

**SISTEMA EN ELECTRÓNICA IMPRESA PARA EL MONITOREO DE
TEMPERATURA CORPORAL, RITMO CARDÍACO, FRECUENCIA
RESPIRATORIA Y SATURACIÓN DE OXÍGENO EN RECIÉN NACIDOS**

JUAN CAMILO BENAVIDES SEGURA
JORGE OSWALDO GONZALEZ GOMEZ

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:
JORGE ARMANDO OLIVEROS HINCAPIÉ

UNIVERSIDAD EL BOSQUE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
MAYO, 2023

UNIVERSIDAD EL BOSQUE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ÁREA DE ÉNFASIS: EQUIPOS MEDICOS

**SISTEMA EN ELECTRÓNICA IMPRESA PARA EL MONITOREO DE
TEMPERATURA CORPORAL, RITMO CARDIACO, FRECUENCIA
RESPIRATORIA Y SATURACIÓN DE OXÍGENO EN RECIÉN NACIDOS**

JUAN CAMILO BENAVIDES SEGURA
JORGE OSWALDO GONZALEZ GOMEZ

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:
JORGE ARMANDO OLIVEROS HINCAPIÉ

Página de Aprobación. Inclusión de Acta de grado.

NOTA DE SALVEDAD

Según el artículo 37 del 14 de diciembre de 1989 del acuerdo 017, “La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia”.

DEDICATORIA

A nuestras familias, cuyo apoyo y guía han sido el pilar fundamental en nuestras vidas y en la realización de este proyecto; y a Dios, por bendecirnos con la oportunidad de aprender, crecer y enfrentar los retos que se han presentado en nuestros caminos, y por brindarnos la sabiduría y la fuerza necesarias para superarlos.

Finalmente, dedicamos este proyecto a todos aquellos que persiguen sus sueños y metas con pasión y determinación, recordándoles que, con esfuerzo, dedicación y perseverancia, todo es posible.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por darme la fortaleza y sabiduría para enfrentar los desafíos y cumplir mis metas a lo largo de esta apasionante travesía.

A mi familia, por su apoyo incondicional y comprensión durante todos estos años de formación académica. Sin ustedes, no habría sido posible alcanzar este logro.

A mi director de proyecto, el profesor Jorge Armando Oliveros, quien con su conocimiento, guía y paciencia me brindó todo el apoyo necesario para llevar a cabo este proyecto de grado.

Agradezco también a todos los docentes y compañeros que me acompañaron durante esta etapa de mi vida, compartiendo sus conocimientos y experiencias, y ayudándome a superar los obstáculos en el camino.

Extiendo mi gratitud a la Universidad El Bosque por darme la oportunidad de formarme como Ingeniero Electrónico y Matemático, brindándome las herramientas y el ambiente propicio para desarrollar mis habilidades y conocimientos.

Por último, quiero agradecer por todas las vivencias y lecciones aprendidas a lo largo de estos años, las cuales me han permitido crecer como profesional y ser humano. Estoy convencido de que esta experiencia será un pilar fundamental en mi futuro y en el desarrollo de mi carrera.

Juan Camilo Benavides Segura

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por haberme guiado en el camino para llegar a este punto y lograr cumplir una meta más en este camino de mi vida, por permitirme culminar esta meta junto a las personas que más valoro y por no haberme dejado desfallecer en este camino.

A mis padres Jorge y Luz por nunca haber perdido la fe en que llegaría este momento y haberme dado siempre todo su apoyo a pesar de todas las adversidades, por haberme permitido vivir esta experiencia y a ellos les dedico este logro en mi carrera profesional.

A Yurian por haberme acompañado incondicionalmente en todo este proceso hasta el día final, por toda la confianza, el amor y la inspiración que signifíco para que lograra cumplir este sueño, por toda la comprensión y apoyo en cada obstáculo y por ser una motivación para alcanzar cada meta.

A mis compañeros universitarios y a mi compañero Juan Camilo por todo el apoyo durante la carrera no solo en lo académico si no también en su amistad, por haber completado este logro en conjunto.

Por último, agradecer a la Universidad El Bosque que me acogió en mi camino a ser profesional y hoy me ha permitido llegar a uno de los logros más importantes actualmente para mí. Por todo lo que pase, viví y logre en la universidad quedo eternamente agradecido.

Jorge Oswaldo Gonzalez Gomez

RESUMEN

En este proyecto de grado, se desarrolló un sistema de electrónica impresa para el monitoreo de signos vitales en recién nacidos, enfocándose en la medición de variables fisiológicas esenciales como la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, temperatura corporal y frecuencia respiratoria. El contexto específico del trabajo involucró la selección de técnicas de sensado adecuadas, como la fotopletismografía, oximetría, termistancia y Pletismografía por impedancia, debido a su precisión, bajo costo, comodidad y no invasividad.

El resultado principal del proyecto fue la creación exitosa de un dispositivo de monitoreo de signos vitales en electrónica impresa, que demostró una precisión adecuada y un rendimiento satisfactorio en la detección y monitoreo de las variables fisiológicas de interés. Durante el desarrollo del proyecto, se llevaron a cabo diversas etapas de diseño e implementación, comenzando con prototipos en protoboard y Arduino, seguido de la adaptación al microcontrolador manejado por PIC C, y finalmente, la migración del circuito a una PCB flexible. Además, se logró un dispositivo cómodo y no invasivo que se ajusta a la piel de los recién nacidos sin causar molestias. Este trabajo representa una contribución al campo de la electrónica impresa y la salud, y puede servir como base para futuras investigaciones y desarrollos en el diseño de dispositivos similares y otras aplicaciones clínicas.

Palabras Clave: monitoreo, signos vitales, recién nacidos y electrónica impresa.

ABSTRACT

In this degree project, a printed electronics system was developed for monitoring vital signs in newborns, focusing on the measurement of essential physiological variables such as heart rate, oxygen saturation, body temperature, and respiratory rate. The specific context of the work involved selecting suitable sensing techniques, such as photoplethysmography, oximetry, thermistor, and impedance plethysmography, due to their accuracy, low cost, comfort, and non-invasiveness.

The main outcome of the project was the successful creation of a vital signs monitoring device using printed electronics, which demonstrated adequate accuracy and satisfactory performance in detecting and monitoring the physiological variables of interest. During the project development, various design and implementation stages were carried out, starting with prototypes in protoboard and Arduino, followed by adaptation to the microcontroller managed by PIC C, and finally, migrating the circuit to a flexible PCB. In addition, a comfortable and non-invasive device was achieved that fits the newborn's skin without causing discomfort. This work represents a contribution to the field of printed electronics and health and can serve as a basis for future research and development in designing similar devices and other clinical applications.

Keywords: monitoring, vital signs, newborns, and printed electronics.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

Monitoreo: Proceso de observación y seguimiento continuo de variables o parámetros específicos en un sistema con el objetivo de evaluar su estado, rendimiento o funcionamiento.

Electrónica flexible: Tecnología que permite la fabricación de dispositivos y sistemas electrónicos en materiales flexibles y ligeros, como polímeros o papel, en lugar de sustratos rígidos tradicionales como el vidrio o el silicio.

Oxímetro: Dispositivo médico utilizado para medir de manera no invasiva la saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂), proporcionando información valiosa sobre la función respiratoria y la oxigenación de los tejidos.

Frecuencia cardíaca: Número de veces que el corazón late por minuto, expresado en latidos por minuto (LPM). Es un indicador clave de la salud cardiovascular y la capacidad del cuerpo para entregar oxígeno y nutrientes a los tejidos.

Frecuencia respiratoria: Número de respiraciones completas (inhalación y exhalación) que ocurren en un minuto. La frecuencia respiratoria es un parámetro vital que puede indicar la función pulmonar y el estado general de salud.

Temperatura corporal: Medida de la cantidad de calor generado por el cuerpo. La temperatura corporal normal varía según factores como la edad, el sexo y la actividad física, y puede ser un indicador de la presencia de infecciones o enfermedades.

Prototipo: Versión preliminar de un dispositivo o sistema que se utiliza para evaluar su diseño, funcionalidad y eficacia antes de su fabricación y comercialización en gran escala.

PCB (Printed Circuit Board): Placa de circuito impreso que proporciona soporte mecánico y conexiones eléctricas entre componentes electrónicos a través de conductores trazados en su superficie.

LISTA DE SIMBOLOS

Ω Ohmio

V Voltio

A Amperio

F Faradio

H Henrio

Hz Hertz

seg Segundo

R Resistencia

C Capacitor

L Inductor

ON/OFF Encendido/Apagado

DC Corriente Continua

LISTA DE ABREVIATURAS

GND Tierra o referencia eléctrica.

VCC Voltaje de Alimentación positiva en un circuito eléctrico.

TC Temperatura corporal

FR Frecuencia Respiratoria

SPO2 Saturación de oxígeno en sangre

BPM Latidos por minuto (Beats Per Minute)

HbO2 Hemoglobina oxigenada.

Hb Hemoglobina no oxigenada.

HPF Filtro pasa alto.

LPF Filtro pasa bajo.

ADC Conversor analógico a digital.

PCB Placa de circuito impreso.

I2C Circuito Inter integrado de comunicación en serie.

ECG Registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón.

PPG Registro gráfico de las variaciones de volumen sanguíneo mediante una fuente de luz y un detector.

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN.....	29
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	31
2.1 Antecedentes y Estado del Arte.....	31
2.1.1 Nivel Internacional	31
2.1.2 Nivel Nacional.....	32
2.2 Descripción y Formulación del Problema	32
2.3 Justificación.....	34
2.4 Objetivos.....	35
2.4.1 Objetivo General	35
2.4.2 Objetivos Específicos	35
2.5 Alcance y Limitaciones del Proyecto	35
3. MARCO DE REFERENCIA	37
3.1 Marco Teórico o Conceptual	37
3.1.1 Electrónica impresa	37
3.1.2 Métodos de sensado de signos vitales	38
3.1.3 Monitoreo de signos vitales.....	41
3.1.4 Medición de ritmo cardiaco haciendo uso de Fotopletismografía.....	44
3.1.5 Medición de temperatura corporal utilizando termistores NTC	45
3.1.6 Medición de frecuencia respiratoria utilizando galgas extensiométricas	47
3.1.7 Medición de saturación de oxígeno en sangre utilizando oximetría.....	48
3.1.8 Microcontrolador.....	51

4.	DESARROLLO DEL PROYECTO DE GRADO	53
4.1	Requerimientos	53
4.1.1	Requerimientos Funcionales	53
4.1.2	Requerimientos de Calidad.....	53
4.1.3	Requerimientos de Restricción.....	53
4.2	Metodología del Diseño	54
4.2.1	Diseño de ingeniería básica	54
4.2.2	Selección de métodos de sensado.....	57
4.2.2.3	Pletismografía por impedancia	66
4.2.2.4	Otros métodos evaluados.....	68
4.2.2.4.1	Inductancia Variable.....	69
4.2.2.4.2	Sensor Infrarrojo con termopila.....	70
4.2.3	Selección de componentes.....	71
4.2.4	Diseño e Implementación de circuitos del sistema.....	76
4.2.5	Implementación de sistema En PIC.....	108
4.2.6	Diseño de modelos de PCB	111
4.2.7	Diseño PCB rígida.....	112
4.2.8	Diseño PCB flexible:.....	114
4.2.9	Implementación del diseño en PCB rígida	116
4.2.10	implementación del diseño en PCB flexible	120
4.3	Descripción Técnica del Producto	126
4.3.1	Diagrama de bloques del prototipo final	126
4.3.2	Hardware del dispositivo de procesamiento y filtrado	126
4.3.3	Hardware de adquisición de frecuencia respiratoria y temperatura corporal.....	127
4.3.4	Hardware de adquisición de frecuencia cardiaca y saturación de oxigeno	128
4.3.5	Hardware de alimentación y monitoreo	129
4.3.6	Lista de elementos utilizados.....	130
5.	RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	132

5.1	Frecuencia respiratoria	132
5.2	Temperatura corporal	134
5.3	Saturación de oxígeno en sangre y Frecuencia cardiaca	138
6.	CONCLUSIONES.....	144
7.	RECOMENDACIONES	145
8.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	146

LISTA DE TABLAS

Tabla	Pág.
Tabla 1. Descripción de técnicas de sensado para los diferentes signos vitales.....	40
Tabla 2. Descripción General de Subsistemas	55
Tabla 3. Código de implementación emulador de señal frecuencia cardiaca Matlab	82
Tabla 4 Tabla de mediciones de temperatura contra resistencia en laboratorio.....	89
Tabla 5 Registros variación de Resistencia NTC a temperaturas constantes	93
Tabla 6 Medidas de tendencia central y dispersión.....	94
Tabla 7. Comparativa PIC18F4620 con PIC16F877A.....	109
Tabla 8. Listado de materiales para la construcción de el prototipo	130
Tabla 9. Registros FR en sistema implementado con Protoboard y Arduino	132
Tabla 10. Registros FR en sistema implementado con Protoboard y PIC.....	133
Tabla 11. Registros FR en sistema implementado con PCB rígida y PIC	133
Tabla 12. Registros FR en sistema implementado con PCB flexible y PIC.....	133
Tabla 13. Datos calibración NTC	134
Tabla 14. Registros TC en sistema implementado con Protoboard y Arduino	137
Tabla 15. Registros TC en sistema implementado con Protoboard y PIC	137
Tabla 16. Registros TC en sistema implementado con PCB rígida y PIC	137
Tabla 17. Registros TC en sistema implementado con PCB flexible y PIC	138
Tabla 18. Registros SPO2/BPM en sistema implementado con Protoboard y Arduino	141

Tabla 19. Registros SPO2 en sistema implementado con Protoboard y PIC	141
Tabla 20. Registros BPM en sistema implementado con Protoboard y PIC	142
Tabla 21. Registros SPO2 en sistema implementado con PCB rígida y PIC	142
Tabla 22. Registros BPM en sistema implementado con PCB rígida y PIC	142
Tabla 23. Registros SPO2 en sistema implementado con PCB flexible y PIC	143
Tabla 24. Registros BPM en sistema implementado con PCB flexible y PIC	143

LISTA DE FIGURAS

Figura	Pág.
Figura 1. Mortalidad Neonatal Mundial[2]	31
Figura 2. Sensores implementados en bebes prematuros[6]	33
Figura 3. Diseño e implementación en electrónica rígido flexible[9]	37
Figura 4. Circuito electrónico totalmente flexible[11]	38
Figura 5. PCB flexible con elementos de soldadura superficial[12]	38
Figura 6. Importancia del monitoreo de signos vitales[14]	39
Figura 7. Signos vitales en infantes[16]	42
Figura 8. Monitoreo de signos vitales en recién nacidos[17]	43
Figura 9. Oxímetro portátil[18]	43
Figura 10. Onda característica electrocardiograma[20]	44
Figura 11. Pinza oximétrica médica[21]	45
Figura 12. Curva característica de un termistor NTC[23]	46
Figura 13. Galga extensiométrica por deformación[25]	47
Figura 14. Oxímetro de pulso[27]	49
Figura 15. Técnicas de medición para la implementación del método de sensado[29]	50
Figura 16. Microcontrolador[30]	51
Figura 17. PIC 18F4620[31]	52

Figura 18. Diagrama caja negra del sistema de monitoreo signos vitales en electrónica impresa.	54
Figura 19. Diagrama general del sistema de monitoreo de signos vitales en electrónica impresa.	55
Figura 20. Avances de la tecnología[32]	58
Figura 21. Pinza Oximétrica 7 pines[33].....	62
Figura 22. Ecuación de Steinhart-Hart	64
Figura 23. Grafica característica de un termistor a partir de la ecuación de steinhart-hart	64
Figura 24. Termistor NTC SSTENTC-10K	64
Figura 25. Circuito de implementación NTC con PIC y LCD	66
Figura 26. Equivalencia resistiva a la curvatura.....	67
Figura 27. Circuito de amplificación para la galga extensiométrica	68
Figura 28. Representación acción de campo electromagnética sobre un inductor.....	69
Figura 29 Implementación prueba variación de campo electromagnético	70
Figura 30 Osciloscopio medición variación de campo electromagnético	70
Figura 31. Termopila TS118-3	71
Figura 32. Circuito de implementación para termopila TS118.3	71
Figura 33. Galga extensiométrica 4'5 pulgadas	72
Figura 34. Galga extensiométrica de deformación por presión.....	72
Figura 35. Termistor NTC de la serie SSTENTC	73

Figura 36 Termistor NTC 3950 de 10K – 1M.....	73
Figura 37. Sensor Oximetría Spo2 Corto 1 Metro Nellcor 7 pines[33]	74
Figura 38 Modelos de pinzas oximetricas de 9 pines y entradas circulares.....	75
Figura 39. Amplificador Operacional LM358[35].....	75
Figura 40. Esquema de representación de la implementación del prototipo	76
Figura 41. Esquema banda elástica con implementación de 3 galgas extensiométricas[24]	77
Figura 42. Esquemática implementación de circuito de adquisición e implementación para la frecuencia respiratoria	78
Figura 43. Amplificador Operacional No inversor[36]	78
Figura 44. Pulsos respiratorios provenientes de deformación de galgas.	80
Figura 45 Emulacion de respiraciones de un paciente	84
Figura 46 Detección de la mayor amplitud en los picos y cálculo de frecuencia respiratoria.	84
Figura 47. Esquemático circuito de implementación sensor de temperatura corporal.....	85
Figura 48 Plancha de calentamiento junto con vaso precipitado, etapa de precalentamiento	88
Figura 49 Vaso precipitado con termómetro de dos canales y NTC de 10K	88
Figura 50 Medición inicial temperatura y resistividad de la NTC	89
Figura 51 medición final temperatura y resistividad NTC	89
Figura 52 Curva característica NTC.....	90

Figura 53 Calculo característico de la termistancia de la NTC de 10K	91
Figura 54 NTC a caracterizar	92
Figura 55 Relación temperatura a resistencia.....	92
Figura 56 Histograma temperatura 35,7°C.....	95
Figura 57 Histograma temperatura 37,3°C.....	95
Figura 58 Histograma temperatura 36,6°C.....	96
Figura 59 Histograma temperatura 30,4°C.....	96
Figura 60 Histograma temperatura 42,7°C.....	97
Figura 61. Calculo característico de la termistancia de la NTC de 10K en rango de 35°C a 42°C	98
Figura 62. Circuito interno pinza oximétrica[37].....	99
Figura 63. Esquemático implementación adquisición y filtrado de la frecuencia cardiaca y el SP02.....	100
Figura 64. Circuito seguidor de voltaje[38]	103
Figura 65. Circuito en protoboard para la medición de BPM y SpO2	104
Figura 66. Inversión de las señales de pulso de luz roja e infrarroja al inducir el dedo..	104
Figura 67. Espectro de absorción de la (HbO2) y (Hb).....	105
Figura 68. Superposición de las señales de pulso de luz roja e infrarroja	106
Figura 69. Señal de salida primera etapa de amplificación	107
Figura 70 Señal de salida segunda etapa de amplificación	107

Figura 71. Circuito esquemático de funcionamiento del PIC 18F4620	110
Figura 72. Circuito esquemático de funcionamiento del display LCD 16x2	110
Figura 73. Circuito esquemático para la implementación del prototipo con PIC 18f4620 111	
Figura 74. Modelo de PCB rígida.....	113
Figura 75. Modelo 3d PCB rígida capa superior	113
Figura 76. Modelo 3d PCB rígida capa superior e inferior	114
Figura 77. Modelo 2d PCB flexible con especificación de área con recubrimiento.	115
Figura 78. Modelo 3d PCB flexible con flexión de etapas laterales.	116
Figura 79. PCB rígida sin divider.....	117
Figura 80. PCB rígida separada en tres tarjetas.....	117
Figura 81. Sistema de monitoreo implementado en PCB rígida.	118
Figura 82. Corroboración de valor obtenido de SPO2 con Oxímetro de pulso comercial 119	
Figura 83. Corroboración de valor obtenido de con Oxímetro de pulso comercial	119
Figura 84. Implementación prototipo funcional en sujeto de prueba	120
Figura 85. Verificación de funcionamiento del prototipo sobre el sujeto de prueba	120
Figura 86. Pasos realizados para proceso de fabricación de PCB flexible.....	121
Figura 87. Vista anticipada capa superior PCB flexible.....	122
Figura 88. Vista anticipada capa inferior PCB flexible.....	122

Figura 89. Circuito impreso flexible	122
Figura 90. Circuito deformado al 50%	123
Figura 91. Acople de circuito a superficies	124
Figura 92 Implementación prototipo final con PCB flexible	124
Figura 93.. Verificación de funcionamiento del prototipo impreso sobre el sujeto de prueba	125
Figura 94. Diagrama de entradas y salidas del prototipo del sistema de monitoreo de signos vitales	126
Figura 95. Visualización 3D del hardware de procesamiento y filtrado	127
Figura 96. Segmento elástico del hardware de sensado	128
Figura 97. Segmento semirrígido del hardware de sensado	128
Figura 98. Conexión de pinza oximétrica al prototipo completo	129
Figura 99. Validación de funcionamiento de la obtención del sensado junto con el prototipo	129
Figura 100. Circuito de monitoreo funcional con el prototipo	130
Figura 101. Implementación sistema de alimentación en el prototipo	130
Figura 102. Oxímetro comercial ChoiceMMed[8].....	139
Figura 103. Ubicación de la banda torácica.	153
Figura 104. Ubicación de la pinza oximétrica.	153
Figura 105. Verificación implementación del prototipo.	154
Figura 106. Visualización en tiempo real.	154

Figura 107. Vista 2D PCB flexible.....	155
Figura 108. Vista 3D PCB flexible sin deformación.....	155
Figura 109. Vista 3D PCB flexible sin deformación.....	155

1. INTRODUCCIÓN

La biomedicina es un campo en constante crecimiento y evolución, con el objetivo de mejorar la calidad de vida y la atención médica a través de la innovación tecnológica. Uno de los desafíos fundamentales en la atención neonatal es la supervisión adecuada y no invasiva de los signos vitales en recién nacidos, ya que estos indicadores son cruciales para evaluar su estado de salud y detectar cualquier anomalía a tiempo.

En este contexto, el presente proyecto de grado se enfoca en el desarrollo de un sistema en electrónica impresa para el monitoreo de los signos vitales en recién nacidos. Este proyecto de grado se desarrolla en el marco del proyecto de investigación titulado Sistema en electrónica impresa para el monitoreo, procesamiento y comunicación de los signos vitales en recién nacidos, el cual está siendo realizado en la Universidad EL Bosque. La investigación se centra en el diseño e implementación de dispositivos médicos basados en tecnologías de electrónica impresa, que ofrecen ventajas en términos de flexibilidad, comodidad y costo en comparación con las soluciones convencionales.

Este proyecto es importante porque aborda una necesidad urgente en el área de la biomedicina: proporcionar herramientas de monitoreo efectivas, precisas y no invasivas para recién nacidos. Además, la implementación de tecnologías de electrónica impresa en dispositivos médicos tiene el potencial de mejorar la accesibilidad y el alcance de la atención médica, especialmente en entornos con recursos limitados.

El documento se organiza en varios capítulos, que abordan distintos aspectos del proyecto. Se comienza con una revisión de la literatura y los conceptos teóricos, seguida de una descripción detallada de la metodología empleada en el diseño y desarrollo del sistema. Posteriormente, se presentan los resultados obtenidos y se analiza su relevancia en el contexto de la investigación. Por último, se discuten las conclusiones generales y las posibles direcciones para futuras investigaciones en este campo. Con esta estructura, los lectores pueden navegar fácilmente a través del contenido y enfocarse en los temas de su interés.

Por último, se espera que esta investigación contribuya al avance de la ingeniería electrónica y sus aplicaciones en el ámbito de la salud, mejorando la atención neonatal y promoviendo el uso de tecnologías innovadoras en el monitoreo de signos vitales.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1 Antecedentes y Estado del Arte

2.1.1 Nivel Internacional

La mortalidad neonatal es una problemática a nivel internacional, especialmente en países de bajos ingresos y en vías de desarrollo. De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que cada año mueren aproximadamente 2,4 millones de recién nacidos en todo el mundo, lo que representa el 47% de todas las muertes de menores de cinco años. Las causas principales de estas muertes son complicaciones durante el parto, enfermedades infecciosas y afecciones neonatales como la hipotermia, la sepsis y la asfixia. Además, los niños nacidos en familias de bajos ingresos tienen un mayor riesgo de mortalidad neonatal debido a la falta de acceso a servicios de atención médica adecuados y una nutrición deficiente. La falta de acceso a servicios de atención médica adecuados y una nutrición deficiente también puede aumentar el riesgo de complicaciones neonatales graves como la enfermedad pulmonar, la cardiopatía congénita y otras afecciones. En países de bajos ingresos, la tasa de mortalidad neonatal puede ser hasta 12 veces mayor que en países de ingresos altos.



Figura 1. Mortalidad Neonatal Mundial[2]

Según la OMS, el 75% de los recién nacidos que fallecen podrían haber sido salvados con acceso adecuado a intervenciones de salud y cuidado neonatal. La tasa de mortalidad neonatal a nivel mundial es de 18 por cada 1,000 nacidos vivos, pero existe una variación significativa según la región del mundo. En países de ingresos bajos, la tasa de mortalidad neonatal es de 27 por cada 1,000 nacidos vivos, mientras que, en países de ingresos altos, la tasa es de 3 por cada 1,000 nacidos vivos. Las principales causas de muerte neonatal son la prematuridad, las complicaciones durante el parto y las infecciones, según la OMS.[1]

2.1.2 Nivel Nacional

En Colombia se registró entre los años 2012 y 2021 que el 31% de los recién nacidos se encuentran en condiciones de pobreza[3]. Un estudio realizado por el DANE evidenció que la tasa de mortalidad neonatal es un 13,5 veces más alta en el quintil de pobreza más bajo comparado con el quintil de pobreza más alto debido a factores de la alimentación y del acceso a los servicios públicos[4], lo que conlleva a que esta población de neonatos sea más vulnerable a llegar a padecer afecciones pulmonares, cardíacas, entre otras, debido a las precarias condiciones de vida. Si estas afectaciones no son detectadas y/o tratadas a tiempo pueden causar problemas de salud o incluso la muerte del neonato, se estima que la mortalidad perinatal y neonatal tardía en Colombia es de un 15.1% de muertes por cada 1000 nacidos vivos[5].

2.2 Descripción y Formulación del Problema

El monitoreo constante de los signos vitales en neonatos es esencial para la detección temprana de problemas de salud y para garantizar la seguridad y el bienestar de los recién nacidos. Sin embargo, en muchos casos, la tecnología utilizada para monitorear los signos vitales es costosa y requiere de personal altamente capacitado para su uso, lo que limita el acceso a este tipo de monitoreo en contextos con recursos limitados.

En Colombia, aún hay desafíos significativos en términos de atención neonatal, especialmente en las poblaciones más vulnerables. La falta de acceso a tecnologías de monitoreo de signos vitales precisos y asequibles puede contribuir a la mortalidad y morbilidad neonatal.

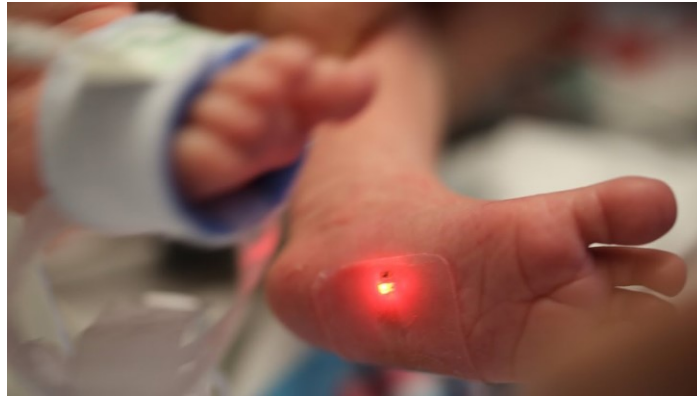


Figura 2. Sensores implementados en bebés prematuros[6]

Por lo tanto, se hace necesario el desarrollo de un sistema de monitoreo de signos vitales para recién nacidos que sea asequible, preciso y fácil de usar tanto dentro como fuera de una institución clínica. El objetivo de este proyecto es diseñar y construir un sistema en electrónica impresa para el monitoreo de temperatura corporal, ritmo cardíaco, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno en recién nacidos, al unificar la monitorización de estos 4 signos vitales en un solo dispositivo, mejoramos la eficiencia y facilitamos la detección temprana de problemas de salud para una intervención oportuna.

El proyecto de investigación centra el desarrollo de su implementación en la base de la tecnología basada en electrónica impresa, esto proporcionando un marco sólido y eficiente para el sistema de monitoreo de los signos vitales. La participación directa dentro de esta etapa del proyecto como auxiliares de investigación es primordial con el fin de determinar y seleccionar las bases de lo que serán las etapas de detección y monitoreo, estableciendo de esta manera sistemas de detección que se compongan de electrónica simple, de la cual podamos obtener una sensorica con una aproximación en tiempo real lo suficientemente cercana a los valores estimados reales. Luego de planteadas estas bases se continuará en el desarrollo de la investigación para lograr a futuro desarrollar un parche con un microchip que sea capaz de manejarse a baja potencia y lograr la adquisición y el monitoreo de estos signos vitales.

La adopción de la electrónica impresa en este sistema ofrece ventajas significativas. Su flexibilidad permite una adaptabilidad superior a las dimensiones de los pacientes de todas las texturas, y la resistencia a las vibraciones y movimientos físicos aumenta la

durabilidad. Además, los circuitos flexibles presentan menor huella y peso que los basados en PCB rígida o rígido-flexible. En resumen, nuestra propuesta ofrece un enfoque más completo, flexible y resistente para el monitoreo neonatal, representando una solución prometedora y viable en el campo de la electrónica médica.

