4].

2. CONTROL DE TEMPERATURA DEL CUERPO HUMANO

La temperatura corporal está regulada casi en su totalidad por mecanismos nerviosos de retroalimentación que operan, en su mayoría, a través de centros

termorreguladores situados en el *hipotálamo*. Por ejemplo, durante un ejercicio intenso, dado que el cuerpo no puede disipar el calor tan rápidamente como lo produce, la temperatura interna puede elevarse hasta 40°C, con una temperatura muscular de 42°C. Los termorreceptores detectan este cambio de temperatura corporal y transmiten esa información al termostato de nuestro cuerpo, el hipotálamo, y éste activa los mecanismos que regulan las temperaturas corporales [5].

Figura 30. Mecanismos de regulación de la temperatura corporal.



Fuente: Ahindra, et al. [3]

El proceso de regulación térmica tiene tres etapas:

2.1 Detección térmica aferente: La información adquirida por los sensores de temperatura ubicados en el organismo llega al hipotálamo. Estos sensores se dividen en:

- Detectores de calor: Ubicados en las vísceras abdominales y médula espinal, son los encargados de inspeccionar y vigilar las partes internas y profundas del organismo, siendo activados por la temperatura de la sangre que los irriga. Sus impulsos son enviados al sistema nervioso central (SNC) por las fibras nerviosas C, en un rango de detección que va desde 32 hasta 40°C.
- Sensores de frío: Se encuentran vigilando el impacto del medio ambiente sobre el cuerpo; se activan alrededor de 40°C y su nivel máximo de emisión está aproximadamente a 27°C, sus impulsos llegan al SNC a través de las fibras nerviosas A-delta.

2.2 Regulación Central: Una vez recibida la información en el centro de control térmico y energético del hipotálamo se analizan los datos, incluyendo información cerebral para seleccionar la respuesta idónea del programa termorregulador para mantener el punto de equilibrio, temperatura corporal de 37°C, con un umbral de 0.5°C en condiciones normales, llegando a variar hasta 3.5°C bajo influencia de fármacos como anestésicos, ingestión de alimentos, función tiroidea, ritmo cardiaco o adaptación al calor y frío.

2.3 Respuesta eferente: El centro de control en el hipotálamo envía órdenes hacia los diferentes puntos del organismo con el fin de favorecer o contrarrestar las condiciones fuera del punto de equilibrio.

Para mantener constante la temperatura del cuerpo, el organismo utiliza dos sistemas:

- Vasodilatación: Consiste en aumentar el riego sanguíneo en determinadas zonas, desde los órganos internos hacia la periferia. En condiciones de ejercicio intenso lo que ocurre es que se transmite el calor desde los órganos hacia los tejidos periféricos a través de la sangre, por conducción y convección; y desde la

sangre al exterior, mediante conducción y radiación. Este proceso se realiza gracias al gradiente de temperatura, pero cuando la temperatura ambiente es tan elevada como la temperatura cutánea o de la sangre, el gradiente es nulo y por lo tanto es muy costoso perder calor a través de este proceso.

Las consecuencias de una vasodilatación excesiva es que aumenta el gasto cardiaco, con lo que la frecuencia cardiaca se ve aumentada.

- **Sudoración:** responde a un sistema termorregulador constituido, por receptores a la temperatura ubicados en la piel y en el interior del cuerpo. Estos receptores están conectados por vías aferentes nerviosas al hipotálamo anterior. De allí, los impulsos eferentes son llevados a las glándulas sudoríparas a través del sistema nervioso autónomo [5].

3. FACTORES DE ALTERACIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

- *Edad:* los niños generalmente tienen temperaturas rectales y orales más altas (37.5 a 38.0 °C) que los adultos. Las variaciones diarias cambian a medida que los niños crecen: En niños menores de 6 meses, la variación diaria es pequeña. En niños de 6 meses a 2 años de edad, la variación diaria es de 1°C aproximadamente. A la edad de 6 años, las variaciones diarias se incrementan gradualmente a 2 °C por día. Por otra parte, en los adultos mayores la temperatura corporal suele estar disminuida (36 °C).
- *La temperatura ambiente:* altas temperaturas o frío extremo.
- *Ritmo diurno/circadiano (ciclo de 24 horas):* a lo largo de la jornada las variaciones de la temperatura suelen ser inferiores a 1.5 °C. La temperatura máxima del organismo se alcanza entre las 18 y las 22 horas y la mínima entre las 2 y las 4 horas. Este ritmo circadiano es muy constante y se mantiene incluso en los pacientes febriles.
- *La indumentaria*
- *El estrés:* las emociones intensas como el enfado o la ira activan el sistema nervioso autónomo, pudiendo aumentar la temperatura.

- *Las enfermedades:* ciertas enfermedades metabólicas (hipertiroidismo) y aquellas que impliquen estados febriles, aumentan la temperatura, mientras que otras enfermedades metabólicas (hipotiroidismo) pueden conducir a un descenso de la temperatura.
- *Cambios menstruales en las mujeres:* en la segunda mitad del ciclo, desde la ovulación hasta la menstruación, la temperatura se puede elevar entre 0.3-0.5 °C.
- *El ejercicio físico:* la actividad muscular incrementa transitoriamente la temperatura corporal. Por el contrario, durante una inactividad prolongada (dormir), la temperatura disminuye [4].

4. PATOLOGÍAS RELACIONADAS CON LA TEMPERATURA CORPORAL

Existen dos situaciones caracterizadas por el aumento de temperatura corporal, las cuales se pueden diferenciar:

- *Fiebre:* El aumento de la temperatura corporal se debe a una regulación transitoria por parte del centro regulador hipotalámico, que funciona adecuadamente [7]. La fiebre es un mecanismo de defensa producido ante una anomalía al organismo. Por ello, la fiebre es siempre un síntoma y no una enfermedad. Casos puntuales como en el posoperatorio inmediato puede haber incremento de la temperatura corporal.