Este sistema también podría ser útil para monitorear la salud de neonatos que se encuentran en situaciones de emergencia o en áreas remotas donde el acceso a la atención médica especializada es limitado.

2.3 Justificación

La mortalidad neonatal es una problemática a nivel mundial que afecta principalmente a países en vías de desarrollo y con bajos ingresos. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), cada año mueren aproximadamente 2,4 millones de recién nacidos en todo el mundo, lo que representa el 47% de todas las muertes de menores de cinco años. Las causas principales de estas muertes son complicaciones durante el parto, enfermedades infecciosas y afecciones neonatales como la hipotermia, la sepsis y la asfixia[1].

Ante esta situación, resulta fundamental contar con herramientas y dispositivos que permitan un monitoreo constante de los signos vitales de los neonatos, ya que esto podría contribuir a la detección temprana de problemas y a la prevención de complicaciones que pongan en riesgo su vida. Además, dado que la manutención de un recién nacido en una institución clínica es costosa, muy pocos recién nacidos pueden acceder a este servicio, lo que subraya aún más la necesidad de contar con mecanismos que permitan un monitoreo adecuado de los signos vitales de un neonato. En este sentido, la implementación de un sistema en electrónica impresa para el monitoreo de temperatura corporal, ritmo cardíaco, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno en recién nacidos puede resultar una herramienta valiosa para mejorar la atención neonatal y reducir la mortalidad neonatal en Colombia y en otros países en vías de desarrollo.

2.4 Objetivos

2.4.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema en electrónica impresa para el monitoreo de temperatura corporal, ritmo cardíaco, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno en recién nacidos.

2.4.2 Objetivos Específicos

1. Definir las estrategias para el sensado de las variables biológicas de interés considerando restricciones de dimensiones físicas y consumo de energía.
2. Diseñar el sistema en electrónica impresa para el monitoreo de temperatura corporal, frecuencia cardíaca promedio, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno en recién nacidos.
3. Implementar el sistema en electrónica impresa para el monitoreo de temperatura corporal, frecuencia cardíaca promedio, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno en recién nacidos.
4. Realizar pruebas funcionales del sistema en electrónica impresa para el monitoreo de temperatura corporal, frecuencia cardíaca promedio, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno.

2.5 Alcance y Limitaciones del Proyecto

El alcance del proyecto consiste en la implementación de un prototipo funcional capaz de monitorear la temperatura corporal, el ritmo cardíaco, la frecuencia respiratoria y la saturación de oxígeno en recién nacidos. Para lograr esto, se definirán arquitecturas y estrategias de sensado que puedan ser integradas en un circuito integrado teniendo en cuenta las limitaciones eléctricas y físicas del mismo. Se diseñará y construirá un parche en electrónica impresa con la sensórica definida y su respectiva conexión a un microcontrolador de baja consumo de energía. Es importante destacar que el instrumento por sí solo no realizará análisis de las señales biológicas adquiridas.

Existen ciertas limitaciones a considerar en el desarrollo del presente proyecto. En primer lugar, debido a los factores protocolarios en el área médica, el prototipo no llevará a cabo etapas de prueba en recién nacidos. Además, actualmente la universidad El Bosque carece de una máquina impresora apta para llevar a cabo la electrónica impresa. No obstante, se están gestionando los recursos necesarios para su adquisición. Como alternativas a la opción anteriormente mencionada, se ha considerado la posibilidad de establecer colaboraciones con instituciones educativas que dispongan de la tecnología necesaria, empresas especializadas en dicha actividad o la utilización de métodos de screen printing, tales como la serigrafía o el fotograbado, para la fabricación de circuitos impresos de manera manual y autónoma[7]. Por último, es relevante destacar que, si bien el dispositivo está destinado a definir circuitos electrónicos que puedan conformar un circuito integrado en el futuro, el prototipo se llevará a cabo de manera discreta.

Es importante tener en cuenta la indicación inicial en la cual se dicta de manera estricta la no realización de ningún tipo de pruebas tanto en recién nacidos, como en personas, ya que como parte de un proyecto de investigación se harían necesarios ciertos permisos médicos y bioéticos que se tienen planeados a poner en marcha a futuro en la investigación, por lo que, se plantea una solución para validar su funcionamiento. Una vez estudiadas todas las variables y rangos de medición necesarios para que el prototipo sea capaz de medir en los rangos específicos necesarios en los que se pueden monitorear los signos vitales de un recién nacido, se extenderán estos rangos a los valores que presentan los adultos para los mismos, permitiendo así realizar las pruebas necesarias en un sujeto de pruebas adulto que en este caso se hará sobre los mismos auxiliares de investigación. Esto permitirá verificar que los resultados esperados se encuentren dentro de los rangos nominales para su edad. Esta estrategia proporciona una base sólida para las pruebas futuras en recién nacidos, ya que el principio de funcionamiento del sistema es el mismo, variando únicamente los rangos de salida esperados debido a la diferencia de edad.

3. MARCO DE REFERENCIA

3.1 Marco Teórico o Conceptual

3.1.1 Electrónica impresa

La electrónica impresa es una tecnología emergente que combina técnicas de impresión y electrónica para fabricar circuitos electrónicos de manera rápida y económica en sustratos flexibles o rígidos. Esta tecnología ha sido utilizada en diversos campos como la electrónica de consumo, la industria automotriz y la biomedicina, entre otros[8].

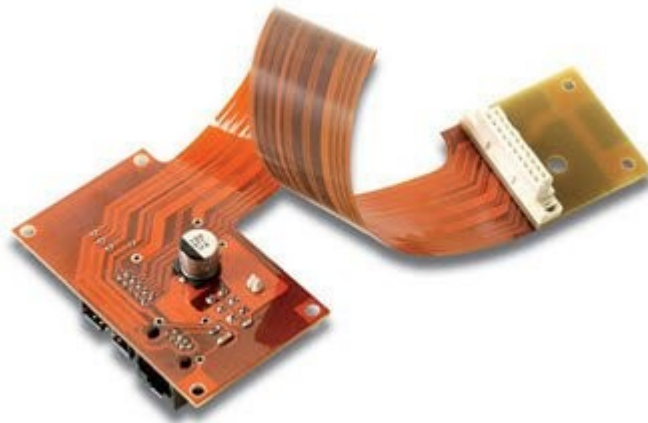


Figura 3. Diseño e implementación en electrónica rígido flexible[9]

La ventaja principal de la electrónica impresa es que permite la producción en masa de dispositivos electrónicos de bajo costo y flexibles en términos de diseño. Además, los materiales utilizados en la impresión son generalmente menos tóxicos que los utilizados en la fabricación de circuitos integrados convencionales, lo que hace que la tecnología sea más sostenible y respetuosa con el medio ambiente[10].

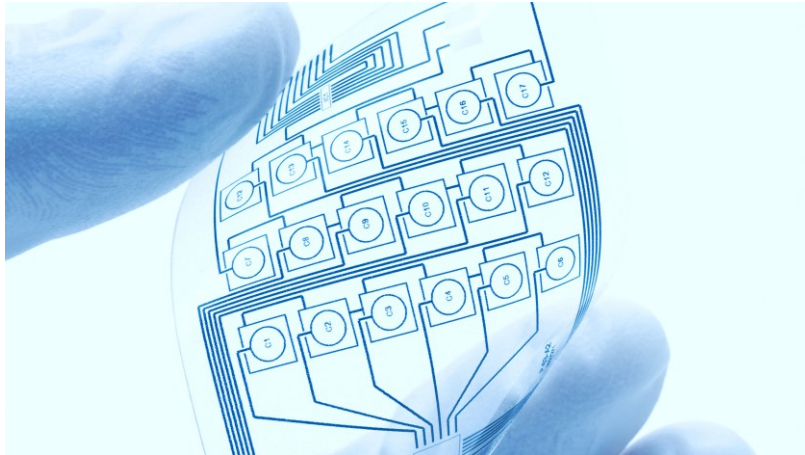


Figura 4. Circuito electrónico totalmente flexible[11]

En cuanto a sus aplicaciones en la biomedicina, la electrónica impresa ofrece una amplia variedad de posibilidades. Por ejemplo, se pueden fabricar sensores flexibles para la monitorización de signos vitales, parches electrónicos para el tratamiento de enfermedades de la piel o incluso dispositivos implantables para el monitoreo y control de enfermedades crónicas.

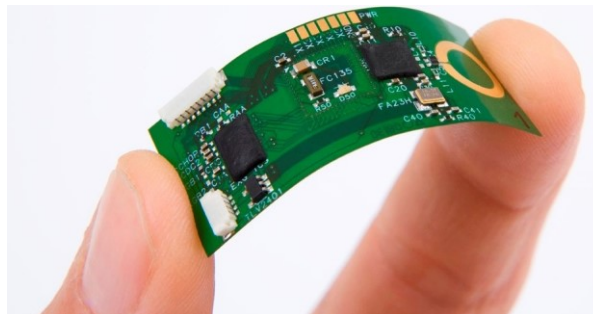


Figura 5. PCB flexible con elementos de soldadura superficial[12]

En resumen, la electrónica impresa es una tecnología con un gran potencial para la fabricación de dispositivos electrónicos de bajo costo y flexibles. Su aplicación en la biomedicina ofrece posibilidades interesantes para la monitorización y tratamiento de enfermedades, lo que la convierte en una herramienta valiosa para el desarrollo de soluciones tecnológicas en el área de la salud.

3.1.2 Métodos de sensado de signos vitales

Los métodos de sensado son técnicas utilizadas para medir las señales eléctricas, mecánicas, ópticas, químicas y térmicas generadas por el cuerpo humano. Estos métodos son fundamentales para el monitoreo de los signos vitales, ya que permiten obtener información precisa sobre el estado fisiológico del paciente. Los métodos de sensado pueden ser médicos o electrónicos, invasivos o no invasivos, dependiendo de su aplicación y de la parte del cuerpo que se esté monitoreando. Los métodos de sensado electrónicos no invasivos, como la fotopletismografía y la oximetría, son una excelente opción ya que no requieren la inserción de ningún instrumento en el cuerpo del paciente, minimizando el riesgo de infecciones y mejorando la comodidad del paciente durante el monitoreo[13].

En el monitoreo de los signos vitales, se utilizan tanto métodos de sensado médicos como electrónicos. Los métodos de sensado médicos son aquellos que requieren una intervención invasiva, como la colocación de un catéter para medir la presión arterial o la toma de una muestra de sangre para medir los niveles de oxígeno. Por otro lado, los métodos de sensado electrónicos son no invasivos y utilizan dispositivos como sensores de contacto, fotopletismografía y oximetría para medir los signos vitales sin requerir una intervención invasiva.



Figura 6. Importancia del monitoreo de signos vitales[14]

Los métodos de sensado no invasivos son preferidos sobre los invasivos en muchos casos debido a su simplicidad, menor riesgo de infección y menor costo. Además, los métodos de sensado no invasivos, como la fotopletismografía y la oximetría, son

capaces de proporcionar mediciones precisas y en tiempo real de la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno en la sangre, la temperatura corporal y la frecuencia respiratoria sin causar molestias al paciente.

En resumen, los métodos de sensado electrónicos no invasivos son una excelente opción en el monitoreo de los signos vitales, ya que son seguros, precisos y cómodos para el paciente. Esto ha permitido una mayor accesibilidad al monitoreo de los signos vitales, lo que ha mejorado la calidad de vida de los pacientes y ha ayudado a prevenir complicaciones médicas graves.

Tabla 1. Descripción de técnicas de sensado para los diferentes signos vitales

Signo Vital	Técnica de Sensado 1	Técnica de Sensado 2	Técnica de Sensado 3	Descripción
Frecuencia Respiratoria	Galgas extensiométricas	Sensor de flujo de aire	Esfuerzo Respiratorio Inductivo (IR)	- Las galgas extensiométricas miden la deformación en un material y se utilizan para medir la frecuencia respiratoria mediante la detección de la expansión y contracción del tórax. - El sensor de flujo de aire mide la cantidad de aire que se inhala y exhala y se utiliza para calcular la frecuencia respiratoria. - El IR mide la variación de la impedancia eléctrica en el tórax y se utiliza para medir la frecuencia respiratoria.
Temperatura Corporal	Termopar	Termistor	Termometría infrarroja	- Un termopar mide la diferencia de temperatura entre dos metales y se utiliza para medir la temperatura corporal. - Un termistor es un sensor de temperatura que cambia su resistencia en función de la temperatura y se utiliza para medir la temperatura corporal. - La termometría infrarroja mide la radiación infrarroja emitida por la piel y se utiliza para estimar la temperatura corporal.
Frecuencia Cardíaca	Electrocardiograma (ECG)	Fotopletimografía	Fotopletimografía reflectiva y	El electrocardiograma mide la actividad eléctrica del corazón y se

			reflexiva	utiliza para medir la frecuencia cardiaca. • La fotopleletismografía mide los cambios de volumen de los vasos sanguíneos a través de la piel y se utiliza para medir la frecuencia cardiaca. • La fotopleletismografía reflectiva mide la cantidad de luz reflejada por la piel, mientras que la fotopleletismografía reflexiva mide la cantidad de luz que atraviesa la piel y es reflejada por los tejidos subyacentes, ambas se utilizan para medir la frecuencia cardiaca.
Saturación de Oxígeno	Oximetría de pulso	Gasometría arterial		• La oximetría de pulso utiliza luces LED y fotodetectores para medir la cantidad de luz que es absorbida por la sangre y se utiliza para medir la saturación de oxígeno en la sangre. • La gasometría arterial es un análisis de sangre que mide la cantidad de oxígeno y dióxido de carbono en la sangre y se utiliza para medir la saturación de oxígeno.

Se evidencia en la tabla anterior como cada uno de los signos vitales de los cuales se desarrollará su sistema de monitoreo, tiene diversas técnicas de su medición, a las cuales se le realizaron un análisis detallado y objetivo con el fin de escoger la técnica más adecuada para el proyecto, lo cual se plantea y especifica en la sección **4.2.2 Selección de métodos de sensado**. Análisis con el que se llegó a la conclusión de implementar la fotopleletismografía y oximetría de pulso con el fin de optimizar diseño electrónico, junto al uso de los termistores NTC y las galgas extensiométricas para así identificar las cuatro técnicas principales que componen el sistema de monitoreo.

3.1.3 Monitoreo de signos vitales

El monitoreo de los signos vitales es una herramienta esencial en la evaluación y seguimiento de la salud de un paciente. Los signos vitales son mediciones que

proporcionan información importante sobre el estado fisiológico del cuerpo y su capacidad para mantenerse en homeostasis. Los cuatro signos vitales principales son la temperatura corporal, el ritmo cardíaco, la frecuencia respiratoria y la saturación de oxígeno en la sangre[15].

La temperatura corporal es la medición de la cantidad de calor que produce el cuerpo y se expresa en grados Celsius o Fahrenheit. En el caso de los recién nacidos, su temperatura corporal normal oscila entre 36.5 y 37.5 grados Celsius. Por otro lado, en adultos se considera que la temperatura normal es de 37 grados Celsius. La medición de la temperatura es importante para detectar infecciones, inflamaciones y otras afecciones que pueden afectar el estado general del paciente.



Figura 7. Signos vitales en infantes[16]

El ritmo cardíaco es la frecuencia con la que late el corazón y se mide en latidos por minuto (bpm). En el caso de los recién nacidos, el rango normal de frecuencia cardíaca es de 120 a 160 bpm, mientras que en adultos se considera que la frecuencia cardíaca normal es de 60 a 100 bpm en reposo. La frecuencia cardíaca es importante para evaluar la función del corazón, así como para detectar afecciones como arritmias cardíacas, insuficiencia cardíaca y otros problemas cardiovasculares.



Figura 8. Monitoreo de signos vitales en recién nacidos[17]

La frecuencia respiratoria es la cantidad de respiraciones por minuto y se utiliza para evaluar la función pulmonar y la oxigenación del cuerpo. En los recién nacidos, la frecuencia respiratoria normal oscila entre 30 y 60 respiraciones por minuto, mientras que en adultos se considera que la frecuencia respiratoria normal es de 12 a 20 respiraciones por minuto en reposo. La medición de la frecuencia respiratoria es importante para detectar afecciones pulmonares y otros problemas de salud.

La saturación de oxígeno es la cantidad de oxígeno que se encuentra en la sangre y se mide en porcentaje. En los recién nacidos, la saturación de oxígeno normal es de al menos el 95%, mientras que en adultos se considera que la saturación de oxígeno normal es de 95% a 100%. La medición de la saturación de oxígeno es importante para evaluar la función pulmonar y detectar afecciones como la hipoxia, que es una disminución en el suministro de oxígeno a los tejidos del cuerpo.



Figura 9. Oxímetro portátil[18]

En cuanto a las comparativas de los rangos de los signos vitales entre las distintas edades, se puede observar que la frecuencia cardíaca de un neonato es

significativamente mayor que la de un adulto en reposo, mientras que la frecuencia respiratoria es mayor en los recién nacidos y tiende a disminuir a medida que envejecemos. La temperatura corporal es relativamente constante en todas las edades, pero puede verse afectada por ciertas condiciones. Por último, la saturación de oxígeno también puede variar dependiendo de la edad y las condiciones de salud del paciente.

3.1.4 Medición de ritmo cardiaco haciendo uso de Fotopletismografía

La fotopletismografía es una técnica no invasiva utilizada para medir la variación del volumen de sangre en los vasos sanguíneos a través de la detección de la onda de pulso arterial. Esta técnica se ha utilizado ampliamente en la monitorización de la frecuencia cardíaca y en la medición de la saturación de oxígeno en sangre. La fotopletismografía se puede realizar de dos formas: de manera reflectiva y de manera transmisiva[19].

En la fotopletismografía reflectiva, la fuente de luz y el fotodetector se colocan en la misma cara de la piel, por lo que la onda de pulso arterial se detecta por la variación de la cantidad de luz reflejada por los tejidos. Por otro lado, en la fotopletismografía transmisiva, la fuente de luz y el fotodetector se colocan en lados opuestos del tejido, por lo que la onda de pulso arterial se detecta por la variación de la cantidad de luz transmitida a través del tejido.

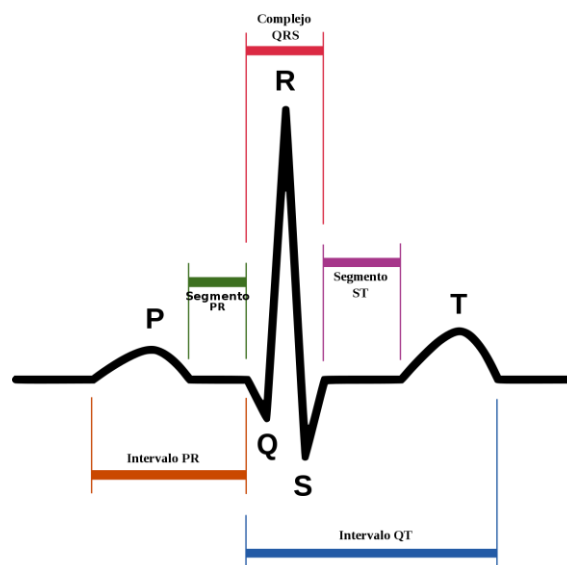


Figura 10. Onda característica electrocardiograma[20]

Aunque ambas técnicas son útiles en la detección de la onda de pulso arterial, la fotopletismografía transmisiva se ha utilizado más comúnmente debido a que ofrece una mayor sensibilidad en la detección de señales débiles, lo que es esencial en la medición de la frecuencia cardíaca en neonatos y en pacientes con baja perfusión periférica. Además, la fotopletismografía transmisiva es menos susceptible a la interferencia de la luz ambiental, lo que puede provocar una mayor precisión en la medición de la señal de pulso.



Figura 11. Pinza oximétrica médica[21]

En el proyecto descrito, se utilizó la fotopletismografía transmisiva para la detección del pulso cardíaco en neonatos. La señal se obtuvo mediante la colocación de una pinza oximetría en el dedo índice del neonato, la cual llevaba los leds rojo e infrarrojo para emitir luz a través del tejido y un fotodetector para medir la cantidad de luz transmitida. Luego, la señal fue amplificada y procesada a través de un microcontrolador PIC18F4620, el cual permitió la detección del pulso y el cálculo de la frecuencia cardíaca instantánea.

3.1.5 Medición de temperatura corporal utilizando termistores NTC

El termistor NTC conocido por sus siglas en inglés como “Negative Temperature Coefficient” se define como una resistencia variable de la cual su valor resistivo disminuye con relación al aumento de la temperatura a la que se encuentra expuesto. Su composición se basa en un semiconductor con coeficiente de temperatura elevado lo cual implica que su conductividad reacciona rápidamente a los cambios

bruscos de temperatura. Esta resistencia variable de coeficiente negativo se caracteriza por su alta sensibilidad y eficacia[22].

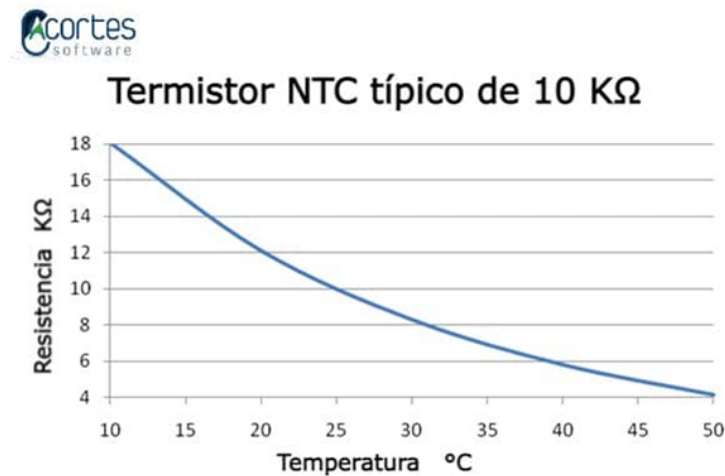


Figura 12. Curva característica de un termistor NTC[23]

Las resistencias NTC son fabricadas a partir de ciertos óxidos metálicos que sufren un proceso de compresión y sintetizado, entre los cuales se pueden identificar el titanio, manganeso, hierro, cobalto, cobre, níquel, entre otros. La composición de las NTC depende de sus materiales de fabricación en el sentido de la cantidad y proporción de cada óxido que sea aplicado, es decir, que cada termistor maneja su resistencia básica según el metal con el que sea fabricado, variando este valor desde los Ohmios hasta los Mega Ohmios.

Una de las ventajas de los termistores de coeficiente negativo es su utilidad e implementación, teniendo así aplicaciones de medición de temperatura a través de distintas superficies y distintos fluidos. Para un caso objetivo, su implementación más común son los lóbulos, una construcción similar a la forma de una lenteja, pequeños elipsoides de óxido comprimido con un diámetro que oscila entre los 0,15mm y los 1,3mm dependiendo de su necesidad y precisión. En cuanto a la característica principal del funcionamiento, es decir, la relación de tensión e intensidad con la resistencia se presenta de carácter lineal, identificando de esta manera que cuando las corrientes que interactúan sobre este son muy pequeñas el

consumo de potencia será de igual manera mínimo, lo que causara decrementos en la impedancia. Estas disminuciones contribuyen a la verificación de que se esta cumpliendo la ley de Ohm en la NTC.

3.1.6 Medición de frecuencia respiratoria utilizando galgas extensiométricas

Una galga extensiométrica, también conocida como strain gauge en inglés, es un dispositivo sensor utilizado para medir la deformación, tensión, compresión o cambio en la geometría de un material sometido a fuerzas externas. Está compuesta por un material conductor eléctrico que cambia su resistencia eléctrica de manera proporcional a la deformación que experimenta[24].

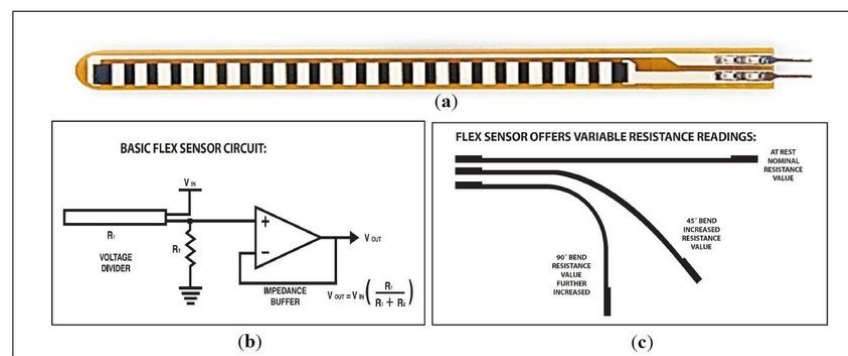


Figura 13. Galga extensiométrica por deformación[25]

Técnicamente, una galga extensiométrica consiste en un patrón de filamentos conductores (generalmente de una aleación metálica) dispuestos en una configuración de rejilla sobre un sustrato flexible y delgado, como papel, plástico o polímero. Cuando el material al que está adherida la galga se deforma debido a la aplicación de fuerzas, también lo hace la estructura de la galga, lo que a su vez provoca cambios en la longitud y el área transversal de los filamentos conductores. Como resultado, se produce una variación en la resistencia eléctrica del dispositivo, que puede ser medida y correlacionada con la magnitud de la deformación.

Las galgas extensiométricas pueden ser empleadas en diferentes configuraciones, como galgas uniaxiales, biaxiales o rosetas, dependiendo de las necesidades de medición y la geometría del objeto de estudio. Además, suelen utilizarse en conjunto con puentes de Wheatstone, que son circuitos electrónicos especialmente diseñados para convertir cambios pequeños en resistencia en cambios más significativos en voltaje, permitiendo una medición más precisa de la deformación.

En cuanto a la medición de la frecuencia respiratoria, las galgas extensiométricas son un buen sistema de sensado debido a su alta sensibilidad, precisión y capacidad para medir deformaciones muy pequeñas. Al colocar una galga extensiométrica en una banda elástica alrededor del tórax o el abdomen de una persona, se puede medir la deformación causada por la expansión y contracción del tórax durante la respiración. Estos cambios en la deformación se correlacionan con la frecuencia respiratoria, lo que permite obtener mediciones precisas y en tiempo real de la misma. Además, este método es no invasivo, lo que lo hace más cómodo y seguro para el paciente en comparación con otros sistemas de monitoreo respiratorio.

3.1.7 Medición de saturación de oxígeno en sangre utilizando oximetría

La medición de saturación de oxígeno en sangre es un indicador clave para evaluar la salud respiratoria de un paciente. El método más comúnmente utilizado para medir la saturación de oxígeno en sangre es la oximetría de pulso, que se basa en la absorción de luz a diferentes longitudes de onda por la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. La oximetría de pulso es un método no invasivo, rápido y preciso para la medición de la saturación de oxígeno en sangre[26].



Figura 14. Oxímetro de pulso[27]

La oximetría de pulso se realiza utilizando un oxímetro de pulso, que consta de una fuente de luz, un fotodetector y un microprocesador. La fuente de luz emite luz a dos longitudes de onda diferentes, generalmente roja e infrarroja, a través del tejido del paciente. La hemoglobina oxigenada y desoxigenada en la sangre absorbe diferentes cantidades de luz a estas longitudes de onda, lo que permite al oxímetro de pulso calcular la saturación de oxígeno en sangre.

En la oximetría de pulso, se utiliza un sensor que se coloca en la punta del dedo o en el lóbulo de la oreja del paciente. Este sensor consta de un emisor de luz y un fotodetector, que miden la cantidad de luz que atraviesa el tejido del paciente. La señal obtenida se procesa para determinar la saturación de oxígeno en sangre.

En la oximetría, existen dos métodos principales para la medición de la saturación de oxígeno en la sangre: transmisivo y reflectivo. El método transmisivo involucra la emisión de luz desde un emisor en un lado del tejido y la detección de la luz transmitida a través del tejido por un detector en el lado opuesto. Por otro lado, el método reflectivo utiliza un solo emisor y un detector en el mismo lado del tejido, midiendo la cantidad de luz reflejada.

En términos de ventajas y desventajas, el método transmisivo ofrece una mayor profundidad de penetración en los tejidos, lo que permite la medición en zonas más profundas, mientras que el método reflectivo se utiliza generalmente para mediciones de superficie, como en la yema del dedo. Sin embargo, el método transmisivo es más susceptible a las fuentes de luz ambiental y a la variabilidad de la perfusión tisular, lo que puede afectar la precisión de las mediciones[28]. El método reflectivo, por otro lado, puede ser afectado por la pigmentación de la piel y la presencia de esmalte de uñas, lo que puede disminuir la precisión de las mediciones. En general, la elección del método a utilizar depende del sitio de medición y las condiciones específicas de cada paciente.

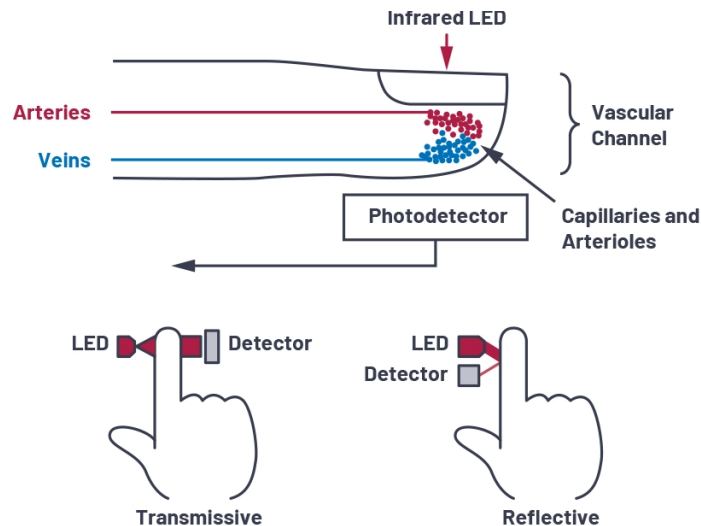


Figura 15. Técnicas de medición para la implementación del método de sensado[29]

Es importante tener en cuenta que la oximetría de pulso puede verse afectada por diferentes factores, como la presencia de anemia, la presencia de carboxihemoglobina y la presencia de luz ambiental intensa. Además, la precisión de la oximetría de pulso puede verse afectada en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) o en pacientes que se encuentran en movimiento.

A pesar de estas limitaciones, la oximetría de pulso sigue siendo el método preferido para la medición de la saturación de oxígeno en sangre debido a su facilidad de uso

y precisión. En el proyecto, se utilizó la oximetría de pulso como método transmisivo para medir la saturación de oxígeno en sangre en los neonatos. Se emplearon leds rojo e infrarrojo y un fotodetector para la detección de la señal de luz que atravesaba el tejido del paciente.

3.1.8 Microcontrolador

Un microcontrolador es un dispositivo programable utilizado para controlar procesos en sistemas electrónicos. Los microcontroladores suelen ser más pequeños y más económicos que los microprocesadores, y se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones, como en sistemas de control de motores, sistemas de iluminación, electrodomésticos y dispositivos médicos.

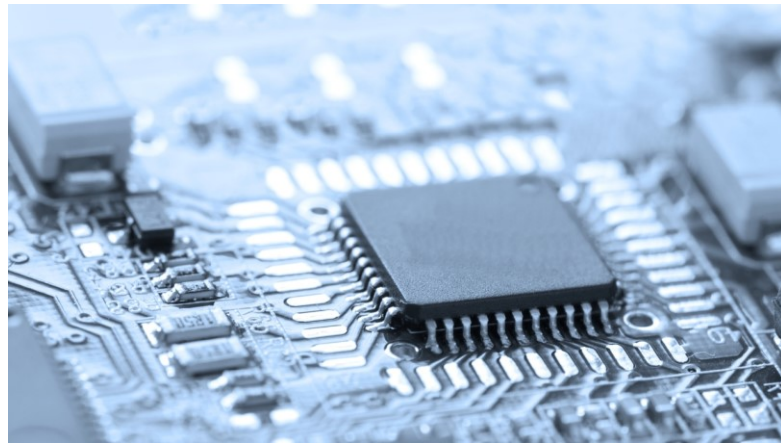


Figura 16. Microcontrolador[30]

El microcontrolador seleccionado para este proyecto es el PIC18F4620 de Microchip Technology. Este microcontrolador tiene una memoria flash de 32 KB, una RAM de 1536 bytes y una EEPROM de 256 bytes. Además, tiene 36 pines de entrada y salida digitales y 10 pines analógicos, lo que permite la lectura de múltiples señales analógicas. El PIC18F4620 también tiene una serie de periféricos incorporados, como módulos de comunicación, temporizadores y convertidores analógico-digitales (ADC).



Figura 17. PIC 18F4620[31]

Inicialmente se consideró el PIC16F877A como microcontrolador para el proyecto, pero se encontró que el PIC18F4620 tenía características superiores, como mayor cantidad de pines de entrada/salida, más memoria y mayor cantidad de pines analógicos, lo que permitiría la conexión de más sensores de manera simultánea. En base a estas características y a su encaje con los métodos de sensado seleccionados, se optó por el PIC18F4620 como el microcontrolador ideal para el prototipo final del dispositivo de monitoreo de signos vitales.

4. DESARROLLO DEL PROYECTO DE GRADO

4.1 Requerimientos

4.1.1 Requerimientos Funcionales

- El prototipo debe ser capaz de medir la temperatura corporal, el ritmo cardíaco, la frecuencia respiratoria y la saturación de oxígeno en recién nacidos.
- El parche de electrónica impresa debe estar diseñado para integrar la sensórica definida y su respectiva conexión a un microcontrolador de baja consumo de energía.
- El monitoreo de las señales debe visualizarse en un dispositivo externo al compilador
- El prototipo debe ser portátil y cómodo para el paciente.

4.1.2 Requerimientos de Calidad

- Las mediciones deben tener un error máximo del 5% en comparación con los métodos de medición estándar.
- La señal de salida de cada una de las etapas de adquisición debe tener una amplitud mínima de 0.5V para ser procesada por el microcontrolador.
- El parche de electrónica impresa se debe ajustar a la textura de cualquier paciente.
- El dispositivo debe ser fácil de usar para el personal médico y no médico.

4.1.3 Requerimientos de Restricción

- El prototipo no realizará análisis de las señales biológicas adquiridas.
- Debido a los factores protocolarios en el área médica, el prototipo no llevará a cabo etapas de prueba en recién nacidos.
- El prototipo se llevará a cabo de manera discreta.
- El dispositivo no debe generar interferencia electromagnética con otros equipos médicos cercanos.

4.2 Metodología del Diseño

Para el desarrollo del presente proyecto, se inició con el diseño de ingeniería básica, se prosigue con la selección de los métodos de sensado a utilizar y los componentes necesarios para su implementación, así como el diseño de los circuitos. Posteriormente, se procedió a la implementación del sistema utilizando Arduino, para luego realizar la implementación con microcontrolador PIC y comparar los datos obtenidos con dispositivos comerciales para verificar su precisión. Además, se llevó a cabo el diseño del circuito en PCB, en el cual se realizó una primera implementación del diseño en PCB rígida antes de la implementación en PCB flexible.

4.2.1 Diseño de ingeniería básica

Previo a emprender el diseño electrónico, es esencial llevar a cabo la identificación de las entradas y salidas del sistema. Para tal fin, se elabora un diagrama de caja negra, ilustrado en la Figura 18, que sirve como estructura fundamental para el entendimiento base y diseño del proyecto, tomando en cuenta los requerimientos identificados. Este diagrama representa las entradas, que son las señales biológicas provenientes del cuerpo humano, la acción del usuario (encendido/apagado) y la alimentación eléctrica del sistema. Asimismo, se representan las salidas, que corresponden a los valores procesados de la saturación de oxígeno en sangre, la frecuencia cardíaca, la temperatura corporal y la frecuencia respiratoria.

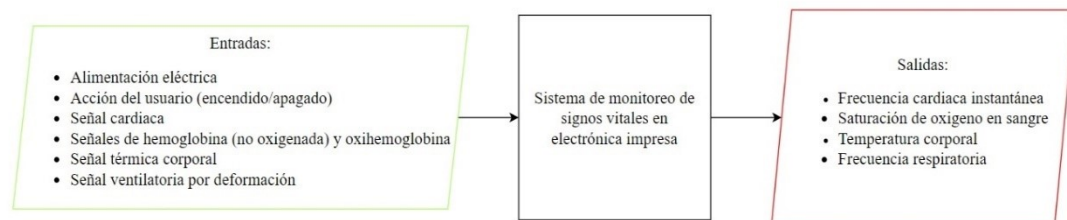


Figura 18. Diagrama caja negra del sistema de monitoreo signos vitales en electrónica impresa.

Habiendo definido las entradas y salidas con las que debe interactuar el sistema, se realiza se realiza el diagrama general del sistema de monitoreo el cual se representa en la figura(x), donde se definen los subsistemas correspondientes a la alimentación,

a la acción del usuario de poder activar o detener el suministro de energía, los circuitos de monitoreo de las señales biológicas, el procesamiento de información mediante microcontrolador y la visualización de los datos procesados.

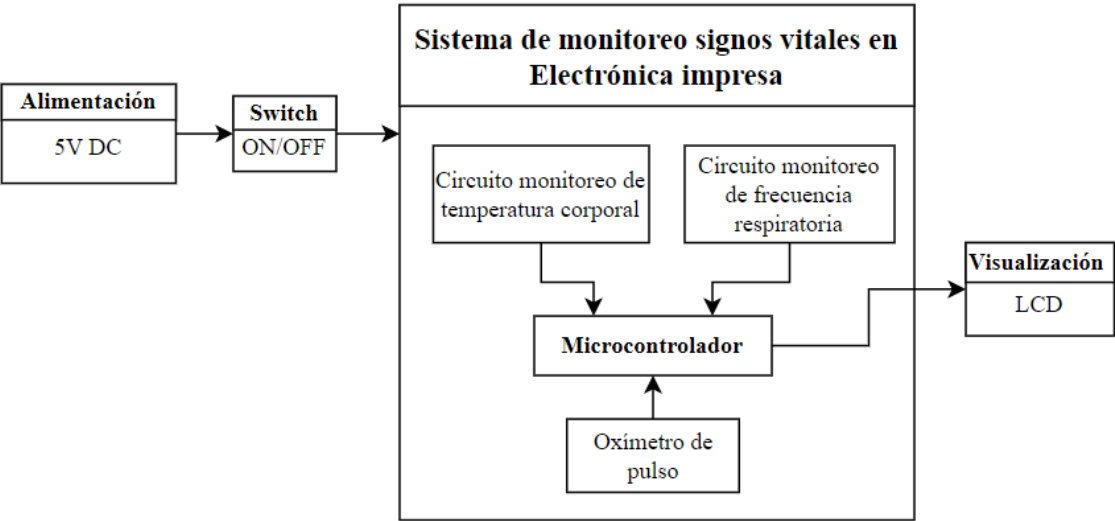


Figura 19. Diagrama general del sistema de monitoreo de signos vitales en electrónica impresa.

Una vez que se comprenden de manera clara y precisa las entradas y salidas del sistema y sus respectivos subsistemas, se procede a desarrollar la Tabla de Descripción General de Subsistemas. En esta tabla, se proporciona una descripción detallada de cada subsistema, se establecen sus entradas y salidas, y se identifican las interacciones existentes entre ellos.

Tabla 2. Descripción General de Subsistemas

Nombre del subsistema	Descripción del subsistema	# entradas	# salidas	Subsistemas relacionados
Microcontrolador	El microcontrolador es el componente central del sistema, encargado de procesar y coordinar las señales de entrada y salida entre los diferentes subsistemas. Gestiona la adquisición de datos, el control y la comunicación entre los módulos.	Señal de temperatura corporal (0-1023) Señal de frecuencia respiratoria (0-1023) Señales de hemoglobina (no oxigenada) y oxihemoglobina (0-1023)	Datos procesados de: SpO2 frecuencia cardíaca temperatura corporal frecuencia respiratoria	Alimentación Switch ON/OFF Circuito monitoreo de temperatura corporal Circuito monitoreo de frecuencia respiratoria Oxímetro de pulso Visualización

Alimentación	El subsistema de alimentación es responsable de proporcionar energía eléctrica a todos los componentes del sistema, garantizando un suministro estable y regulado de voltaje y corriente.	Fuente de alimentación externa (batería)	Voltajes y corrientes requeridos por los otros subsistemas	Switch ON/OFF Circuito monitoreo de temperatura corporal Circuito monitoreo de frecuencia respiratoria Oxímetro de pulso Visualización Microcontrolador
Switch ON/OFF	El switch ON/OFF permite encender y apagar el dispositivo de manera segura, controlando el flujo de energía hacia los diferentes componentes y subsistemas del sistema.	Acción del usuario (encendido/apagado)	Control de encendido y apagado del sistema	Circuito monitoreo de temperatura corporal Circuito monitoreo de frecuencia respiratoria Oxímetro de pulso Visualización Microcontrolador Alimentación
Circuito monitoreo de temperatura corporal	El circuito de monitoreo de temperatura corporal es responsable de medir y procesar la temperatura del recién nacido utilizando termistores NTC, convirtiendo las variaciones de resistencia en cambios de temperatura.	señal de temperatura corporal	Señal de temperatura corporal procesada para el microcontrolador (0-5V)	Alimentación Switch ON/OFF Microcontrolador
Circuito monitoreo de frecuencia respiratoria	Este subsistema se encarga de medir la frecuencia respiratoria del recién nacido mediante galgas extensiométricas, detectando las variaciones en la resistencia causadas por la deformación y traduciéndolas en información sobre la respiración.	Señal ventilatoria por deformación	Señal de frecuencia respiratoria procesada para el microcontrolador (0-5V)	Alimentación Switch ON/OFF Microcontrolador
Oxímetro de pulso	El oxímetro de pulso es un subsistema dedicado a medir la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca del recién nacido utilizando fotopletismografía y oximetría, analizando las variaciones en la absorción de luz en función de los cambios en el flujo sanguíneo.	Señales de absorción de luz roja e infrarroja	Señales de oxihemoglobina y hemoglobina (no oxigenada) procesadas para el microcontrolador (0-5V)	Alimentación Switch ON/OFF Microcontrolador
Visualización	El subsistema de visualización en LCD es responsable de		Visualización de los	Alimentación

	mostrar la información relevante de los signos vitales monitoreados en tiempo real, permitiendo al personal médico y cuidadores observar y evaluar fácilmente el estado del recién nacido.	Datos procesados del microcontrolador de: SpO2 frecuencia cardíaca temperatura corporal frecuencia respiratoria	valores en la pantalla LCD	Switch ON/OFF Microcontrolador Circuito monitoreo de temperatura corporal Circuito monitoreo de frecuencia respiratoria Oxímetro de pulso
--	--	---	----------------------------	---

4.2.2 Selección de métodos de sensado

A lo largo del proceso de selección de los métodos de sensado para el prototipo, se llevaron a cabo varias pruebas básicas utilizando distintas técnicas. Para la medición de la temperatura corporal, se exploraron tanto el uso de termopilas de infrarrojos como resistencias variables a la temperatura, como las NTC y PTC. A través de esta comparativa, se descubrió que las resistencias variables con coeficiente negativo proporcionan una respuesta más precisa a los cambios nominales de temperatura que la medición por infrarrojos, que depende de una calibración con temperatura ambiente y requiere condiciones específicas dentro de un ambiente controlado para lograr resultados confiables. En cuanto a la medición de la frecuencia respiratoria, se experimentó con circuitos que detectan cambios en la inductancia en función de la proximidad de un imán, así como con resistencias que varían según su deformación física. Se encontró que la señal de salida del sistema basado en cambios de inductancia era de amplitud reducida y presentaba un ruido considerable, lo que resultaba en pérdidas de información. Por lo tanto, este método fue descartado. En cambio, los divisores de tensión implementados con las galgas extensiométricas proporcionaban una señal de salida más estable y consumían menos energía. Por último, para la medición de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre, se exploraron tanto la fotopletismografía de pulso como el electrocardiograma. Ambos proporcionaron señales cardíacas de amplitud aceptable y un factor de ruido mínimo. Aunque cualquiera de estos métodos podría haber sido

elegido para medir la frecuencia cardíaca, el electrocardiograma fue finalmente descartado. Esto se debió a que el circuito de fotopleletismografía de pulso podría modificarse para realizar la oximetría de pulso con la adición de un LED adicional. Como este método permitía monitorear dos signos vitales, se determinó que sería el más adecuado para el proyecto. Es importante mencionar que todos estos métodos de sensado tienen la base teórica necesaria para obtener resultados acordes a lo esperado. Sin embargo, para garantizar la precisión requerida, se consideró fundamental tener en cuenta las pruebas experimentales para determinar qué circuitos ofrecían señales de salida óptimas y una menor pérdida de información.

Para la selección de las técnicas de sensado optimas cada signo vital, se evaluaron diversos factores cruciales que afectan la eficiencia y eficacia de la implementación del sistema., entre los cuales se encuentran, el consumo de potencia, el costo, la no invasividad, la accesibilidad a sus componentes y la complejidad del método. Con base en estos factores, se seleccionaron los métodos de sensado que mejor se ajustaron a los objetivos del proyecto, considerando siempre la precisión y confiabilidad de las mediciones obtenidas. Estos criterios garantizarán que el sistema de monitoreo sea accesible, rentable y fácil de utilizar, permitiendo un amplio alcance.



Figura 20. Avances de la tecnología[32]

Se consideraron varios factores para la selección de los métodos de sensado utilizados en el prototipo final. En términos de monitoreo del ritmo cardiaco, tanto la fotopletimografía como el electrocardiograma (ECG) ofrecen mediciones precisas y similares. La fotopletimografía y la oximetría pueden hacer uso de un solo circuito para el monitoreo de dos signos vitales, mientras que la medición de temperatura corporal con NTC se basa en el uso de divisores de voltaje por lo cual consume menos potencia que los circuitos empleados en la medición infrarroja con termopilas. Además, ambas mediciones de temperatura ofrecen mediciones similares en términos de precisión. Las señales de salida de las galgas extensiométricas para medir la frecuencia respiratoria tienen menor pérdida de datos y se adaptan mejor a las etapas de amplificación que los métodos que utilizan la variación de la inductancia de las bobinas mediante el acercamiento y alejamiento de un imán. En base a estos factores, se optó por utilizar la fotopletimografía, oximetría, medición de temperatura corporal con NTC y medición de frecuencia respiratoria con galgas extensiométricas para monitorear los signos vitales debido a su precisión, bajo costo, comodidad y no invasividad.

Se definieron y se escogieron las estrategias de sensado definidas anteriormente, teniendo en cuenta que su consumo de potencia eléctrica fuera muy bajo. Por lo que se presentaron los valores aproximados que consumirían, esto se plantea siguiendo el lineamiento de que se está desarrollando la etapa estructural y de diseño del prototipo en electrónica impresa. Como este está pensando en su finalidad para trabajarse con un sistema de alimentación inalámbrica, cada uno de los métodos fue diseñado para que se hiciera de la manera más simple y con su carga eléctrica lo más baja posible para así lograr obtener de manera satisfactoria un prototipo de baja potencia que logre quedar como base para la investigación futura.

4.2.2.1 Fotopletismografía

La fotopletismografía es la técnica no invasiva y de bajo costo indicada para el desarrollo del actual proyecto, debido a que por medio de esta se puede identificar y medir la volumetría sanguínea en tejidos vasculares periféricos, como lo es en este caso la piel. Esta técnica se basa principalmente en la emisión y recepción de ondas de luz por medio de diodos, en donde se tiene en cuenta la modulación de luz absorbida y reflejada por el tejido. Entendiendo el proceso de implementación de esta técnica como una función de etapas, en la que en primer lugar tenemos la emisión de luz que por medio de un diodo LED que opera en un rango de aproximadamente 660nm, valor en el cual la hemoglobina y la oxihemoglobina realizan la absorción de cierta cantidad de esta luz permitiendo identificar la concentración de oxígeno en la sangre; y un diodo emisor infrarrojo que opera alrededor de los 940nm permitiendo una caracterización más pronunciada de la luz absorbida por la hemoglobina y la oxihemoglobina, obteniendo así un valor más preciso de la oximetría en la sangre y del valor de la frecuencia cardíaca.

Luego de esto se identifica como segunda etapa la interacción de las ondas de luz emitidas con el tejido receptivo, instancia en la cual se identifica la cantidad de luz que absorbe el tejido, células, vasos sanguíneos y la sangre. Por lo que se hace de suma importancia la selección de una ubicación adecuada teniendo en cuenta factores como lo son la edad, la piel, la perfusión sanguínea, entre otras características. De esta manera se estipulan las zonas más comunes para realizar la medición de estos parámetros: Dedos, lóbulos de las orejas, muñeca y dorso del pie. Se evalúa para el proyecto la implementación y medición principal en el dedo debido a que es la zona más común para la oximetría de pulso debido a su facilidad de acceso, buena perfusión sanguínea y poca interferencia de factores externos.

Se da paso a la tercera etapa en donde se procesa la recepción de la reflexión y/o transmisión de la luz, captada por un fotodetector como un fotodiodo cercano a alguno de los leds emisores, donde sea capaz de convertir la dicha luz residual

captada en una señal eléctrica proporcional, de la cual se pueda identificar la variación de la intensidad de luz en la relación de interacción existente entre la luz roja e infrarroja con la hemoglobina y la oxihemoglobina.

Finalmente, se arriba a la etapa de procesamiento de la señal eléctrica generada, etapa en la cual se aplicará amplificación y eliminación de ruido para la extracción de información de utilidad sobre los cambios volumétricos en los tejidos de la sangre. A partir de esto, se definen las variables necesarias para el monitoreo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno.

Teniendo en cuenta toda la información recopilada sobre la técnica de la fotoplethysmografía se procede a la implementación del circuito necesario para el sensado, para lo cual se plantea el diseño de una pinza oximétrica compuesta por:

- LED Rojo (660nm)
- LED Infrarrojo (940nm)
- Fotodiodo
- Resistencia 220 Ohmios
- Resistencia 330 Ohmios

El diseño de la pinza se plantea con base a un oxímetro de pulso, dispositivo en el cual el paciente puede ingresar su dedo en un ambiente recubierto donde no reciba emisiones de luz externa, y mediante el método transmisivo se realice la emisión y recepción de la luz luego de su interacción con el tejido en este caso del dedo.

Luego de realizar distintas pruebas con diseños propios utilizando leds comerciales y pinzas de ropa se identificó que es muy importante tener un ambiente de luz controlado que no interfiera con la emisión y recepción del método de sensado, por lo cual se optó por el uso de una pinza oximétrica comercial para dedo, la cual ya incluye internamente la composición de leds rojo e infrarrojo, junto a un fotodetector plano que permiten que el análisis transmisivo para el sensado tenga

mayor precisión, y cuenta ya con un sistema de almohadillas y recubrimientos que la hacen óptima para la implementación.



Figura 21. Pinza Oximétrica 7 pines[33]

La sonda en cuestión cuenta con 7 pines para su funcionamiento, de los cuales 4 se conectan a una tierra común del circuito, dos de ellos como pines de alimentación para su respectivo led rojo y led infrarrojo y uno más que identifica la salida del fotodetector de donde obtendremos la absorción de la luz restante emitida por los leds.

Con este dispositivo obtendremos un circuito capaz de medir la frecuencia cardiaca y el cálculo de la saturación de oxígeno con el menor ruido posible y una salida lo suficientemente clara para aplicar la amplificación y el filtrado necesarios para obtener el monitoreo de estas señales biológicas.

El proceso de filtrado y ampliación de la señal de salida de la pinza oximétrica es fundamental para garantizar mediciones precisas y confiables de nuestras variables biológicas. Una vez la pinza oximétrica capta las señales moduladas por los cambios volumétricos sanguíneos para convertirlos en señales eléctricas debemos eliminar ruido e interferencias que puedan afectar la precisión de dichas mediciones. Por lo que luego de realizar el procesamiento de estas mismas se implementan algoritmos de procesamiento y programación teniendo en cuenta sus características temporales y espectrales como amplitud, frecuencias y relaciones entre la absorción de luz de

los Led rojo e infrarrojo. Para lo cual se implementó el siguiente circuito electrónico:

Este circuito consta de dos etapas de filtrado y amplificación mediante el uso de amplificadores operacionales de la referencia LM358M, amplificadores de baja potencia cuya alimentación varía entre los 3V y los 32V y su corriente de consumo es de XX. Con estos amplificadores se implementa un filtro activo pasa banda el cual permitirá el paso de las frecuencias más bajas y la atenuación de las frecuencias más altas dentro del rango definido por medio del uso de resistencias variables. Este proceso de filtrado ocurre dos veces con el fin de garantizar la obtención de la señal lo más clara posible e incrementar su variación con el fin de realizar un mejor procesamiento de la señal recibida.

4.2.2.2 Termistancia

La termistancia es un método de medición de temperatura que consiste en la variación de la resistencia eléctrica de un termistor en función de la temperatura a la que se exponga. Este método se puede combinar junto con la termometría para describir el enfoque técnico como termometría basada en termistancia, método que proporciona una medición precisa y sensible que puede llegar a ser usado tanto en aplicaciones industriales o bien aplicaciones médicas.

Se ha optado por utilizar en este caso un termistor NTC debido a sus características de alta sensibilidad, precisión, estabilidad y respuesta rápida a los cambios de temperatura. Además de que son componentes económicos y de fácil implementación. Estos dispositivos están hechos a base de materiales semiconductores cuya resistencia disminuye a medida que aumenta la temperatura. La relación entre la resistencia y la temperatura no se representa de manera lineal, por lo que se describe mediante la ecuación de Steinhart-Hart, expresión matemática que relaciona la resistencia eléctrica de un termistor y la temperatura absoluta. Esta ecuación permite calcular la temperatura a partir de la resistencia medida del

termistor con una gran precisión en un rango amplio, lo que brindara una linealidad en la respuesta del sensor.

$$T = \frac{1}{A + B \ln(R) + C [\ln(R)]^3}$$

Figura 22. Ecuación de Steinhart-Hart

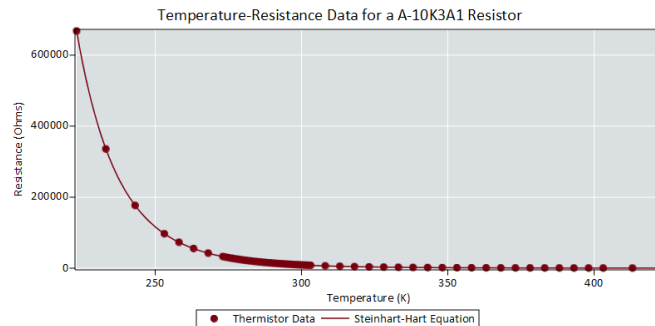


Figura 23. Grafica característica de un termistor a partir de la ecuación de steinhart-hart

Se elige el termistor NTC SSTENTC-10K, componente de alta precisión diseñado para la medición y el control de temperatura en diversas aplicaciones. Este dispositivo presenta una resistencia nominal de 10.000 ohmios a 25°C, con una tolerancia de resistencia de $\pm 1\%$, lo que garantiza una excelente precisión en las mediciones. Fabricado a partir de cerámicas de óxido metálico, este termistor ofrece características superiores de estabilidad y fiabilidad a lo largo de su amplio rango de temperatura de funcionamiento, que se extiende desde -40°C hasta +125°C.



Figura 24. Termistor NTC SSTENTC-10K

El coeficiente Béta del termistor, que es un parámetro clave para determinar la relación entre la resistencia y la temperatura, se especifica como $B_{25/85} = 3.950 \text{ K}$, lo que permite una alta exactitud en la conversión de la resistencia medida a la temperatura correspondiente. El tiempo de respuesta térmica, que indica la velocidad con la que el termistor responde a los cambios de temperatura, es de

aproximadamente 10 segundos en agua y 60 segundos en aire, lo que lo hace adecuado para aplicaciones que requieren una respuesta rápida.

El encapsulado en forma de disco proporciona una disipación térmica efectiva y minimiza la posibilidad de auto-calentamiento, lo que podría afectar negativamente la precisión de la medición. Además, este encapsulado facilita la integración del termistor en diferentes tipos de montajes y sistemas, como sondas de temperatura, dispositivos de montaje en superficie (SMD) y sensores de flujo de aire. Este componente es altamente confiable y preciso sus características técnicas avanzadas lo convierten en la solución ideal para el monitoreo y control de temperatura en sistemas electrónicos.

El proceso de medición de la temperatura corporal utilizando la NTC comenzara con la ubicación adecuada y en contacto con la piel del sujeto, garantizando un contacto estable para obtener una lectura precisa. Una vez posicionado, se implementa un circuito divisor de voltaje con una resistencia de referencia acorde a las especificaciones dadas por el fabricante del termistor. Al aplicarse un voltaje constante a dicho circuito, el voltaje en los extremos del termistor varia en respuesta a la resistencia que depende proporcionalmente de la temperatura a la que este expuesto el sensor.

El voltaje que varía se mide y se procesa con un conversor ADC para transformarlo en una señal digital que pueda ser procesada por un microcontrolador. En donde por medio de la ecuación de Steinhart-Hart se calculará la temperatura a partir del valor de la resistencia medida.

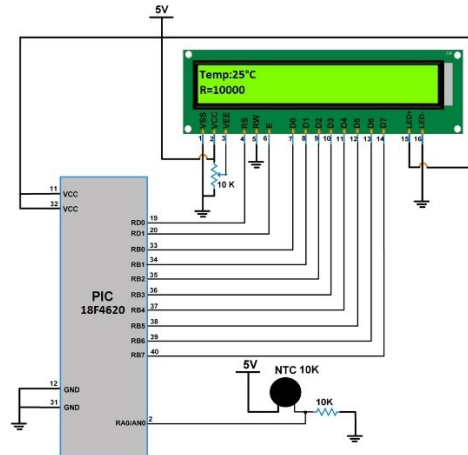


Figura 25. Circuito de implementación NTC con PIC y LCD

El factor más importante para dicha implementación se enfoca en el correcto posicionamiento y contacto con la zona de la piel del sujeto, ya que de este dependerá que el procesamiento sea controlado y no evidencia fallas de calibración que se generan al haber una mala medición por contacto alterando el valor resistivo del termistor.

4.2.2.3 Pletismografía por impedancia

La Pletismografía por impedancia es una técnica no invasiva y altamente efectiva para monitorear y medir la frecuencia respiratoria y otros parámetros relacionados con la respiración. Esta técnica se basa en la detección de cambios en la impedancia eléctrica del tórax o el abdomen, por variaciones en el volumen y la forma de estas superficies durante el proceso de respiración.

Se lleva a cabo mediante la ubicación de sensores de deformación en las áreas mencionadas, adheridas a bandas elásticas que se ajustan a la anatomía del sujeto. A medida que este respira, las bandas elásticas se elongan y comprimen en respuesta a las variaciones del tamaño obteniendo así mismo una variación en la impedancia del sensor de deformación.

Las galgas extensiométricas son dispositivos sensibles y sencillos que cambian su resistencia eléctrica en función de la tensión aplicada, proporcionando así una

medida de deformación en tiempo real. Estos cambios en la resistencia eléctrica se registran y procesan mediante un sistema de adquisición de datos y procesamiento de señales, por las que por medio del uso de lógica de programación específica se calcula el valor promedio de la frecuencia respiratoria.