Los traumatismos craneoencefálicos y las lesiones de la médula espinal suelen acompañarse con fiebre. Se cree que es ocasionada por presión o lesión en el hipotálamo o las vías que llegan o salen del centro de regulación térmica [7]. La deshidratación también puede afectar directamente los centros hipotálamos de tal forma que la temperatura aumenta. Parte de la elevación de la temperatura se debe a la disminución de líquidos que afecta la sudación entorpeciendo uno de los principales mecanismos para eliminar calor. Otros factores que provocan el

aumento de la temperatura son la embolia pulmonar y la presencia de tumores como la leucemia.

- *Hipertermia*: Cuando el incremento de la temperatura corporal, no encuentra adecuada respuesta en el hipotálamo, o bien, la respuesta del mismo es inadecuada a la situación concreta, se considera patológica, abriendo la posibilidad de producir repercusión multiórganica.

La elevación de temperatura provoca daño muscular consistente en degeneración y necrosis o mortificación del mismo. Produce afección renal y cardiovascular, generando un alto gasto cardiaco, con vasodilatación y taquicardia o arritmia, consecuencia de las demandas aumentadas y de la deshidratación del sudor [8]. Altera el sistema nervioso central generando muerte celular, edema cerebral e incluso hemorragia a nivel local. Como consecuencia, aparece hipertensión intracraneal y degeneración neuronal manifestándose temblores, convulsiones, neuropatías e incluso coma.

- La disminución de la temperatura corporal por debajo de los valores normales es llamada *Hipotermia*. Ésta aparece cuando la temperatura interna desciende por debajo de los 35°C. Una vez que la temperatura corporal es inferior a los 34.5°C, el hipotálamo paulatinamente pierde su capacidad de regulación de la temperatura corporal que desaparece a los 30°C. Cuando la exposición al frío es prolongada y severa, cesa el tiritar (hacia los 30°C de temperatura corporal), y los músculos pierden su tensión, quedando paralizados porque la tasa de producción química de calor por cada célula, se reduce casi a la mitad por cada descenso de 5°C. Se observa somnolencia al principio y por último coma, que deprime la actividad de los mecanismos de control del calor del sistema nervioso central. La muerte suele acontecer cuando la temperatura rectal cae a 23.5°C, aunque hay casos de supervivencia con temperaturas aún inferiores [8].

El efecto más importante de la *hipotermia* es sobre el corazón ya que la muerte por hipotermia se produce por paro cardiaco sin paro respiratorio. El enfriamiento

afecta principalmente el nódulo senoauricular, reduciendo la frecuencia cardíaca y por lo tanto disminución del gasto cardíaco. Respirar aire frío no congela los conductos respiratorios ni los pulmones, aunque reduce el ritmo y el volumen respiratorio.

Cuando la temperatura de los tejidos desciende hasta cerca de la congelación, el músculo liso de la pared vascular se paraliza por el frío y ocurre una vasodilatación repentina, que suele manifestarse por una rubefacción en la piel. Este mecanismo contribuye a evitar el sabañón (congelamiento de la superficie corporal, generalmente lobulillo de la oreja o de los dedos de la mano)[4], porque aporta sangre caliente a la piel. Pero cuando la temperatura de la piel desciende por debajo de tan sólo unos pocos grados Celsius del punto de congelación (0°C), ésta se congela. La congelación se produce como consecuencia de los intentos del cuerpo de prevenir la pérdida de calor como con la vasoconstricción hacia la piel que ocasiona un menor flujo sanguíneo, por lo que la piel se enfría con rapidez y sumado a la falta de oxígeno, produce la muerte de tejido.

5. LA HEMOGLOBINA

Uno de los sistemas funcionales más importantes es el sistema circulatorio, el cual se encarga de hacer llegar, a través de una gran red de comunicación de venas y arterias, la sangre a todas las partes del cuerpo. La sangre saturada se encarga de llevar el oxígeno (O₂), a través de las arterias, hasta los tejidos y células del organismo donde lo descarga y recoge productos de desecho, tales como el dióxido de carbono (CO₂), generados por el metabolismo, regresando a los pulmones a través de las venas y los capilares donde cede el CO₂ para su eliminación y nuevamente se satura de O₂ [9].

La *hemoglobina* es una heteroproteína de la sangre, de color rojo, que transporta el oxígeno desde los pulmones hasta los tejidos. Cada molécula de *hemoglobina* puede combinarse con un máximo de cuatro moléculas de O₂. Cuando la

hemoglobina está saturada de O_2 se denomina *oxihemoglobina* (HbO_2) dando el color rojo vivo a la sangre arterial. Cuando la *hemoglobina* ha perdido el O_2 es llamado *hemoglobina* reducida (Hb) lo que da el color rojo azulado oscuro típico de la sangre que circula a través de las venas. Esta diferencia de color es la que permite calcular el SpO₂.

6. FUNDAMENTOS DE LA OXIMETRÍA DE PULSO

El pulso oximétrico frecuentemente se considera la quinta muestra vital, después del ritmo cardíaco, la presión arterial, la temperatura y la frecuencia respiratoria.

La *oximetría de pulso* se fundamenta en la *espectrofotometría* y la *pletismografía*.

La *espectrofotometría* es el método de análisis cuantitativo, que utiliza los efectos de interacción de las radiaciones electromagnéticas con la materia para medir la absorción o la transmisión de luz por las sustancias y poder medir la concentración de las mismas.

La *pletismografía* es una técnica de diagnóstico consistente en determinar las variaciones del flujo sanguíneo, volumen o presión, en una arteria o vena mediante el uso de un pletismógrafo. Cuando se utilizan técnicas ópticas para el cálculo de dichas variaciones, se conoce como fotopletismografía (PPG).