La implementación del circuito para las galgas extensiométricas requiere un análisis por ciertas fases para garantizar que se obtenga un resultado con mediciones precisas y confiables. En primer lugar, se selecciona una galga extensiométrica adecuada para la aplicación específica, teniendo en cuenta las características de sensibilidad, configuración y rango de medición apropiados para el monitoreo de la señal biológica.

Para lo cual se analizó la galga extensiométrica, flex sensor fabricada por Spectra Symbol, un dispositivo electro-mecánico delgado y flexible que cambia su resistencia en función de la cantidad de flexión aplicada. Con una resistencia de reposo nominal de 10.000 ohmios. El sensor tiene una longitud de 114,3 mm, con un área activa de 57,15 mm y un espesor aproximado de 0,38mm. El rango de resistencia del sensor varía desde su resistencia nominal de 10k hasta aproximadamente 20-30K cuando está completamente flexionado.

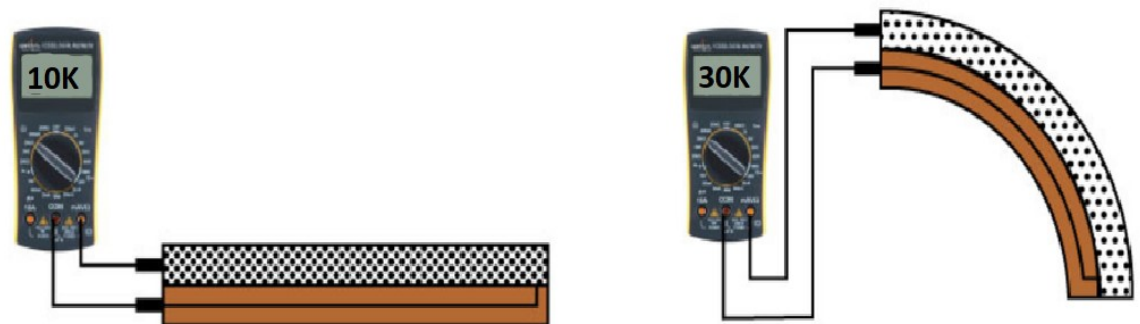


Figura 26. Equivalencia resistiva a la curvatura

El diseño del sensor consta de un sustrato de polímero flexible en el que se deposita una tinta conductora a base de carbón. Esta tinta se encuentra en ambos lados del sustrato y está unida por una capa delgada de adhesivo sensible a la presión. Al flexionar el sensor, las partículas de carbón en la tinta se alejan entre sí, provocando un aumento en la resistencia eléctrica. La variación de la resistencia en función del ángulo de flexión es aproximadamente lineal dentro del rango operativo del sensor.

Para lograr la medición de la resistencia de manera efectiva, se utiliza un divisor de voltaje en conjunción con un amplificador operacional y un conversor ADC para procesar la señal resultante. La vida útil estimada del sensor es de más de un millón de ciclos de flexión, lo que lo convierte en una opción confiable y duradera para aplicaciones de monitoreo de movimiento y deformación.

Para el diseño del circuito de medición se configura el amplificador operacional LM358 en modo no inversor con el fin de amplificar la señal proveniente del sensor y mejorar la precisión, la galga extensiométrica se conecta en serie con la resistencia de referencia por un valor de 10k formando un divisor de voltaje, dirigiendo la salida del divisor de voltaje ubicada entre la resistencia de referencia y la galga hacia el terminal negativo del amplificador. Una vez configurado el amplificador no inversor, la señal de salida se ajustará a los cambios de resistencia por flexión, proporcionando una señal amplificada para que pueda ser procesada y analizada posteriormente. Este enfoque permite que el desarrollo del sensor sea de carácter simple y de bajo costo, además del factor que usa un amplificador de baja potencia por lo que será de fácil replicación.

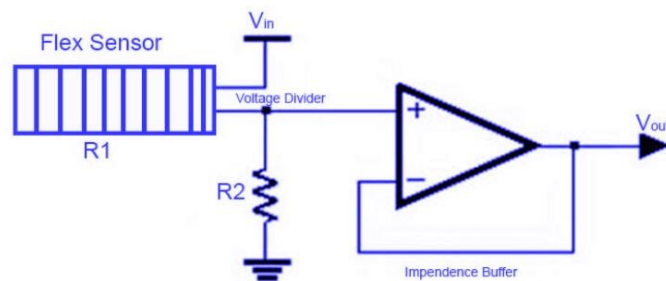


Figura 27. Circuito de amplificación para la galga extensiométrica

4.2.2.4 Otros métodos evaluados

En este punto se mencionan otros métodos de sensado que fueron evaluados en el desarrollo y que por motivos de diseño y/o dificultad en la complementación del método con la señal fisiológica, no fueron implementados.

4.2.2.4.1 Inductancia Variable

El principio básico de funcionamiento de este método se basa en el cambio de inductancia de un inductor en función de la proximidad de un imán. Cuando el imán se acerca al inductor, la inductancia de este aumenta debido a la concentración del flujo magnético en su núcleo. Por el contrario, cuando el imán se aleja del inductor, la inductancia disminuye debido a la dispersión del flujo magnético. Este cambio de inductancia es proporcional al movimiento del tórax durante la respiración, lo que permite calcular la frecuencia respiratoria[34].

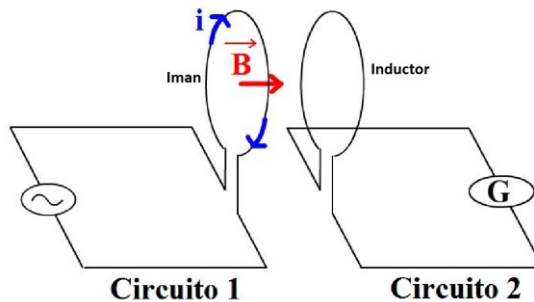


Figura 28. Representación acción de campo electromagnética sobre un inductor

El cambio de inductancia en el inductor se mide mediante un circuito de detección de inductancia, que puede incluir un oscilador controlado por voltaje (VCO) o un circuito resonante LC. La señal de salida de este circuito de detección es proporcional al cambio de inductancia y, por lo tanto, a la distancia entre el imán y el inductor. Este método no se tomó en cuenta debido a la complejidad del manejo de inductancias mutuas para cargas de inductores, por lo que la interferencia electromagnética puede llegar a alterar otras áreas del diseño.

Sin embargo, se implementó como primer método de sensado para las primeras pruebas de base. Donde se configuró mediante una banda elástica, un imán de bajo calibre y un inductor de 3.3mH para identificar el espectro de inductancia variable como se observa en la figura 29 y la figura 30.

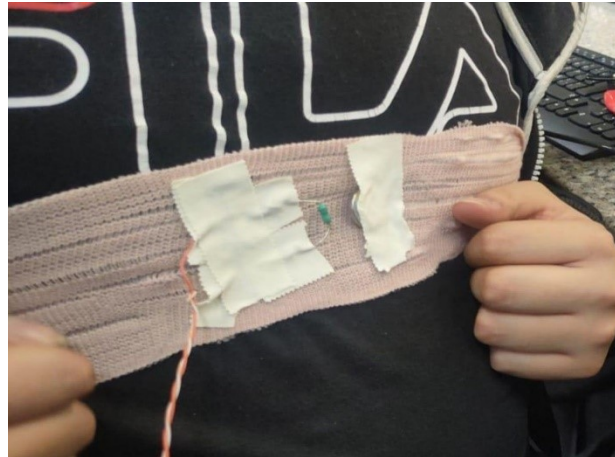


Figura 29 Implementación prueba variación de campo electromagnético

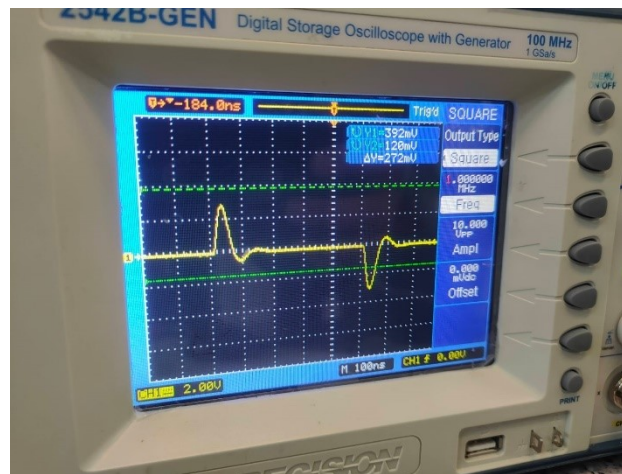


Figura 30 Osciloscopio medición variación de campo electromagnético

Como se observa en la figura 30, uno de los limitantes principales se ubica en la poca variación que existe en el campo electromagnético con los niveles de baja potencia que se buscan implementar, por lo que se descarta como opción principal de sensado y se opta por las galgas extensiométricas resistivas por deformación.

4.2.2.4.2 Sensor Infrarrojo con termopila

El principio de funcionamiento de este método se basa en la emisión de radiación infrarroja por parte de los cuerpos a temperatura ambiente. La radiación infrarroja emitida por el cuerpo humano es proporcional a su temperatura y puede ser medida

por un sensor infrarrojo equipado con una termopila. La termopila es un conjunto de termopares conectados en serie, que generan una diferencia de potencial proporcional a la diferencia de temperatura entre sus extremos, en este caso, la temperatura del cuerpo y la temperatura ambiente.



Figura 31. Termopila TS118-3

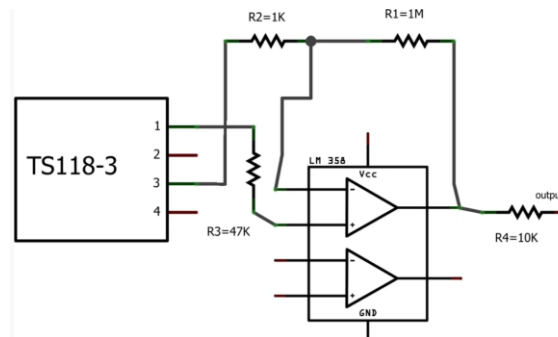


Figura 32. Circuito de implementación para termopila TS118.3

4.2.3 Selección de componentes

La implementación y diseño del sistema de monitoreo de signos vitales tiene su fundamento en la selección de los componentes base para el diseño de cada uno de los sensores, los cuales se encargarán de recibir la señal fisiológica y enviarla lo más clara y precisa hacia el microcontrolador. Es por esto que se determinaron y se eligieron entre los distintos componentes disponibles para usar el siguiente listado:

- Galga extensiométrica: Para la medición de la frecuencia respiratoria basada en la Pletismografía por deformación se escogió el sensor flex sensor 4'5. Esta galga extensiométrica de longitud de 4'5 pulgadas (11,43cm) con una impedancia en su valor nominal equivalente a 10.000 ohmios, ofrece la precisión y estabilidad necesaria para la medición de las variaciones volumétricas del torax necesarias para obtener el valor de nuestra señal, al poder mantener una curvatura estable y proporcionar valores de impedancia estables permite evaluar cálculos en tiempo real y que su implementación se base en la definición de ángulos y referencias de partida exactas. Este sensor dará un soporte fijo para la obtención y filtrado de la señal

manteniendo una de las características principales del circuito que es la no invasividad. Se escogió un flex sensor ya que entre las galgas extensiométricas se derivan también sensores de Pletismografía por presión que no eran útiles ya que afectaban la implementación, no eran precisos a la deformación, además de que debían de ejercer presión sobre zonas musculares y óseas que pueden llegar a afectar al sujeto que lo use. Otra de las desventajas se deriva en el tamaño que estas presentan ya que se pueden encontrar este tipo de galgas de deformación por presión a nivel comercial en tamaños entre los 0.15 cm y 1 cm, lo que dificulta su ubicación y los rangos de medición necesarios para su uso en el proyecto de investigación. Entre los sensores de deformación el tamaño de las 4'5 pulgadas (11,43cm) proporciona el tamaño y ajuste perfecto para lograr implementar 3 del mismo tipo en una sola banda y diseñar un sensor de mayor precisión, teniendo en cuenta de que la variación de expansión del tórax para un infante recién nacido oscila de 1 a 2 cm para un neonato y de 3 a 5 cm para un adulto promedio.

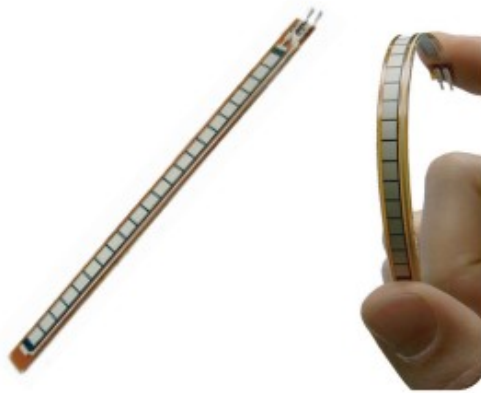


Figura 33. Galga extensiométrica 4'5 pulgadas

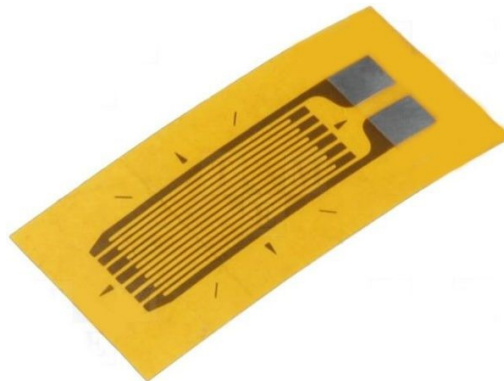


Figura 34. Galga extensiométrica de deformación por presión

- Termistores NTC: Para la sensórica de la temperatura corporal se seleccionó una NTC SSTENTC-10K la cual posee una tolerancia aproximada de $\pm 1\%$, fabricada a partir de cerámicas de óxido metálica ofreciendo características superiores de

estabilidad y fiabilidad y un rango de funcionamiento de los -40°C a los $+125^{\circ}\text{C}$. Se escogió una NTC de tamaño relativamente pequeño con unas dimensiones de 0,15cm por 0,15 cm esto debido a que se prioriza en este sistema de medición el tiempo de respuesta térmica y la disipación de calor, ya que al ser un componente tan pequeño tendrá una respuesta térmica más rápida y mayor adaptabilidad a los cambios de temperatura. Proporcionando así mayor precisión y eficacia al diseño.

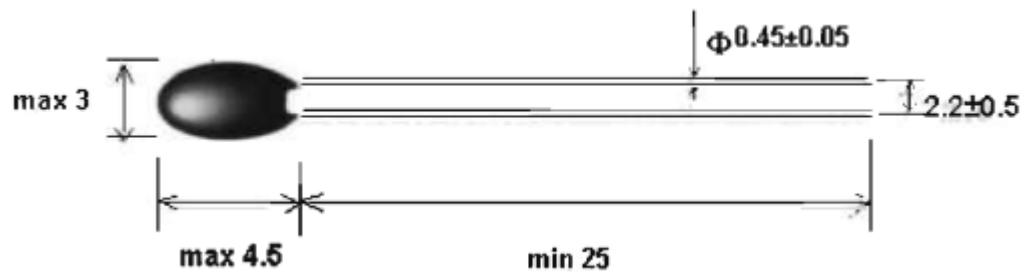


Figura 35. Termistor NTC de la serie SSTENTC

Esto también debido a que uno de los factores más importantes al momento de realizar la medición de la temperatura es la respuesta rápida a los cambios de temperatura y la superficie que ocupe ya que estamos manejando un método en el que vamos a necesitar al menos tres elementos de coeficiente negativo para realizar el cálculo. Por lo que al realizar la comparativa con las NTC 3950 de 10K, observamos que el dispositivo necesita estar situado de manera especial y además tener un contacto directo de toda su superficie con la piel, por lo que disminuye la disipación de calor y afecta a la medición en tiempo real del dispositivo aproximadamente con un tiempo de espera de entre 15 y 25 segundos para lograr un valor estimado.



Figura 36 Termistor NTC 3950 de 10K – 1M

Por lo que reiteramos la selección de la NTC de SSTENTC que nos permite integrar todo el sistema con tres elementos similares y obtener una respuesta rápida y eficaz, además de una solución económica y sencilla para la investigación.

- Pinza oximetría: Para la medición de la saturación de oxígeno y de la frecuencia cardiaca se escogió una pinza oximetría modelo Nellcor 7 Pines, pinza la cual como todas las otras comerciales está compuesta por dos leds, uno rojo y otro infrarrojo, y un fotodetector de alta calidad que capta y proporciona una señal clara de la absorción de luz de la sangre. Se escogió esta versión en especial debido a su costo y facilidad de adquisición ya que no interfería con importaciones al país, además de que dentro de su composición electrónica contiene un fotodetector de alta precisión que es de un alto costo por compra individual, por lo que con la compra de la pinza se aseguró la obtención de un circuito preciso y eficaz, capaz de acoplarse fácilmente con las etapas de filtrado y amplificación necesarias para obtener las dos señales fisiológicas.



Figura 37. Sensor Oximetría Spo2 Corto 1 Metro Nellcor 7 pines[33]

En el proceso de selección de la pinza oximétrica, se consideraron múltiples factores. Uno de los criterios esenciales fue el tipo de entrada, específicamente, que aunque fuera rectangular, debía poseer 7 pines. Se desestimaron las opciones con 9 pines debido a que estas requieren una conexión adicional a VCC, lo que conlleva un consumo extra.

Además, se prefirió que la entrada fuera rectangular. Esto se debe a que las pinzas oximétricas con entrada circular generalmente tienen un precio más elevado, a pesar de que ofrecen una funcionalidad similar a las de entrada rectangular.

Con estos parámetros establecidos, se procedió a seleccionar la pinza que presentara la mejor relación calidad-precio, con 7 pines de entrada y una entrada rectangular.

En base a estos criterios, la elección final fue el sensor Oximetría Spo2 Corto 1 Metro Nellcor con 7 pines.



Figura 38 Modelos de pinzas oximetricas de 9 pines y entradas circulares

- **Amplificador operacional:** Para todas las etapas de amplificación y filtrado se hizo necesaria la adquisición de un amplificador que cumpliera con los estándares de nuestro diseño, esto quiere decir un integrado de bajo consumo capaz de filtrar las señales fisiológicas en las frecuencias y rangos necesarios para su adquisición y a si mismo capaces de amplificar esta señal en rangos de variación altos para que su procesamiento fuera más claro. Por lo que se escogió un LM358, un amplificador con una tensión de alimentación, desde 3V hasta 32V, y un rango de tensión de entrada es desde la tensión de alimentación negativa hasta 1.5V por debajo de la alimentación positiva. Su ganancia a voltaje abierto es típicamente de 100 dB, con un ancho de banda de 1 MHz y una corriente de polarización de entrada de 45 nA. Este amplificador cuenta con una baja corriente de reposo, alrededor de 700 μ A por amplificador, lo que lo hace ideal para aplicaciones de bajo consumo y obtiene un desarrollo optimo y eficaz para el diseño del sensor.

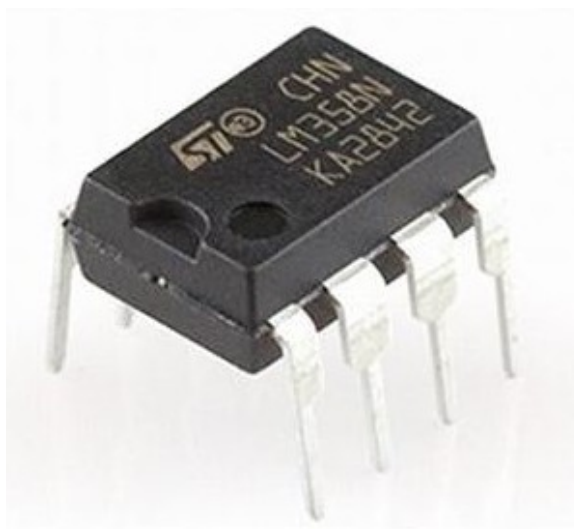


Figura 39. Amplificador Operacional LM358[35]

4.2.4 Diseño e Implementación de circuitos del sistema

El sistema de monitoreo en electrónica impresa se planea implementar utilizando una banda rígida/elástica ubicada en el pecho. En la parte elástica, se situarán las galgas extensiométricas, mientras que en la parte rígida se ubicarán las NTC. Las salidas de estos componentes se conectarán al circuito de electrónica impresa localizado en la zona abdominal, el cual contendrá el microcontrolador encargado de gestionar el sistema. En este circuito, se encontrarán las resistencias de referencia que hacen parte de los divisores de voltaje. Además, de este circuito se extenderá la pinza oximétrica hacia el dedo índice de la mano derecha. El sistema también incluirá subsistemas de alimentación y encendido/apagado para su correcto funcionamiento. Todo esto se ilustra en el esquema presentado en la figura 40.

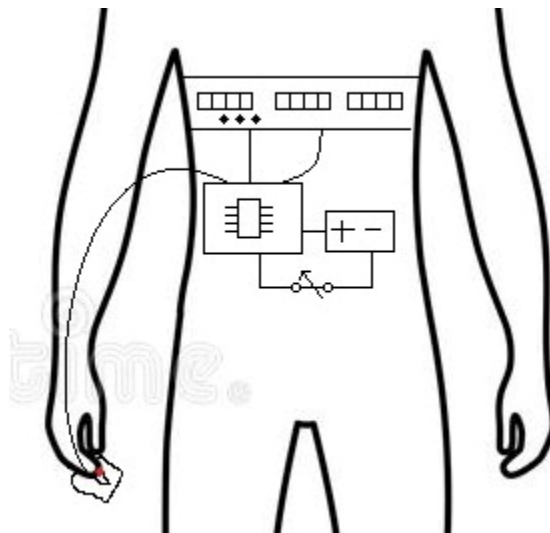


Figura 40. Esquema de representación de la implementación del prototipo

Habiendo identificado las entradas, salidas y subsistemas del sistema de monitoreo, y tras seleccionar los métodos de sensado adecuados y los componentes con las características más apropiadas para garantizar un funcionamiento óptimo de los circuitos, se encuentra en posición de avanzar hacia el diseño e implementación de los circuitos que conforman el sistema. Este paso es crucial en el desarrollo del proyecto, ya que permitirá la construcción de un dispositivo eficiente y efectivo para cumplir con los objetivos planteados.

4.2.4.1 Circuito monitoreo de frecuencia respiratoria

En el esquema de monitoreo de frecuencia respiratoria presentado en la figura 37, se pueden observar tres salidas, cada una correspondiente a un circuito específico para las tres galgas extensométricas utilizadas. Cada circuito consta de un divisor de voltaje y una etapa de amplificación no inversora. El objetivo del divisor de voltaje es representar las variaciones de impedancia que ocurren en las galgas cuando el volumen de la caja torácica cambia, ya que las galgas están situadas en una banda colocada en la parte inferior del pecho. Esta banda tiene una sección elástica y otra rígida, diseñada de tal manera que, cuando la caja torácica se expande, se genera mayor tensión en la parte elástica, lo cual provoca una mayor deformación en las galgas y, en consecuencia, pulsos respiratorios de mayor amplitud.

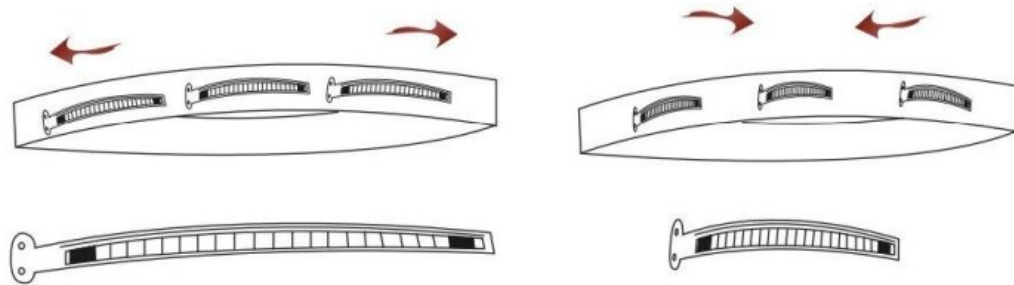


Figura 41. Esquema banda elástica con implementación de 3 galgas extensiométricas[24]

Después de obtener una señal de voltaje que representa la deformación de las galgas a partir del divisor de voltaje, se utiliza una etapa de amplificación para aumentar la amplitud de los pulsos. De esta forma, se facilita un mejor procesamiento de la señal al momento de contar y analizar los pulsos respiratorios.

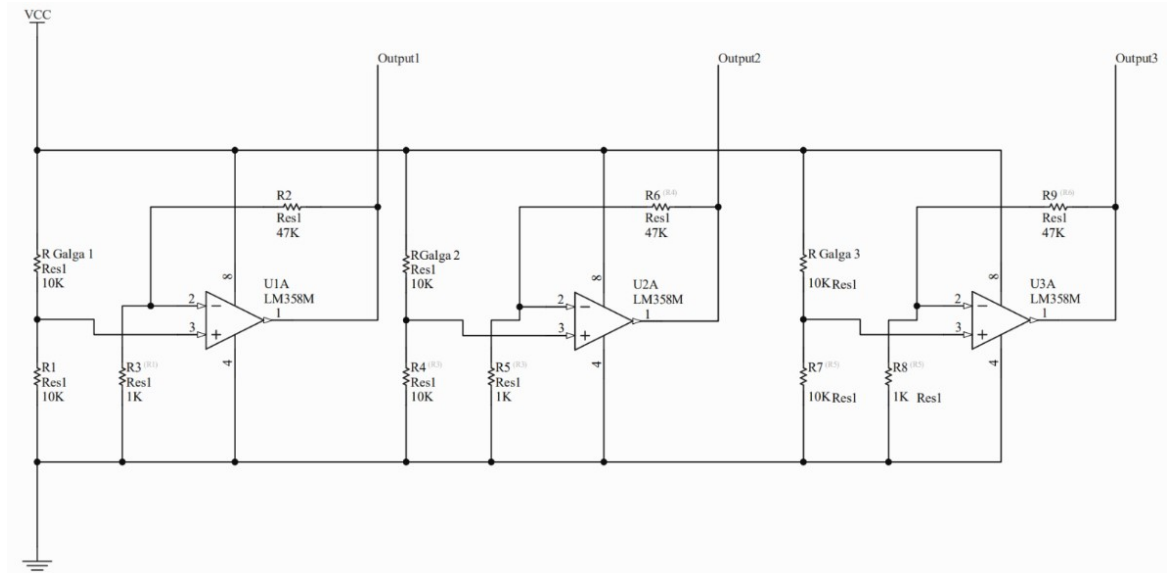


Figura 42. Esquemática implementación de circuito de adquisición e implementación para la frecuencia respiratoria

Para los circuitos correspondientes a las galgas extensiométricas

Salida del divisor de voltaje:

$$V_{og} = VCC \left(\frac{10K\Omega}{R_G + 10K\Omega} \right) \quad (1)$$

Etapas de amplificación (Amplificador no inversor):

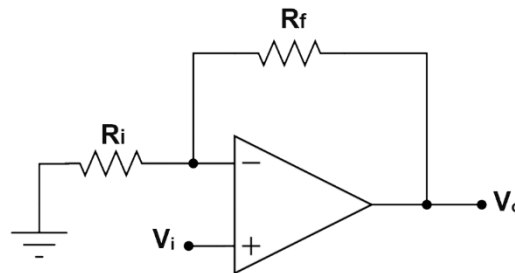


Figura 43. Amplificador Operacional No inversor[36]

Ecuación del amplificador no inversor:

$$V_o = V_i \left(1 + \frac{R_f}{R_i} \right) \quad (2)$$

Salida etapa de amplificación:

Para no saturar la salida de la etapa de amplificación se situaron los valores de resistencia

$R_i = 1k\Omega$ y $R_f = 47k\Omega$, para obtener una ganancia de 48 la cual amplifica la señal de salida sin saturar a la misma, reemplazando valores en (2):

$$V_o = V_i \left(1 + \frac{R_f}{R_i} \right) = V_i \left(1 + \frac{47k\Omega}{1k\Omega} \right) = V_i(1 + 47) = V_i(48) \quad (3)$$

Teniendo en cuenta que el V_i del amplificador no inversor es el mismo voltaje de salida del divisor de voltaje por lo cual $V_i = V_{og}$, teniendo esto en cuenta se procede a reemplazar (1) en (3), donde se obtiene:

$$\begin{aligned} V_o &= V_i(48) \\ V_o &= V_{og}(48) \\ V_o &= VCC \left(\frac{10K\Omega}{R_G + 10K\Omega} \right) (48) \end{aligned} \quad (4)$$

Por lo tanto (4) representa la señal de voltaje de salida de cada uno de los circuitos de correspondientes a cada galga. En la figura 44, se representan los pulsos correspondientes a la deformación producida de cada galga, se aclara que las señales que se visualizan en la gráfica solo corresponden a la salida del divisor de voltaje y que se desea mostrar que estos pulsos poseen una amplitud de 90mv y con la etapa de amplificación ya alcanzan a tener una amplitud que varía entre los 0-5v, este grafico se obtiene gracias al uso del serial plotter de Arduino

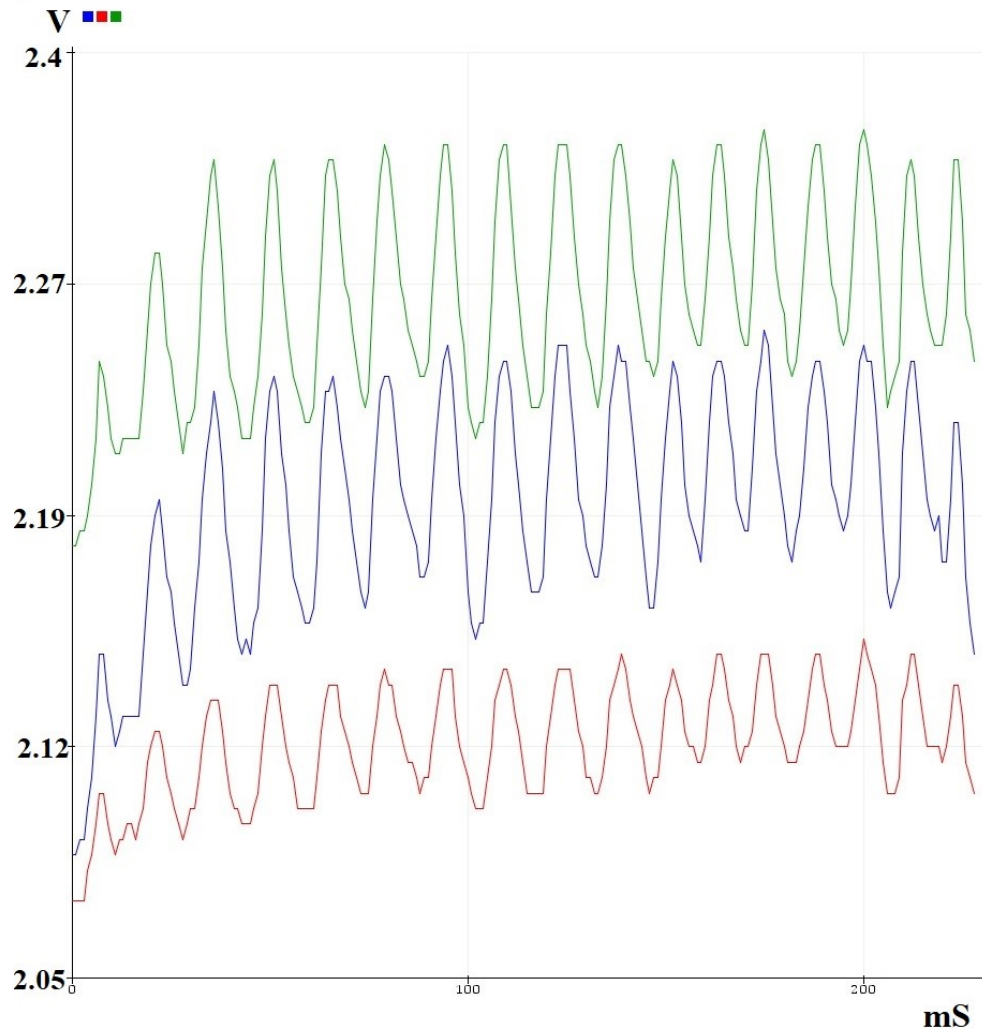


Figura 44. Pulsos respiratorios provenientes de deformación de galgas.