La sustancia analizada se ilumina y se mide la absorción de luz de longitudes de onda específicas, al pasar por un lecho vascular arterial pulsátil y a partir de esa medida se calcula la concentración de oxígeno. Dicha técnica analítica también establece que para analizar dos sustancias en solución se necesitan dos longitudes de onda. En la sangre, hay dos sustancias relevantes, la hemoglobina reducida (Hb) y la oxihemoglobina (HbO_2). Los oxímetros requieren típicamente dos longitudes de onda, una roja y otra infrarroja. Para distinguir la sangre oxigenada (arterial) y la reducida (venosa), de otros tejidos, huesos, uñas y la piel, el oxímetro utiliza la técnica de la variación del volumen de la sangre arterial con cada pulso, obteniendo una señal dependiente sólo de las características de dicho

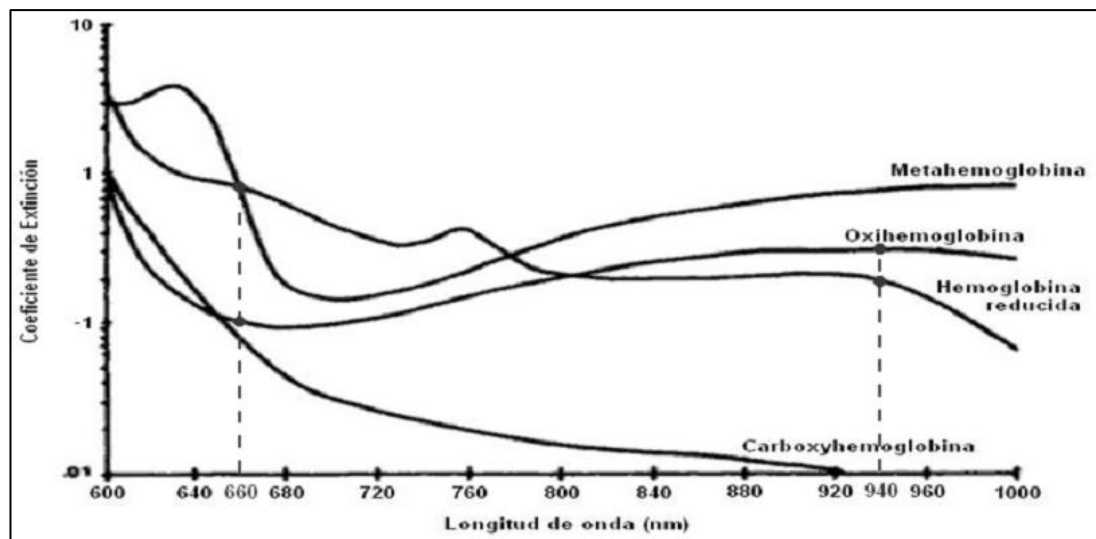
tipo de sangre. Por esta razón, se analiza únicamente la parte pulsátil de la señal óptica que se debe exclusivamente a la sangre arterial.

Es por ello que si no hay ritmo cardiaco, el oxímetro no puede distinguir la sangre arterial, la cual es objeto de su análisis.

Las longitudes de onda utilizadas son rojo (660nm) e infrarrojo (940nm), se debe a que a estos valores de longitud, los coeficientes de extinción de la HbO_2 y de la Hb, tienen valores más alejados entre ellos como se muestra en la figura 3. La desoxigenación de la sangre presenta una extinción óptica superior en la región del rojo del espectro que la oxihemoglobina y una menor absorción óptica en la región del infrarrojo cercano [9].

El modelo matemático para el pulsioxímetro se basa en la medición del tiempo en que la intensidad de luz pasa a través del tejido fino como la extremidad del dedo. Dicha señal es procesada basada en la ley Beer-Lambert. Dicha ley declara que la cantidad de luz absorbida por un cuerpo, depende de la concentración de este en la solución, y la ley de Lambert declara que la cantidad de luz absorbida por un objeto, depende de la distancia recorrida por la luz.

Figura 31. Coeficientes de extinción de la hemoglobina.



Fuente: Ventosinos, A. [9]

ANEXO B. MANUAL DE USUARIO

En este anexo se presentan las indicaciones y recomendaciones básicas, para el correcto funcionamiento del dispositivo, así como los pasos para manipular la interfaz visual LabVIEW™.

Ubicación de los sensores y alimentación de la tarjeta.

Primero se debe conectar la pila de alimentación del dispositivo. Una vez conectado, se activarán los leds de alimentación y el led de transmisión, ubicado al lado del Xbee. Seguido a esto, se procede a ejecutar el software de visualización de las señales biométricas, implementado con la herramienta LabVIEW™.

Generar reporte.


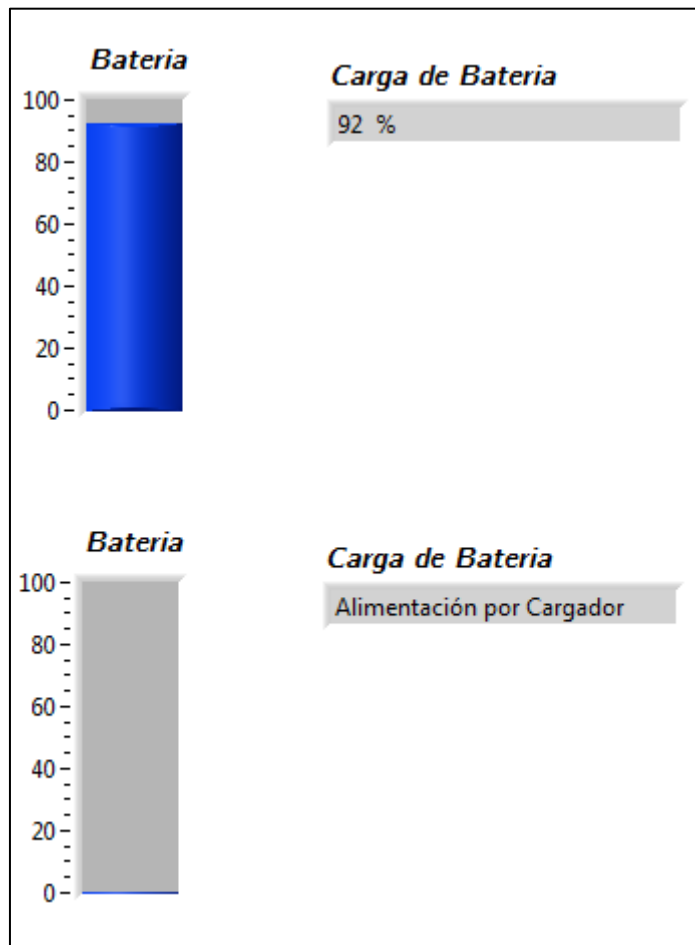
Se inicia el programa presionando el icono . Luego, se irá a la sección de configuración, se deben ingresar los datos del usuario: Nombre, Edad y Género. Aquí también se visualizará el estado de la alimentación, ya sea el estado de la batería o un mensaje que dirá “*Alimentación por cargador*”.