Se realizaron los cálculos de la corriente de consumo de este circuito, como se tiene noción que se va a hacer uso de tres galgas extensiométricas planas de $10k\Omega$, la cuales va a conformar un divisor de voltaje respectiva cada una, donde la resistencia en serie de cada divisor va a ser una resistencia fija de $10K\Omega$.

Valores $R_2=10K$ y $V_{in}=5v$. La Ecuación del divisor de voltaje corresponde a:

$$V_o = V_{in} \frac{R_2}{(R_1 + R_2)} = 5v \frac{10K\Omega}{(R_1 + 10K\Omega)} = 4.234V$$

En los casos en los que la galga haya cambiado su estado de flexión debido a un respiro su resistencia se posiciona en:

$$R1 = 8.5K\Omega$$

Por lo que la corriente que estaría consumiendo cada divisor sería aproximadamente de:

$$I_o = 4.234V/8.5K = 498.117\mu A$$

Además, se piensa hacer uso de un buffer posterior a cada divisor para no poseer problemas de acople de impedancia, sabiendo que el rango de máxima corriente de alimentación de diferentes tipos de amplificadores operacionales encontrados en la literatura: 2.8-9mA. Teniendo esto en cuenta la corriente total consumida por el sistema de monitoreo de frecuencia respiratoria sepa de:

$$I_t = 3(498.117\mu A) + 3(9mA) = 3(498.117\mu A) + 27mA = 28.7mA$$

Una vez analizadas las corrientes, debemos de tener en cuenta la calibración del circuito en relación al uso de las tres galgas extensiométricas y su coeficiente resistivo al momento de su deformación, por lo cual, por medio de programación en la etapa de procesamiento de la salida del amplificador vamos a determinar un umbral común para cada una de las galgas, en donde se identifique la subida constante de los picos de respiración y conforme a estos se pueda determinar una aproximación en tiempo real del valor de la frecuencia respiratoria indicada. Asegurando así, que en el momento que alguna de las galgas se desfase de este umbral no habrá problema alguno ya que las otras dos mantendrán el promedio de medición estable.

Para tener una aproximación de los posibles casos en los que se pueden presentar las variaciones de la frecuencia respiratoria de un paciente, se diseñó un algoritmo en base del software Matlab, el cual tiene como objetivo principal emular una señal similar a la de la frecuencia respiratoria de donde mediante el análisis gráfico del

conteo de picos al presentarse una respiración normal, genera un total final que se puede aproximar a el valor de la frecuencia respiratoria nominal, que se pueda usar como base para futuras investigaciones.

Tabla 3. Código de implementación emulador de señal frecuencia cardiaca Matlab

```
%% EMULACION FRECUENCIA RESPIRATORIA Y DETECCION DE
NUMERO DE RESPIRACIONES
clear;
clc;
JN=0;
JX=0;
fs = 10; % Frecuencia de muestreo
N=30; % numero de respiraciones
t = -20:1/10:60;
xp=[];
r1 = randi([0 5],N,1);
p1 = abs(randn(1,1));
v1=r1*p1; % Generacion de
amplitudes aleatorias
J = v1(1, 1) % Amplitud #1
x1 = J*gauspuls(t+J,0.5,3);
plot(t,x1,'g') % Primera
componente Gaussiana
hold on
x11 = -J*gauspuls(t-J-1.5,0.5,3);
plot(t,x11,'g')
J2 = v1(2, 1) % Amplitud #2
x2 =
J2*gauspuls(t-J-1.5-J2-1.5,0.5,3);
plot(t,x2,'r') % Segunda
componente Gaussiana
x22 =
```

```
-J2*gauspuls(t-J-1.5-2*J2-3,0.5,3)
;
plot(t,x22,'r')
for i = 2 : (N-1) % Generación de
componentes Gaussianas
subsecuentes
col = [rand rand rand];
JX = v1(i+1,1)
JN = v1(i,1)+JN
k=-J-1.5-i*JN-JX-(i+1)*1.5
h=-J-1.5-i*JN-2*JX-(i+2)*1.5
xn = JX*gauspuls(t+k,0.5,3);
plot(t,xn,'Color',col)
xnn = -JX*gauspuls(t+h,0.5,3);
plot(t,xnn,'Color',col)
xp = [xp JX*gauspuls(t+k,0.5,3)];
end
hold off
C = [x1 x2 xp] % Vectorización
total
PKS = findpeaks (C) % Primera
extracción
PKS1 = findpeaks (PKS) %
Extracción Final
length(PKS1) % Número de
respiraciones
```

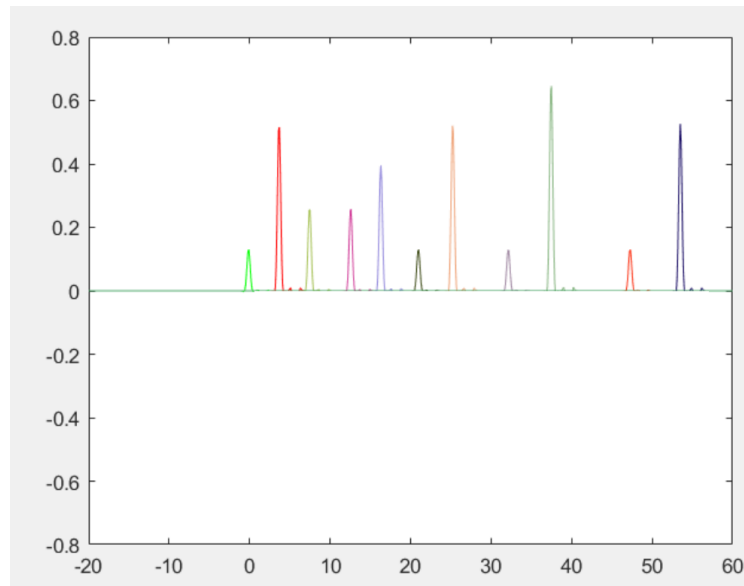


Figura 45 Emulacion de respiraciones de un paciente

PKS1 =

0.1301	0.5160	0.2552	0.2580
0.3955	0.1296	0.5203	0.1295
0.6452	0.1296	0.5266	

ans =

11

Figura 46 Detección de la mayor amplitud en los picos y cálculo de frecuencia respiratoria.

Inicialmente se plantea realizar el conteo de pulsos mediante la adaptación de una función de búsqueda de picos, con la cual se obtuvieron resultados favorables, sin embargo, este procesamiento se torna más complejo lo que lo deja en una posición descartable para su viabilidad a futuro con el Chip. Por lo que se optó por realizar el procesamiento del conteo de pulsaciones mediante el análisis de las crecientes de la señal, donde estas crecientes se lograban digitalizar como uno, y sus caídas se digitalizaban como cero. Lo que contribuyó a un código simple en donde cada que

pasan 3 pulsaciones con su periodo de tiempo de registro, se realiza la frecuencia respiratoria presentada en un minuto.

4.2.4.2 Circuito monitoreo de temperatura corporal

En el esquema para la medición de la temperatura corporal presentado en la figura 45, se observan tres salidas, cada una correspondiente a la salida de un divisor de voltaje entre los tres termistores NTC y las tres resistencias de referencia. El objetivo de este divisor de voltaje es representar las variaciones de impedancia que ocurren en las NTC cuando entran en contacto con el cuerpo humano y la temperatura corporal actúa sobre cada una de ellas. Las tres NTC, al ser del mismo fabricante, tienen el mismo valor de $\beta = 3.950$, obtenido de la ecuación de Steinhart-Hart, y han sido calibradas a una temperatura ambiente de referencia de 25° , enfatizando la necesidad de utilizar la temperatura absoluta que exige la ecuación. Una vez que se obtienen los coeficientes A, B y C para calcular el $\beta = 3.950$, se puede convertir cada una de las señales de salida del divisor de voltaje en una señal digital que será capaz de interpretarse en términos de temperatura corporal. Al tener las tres señales, se realizará un promedio para obtener el cálculo de temperatura promedio de manera más precisa y eficiente.

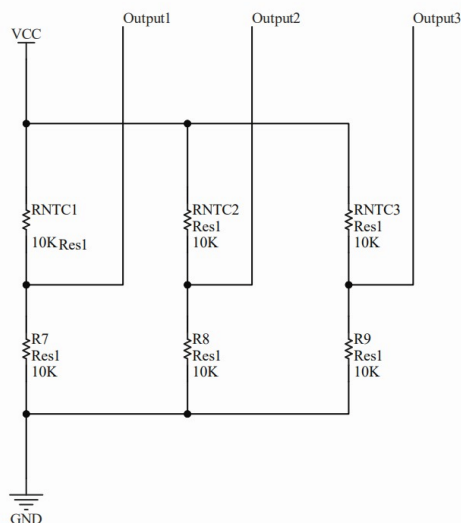


Figura 47. Esquemático circuito de implementación sensor de temperatura corporal

Salida divisora de voltaje para cada NTC:

$$V_{ontc} = VCC \left(\frac{10K\Omega}{R_{ntc} + 10K\Omega} \right) \quad (5)$$

Se realizaron los cálculos de la corriente de consumo de este circuito, como se tiene noción que se va a hacer uso de tres ntes de $10k\Omega$, la cuales va a conformar un divisor de voltaje respectiva cada una, donde la resistencia en serie de cada divisor va a ser una resistencia fija de $10K\Omega$.

Valores $R_s=10K$ y $V_{in}=5v$. La Ecuación del divisor de voltaje corresponde a:

$$V_o = V_{in} R_s (R_{ntc} + R_s) = 5v \cdot 10K\Omega (R_{ntc} + 10K\Omega) = 2.873V$$

En los casos en los que la *ntc* está en contacto con el cuerpo humano su resistencia se posiciona en:

$$R_{ntc} = 7.4K\Omega$$

Por lo que la corriente que estaría consumiendo cada divisor sería aproximadamente de:

$$I_o = 2.873V / 7.4K\Omega = 388.243\mu A$$

Teniendo esto en cuenta la corriente total consumida por el sistema de monitoreo de frecuencia respiratoria sería de:

$$I_t = 3(I_o) = 3(388.243\mu A) = 1.164mA$$

Luego de haber analizado las corrientes de consumo que hacen parte del circuito implementado para las tres NTC de $10k$, vamos a pasar a la etapa de calibración de

estas, para las cuales se hace una caracterización en base a la temperatura ambiente a la cual esta expuesta el resistor variable. Por lo cual, para nuestro caso específico se marcó un punto de referencia para la temperatura ambiente de 20°C , sobre el cual vamos a calibrar los cálculos proporcionados en el datasheet del fabricante para la NTC de A, B y C necesarios para obtener el valor de beta a 25°C de temperatura ambiente. Esto lo haremos mediante el uso de la ecuación de Steinhart-Hart para la cual se tomarán las mediciones necesarias para el cálculo de esta.

Para la cual en primer lugar se hará una caracterización de las NTC a utilizar en el laboratorio fisicoquímico prestado por la Universidad el Bosque en donde utilizaremos los elementos:

- Plancha de calentamiento
- Vaso de precipitado
- VWR® Traceable®, Termómetro digital, dos canales
- Termistor NTC 10k SSNTENTC
- Cables y pinzas
- Multímetro digital
- 50 ml de agua

Se precalienta la plancha alrededor de los 100°C por un tiempo aproximado de 15 minutos en donde logremos obtener una temperatura estable para comenzar las mediciones de la temperatura con el agua, luego de tener la temperatura estable, disminuimos la temperatura a los 50°C para empezar con nuestras mediciones.

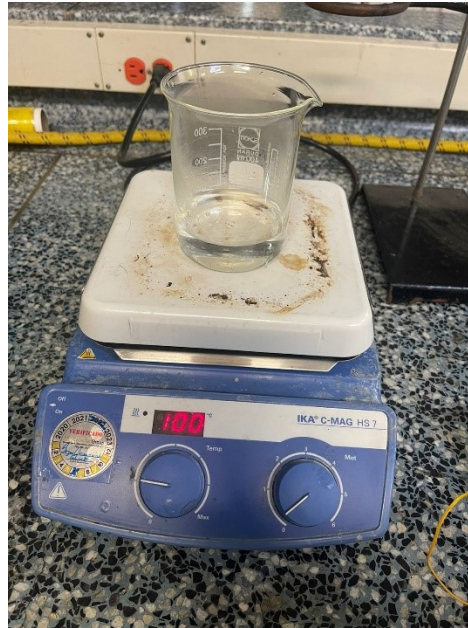


Figura 48 Plancha de calentamiento junto con vaso precipitado, etapa de precalentamiento

Luego de esto introducimos la punta del termómetro dentro del vaso precipitado junto con la NTC que vamos a medir para realizar las mediciones necesarias.

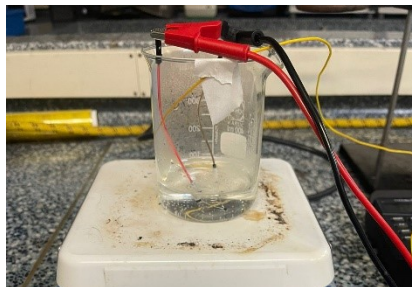


Figura 49 Vaso precipitado con termómetro de dos canales y NTC de 10K

En este momento junto con el termómetro y el multímetro digital se empiezan las mediciones necesarias para la caracterización de las NTC, etapa en la que analizaremos el cambio de resistencia en tiempo real junto con la disminución de la temperatura. Luego de obtener estos datos desde los 55°C hasta la temperatura ambiente de 25°C se hará uso de la ecuación de stenhart-hart para la caracterización del componente, junto con sus componentes A, B y C, y su valor de Beta.

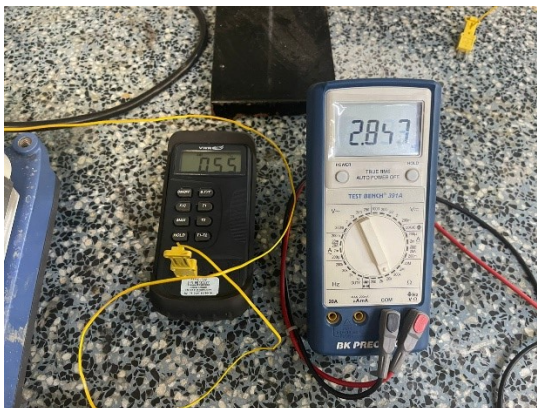


Figura 50 Medición inicial temperatura y resistividad de la NTC



Figura 51 medición final temperatura y resistividad NTC

Tabla 4 Tabla de mediciones de temperatura contra resistencia en laboratorio

Temperatura °C	Resistividad Ω	Resistividad Estimada
55	2730	2720,2
54	2850	2820,6
53	2930	2940,0
52	3010	3012,2
51	3050	3064,6
50	3120	3133,8
49	3210	3220,0
48	3328	3345,5
47	3411	3418,8
46	3492	3490,2
45	3555	3548,7
44	3644	3652,3
43	3757	3730,4
43	3875	3855,1
41	3960	3965,0
40	4185	4135,6

39	4305	4282,2
38	4483	4410,4
37	4630	4606,0
36	4832	4810,3
35	4967	4925,6
34	5140	5111,6
33	5240	5220,5
32	5410	5392,1
31	5603	5592,8
30	5780	5750,0
29	5977	5945,2
28	6195	6150,0
27	6346	6341,1
26	6490	6462,3
,225	6691	6651,3

Luego de haber obtenido esta tabla utilizaremos estos valores para caracterizar la curva de variación en relación con la temperatura con la resistividad que corresponde a la NTC de 10K de SSTECHN.

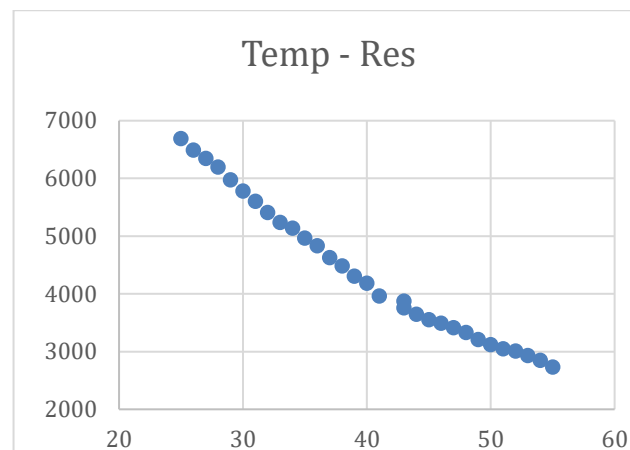


Figura 52 Curva característica NTC

Con la curva característica hacemos uso del software online de calcular termistores que provee Stanford Research Systems Inc, de donde lograremos obtener los valores respectivos para la ecuación de Steinhart-Hart, la beta referente a la NTC utilizada.

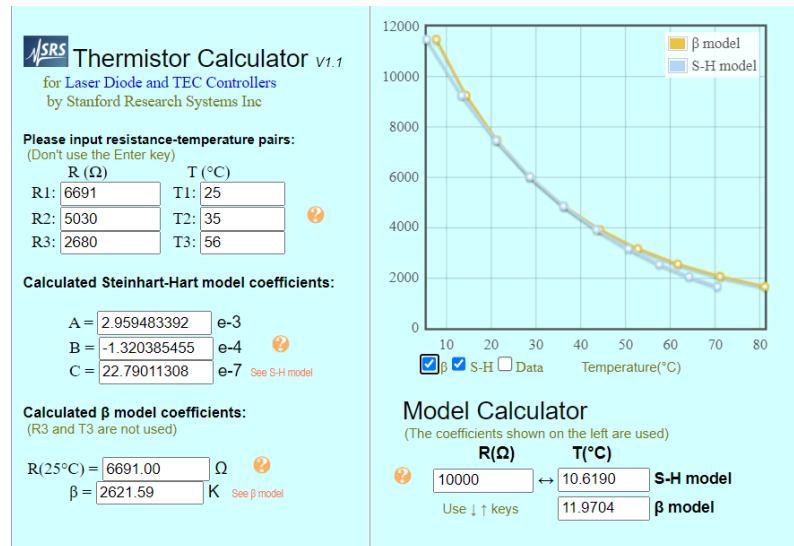


Figura 53 Cálculo característico de la termistancia de la NTC de 10K

Estos cálculos obtenidos serán usados para la implementación y codificación referente al método de sensado de la temperatura corporal, haciendo uso del procesamiento matemático evidenciado en la sección **5.2 Temperatura Corporal**

El conjunto de operaciones previamente descritas fue ejecutado con el objetivo primordial de adquirir una estimación preliminar en cuanto a la validación de los coeficientes presentes en la ecuación de Steinhart-Hart. Estos coeficientes están incorporados dentro del datasheet correspondiente al termistor de coeficiente de temperatura negativo. Este proceso también incluye la evaluación del valor del modelo β para cada uno de los termistores en cuestión.

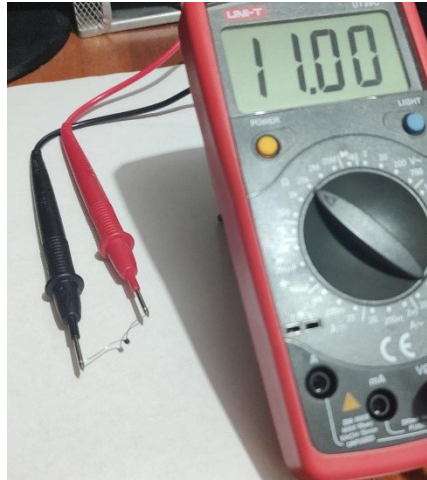


Figura 54 NTC a caracterizar

En el siguiente apartado, se procederá a la compilación de datos pertinentes a la correlación entre temperatura y resistencia. Estos datos actuarán como fundamento para la extracción de diversas variables estadísticas, esenciales para determinar la precisión, la fiabilidad, así como otros atributos inherentes al modelo de detección propuesto. Este proceso se llevará a cabo mediante la medición de un termistor de coeficiente de temperatura negativo a distintas temperaturas correspondientes a diferentes objetos con temperatura constante. Para cada uno de estos valores de temperatura, se realizó un conjunto de 30 mediciones de resistencia.



Figura 55 Relación temperatura a resistencia

Tabla 5 Registros variación de Resistencia NTC a temperaturas constantes

	T MEDICIÓN	TEMPERATURA				
		35,7 °C	37,3 °C	36,6 °C	30,4 °C	42,7 °C
RESISTENCIA	1	7,04 KΩ	6,38 KΩ	6,48 KΩ	8,64 KΩ	3,56 KΩ
	2	7,03 KΩ	6,37 KΩ	6,47 KΩ	8,64 KΩ	3,57 KΩ
	3	7 KΩ	6,36 KΩ	6,48 KΩ	8,66 KΩ	3,58 KΩ
	4	6,98 KΩ	6,37 KΩ	6,47 KΩ	8,65 KΩ	3,56 KΩ
	5	6,99 KΩ	6,36 KΩ	6,46 KΩ	8,64 KΩ	3,56 KΩ
	6	6,96 KΩ	6,36 KΩ	6,45 KΩ	8,64 KΩ	3,56 KΩ
	7	6,97 KΩ	6,37 KΩ	6,46 KΩ	8,67 KΩ	3,58 KΩ
	8	6,95 KΩ	6,37 KΩ	6,45 KΩ	8,66 KΩ	3,57 KΩ
	9	6,95 KΩ	6,36 KΩ	6,46 KΩ	8,65 KΩ	3,57 KΩ
	10	6,95 KΩ	6,38 KΩ	6,46 KΩ	8,65 KΩ	3,54 KΩ
	11	6,94 KΩ	6,37 KΩ	6,46 KΩ	8,64 KΩ	3,56 KΩ
	12	6,95 KΩ	6,36 KΩ	6,47 KΩ	8,67 KΩ	3,56 KΩ
	13	6,95 KΩ	6,36 KΩ	6,47 KΩ	8,65 KΩ	3,56 KΩ
	14	6,94 KΩ	6,37 KΩ	6,47 KΩ	8,64 KΩ	3,58 KΩ
	15	6,94 KΩ	6,37 KΩ	6,48 KΩ	8,64 KΩ	3,58 KΩ
	16	6,96 KΩ	6,37 KΩ	6,48 KΩ	8,64 KΩ	3,56 KΩ
	17	6,94 KΩ	6,38 KΩ	6,48 KΩ	8,65 KΩ	3,57 KΩ
	18	6,95 KΩ	6,37 KΩ	6,49 KΩ	8,66 KΩ	3,56 KΩ
	19	6,97 KΩ	6,37 KΩ	6,5 KΩ	8,63 KΩ	3,57 KΩ
	20	6,96 KΩ	6,36 KΩ	6,49 KΩ	8,64 KΩ	3,55 KΩ
	21	6,93 KΩ	6,36 KΩ	6,49 KΩ	8,64 KΩ	3,55 KΩ
	22	6,94 KΩ	6,35 KΩ	6,48 KΩ	8,65 KΩ	3,55 KΩ
	23	6,94 KΩ	6,35 KΩ	6,48 KΩ	8,66 KΩ	3,56 KΩ
	24	6,92 KΩ	6,36 KΩ	6,47 KΩ	8,64 KΩ	3,58 KΩ
	25	6,93 KΩ	6,36 KΩ	6,46 KΩ	8,64 KΩ	3,58 KΩ
	26	6,94 KΩ	6,36 KΩ	6,46 KΩ	8,64 KΩ	3,58 KΩ
	27	6,95 KΩ	6,37 KΩ	6,46 KΩ	8,64 KΩ	3,57 KΩ
	28	6,94 KΩ	6,37 KΩ	6,47 KΩ	8,67 KΩ	3,56 KΩ
	29	6,94 KΩ	6,37 KΩ	6,47 KΩ	8,65 KΩ	3,57 KΩ
	30	6,93 KΩ	6,38 KΩ	6,46 KΩ	8,65 KΩ	3,56 KΩ

Tabla 6 Medidas de tendencia central y dispersión

	Medidas de tendencia central y dispersión				
Temperatura	35,7°C	37,3°C	36,6°C	30,4°C	42,7°C
Media	6956	6366,333333	6471	8648	3565,333333
Error típico	5,087735987	1,476508255	2,266700473	1,941678383	1,961311626
Mediana	6950	6370	6470	8645	3560
Moda	6940	6370	6460	8640	3560
Desviación estándar	27,86667767	8,087168778	12,4152298	10,6350105	10,7425462
Varianza de la muestra	776,5517241	65,40229885	154,137931	113,1034483	115,4022989
Rango	120	30	50	40	40
Mínimo	6920	6350	6450	8630	3540
Máximo	7040	6380	6500	8670	3580

En la tabla 6 se presentan las medidas de tendencia central para los datos registrados en la medición, estas herramientas estadísticas permiten comprender de manera más profunda el comportamiento de la NTC. La media es el promedio de todos los valores de resistencia recogidos a una temperatura específica, dando una idea del valor central. La mediana, el valor del medio cuando los datos se organizan de menor a mayor, proporciona una perspectiva más robusta de la tendencia central, ya que no se ve afectada por valores extremos. La moda es el valor más frecuente de resistencia. Para calcular la varianza, se necesita hallar la media de las diferencias al cuadrado entre cada valor de resistencia y la media general. La desviación estándar, que es la raíz cuadrada de la varianza, nos da una idea de cuánto se alejan los valores de la media, proporcionando una medida de la variabilidad o consistencia del termistor, analizando los valores obtenidos de desviación estándar para las diferentes temperaturas se puede inferir por el pequeño rango que poseen en comparación con los valores máximos, que este componente sugiere alta precisión. Los valores mínimos y máximos nos dan un rango de operación. Una desviación estándar pequeña sugiere alta precisión, indicando que las mediciones de resistencia son consistentes. La exactitud, en cambio, se refiere a cuán cerca está la media de las mediciones de resistencia del valor verdadero o de referencia. En el contexto de un sistema de monitoreo de temperatura corporal, estas medidas estadísticas permiten una mejor implementación de la NTC, ya que proporcionan un

entendimiento detallado de su comportamiento en distintas condiciones de temperatura.

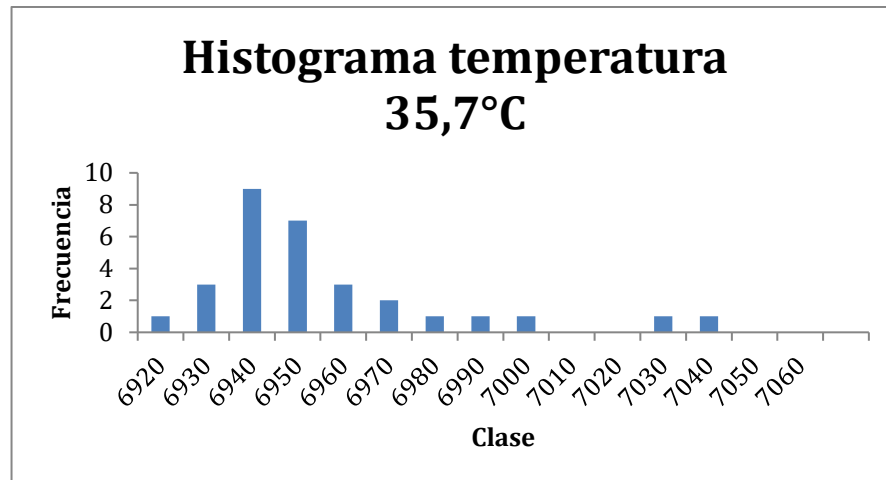


Figura 56 Histograma temperatura 35,7°C

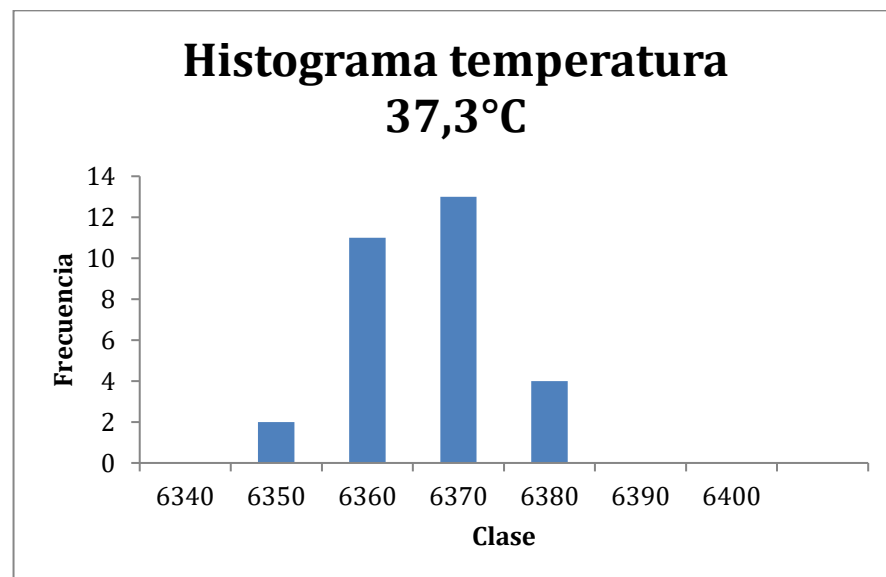
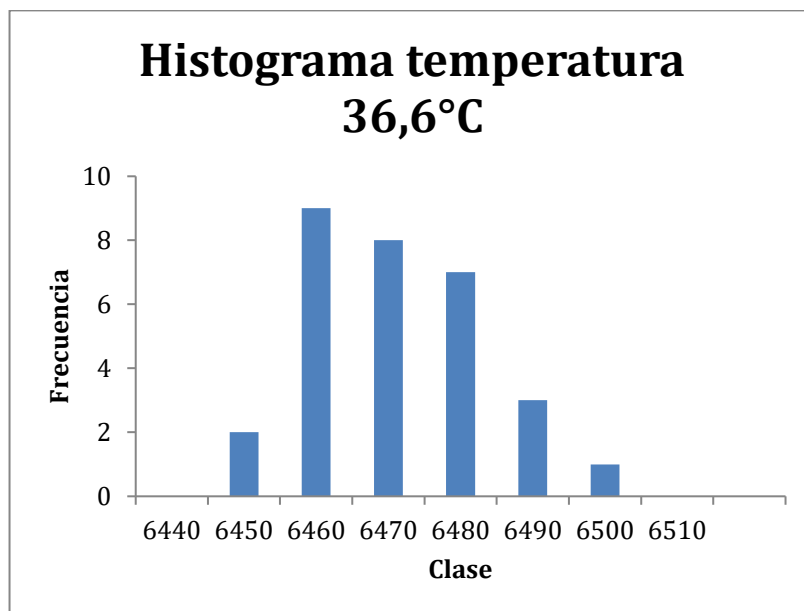
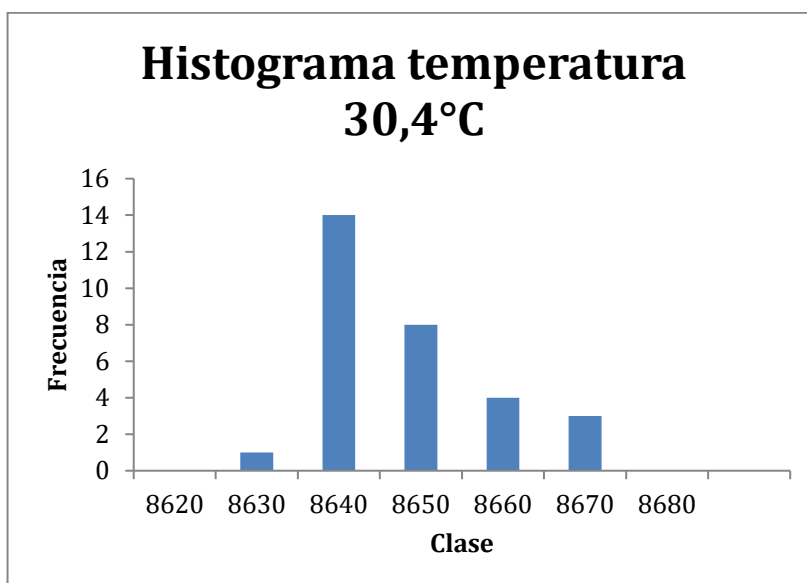


Figura 57 Histograma temperatura 37,3°C

*Figura 58 Histograma temperatura 36,6°C**Figura 59 Histograma temperatura 30,4°C*

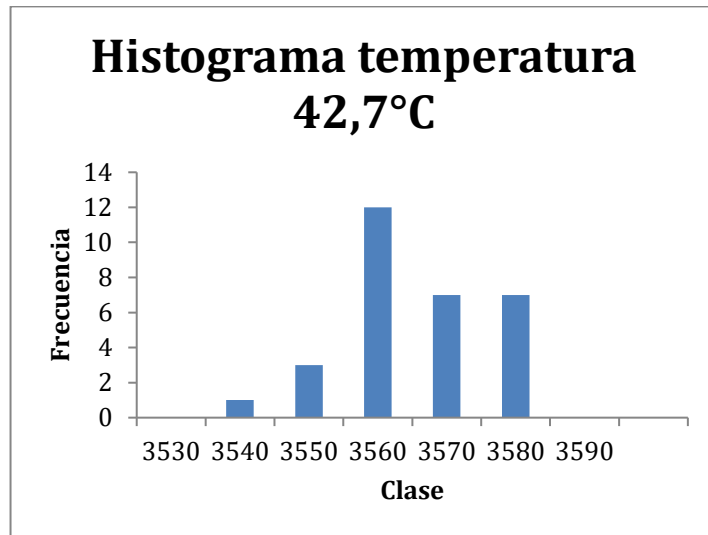


Figura 60 Histograma temperatura 42,7°C

En el análisis de los datos y el cálculo de los coeficientes de Steinhart-Hart, se obtuvieron los valores mencionados en la figura 61. Se constata una variación en estos coeficientes debido a las diferencias en las distancias entre cada valor de temperatura considerado para la caracterización y para el análisis de la ecuación correspondiente.

En un caso típico, se utilizan valores diferenciales de temperatura con rangos de funcionamiento amplios. Sin embargo, en este estudio se está realizando un análisis estadístico con temperaturas cercanas a las nominales asociadas a la temperatura corporal de un paciente, que oscilan aproximadamente entre los 25°C y los 42°C. Debido a esto, se observan coeficientes con valores no tan cercanos a los utilizados para la primera caracterización.

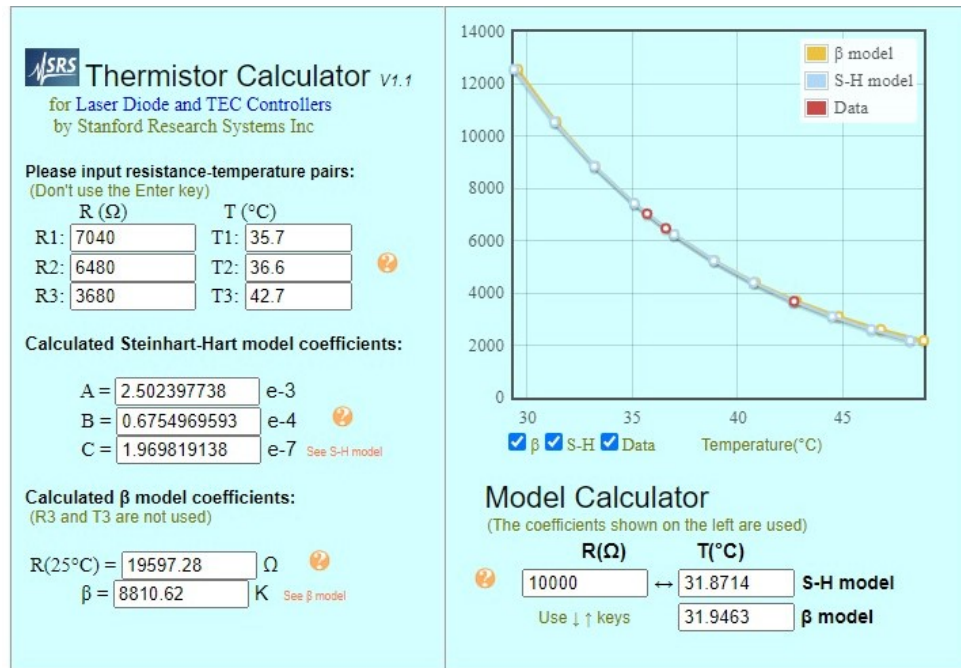


Figura 61. Calculo característico de la termistancia de la NTC de 10K en rango de 35°C a 42°C

Es importante mencionar que, a pesar de la discrepancia entre estos valores y los iniciales, la tendencia en el valor para la ecuación se mantiene constante en cada uno de sus componentes. En particular, los valores de la constante A rondan aproximadamente $2e-3$, mientras que el valor de la constante B disminuye, registrándose valores cercanos a $0,1e-4$. De la misma forma, la constante C muestra un aumento en el valor en función del rango de datos tomados.

Como resultado de este análisis, se logra mantener de manera exponencial y dentro de los rangos de funcionamiento, la gráfica de caracterización del termistor de coeficiente negativo. De esta gráfica se puede apreciar la misma tendencia de variación y estabilización para los rangos de temperatura en los que se busca implementar su funcionamiento como sensor de temperatura corporal. Por lo tanto, se puede concluir que los coeficientes obtenidos son adecuados para este propósito, a pesar de sus diferencias con los valores utilizados en la primera caracterización.

4.2.4.3 Oxímetro de pulso

El primer componente en el circuito del oxímetro es la pinza oximétrica, que contiene tres componentes principales en su interior: el LED rojo, el LED infrarrojo y el fotodetector. Mediante dos pines de salida del microcontrolador, los LED rojo e infrarrojo se encienden de manera alternada. Dentro de la pinza, los LED están conectados de tal manera que el cátodo del rojo se conecta con el ánodo del infrarrojo y el cátodo del infrarrojo se conecta con el ánodo del rojo, lo que permite encender solo uno a la vez. Se programa para que se enciendan cada 20 ms, lo que facilita la obtención de las señales de la hemoglobina (no oxigenada) y la oxihemoglobina.

Una vez que estas señales son generadas por el fotodetector, se entregan al circuito del oxímetro, que cuenta con etapas de filtrado y amplificación para procesar adecuadamente las señales. Luego de procesarlas, el circuito del oxímetro calcula el valor de la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) y las pulsaciones por minuto (BPM). De esta manera, se obtiene información relevante sobre el estado de salud del paciente a partir de las señales procesadas por el oxímetro.

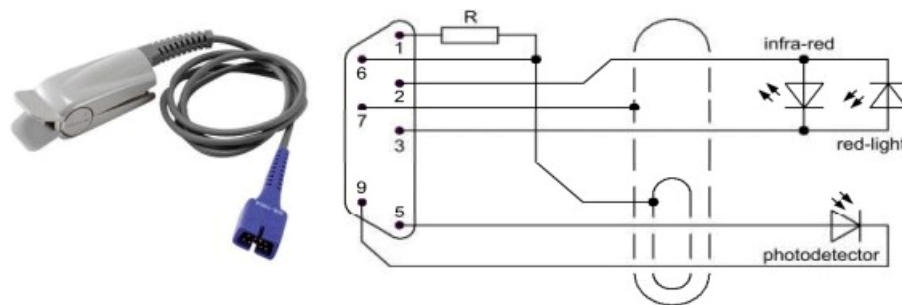


Figura 62. Circuito interno pinza oximétrica[37]

El esquema del circuito del oxímetro de pulso presentado en la Figura 63 consta de tres etapas correspondientes a cada una de las tres salidas. La etapa 1 recibe la salida del fotodetector proveniente de la pinza oximétrica, donde se obtienen las señales de hemoglobina (no oxigenada) y oxihemoglobina. Dado que estas señales tienen una amplitud del orden de mV, la etapa 1 utiliza un trimmer para sumar voltaje a la

señal. Luego, la señal pasa a través de un filtro pasa-alto y un filtro pasa-bajo, que funcionan como un filtro pasa-banda pasivo, ya que ambos filtros son pasivos. A continuación, la señal entra en una etapa de amplificación, donde se encuentra un amplificador operacional (opam) en configuración no inversora con una ganancia de 101, lo que permite filtrar y amplificar la señal proveniente de la pinza.

La etapa 2 también tiene los mismos componentes que la etapa 1, como el trimmer de entrada, la subetapa de filtrado y la subetapa de amplificación. Sin embargo, en este caso, el objetivo de esta etapa es amplificar aún más la señal de salida, pero utilizando filtros para evitar la introducción de ruido. La diferencia en esta etapa es que el trimmer de la etapa 2 reduce la amplitud de la salida de la etapa 1, ya que, si se pasa directamente, los pulsos de salida pueden saturarse o digitalizarse, lo que resulta en la pérdida de información. Por lo tanto, con el trimmer de la etapa 2, se evita esto y se obtiene una señal de salida en un rango de 1V a 3V, lo cual es adecuado, ya que la señal ingresa en el orden de mV.

Finalmente, la etapa 3 consiste en un buffer. La ventaja de utilizar un buffer en la salida de un circuito es que evita el acople de impedancias y minimiza la distorsión de la señal. El buffer proporciona una alta impedancia de entrada y una baja impedancia de salida, lo que permite una transferencia eficiente de energía y evita que la carga afecte el comportamiento del circuito anterior. Esto resulta en una mejor calidad y estabilidad de la señal de salida.

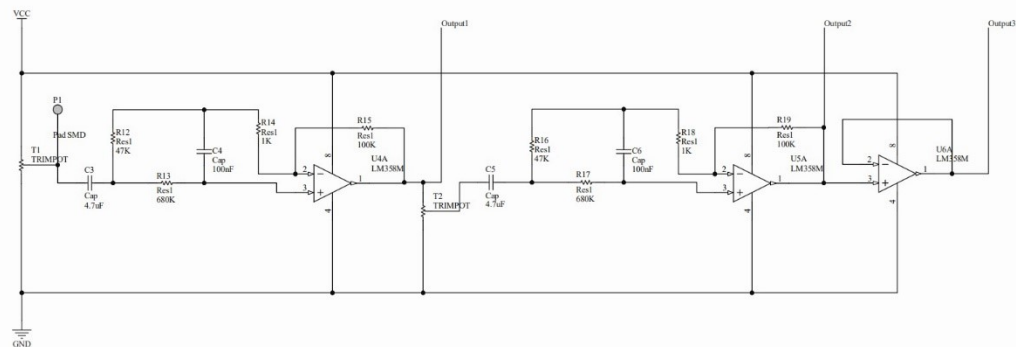


Figura 63. Esquemático implementación adquisición y filtrado de la frecuencia cardiaca y el SP02

Determinación de los valores de componentes:

Para determinar los valores de los condensadores y resistencias correspondientes a las etapas 1 y 2 de filtrado, inicialmente se va a tener en consideración que la señal cardiaca promedio de una persona está alrededor 80 ppm por lo cual,

$$80 \text{ pulsos} \rightarrow 60 \text{ seg}$$

$$1 \text{ pulsos} \rightarrow X \text{ seg}$$

$$X = \frac{(1 \text{ pulso}) \cdot (60 \text{ seg})}{(80 \text{ pulsos})} = 0.75 \text{ seg}$$

Como se conoce el total de pulsos promedio que ocurre en 1 minuto se puede determinar el periodo en Segundo en el que ocurre un pulso y con este dato se puede calcular la frecuencia promedio en la que ocurriría un pulso.

$$F_p = \frac{1}{X} = \frac{1}{0.75 \text{ seg}} = 1.33 \text{ Hz}$$

Por lo cual conociendo la frecuencia de 1 pulso promedio se decide definir un rango de 0.7Hz a 2.34Hz donde ambos limites van a corresponder a las frecuencia de corte de los filtros pasa alto y pasa bajo del circuito del oxímetro, como la ecuación de la frecuencia de corte de ambos filtros es:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6)$$

Se pueden determinar los valores de R y C ya que se conoce la frecuencia de corte de ambos filtros y como en la ecuación quedan dos variables incógnitas se puede suponer el valor comercial de una para luego despejar el valor de la otra, por lo cual despejando R de (6), se obtiene:

$$R = \frac{1}{2\pi C(F_c)} \quad (7)$$

Cálculo de R en filtro pasa alto:

Haciendo uso de (7), conociendo que F_c es 0.7Hz y asignándole a C un valor de 4.7uF, se obtiene:

$$R_{HPF} = \frac{1}{2\pi C(F_c)} = \frac{1}{2\pi(4.7\mu F)(0.7Hz)} = 48.37k\Omega$$

Donde se le asigna el valor comercial más cercano por lo que R_{HPF} se sitúa como:

$$R_{HPF} = 47k\Omega$$

Cálculo de R en filtro pasa bajo:

Haciendo uso de (7), conociendo que F_c es 2.34Hz y asignándole a C un valor de 100nF, se obtiene:

$$R_{LPF} = \frac{1}{2\pi C(F_c)} = \frac{1}{2\pi(100nF)(2.34Hz)} = 680.149k\Omega$$

Donde se le asigna el valor comercial más cercano por lo que R_{LPF} se sitúa como:

$$R_{LPF} = 680k\Omega$$

Etapas de filtrado para recién nacidos:

Cabe aclarar que como se tiene en cuenta que el sistema general se tiene pensado para recién nacidos, por lo cual como se sabe que su frecuencia cardiaca puede variar entre 100 y 180 pulsaciones por minuto, aplicando el mismo razonamiento para obtener el ancho de banda para este caso oscilaría entre 1.66 Hz y 3Hz, por lo que teniendo en cuenta que por alguna complicación medica la frecuencia cardiaca puede ser menor a 100 BPMs se puede mantener el filtro pasa alto de 0.7Hz por lo cual se conservaría los valores de la resistencia y el condensador, para el filtro pasa alto si es necesario hacer un ajuste, Haciendo uso de (7), conociendo que F_c en este caso es 3Hz y asignándole a C un valor de 100nF, se obtiene:

$$R_{LPF} = \frac{1}{2\pi C(F_c)} = \frac{1}{2\pi(100nF)(3Hz)} = 530.516k\Omega$$

Donde los valores comerciales más cercanos a este valor son 510kΩ y 560kΩ, donde si se sitúa 510kΩ se obtiene una frecuencia de corte de 3.12Hz si se sitúa 560kΩ se obtiene una frecuencia de corte de 2.84Hz, debido a esto para evitar pérdidas de información se sitúa R_{LPF} se sitúa como:

$$R_{LPF} = 510k\Omega$$

Etapas de amplificación:

En la primera y segunda etapa de circuito oximetría se situaron $R_i = 1k\Omega$ y $R_f = 100k\Omega$, para obtener una ganancia cercana a 100, por lo que reemplazando en (2), se obtiene:

$$V_o = V_i \left(1 + \frac{R_f}{R_i} \right) = V_i \left(1 + \frac{100k\Omega}{1k\Omega} \right) = V_i(1 + 100) = V_i(101)$$

Seguidor de voltaje:

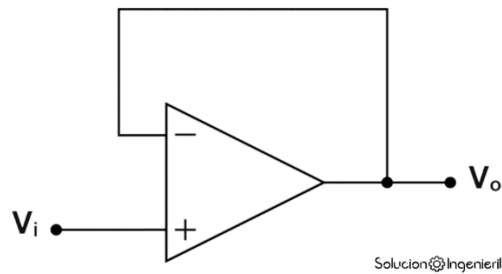


Figura 64. Circuito seguidor de voltaje[38]

Y por último a la salida del circuito se encuentra el seguidor de voltaje(buffer), el cual tiene ecuación:

$$V_o = V_i \quad (8)$$

Aunque esta configuración no filtre o amplifique la señal al igual que se mencionó anteriormente en la salida de un circuito es que evita el acople de impedancias y minimiza la distorsión de la señal.

A continuación, se presenta el circuito implementado en protoboard, con sus correspondientes señales de salida, de la salida de la pinza y de la salida de la etapa final (seguidor de voltaje) del circuito del oxímetro de pulso.

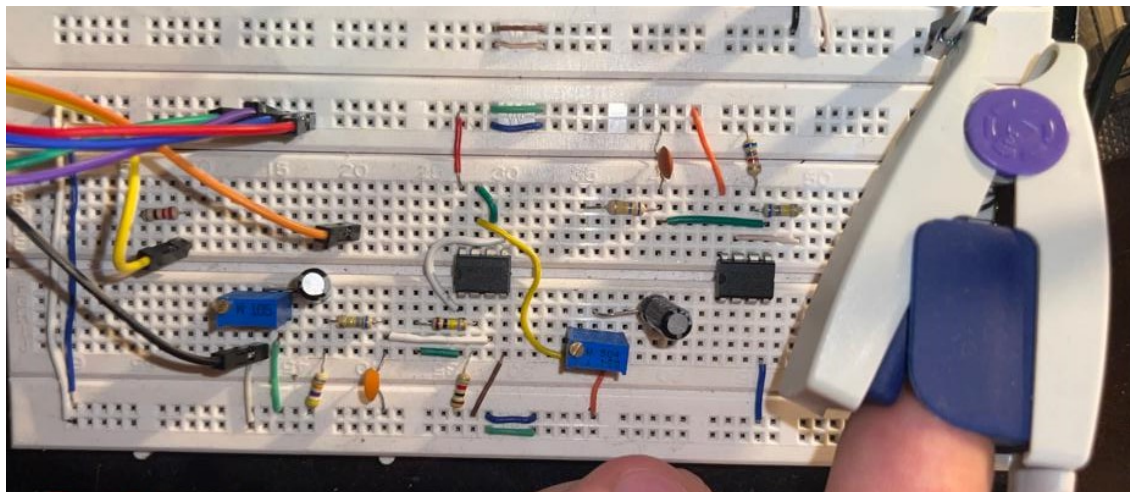


Figura 65. Circuito en protoboard para la medición de BPM y SpO2

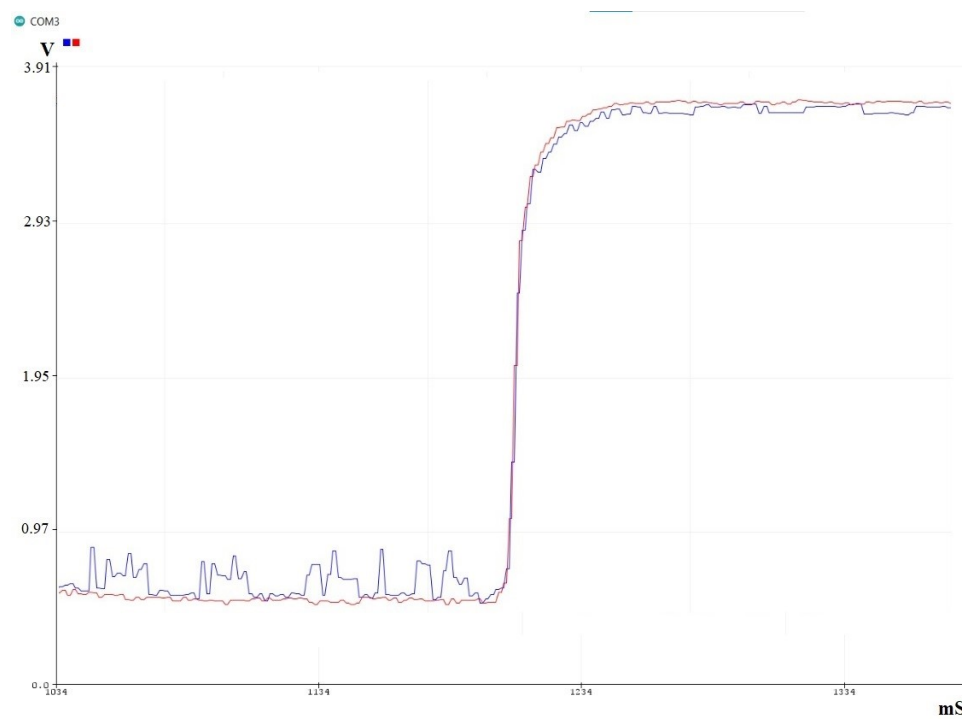


Figura 66. Inversión de las señales de pulso de luz roja e infrarroja al inducir el dedo

En la figura 66 se presenta la gráfica de salida de la pinza oximétrica, donde sucede que al ingresar el dedo la señal del led rojo sobrepasa a la señal del led infrarrojo y cuando se retira el dedo la señal del led infrarrojo sobrepasa a la señal del led rojo y esto es debido a que, en un oxímetro de pulso, la pinza oximétrica utiliza dos LEDs, uno rojo y otro infrarrojo, para medir la absorción de luz por la hemoglobina y la oxihemoglobina en la sangre. Cuando no hay un dedo en la pinza, no hay absorción de luz por la sangre y, en cambio, el fotodetector recibe luz directa de los LEDs. En este caso, la señal infrarroja es típicamente mayor debido a que el LED infrarrojo emite una intensidad de luz más alta y, además, la luz infrarroja atraviesa más fácilmente el aire y otros materiales no biológicos que pueden estar presentes entre el emisor y el detector, este cambio se representa en la figura 57.

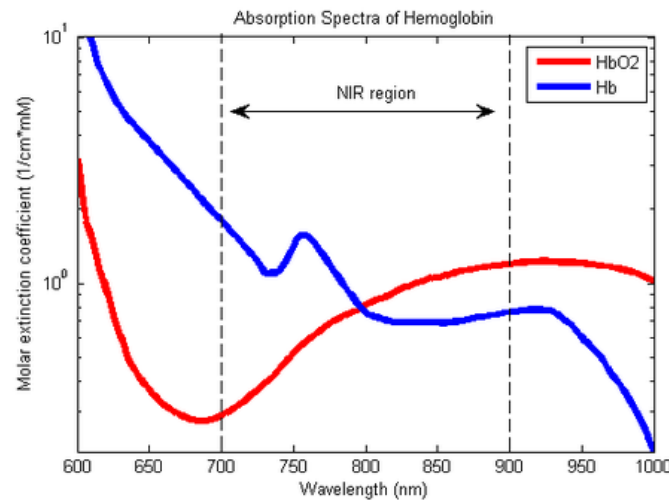


Figura 67. Espectro de absorción de la (HbO₂) y (Hb)

Cuando se coloca un dedo en la pinza, la sangre en el tejido del dedo absorbe parte de la luz emitida por los LEDs. La cantidad de absorción de luz varía según la longitud de onda, y la hemoglobina oxigenada y desoxigenada absorben luz de manera diferente en las longitudes de onda del LED rojo e infrarrojo. En condiciones normales, cuando un dedo está presente en la pinza, hay una mayor cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre que de hemoglobina desoxigenada. La hemoglobina oxigenada absorbe más luz infrarroja y menos luz roja, mientras que la hemoglobina desoxigenada absorbe más luz roja y menos luz infrarroja.

Como resultado, la señal roja es mayor cuando hay un dedo en la pinza, ya que refleja la mayor cantidad de hemoglobina oxigenada presente en la sangre del dedo.

En la figura 68 se representa la gráfica de salida de circuito del oxímetro de pulso, la cual oscila entre 0V y 1.7V, y con la cual ya se puede dar paso al procesamiento para obtener los valores del SPO2 y del BPM.

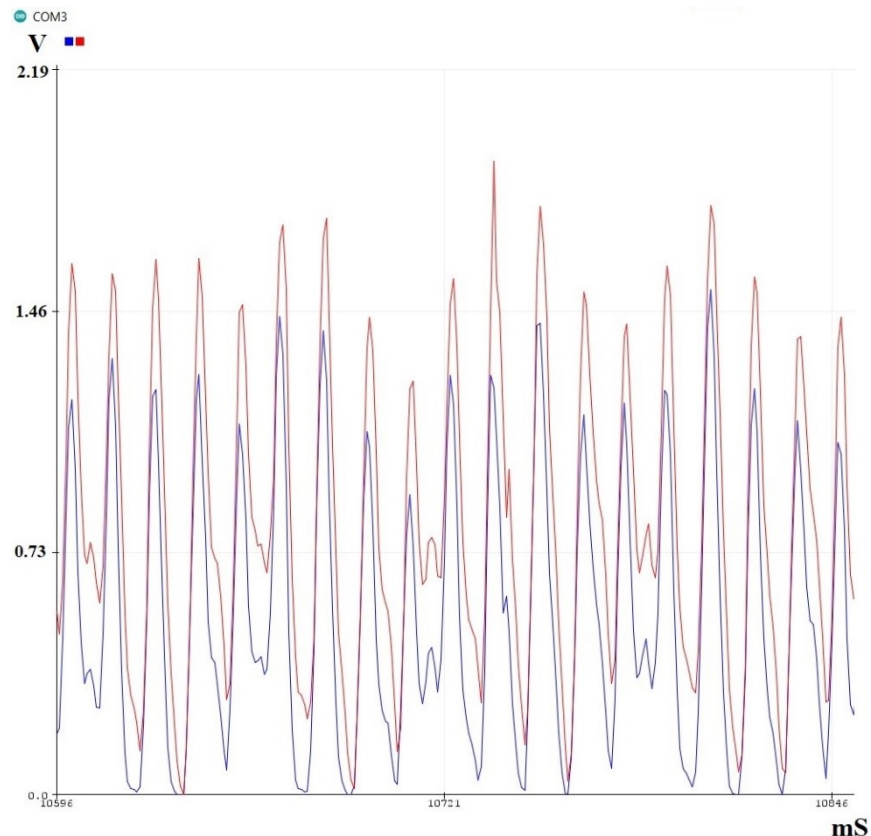


Figura 68. Superposición de las señales de pulso de luz roja e infrarroja

En la figura 69 se visualiza la señal de salida de la señal cardíaca después de la primera etapa de amplificación, donde como se tiene noción que la señal proveniente la pinza oximétrica posee una amplitud oscila alrededor de 1mV, se pudo obtener una amplificación en la escala de los 100mV, pero con un poco de ruido.