Figura 32. Estado de la alimentación.



Si se desea generar un reporte de los datos en una hoja de cálculo de EXCEL, se debe presionar el interruptor de “*Generar Reporte*”, éste se mostrara alumbrando para indicar que está activado. El reporte se comenzará a generar desde el momento en el que se active el interruptor y no desde que comienza a correr el programa, para finalizar el reporte se oprime el botón “SALIR”, ubicado en la parte inferior derecha, y automáticamente se abrirá la plantilla generada en Excel con los datos registrados.

Figura 33. Estado del interruptor “Generar reporte”.

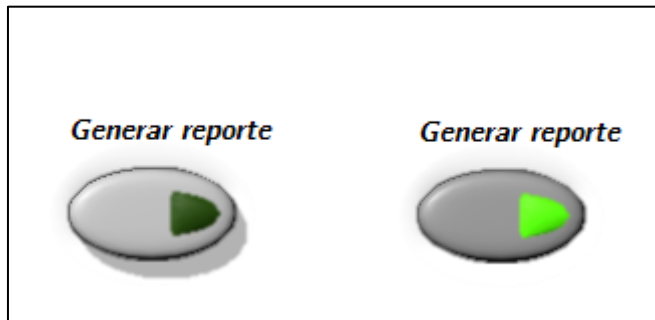
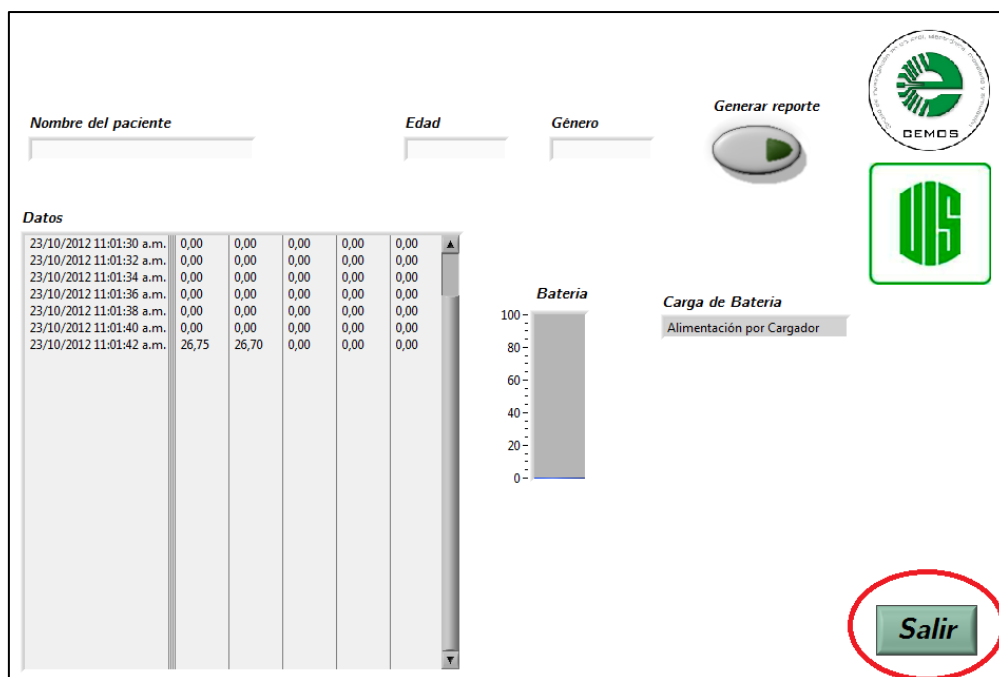


Figura 34. Ubicación del botón SALIR.

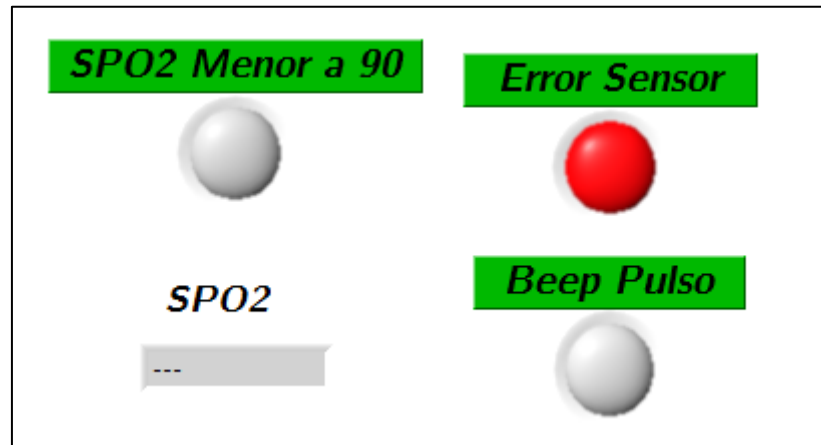


Lectura sección de oxímetro de pulso

Una vez ubicados en esta sección, si el sensor de pulsioximetría no detecta la presencia del dedo, un LED de color rojo alumbrará e indicará “*Sensor Error*”. Cuando se ubica el sensor en el dedo del usuario, se debe esperar un tiempo

aproximado de 5 segundos de modo tal que se establezca la onda pletismográfica y se obtenga una lectura confiable de las mediciones de pulsioximetría.

Figura 35. LEDs indicadores.



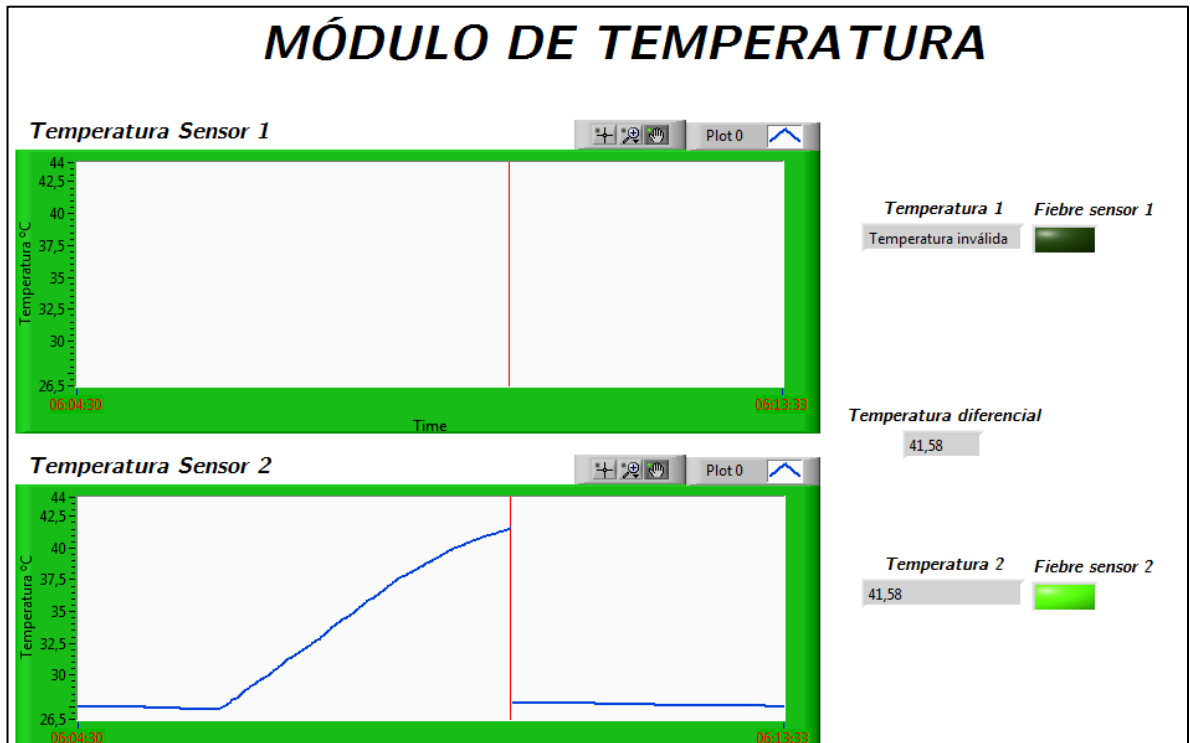
El LED "SpO2 < 90%", indica cuando la saturación de oxígeno en la sangre está por debajo del 90%.

Así mismo se tiene un LED, denominado "Beep Pulso" que indica cuando la onda pletismográfica tiene su máximo valor de amplitud de intensidad de luz transmitida.

Lectura módulo de temperatura corporal.

En esta sección se tienen dos gráficas de las temperaturas sensadas por los termistores implementados. Si los sensores no están conectados al cuerpo del usuario, emitirá un mensaje de "Temperatura Inválida". Este mensaje se generará siempre que alguno de los dos termistores lea una temperatura menor o igual a 26,8°C.

Figura 36. Módulo de temperatura corporal.

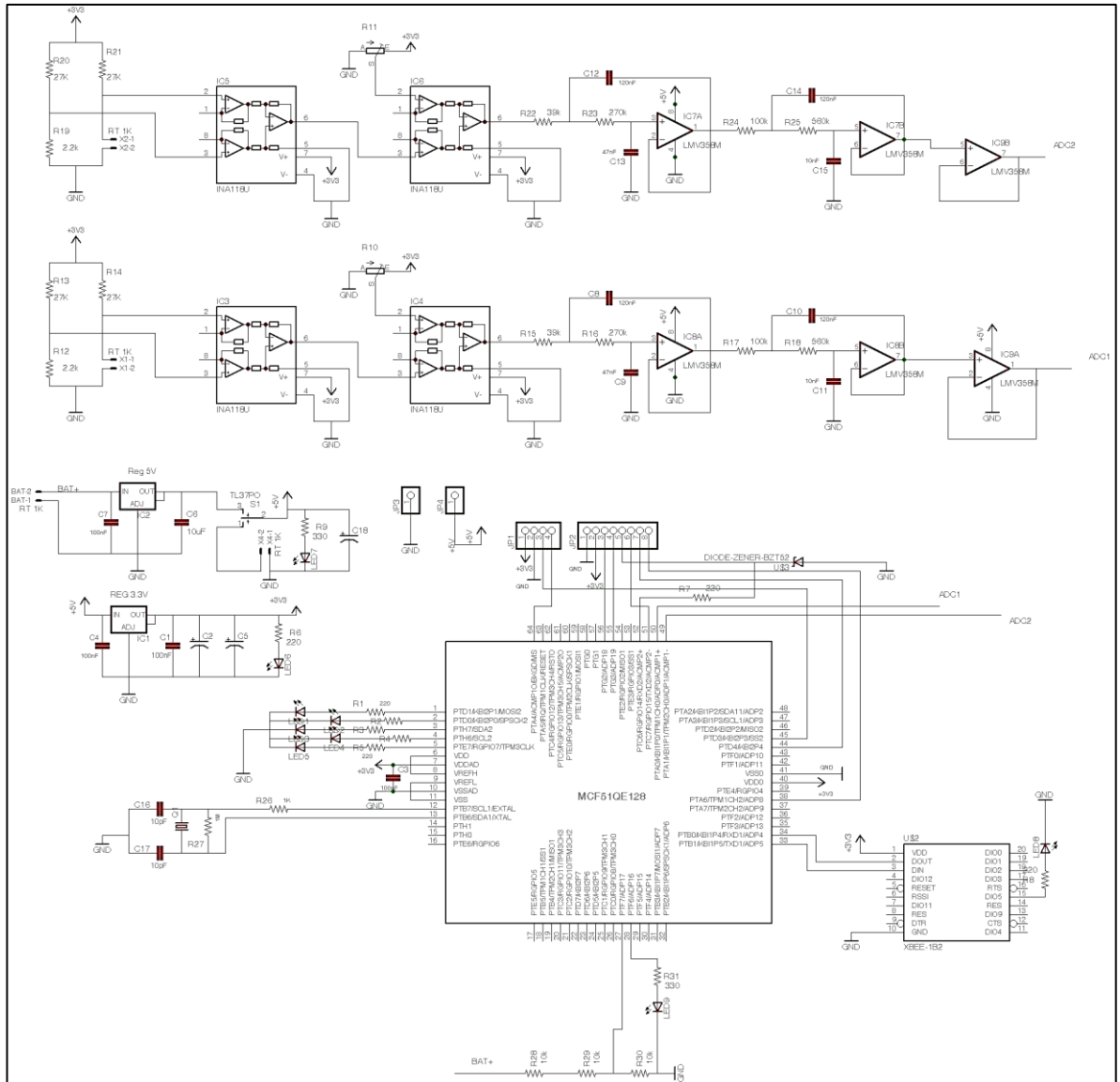


Asimismo, se tienen dos LEDs con la finalidad de alertar si alguno de los dos sensores ha leído una temperatura mayor a 37.5°C, indicando proceso febril.