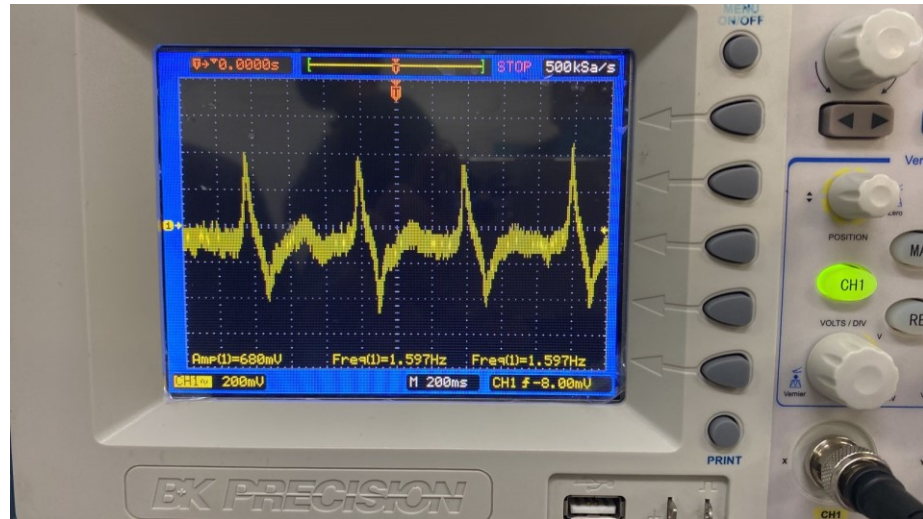


Figura 69. Señal de salida primera etapa de amplificación

En la Figura 70 se visualiza la señal de salida de la segunda etapa de amplificación donde pudo minimizar el ruido que procedente de la etapa anterior y se obtiene una amplitud en escala de V, por cual se obtiene una señal de salida adecuada para que el microcontrolador la pueda procesar.

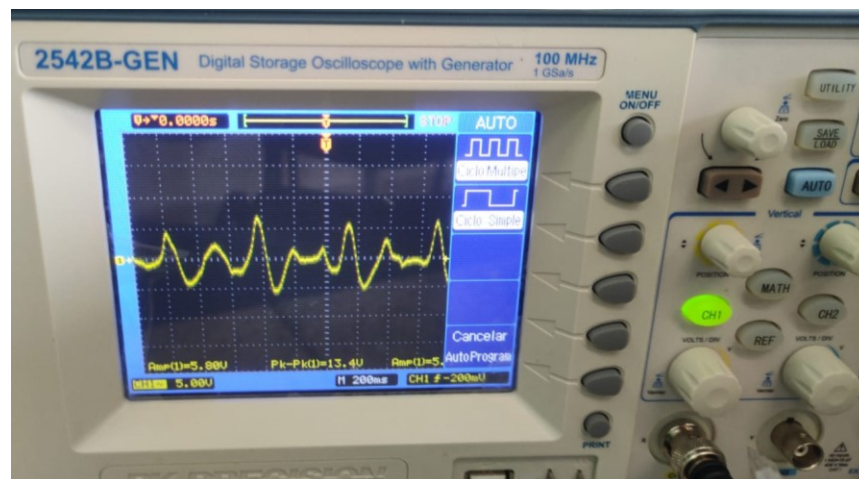


Figura 70 Señal de salida segunda etapa de amplificación

Se realizaron los cálculos de la corriente de consumo de este circuito, como se tiene noción que:

- Consumo de corriente de Led emisor rojo: 20mA
- Consumo de corriente de Led Emisor infrarrojo: 30mA
- Rango de corriente de saturación de fotodiodos comerciales: 1-10mA
- Rango de máxima corriente de alimentación de diferentes tipos de amplificadores operacionales encontrados en la literatura: 2.8-9mA

Con esta información se puede determinar que la máxima corriente de consumo es:

$$I_{max} = 20 \text{ mA} + 30 \text{ mA} + 10 \text{ mA} + 3 * 9 \text{ mA} = 87 \text{ mA}$$

Corriente de consumo total del sistema sin incluir el I2C y LCD:

$$I_{ct} = 28.7 \text{ mA} + 1.164 \text{ mA} + 87 \text{ mA}$$

$$I_{ct} = 116.864 \text{ mA}$$

No se incluye la corriente de consumo del I2C ni la LCD para el cálculo de corriente consume total ya que solo se hizo uso de estos para la visualización de las variables de salida.

Para la calibración del circuito del oxímetro de pulso en primera instancia se sitúan los trimmers en 160Kohm ya que con esta configuración se presenta el mejor comportamiento de la señal de salida en términos de amplitud, además para la ecuación del cálculo del SPO2 se tiene en cuenta que esta es una ecuación de una pendiente por lo cual tiene la forma $SPO2 = A * R + B$, donde A y B son constantes a determinar, el proceso para determinar estas constantes es comparar el valor de R con la salida de SPO2 de un oxímetro comercial son para determinado R ya se conoce la señal de salida de SPO2 a la que corresponde por lo cual, se toman dos muestras donde tanto R como SPO2 sean diferentes y mediante un sistema de ecuaciones 2x2 se determinan el valor de A y B, y con esto es como se calibra la ecuación del SPO2 para el oxímetro, en la sección de análisis y resultados se encuentra la ecuación calculada para el sistema con sus muestras y despeje correspondientes.

4.2.5 Implementación de sistema En PIC

Una de las etapas importantes del diseño era hacer el cambio del cerebro del circuito, en este caso el microcontrolador de un dispositivo programable como lo es el Arduino, a un microcontrolador definido de bajo consumo con la suficiente memoria para lograr hacer un buen procesamiento de las señales y estuviera en la

capacidad de mostrar el monitoreo de estas fuera de un monitor serial asistido por computador. Por eso se toma la decisión de progresar con esta fase y elegir el microcontrolador PIC 18F4620, microcontrolador comercial con un precio dentro de los rangos de una tarjeta programable, pero con la capacidad de memoria necesaria para el funcionamiento del diseño. A continuación, se muestra una tabla comparativa de algunas de las características que llevaron a tomar esta decisión:

Tabla 7. Comparativa PIC18F4620 con PIC16F877A

Característica	PIC18F4620	PIC16F877A
Familia de microcontroladores	PIC18	PIC16
Arquitectura	8 bits	8 bits
Núcleo de CPU	RISC de alto rendimiento	RISC
Memoria de programa (Flash)	64 KB	14 KB
Memoria de datos (RAM)	3,968 bytes	368 bytes
Memoria EEPROM	1 KB	256 bytes
Velocidad máxima del reloj	40 MHz	20 MHz
Canales de E/S	36	33
Temporizadores	4 (1x8 bits, 3x16 bits)	3 (1x8 bits, 2x16 bits)
Canales PWM	2	2
Canales CCP	2	2
Comparadores	2	2
Canales de ADC	13 (10 bits)	8 (10 bits)
Comunicación en serie	USART, SPI, I ² C, EUSART	USART, SPI, I ² C
Interrupciones	21 fuentes de interrupción	15 fuentes de interrupción
Modos de ahorro de energía	Sleep, Idle	Sleep
Rango de voltaje de operación	2.0 V - 5.5 V	2.0 V - 5.5 V
Temperatura de operación	-40 °C a 125 °C	-40 °C a 125 °C
Encapsulado	40 pines PDIP, TQFP, QFN	40 pines PDIP, TQFP, QFN

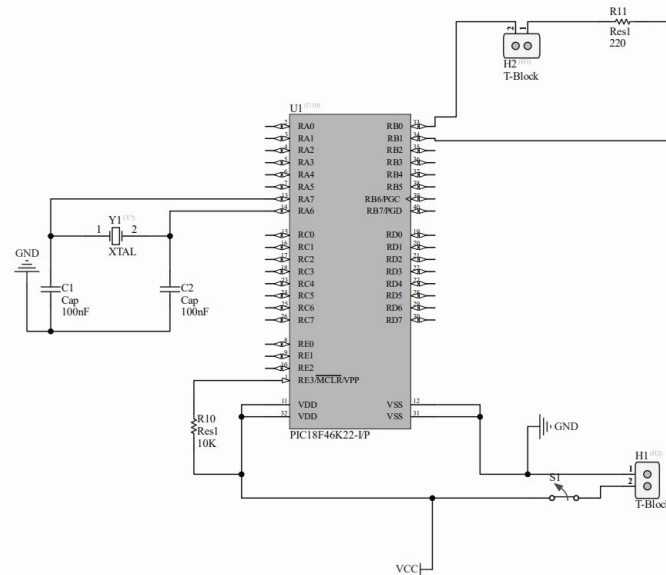


Figura 71. Circuito esquemático de funcionamiento del PIC 18F4620

Al migrar el circuito totalmente a PIC se hace un trabajo de redefinición de las funciones dependientes de librería que se manejan en Arduino para hacer uso de estas en el lenguaje de programación dedicado para este microcontrolador, por lo que de la misma manera se hace un trabajo desde cero para utilizar en PIC C Compiler (herramienta de programación de PIC) el módulo I2C, ajustando cadenas de caracteres de datos como buses de información que se envían por los puestos TX y RX de transmisión de datos para así conseguir obtener una digitalización de las señales hacia un Display LCD 16x2 y lograr realizar la monitorización desde este complemento.

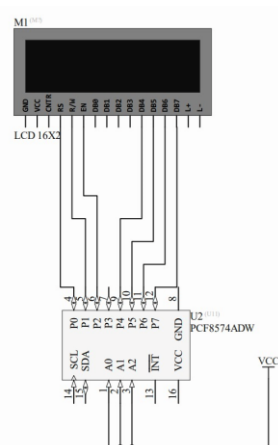


Figura 72. Circuito esquemático de funcionamiento del display LCD 16x2

A continuación, se evidencia el esquemático completo de la integración de los circuitos encargado de la adquisición de las señales fisiológicas junto con su amplificación y en los casos necesarios su filtrado, junto al microcontrolador 18F4620 implementado con un cristal de 16Mhz de velocidad, y su respectiva conexión a el display LCD 16x2, para tener así la migración total del circuito en Arduino a PIC.

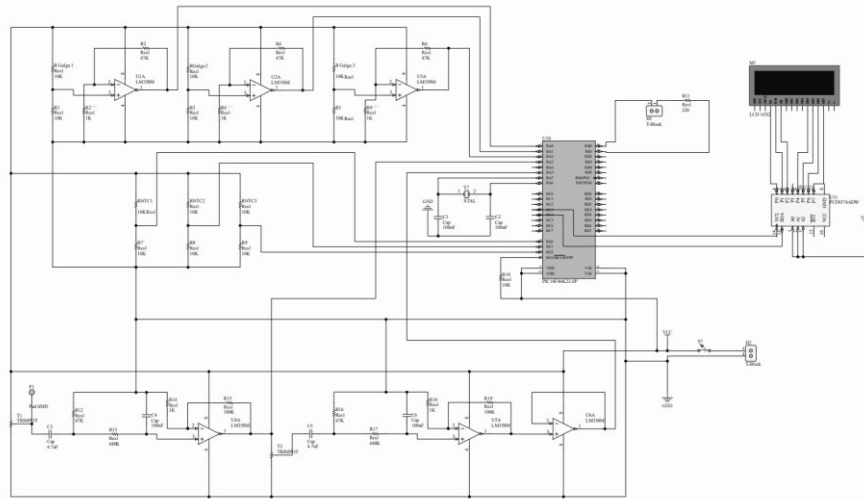


Figura 73. Circuito esquemático para la implementación del prototipo con PIC 18f4620

4.2.6 Diseño de modelos de PCB

Se llevaron a cabo dos diseños de PCB para la realización del proyecto, uno utilizando PCB rígida y otro empleando PCB flexible. La idea principal del diseño consistía en dividir el circuito total en tres etapas, de modo que se pudiera implementar el circuito de manera horizontal y extensa. Esto permitiría imprimir secciones en electrónica impresa con recubrimiento en aquellas áreas donde sea necesario soldar componentes, así como también contar con partes completamente flexibles para facilitar el acople con el cuerpo. De esta manera, se lograría un diseño eficiente y adaptable al usuario, cumpliendo con los objetivos del proyecto.

El diseño realizado en PCB rígida fue concebido con la intención de crear un pre-modelo del prototipo final en PCB flexible. Debido a que la fabricación del circuito

en PCB flexible se realiza en China y su llegada a Colombia puede demorar, mientras se definen los detalles de producción de la PCB flexible, se optó por utilizar un modelo en PCB rígida como estrategia. De esta manera, se puede emular el prototipo final y, en caso de encontrar algún error de diseño, realizar las correcciones pertinentes antes de la producción del circuito definitivo. Además, se pueden llevar a cabo pruebas similares a las que se realizarían con el prototipo final, facilitando el proceso de desarrollo y ajuste del proyecto.

El circuito se dividió en tres etapas principales para facilitar su diseño e implementación. En la etapa 1, se incluyen el circuito de monitoreo de frecuencia respiratoria y el circuito de monitoreo de temperatura corporal. La etapa 2, que es la central, alberga el microcontrolador, las conexiones de los 4 pines del I2C para el funcionamiento de la pantalla LCD, y la salida de los dos pines digitales que controlan el encendido y apagado de los LEDs de la pinza oximétrica. En la etapa 3, se encuentra la entrada del VCC y GND de la fuente de alimentación, así como el circuito del oxímetro de pulso. Estas etapas están separadas mediante pines sin conexión en la PCB rígida y caminos flexibles en la PCB flexible, lo que permite una mayor adaptabilidad y versatilidad en el diseño final del sistema de monitoreo.

4.2.7 Diseño PCB rígida

En el diseño de la PCB rígida, se dejaron caminos sin conexión entre las etapas de manera intencional, pero con pines en cada interrupción de los caminos. Esto se hizo con el propósito de que, al recibir la PCB con las tres etapas, se pudiera dividir en tres tarjetas PCB individuales utilizando un motortool. Posteriormente, las PCBs serían conectadas mediante jumpers, permitiendo que esta conexión entre etapas emule el acople del circuito flexible con el cuerpo. De esta manera, se busca simular el comportamiento y las características del diseño final en PCB flexible, anticipando posibles errores y ajustes necesarios antes de la implementación definitiva.

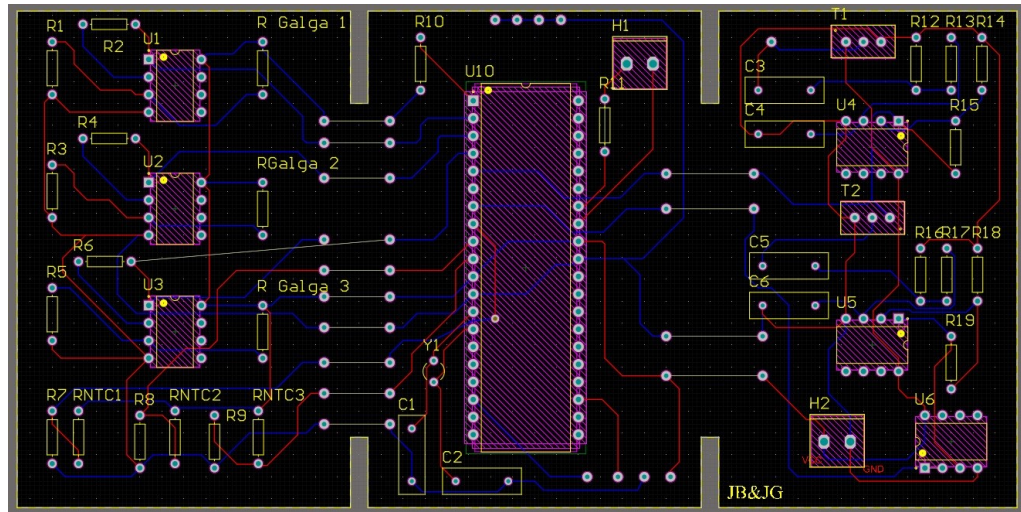


Figura 74. Modelo de PCB rígida

En la vista 2D de la PCB, se puede observar que los caminos de la capa superior son de color rojo, los de la capa inferior son de color azul y los que están sin conexión son de color gris. Es importante mencionar que, aunque en la etapa 1 aparezca un camino en diagonal indicando falta de conexión, esto se debe a un error en el software utilizado para el diseño de la PCB, que es Altium. La conexión aparece con error debido a que tiene una parte en la capa superior y otra en la inferior, pero en realidad, las únicas secciones sin conexión son los caminos que conectan las etapas. Este detalle es fundamental para entender correctamente la disposición y funcionalidad del diseño de la PCB.

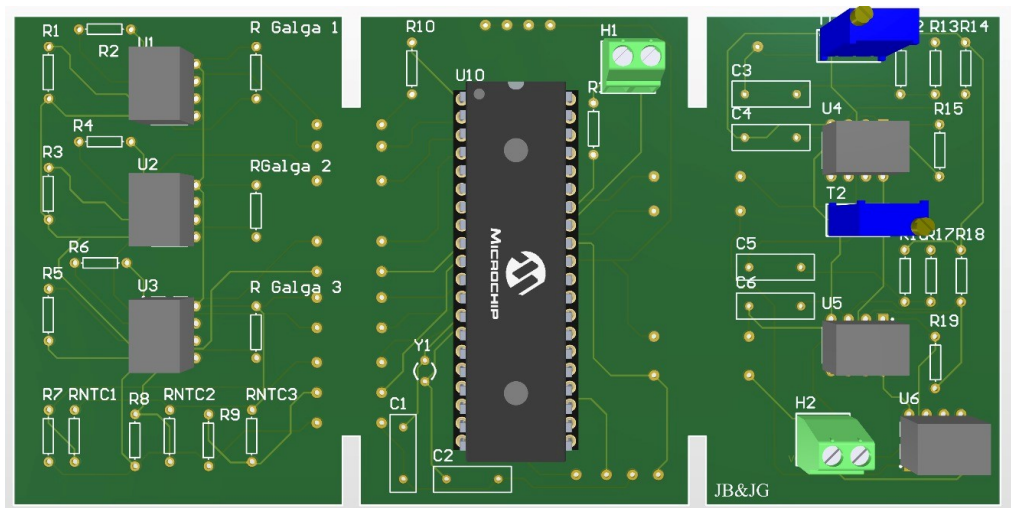


Figura 75. Modelo 3d PCB rígida capa superior

En las vistas 3D del circuito, es posible apreciar cómo se vería el diseño con la incorporación de diversos componentes, tales como las borneras, el microcontrolador, los trimmers y los amplificadores operacionales. Cabe destacar que, en estas vistas, no se incluyen elementos como las resistencias, condensadores, la pinza oximétrica, el bus I2C y la pantalla LCD. Esto permite tener una visión más clara y detallada de cómo se organizarían estos componentes principales en el espacio disponible de la PCB, facilitando así la comprensión del diseño y su posible implementación en el proceso de fabricación y ensamblaje del circuito completo.

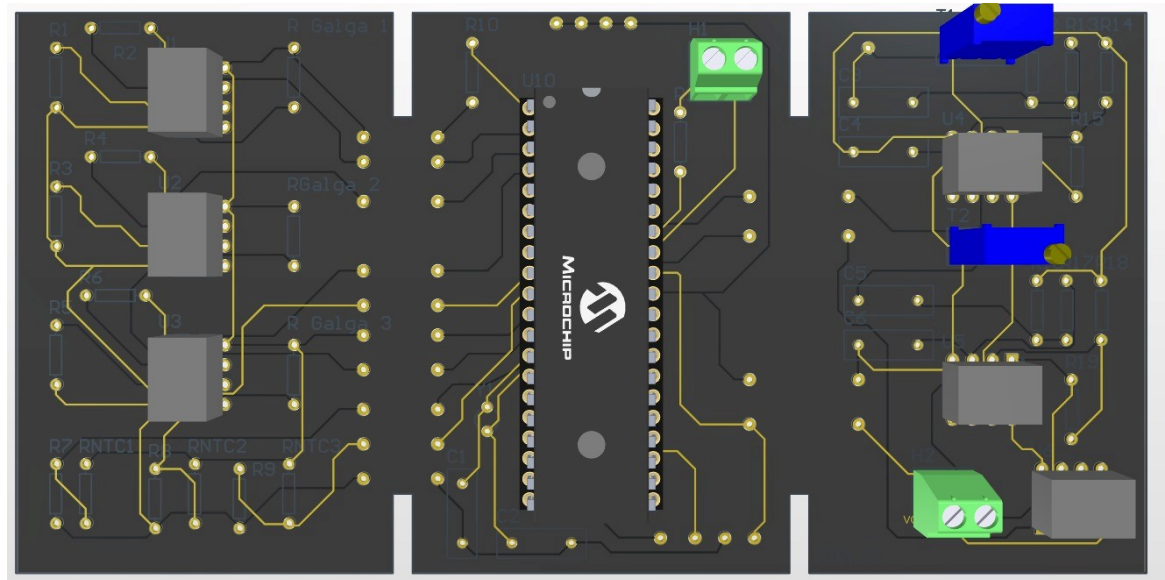


Figura 76. Modelo 3d PCB rígida capa superior e inferior

4.2.8 Diseño PCB flexible:

El diseño de la PCB flexible se basa en el diseño previo de la PCB rígida, con algunas modificaciones clave. En primer lugar, se conectan los caminos entre las etapas, aunque se decide mantener el uso de pines para realizar pruebas de continuidad. Para este diseño, fue necesario agregar una capa adicional de recubrimiento de FR4 entre la capa superior e inferior en las secciones donde se ubican los componentes a soldar. Esta medida de seguridad adicional permite llevar a cabo el proceso de soldadura de los componentes de manera tradicional, con una menor preocupación por dañar la PCB debido al calor generado por el cautín. De

esta manera, se busca optimizar el diseño para garantizar la integridad y el correcto funcionamiento del circuito en su versión flexible. En la figura 67 se puede apreciar en la vista 2d las secciones que son solo flexibles y las que son flexibles y se les agrego recubrimiento con FR4.

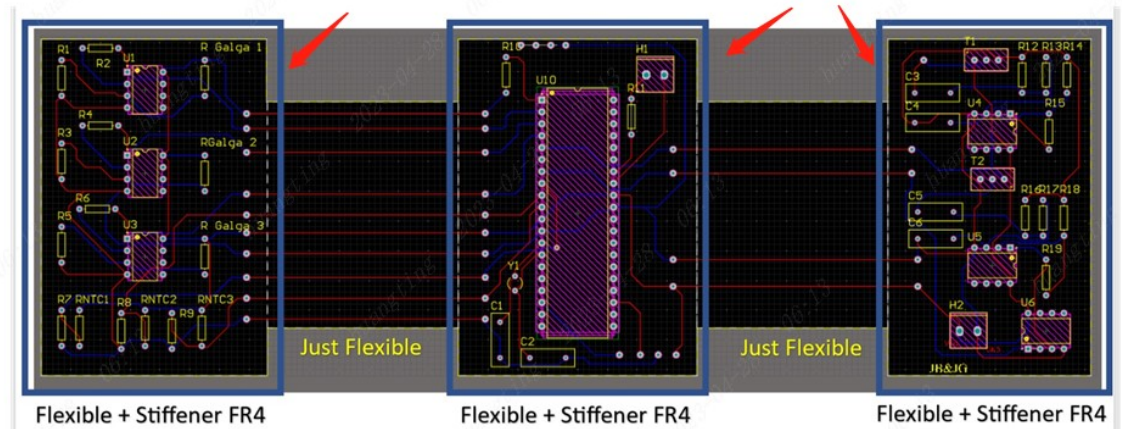


Figura 77. Modelo 2d PCB flexible con especificación de área con recubrimiento.

Inicialmente, se había planeado desarrollar un prototipo utilizando una PCB rígido-flexible, sin embargo, este tipo de PCB resulta ser bastante costoso debido a su proceso de fabricación. Por ello, se optó por diseñar una PCB 100% flexible como alternativa, lo que permitió reducir significativamente los costos. En las vistas 3D, se puede observar la PCB en su estado base y cómo cambia su estado a medida que se deforma por curvatura. Esto sugiere que la PCB flexible tendrá un buen acople con el cuerpo del usuario, adaptándose cómodamente a sus formas y movimientos, como se ilustra en la figura 68, lo cual es esencial para garantizar un funcionamiento adecuado y una experiencia satisfactoria en el monitoreo.

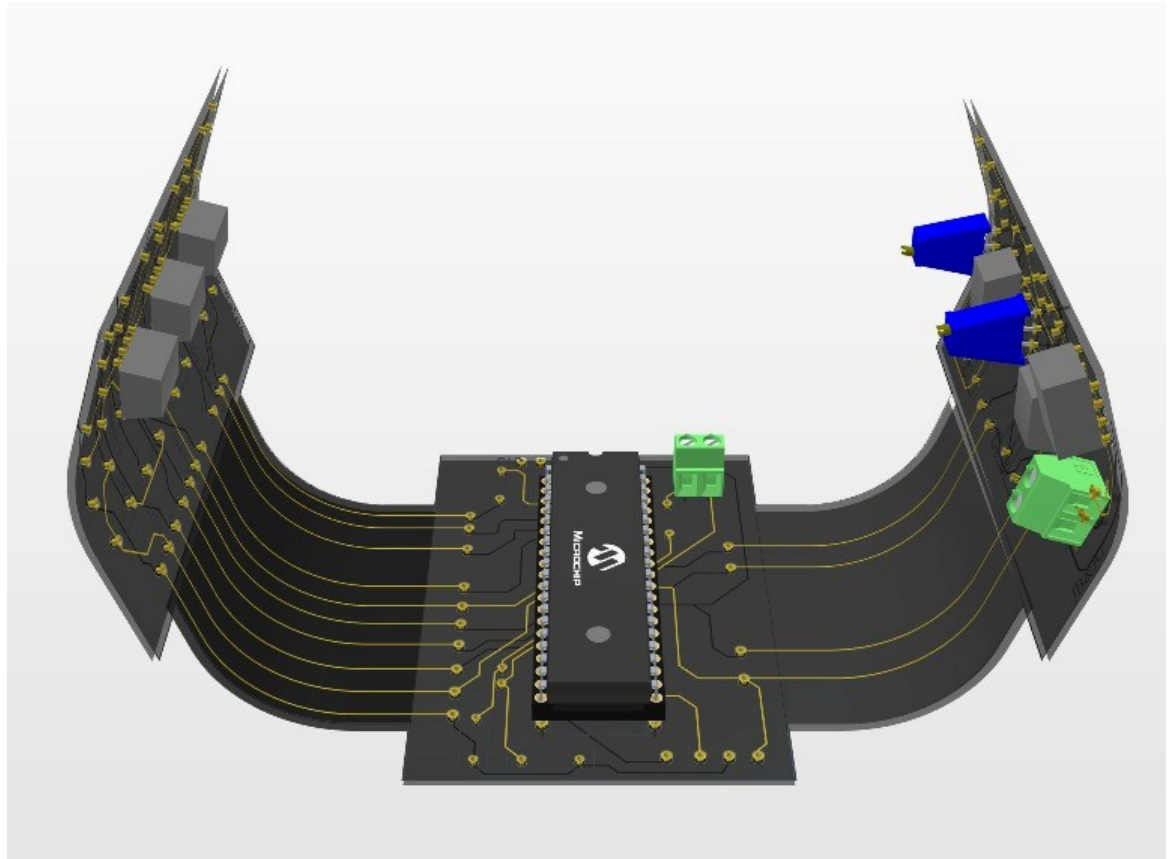


Figura 78. Modelo 3d PCB flexible con flexión de etapas laterales.

4.2.9 Implementación del diseño en PCB rígida

Una vez adquirida la PCB rígida, la cual presenta las tres etapas unidas en una sola tarjeta como se muestra en la figura 79, se procedió a dividir la tarjeta en tres PCB diferentes, tal como se puede apreciar en la figura 80. Este proceso de división fue llevado a cabo con cuidado y precisión para asegurar que cada una de las etapas quedara correctamente separada y funcional, permitiendo así la interconexión de las etapas mediante jumpers y facilitando la implementación y pruebas del sistema de monitoreo.

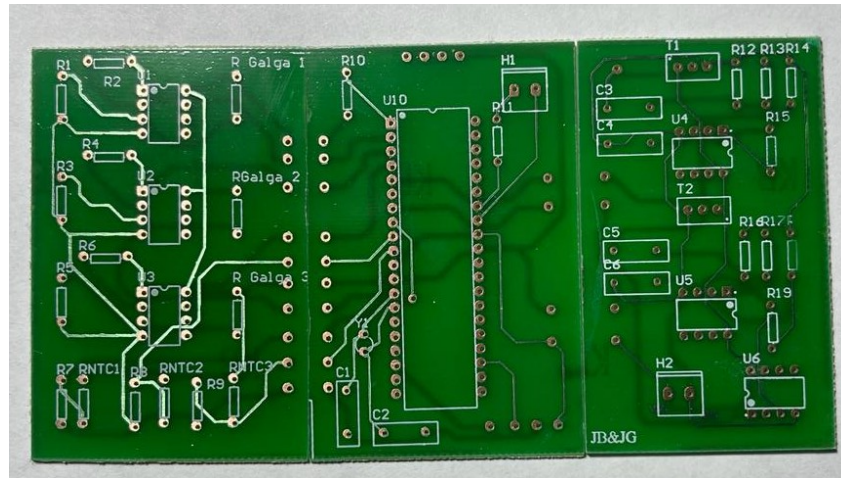


Figura 79. PCB rigida sin divider.