En la sección de Estadísticas se obtienen algunos datos relevantes de las mediciones generadas. Se recomienda que antes de ejecutar el software de visualización de señales biométricas, primero se ubiquen los sensores de temperatura en los lugares predeterminados para el usuario, para evitar que las lecturas de temperatura ambiente afecten los cálculos generados en esta sección. Para terminar la ejecución del programa, se debe ir a la sección de Configuración y oprimir el botón SALIR.

ANEXO C. DISEÑO DE LA PCB

Figura 37. Esquemático.



Fuente: Eagle

ANEXO D. TABLA TEMPERATURA VS RESISTENCIA, TERMISTOR MA100GG232C

RESISTANCE VS. TEMPERATURE

TEMP °C	2252 OHMS	3k OHMS	5k OHMS	10k OHMS	103(Y) OHMS
0	7352.90	9795.16	16325.3	32650.5	29491.24
1	6988.42	9309.62	15516.0	31032.1	28157.49
2	6643.38	8849.98	14750.0	29499.9	26891.19
3	6317.41	8415.73	14026.2	28052.4	25688.61
4	6009.39	8005.39	13342.3	26684.6	24546.22
5	5718.10	7617.37	12695.6	25391.2	23460.72
6	5442.68	7250.46	12084.1	24168.2	22428.99
7	5182.12	6903.35	11505.6	23011.2	21448.12
8	4935.54	6574.88	10958.1	21916.3	20515.34
9	4702.12	6263.93	10439.9	20879.8	19628.07
10	4481.09	5969.48	9949.14	19898.3	18783.87
11	4271.72	5690.57	9484.28	18968.6	17980.43
12	4073.33	5426.28	9043.80	18087.6	17215.58
13	3885.28	5175.78	8626.30	17252.6	16487.30
14	3706.99	4938.27	8230.45	16460.9	15793.65
15	3537.90	4713.01	7855.01	15710.0	15132.82
16	3377.47	4499.30	7498.83	14997.7	14503.11
17	3225.23	4296.48	7160.80	14321.6	13902.89
18	3080.70	4103.95	6839.92	13679.8	13330.64
19	2943.46	3921.13	6535.22	13070.4	12784.92
20	2813.11	3747.48	6245.80	12491.6	12264.39
21	2689.26	3582.49	5970.82	11941.6	11767.75
22	2571.54	3425.68	5709.47	11418.9	11293.80
23	2459.64	3276.61	5461.01	10922.0	10841.39
24	2353.22	3134.84	5224.74	10449.5	10409.44
25	2252.00	3000.00	5000.00	10000.0	10000.00
26	2155.69	2871.70	4786.16	9572.32	9602.89
27	2064.02	2749.59	4582.64	9165.29	9226.41
28	1976.76	2633.34	4388.89	8777.79	8866.62
29	1893.67	2522.10	4204.34	8408.68	8522.70
30	1814.51	2417.19	4028.66	8057.31	8193.89
31	1739.09	2316.73	3861.22	7722.43	7879.43
32	1667.22	2220.99	3701.65	7403.29	7578.65
33	1598.51	2129.52	3549.20	7098.42	7290.88
34	1533.20	2042.50	3404.18	6808.36	7015.50
35	1470.89	1959.39	3265.65	6531.31	6751.92
36	1411.58	1880.47	3134.12	6265.75	6499.57
37	1354.91	1804.94	3008.23	6016.47	6257.93
38	1300.77	1732.82	2888.03	5776.05	6026.49
39	1249.08	1663.96	2773.26	5546.53	5804.78
40	1199.72	1598.20	2663.67	5327.34	5592.33
41	1152.57	1535.39	2558.99	5117.97	5388.73
42	1107.52	1475.38	2458.97	4917.94	5193.56
43	1064.47	1418.03	2363.39	4726.77	5006.43
44	1023.30	1363.17	2271.95	4543.91	4826.98
45	983.97	1310.80	2184.66	4369.33	4654.86
46	946.02	1260.25	2100.92	4200.84	4489.73
47	909.99	1212.24	2020.40	4040.81	5331.28
48	875.92	1166.85	1944.76	3889.51	4179.20
49	842.96	1122.95	1871.59	3743.17	4033.22
50	811.42	1080.93	1801.55	3603.10	3893.05

Fuente: Hoja de datos MA100GG232C.

ANEXO E. PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR MCF51QE128

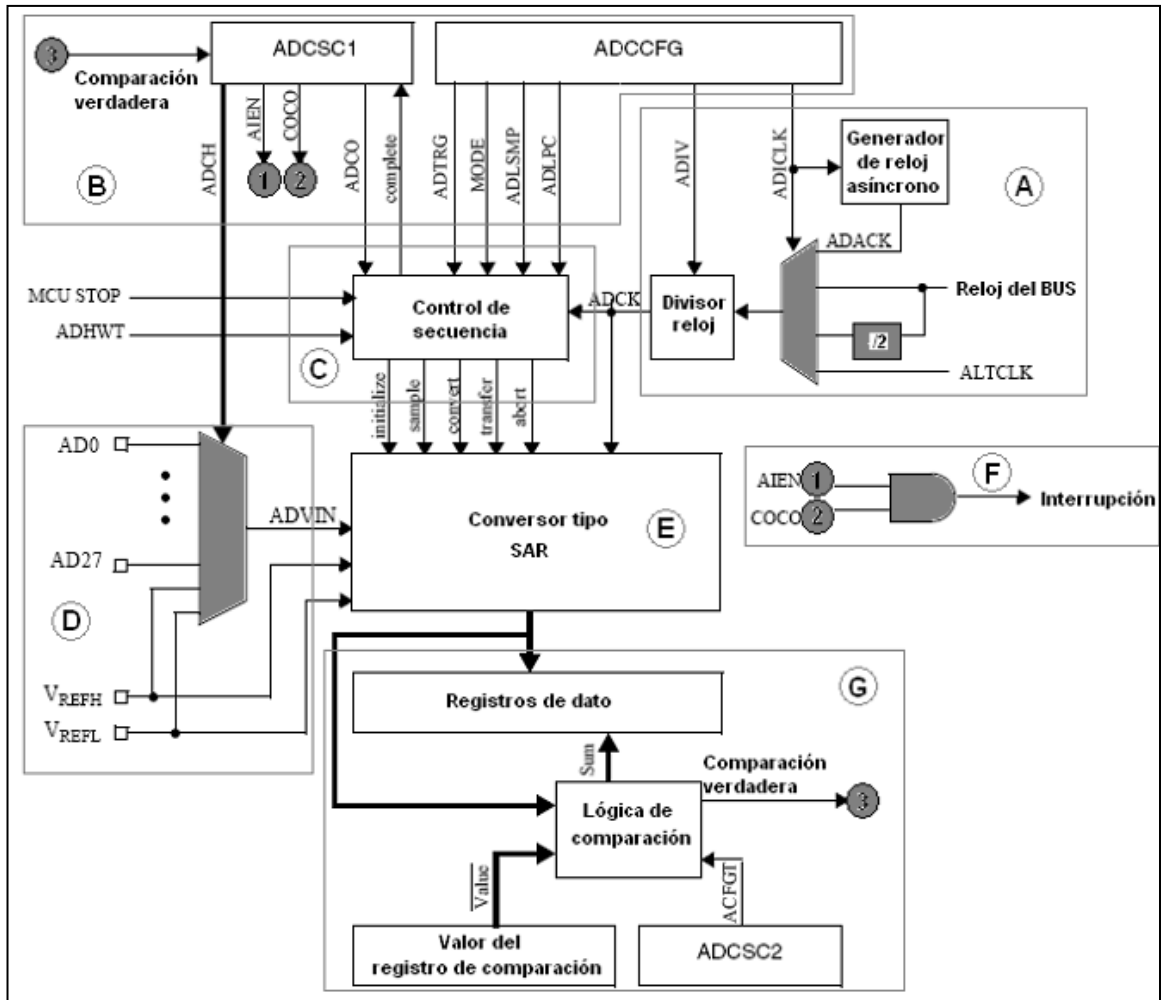
CONVERTIDOR ANALÓGICO-DIGITAL ADC

En la Figura 40 se presenta el diagrama de bloques del módulo ADC, donde el circuito (A) corresponde al sistema de reloj del ADC. Este circuito tiene la posibilidad de seleccionar cuatro fuentes, como: Reloj asíncrono (ADACK), reloj del BUS, reloj del BUS dividido por dos y un reloj alterno (ALTCLK). El circuito (B) corresponde a los registros de configuración y control del ADC. El circuito (C) sincroniza toda la operación de conversión, actuando como una gran máquina de estados. El circuito (D) multiplexa las diferentes entradas análogas (canales A/D) que puede atender el sistema ADC y establece la ventana de conversión. El circuito (E) es el corazón del módulo ADC y corresponde al SAR (*Successive Approximation Register*) de la conversión. El circuito (F) configura la lógica de interrupción del módulo ADC y finalmente, el circuito (G) establece las componentes para la comparación del valor convertido contra un valor programado [18].

1. Registros asociados al módulo ADC

Registro de estado y control 1: Al escribir un valor diferente de 0x1F en los bits 0-4 (ADCH), se elige uno de los canales de entrada del ADC, abortando cualquier conversión en proceso y se inicia una nueva conversión si el ADC se encontraba inactivo. Este registro se visualiza en la Figura 41.

Figura 40. Diagrama de bloques de ADC.



Fuente: Múnera, D. [19]

Figura 41. Registro de estado y control 1(ADCSC1).

	7	6	5	4	3	2	1	0
Lectura	COCO	AIEN	ADCO	ADCH				
Escritura								
Reset:	0	0	0	1	1	1	1	1

Fuente:Múnera, D.[19]

COCO (*Conversion Complete Flag*): Si esta deshabilitada la opción de comparación, la bandera se activa cuando una conversión se termina, de otra forma, se activa cuando se completa la conversión y el resultado de la comparación es verdadero.

AIEN (*Interrupt Enable*): Habilita y deshabilita la interrupción de conversión completa.

ADCO (*Continuous Conversion Enable*): Selecciona entre una conversión o varias conversiones después del disparo de conversión.

ADCH (*Input Channel Select*): Selector de uno de los canales de entrada [18].

Registro de estado y control 2: Controla la función de comparación, el disparo de conversión y conversión activa del módulo ADC.

Figura 42. Registro de control y estado 2 (ADCSC2).

	7	6	5	4	3	2	1	0
Lectura	ADACT				0	0	R ¹	R ¹
Escritura		ADTRG	ACFE	ACFGT				
Reset:	0	0	0	0	0	0	0	0
R ¹ : Estos bits se deben conservar siempre en "0"								

Fuente: Múnera, D.[19]

- **ADACT** (*Conversion Active*): Indica si una conversión está en proceso.
- **ADTRG** (*Conversion Trigger Select*): Selecciona entre disparo por hardware o software.
- **ACFE** (*Compare Function Enable*): Habilita y deshabilita la función de comparación.
- **ACFGT** (*Compare Function Greater Than Enable*): Configura la función de comparación para disparar cuando el resultado de la conversión de entrada es mayor que o igual al valor comparado.

Registro resultado alto de la conversión (ADCRH): Almacena el resultado alto de la conversión del ADC, que contiene un *nibble* de mayor peso en una conversión de 12 y 10 bits.

Registro resultado bajo de la conversión (ADCRL): Almacena el byte de menor peso en una conversión de 12 y 10 bits, a su vez, contiene los ocho bits de una conversión para el ADC con una resolución de 8 bits.

COMUNICACIÓN SERIAL ASÍNCRONO SCI

Registros asociados al módulo SCI

Registro de tasa de baudios: En este registro se selecciona la tasa de baudios para receptor y transmisor de cada módulo SCI.

Figura 43. Estructura del registro de tasa de baudios.

	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Lectura:	0	0	SCP1	SCP0	R	SCR2	SCR1	SCR0
Escritura:								
Reinicio:	0	0	0	0	0	0	0	0

= No Implementado
 = Reservado

Fuente: Mínguez, D. [18]

- SCP1 y SP0: Bits que permiten seleccionar una posible constante que divida la tasa de baudios.

Tabla 18. Selección del escalador de la tasa de Baudios.

SCP1 y SCP0	Divisor Escalar (PD)
0 0	1
1 1	3
1 0	4
1 1	13

- SCR2-SCR0: Estos tres bits seleccionan un segundo divisor para la propia selección de una tasa de baudios, una que sea común.

Tabla 19. Selección del segundo divisor de la tasa de baudios.

SCR2-SCR0	Divisor de la tasa de baudios (BD)
0 0 0	1
0 0 1	2
0 1 0	4
0 1 1	8
1 0 0	16
1 0 1	32
1 1 0	64
1 1 1	128

La siguiente ecuación calcula la tasa de baudios en función de los bits descritos anteriormente.

$$Tasa\ de\ Baudios = \frac{Reloj\ del\ SCI}{64 * PD * BD} \quad (19)$$

Registro de control 1 SC1xC1:

Figura 44. Estructura del registro de control 1 SC1xC1.

	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Lectura:	LOOPS	ENSCI	TXINV	M	WAKE	ILTY	PEN	PTY
Escritura:								
Reinicio:	0	0	0	0	0	0	0	0

Fuente: Mínguez, D. [18]

- **LOOPS:** Bit para seleccionar entre operación normal y modo de realimentación (LOOP). Cuando este bit vale “1”, la salida del transmisor es conectada internamente a la entrada del receptor.
0: Operación normal del SCI. Los pines RxD y TxD son usados de manera independiente
1: Habilita modo LOOP o conexión por un único alambre (Single WireMode). El pin RxD se desconecta del SCI
- **SCISWAI:** Bit para detener el SCI en modo WAIT.
0: El SCI continúa trabajando estando la máquina en modo WAIT, de tal forma que un evento de interrupción al interior del SCI podría despertar la máquina.
1: El módulo SCI está congelado en modo WAIT.
- **RSRC:** La operación con este bit tiene sentido si el bit LOOP está en “1”. En modo LOOP el transmisor está conectado internamente al bloque de entrada del receptor, entonces el bit RSRC decide cuando ésta unión se conecta al pin de salida (TxD) del SCI.
0: Modo normal de LOOP, la entrada RxD está desconectada del sistema y la salida del transmisor es conectada internamente a la entrada del bloque receptor.

1: Pone el SCI en modo de un único alambre (Single WireMode), entonces el pin de TxD es conectado a la salida del transmisor y a la entrada del receptor, internamente.

- M: Bit para seleccionar dato de 8 o 9 bits.

0: Modo estándar: 1 bit de start + 8 bits de dato + 1 bit de stop.

1: Modo a 9 bits: 1 bit de start + 8 bits de dato + bit 9 + 1 bit de stop.

- WAKE: Bit para seleccionar el método de despertar (Wakeup) del SCI.

0: Modo de despertar por Idle Line.

1: Modo de despertar por Address Mark.

- ILT: Bit para seleccionar el tipo de línea en modo IDLE. Cuando este bit es puesto a "1", se asegura de que el bit de stop y el MSB del dato no cuenten dentro de los 10 (u 11) bits necesarios como nivel IDLE para la lógica de detección de dicho modo.

0: El contador de bits, del carácter para la condición de IDLE, comienza después del bit de start.

1: El contador de bits, del carácter para la condición de IDLE, comienza después del bit de stop.

- PE: Bit para habilitar la generación y el chequeo de paridad en la trama de comunicación.

0: No se trabaja con paridad.

1: Habilita el trabajo con paridad.

- PT: Bit para seleccionar el tipo de paridad a generarse o a chequear[18].

0: Paridad par (Even).

1: Paridad impar (Odd).

Registro de control 2 SC1xC2: este registro maneja las interrupciones del transmisor y receptor en conjunto con su habilitación.

Figura 45. Estructura del registro del registro de control 2 SCIxC2.

	Bit 7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
Lectura:	SCTIE	TCIE	SCRIE	ILIE	TE	RE	RWU	SBK
Escritura:								
Reinicio:	0	0	0	0	0	0	0	0

Fuente: Mínguez, D. [18]

- TIE: Bit para habilitar un posible evento de interrupción por transmisión, para cuando el buffer de transmisión ha bajado el dato al shiftregister.
0: Inhibe interrupción por evento de TDRE = 1.
1: Habilita interrupción por evento de TDRE = 1.
- TCIE: Bit para habilitar un posible evento de interrupción por transmisión, para cuando el último bit ha salido del shiftregister.
0: Inhibe interrupción por evento de TC = 1.
1: Habilita interrupción por evento de TC = 1.
- RIE: Bit para habilitar un posible evento de interrupción por recepción.
0: Inhibe interrupción por evento de RDRF = 1.
1: Habilita interrupción por evento de RDRF = 1.
- ILIE: Bit para habilitar un posible evento de interrupción por línea en modo IDLE.
0: Inhibe interrupción por evento de línea en estado de IDLE.
1: Habilita interrupción por evento de línea en estado de IDLE.
- TE: Bit para habilitar la operación del transmisor.
0: Inhibe la operación del transmisor.
1: Habilita la operación del transmisor.
- RE: Bit para habilitar la operación del receptor.
0: Inhibe la operación del receptor.
1: Habilita la operación del receptor.

- RWU: Bit para colocar el receptor del SCI en modo de standby (atento), esperando a que se de un evento de hardware o se presente un modo de despertar (Wakeup) sea por idle line (WAKE=0) o por addressmark (WAKE = 1).

0: SCI en operación normal.

1: SCI en modo de standby, esperando un estado de WAKE.