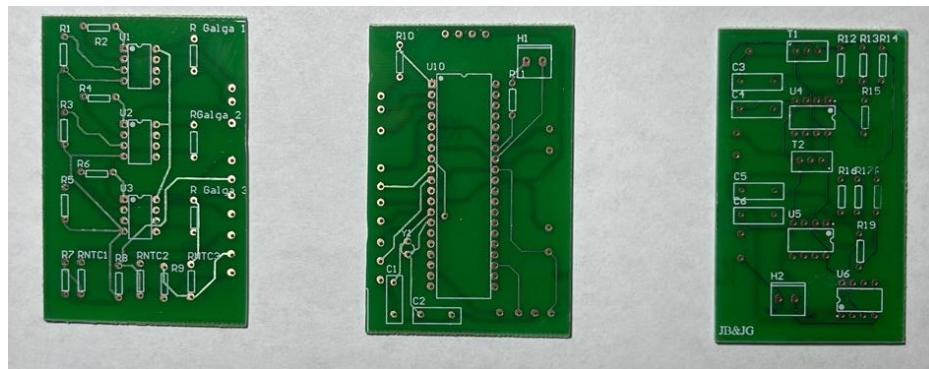


Figura 80. PCB rigida separada en tres tarjetas.

En la figura 81, se puede observar que todos los componentes han sido soldados en sus respectivas posiciones. Durante este proceso, se utilizó una protoboard para validar las salidas de los divisores de voltaje tanto del circuito de monitoreo de frecuencia respiratoria como en el circuito de monitoreo de temperatura corporal. Además, se realizaron pruebas para verificar el correcto funcionamiento del encendido y apagado de los LEDs de la pinza oximétrica, así como la visualización de parámetros en la pantalla LCD. Todas las pruebas resultaron exitosas, lo que permitió avanzar en el proceso y soldar la pinza directamente en la PCB, junto con las galgas y las NTC.

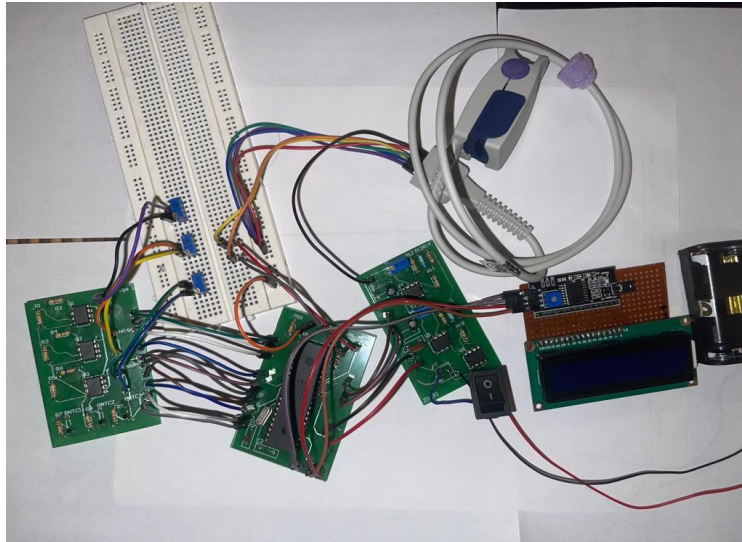


Figura 81. Sistema de monitoreo implementado en PCB rígida.

Después de soldar todos los componentes, se comenzaron a realizar pruebas de validación de las salidas de las señales procesadas, como el SPO2 y el BPM, para corroborar el correcto funcionamiento de los sensores. En las figuras 82 y 83, se puede apreciar cómo se llevaron a cabo estas pruebas y cómo se obtuvieron resultados satisfactorios, lo que demuestra que los sensores están funcionando de manera adecuada y proporcionando datos precisos en relación con los parámetros de monitoreo requeridos.

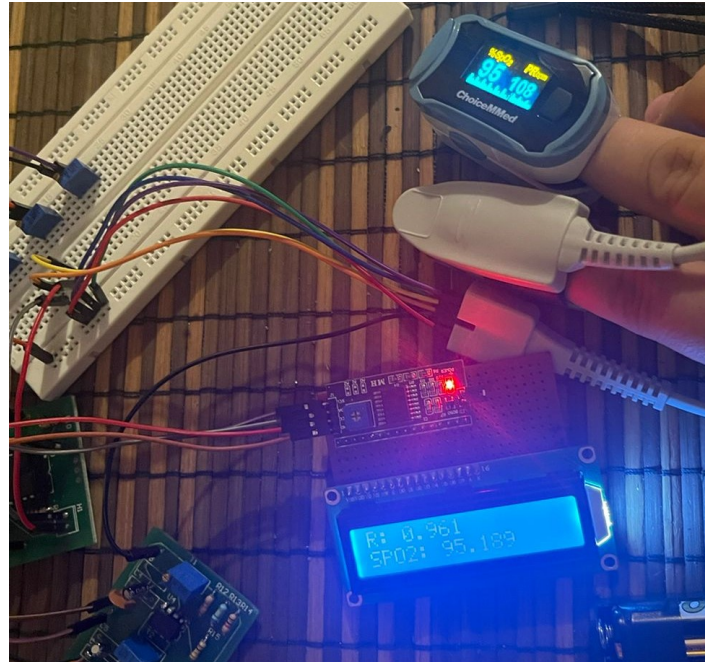


Figura 82. Corroboración de valor obtenido de SPO2 con Oxímetro de pulso comercial



Figura 83. Corroboración de valor obtenido de con Oxímetro de pulso comercial

Una vez que las pruebas de las salidas de las NTC, las Galgas, el SPO2 y el BPM arrojaron resultados correctos, se procedió a implementar el sistema completo en un usuario. Para ello, se adaptó el circuito a una camiseta mediante un soporte adecuado en la prenda de vestir. Posteriormente, se colocó la banda en la parte inferior del pecho del usuario y se inició el monitoreo simultáneo de los signos vitales. Esta implementación permitió evaluar el desempeño del sistema en condiciones reales y confirmar su eficacia en la monitorización de los parámetros de salud del individuo.

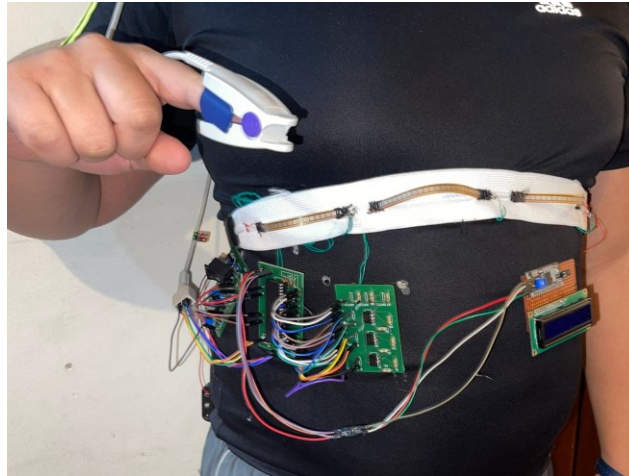


Figura 84. Implementación prototipo funcional en sujeto de prueba

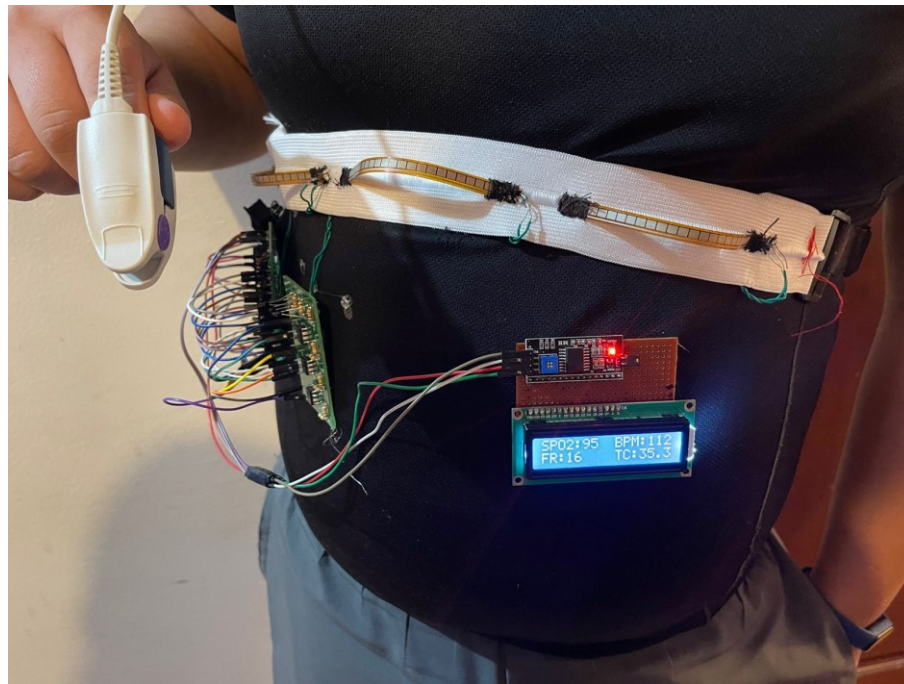


Figura 85. Verificación de funcionamiento del prototipo sobre el sujeto de prueba

4.2.10 implementación del diseño en PCB flexible

Una vez terminada la implementación del prototipo en la PCB rígida, se inicia la etapa de producción e impresión de la PCB flexible. A continuación, se presentan los pasos del proceso de fabricación del circuito impreso realizado por la empresa JLCPCB.

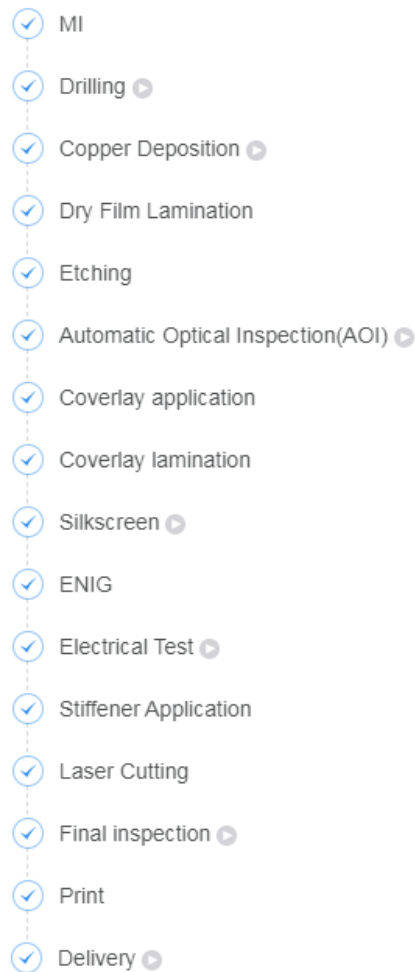


Figura 86. Pasos realizados para proceso de fabricación de PCB flexible

La PCB flexible resultante al finalizar el proceso de producción presenta un característico color amarillo, con refuerzos de FR4 que le brindan mayor resistencia y durabilidad, que facilitan la incorporación y soldadura de cada elemento en su lugar correspondiente. Este diseño detallado y estilizado de la PCB flexible no solo optimiza el ensamblaje, sino que también garantiza una correcta ubicación de los componentes, permitiendo así un funcionamiento adecuado y eficiente del circuito en su totalidad.

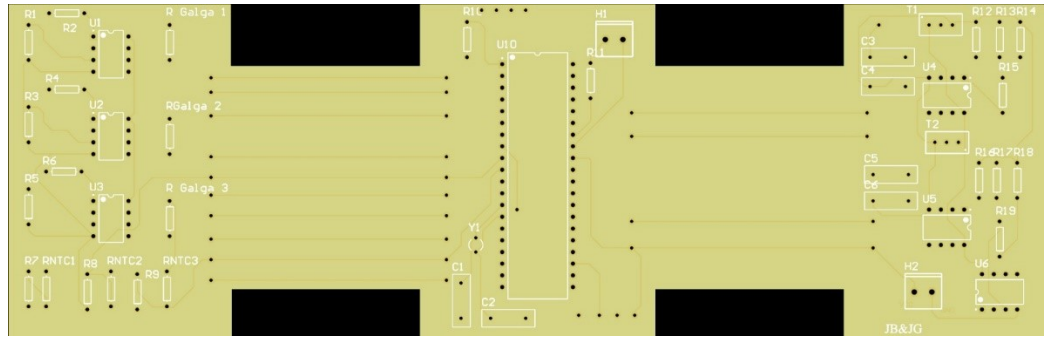


Figura 87. Vista anticipada capa superior PCB flexible

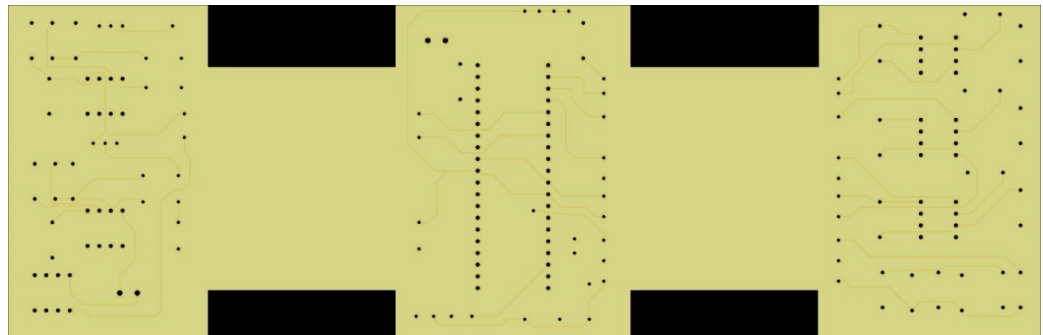


Figura 88. Vista anticipada capa inferior PCB flexible

Una vez culminado el proceso de fabricación y envío, se adquiere el circuito impreso flexible como se evidencia en la figura 89, donde se aprecia que la PCB es flexible en su totalidad, ya que esta impresa en poliimida, un material que destaca por su resistencia térmica y química, así como por su excepcional flexibilidad. La PCB es notablemente delgada, lo que acentúa su flexibilidad y la hace ideal para adaptarse a una variedad de superficies. Se puede doblar y manipular fácilmente sin comprometer su integridad estructural o su funcionalidad.

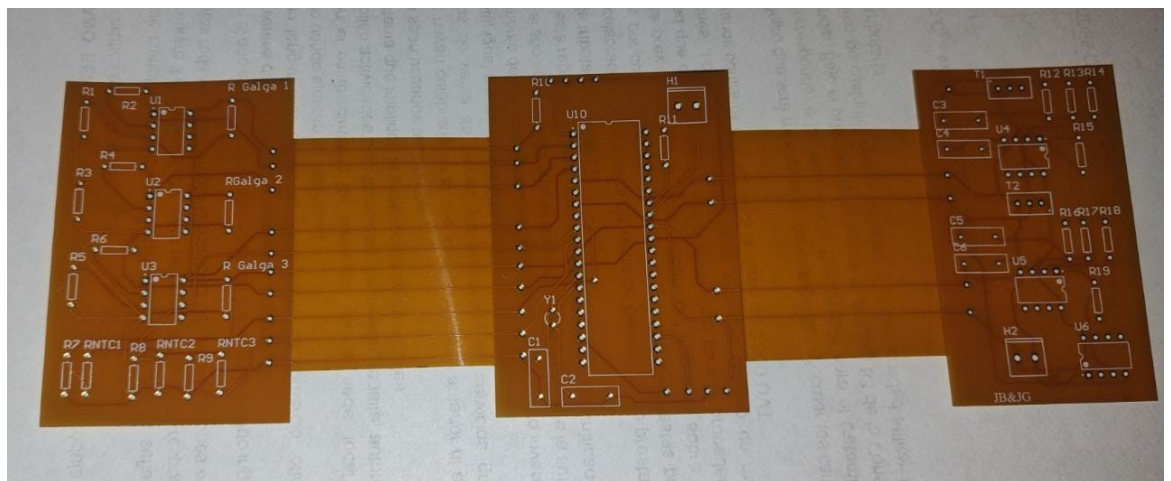


Figura 89. Circuito impreso flexible

La PCB es sorprendentemente robusta gracias al refuerzo de stiffener en FR4 en áreas específicas donde se requiere la soldadura de componentes through-hole. Este refuerzo proporciona una rigidez adicional en los lugares necesarios, mientras que el resto del circuito mantiene su flexibilidad. Esto es crucial, ya que permite que los componentes se monten de manera segura mientras se preserva la capacidad del circuito para adaptarse a diferentes formas y configuraciones.

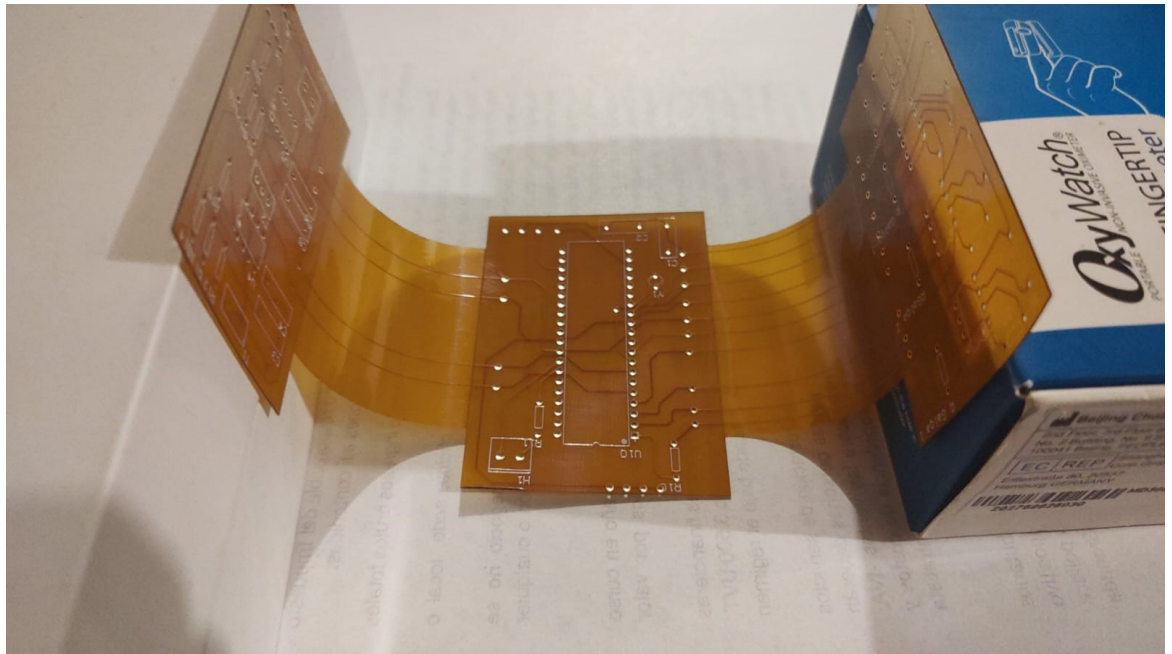


Figura 90. Circuito deformado al 50%

Una de las características más destacadas de esta PCB es que mantiene la conductividad entre la capa superior e inferior. Esto significa que todos los componentes que necesiten ser soldados a la PCB se pueden montar en un solo lado. Esta característica, combinada con la flexibilidad del material, facilita el montaje y la soldadura de los componentes, a la vez que minimiza el riesgo de daños durante el proceso.

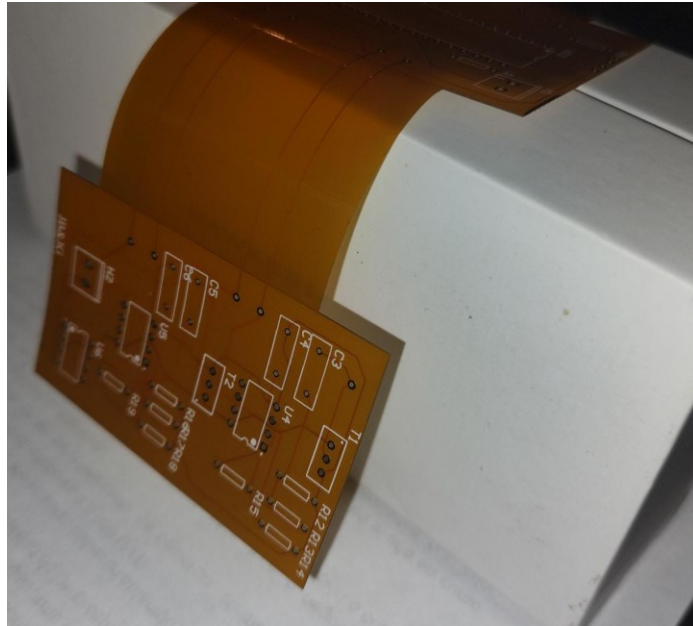


Figura 91. Acople de circuito a superficies

También se observa que el diseño del circuito es detallado y preciso, lo que indica una alta calidad en la manufactura. Cada traza, cada pad, cada vía ha sido cuidadosamente diseñada y fabricada, lo que resulta en un circuito funcional y listo para ser implementado en el prototipo.

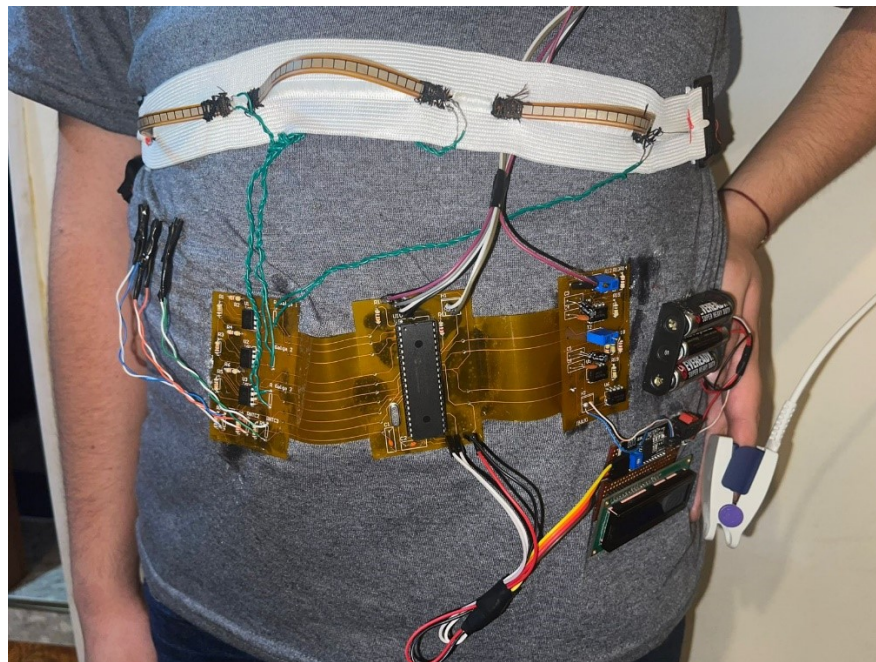


Figura 92 Implementación prototipo final con PCB flexible

Finalmente de igual manera como se realizó con la PCB rígida, se realiza el montaje de los implementos y componentes necesarios para el prototipo en la PCB flexible, dentro de los que se incluyen las conexiones de las NTC y las galgas extensiométricas, todos los componentes del módulo que complementa el microcontrolador, el área de amplificación y filtrado para la oximetría de pulso, junto con las áreas de alimentación y el display en el cual se va a evidenciar el monitoreo de las señales biológicas.

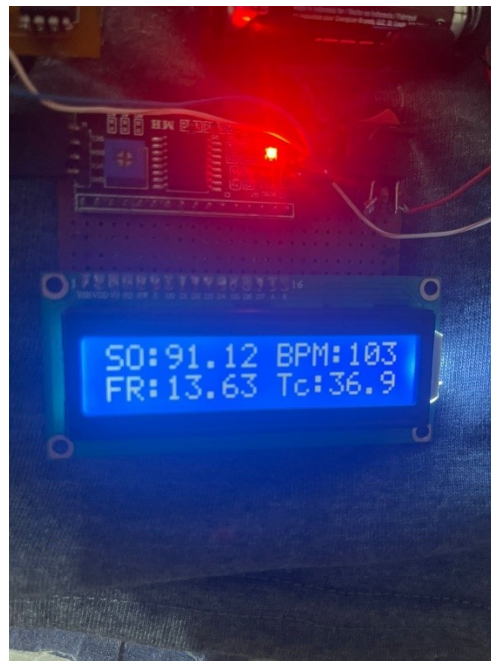


Figura 93.. Verificación de funcionamiento del prototipo impreso sobre el sujeto de prueba

Se tuvo en cuenta para esta implementación utilizar una capa de silicona líquida debajo de la placa flexible luego de haber soldado todos sus componentes con el fin de cubrir todos los componentes metálicos que puedan llegar a tener contacto con el paciente y de la misma manera evitar algún tipo de daño por el paso de corriente o por las mismas propiedades físicas del material. Se maneja un sistema de alimentación aislado de la corriente eléctrica, protegiendo de esta manera al sujeto de uso de cualquier riesgo eléctrico que pueda presentar, además de proporcionar un punto de alimentación sencillo y de fácil acceso el cual se pueda realimentar siguiendo el manual de uso y no tenga que ser asistido por un externo para su funcionamiento.

4.3 Descripción Técnica del Producto

4.3.1 Diagrama de bloques del prototipo final

A continuación, en la figura 84 se evidencia el diagrama general de entradas y salidas totales del prototipo del sistema en electrónica impresa para el monitoreo de los signos vitales.

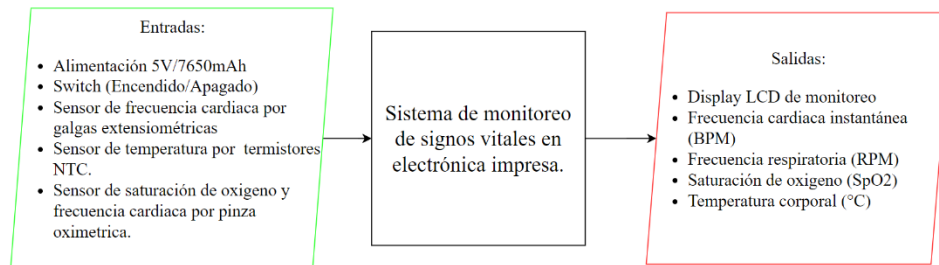


Figura 94. Diagrama de entradas y salidas del prototipo del sistema de monitoreo de signos vitales

En este punto se evidencia como cada uno de los sensores de ingreso que en total se evidencian 4 generales para cada señal fisiológica, ya se consideran como entradas fijas para su procesamiento y respectivo monitoreo a través de su señal de salida en una LCD display de la cual podremos evidenciar el valor sentido, procesado y emitido por el sistema de monitoreo. Este conjunto complementa un hardware de 4 módulos dentro de los cuales tendremos el módulo de procesamiento y filtrado, banda elástica de medición, pinza oximétrica, módulo de alimentación y display LCD.

4.3.2 Hardware del dispositivo de procesamiento y filtrado

El hardware del dispositivo de procesamiento y filtrado evidenciado en la figura 95 integra en su totalidad todas las etapas que van a recorrer las señales fisiológicas, desde su adquisición como entrada, para algunas de estas señales etapas de amplificación y filtrado, para luego ser llevadas al microcontrolador donde serán procesadas y darán salida a variables digitales, que por medio de conexión de recepción y transmisión con el módulo I2C, serán representadas gráficamente en

un módulo LCD 16x2. Este diagrama esquemático define en su totalidad el funcionamiento general del diseño excluyendo los métodos de obtención de las señales fisiológicas.

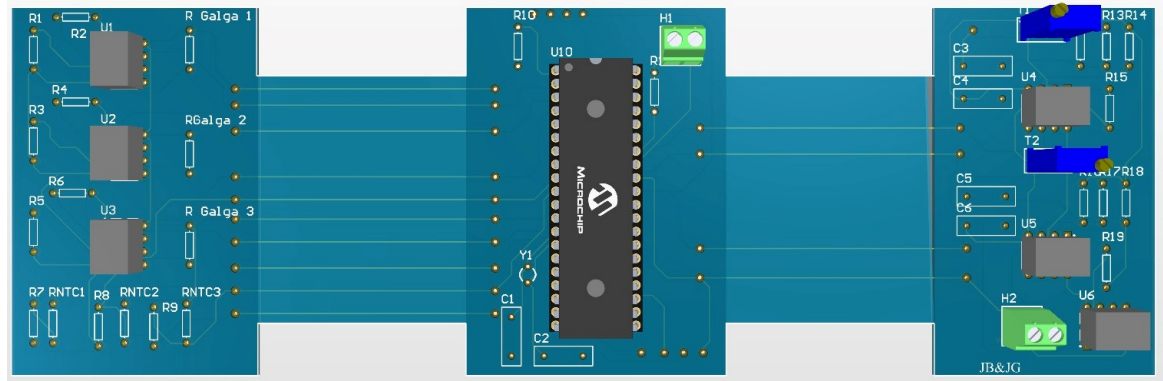


Figura 95. Visualización 3D del hardware de procesamiento y filtrado

4.3.3 Hardware de adquisición de frecuencia respiratoria y temperatura corporal

La obtención de las señales fisiológicas de la temperatura y la frecuencia respiratoria se encuentran estructuradas en una banda elástica semi rígida. Se considera semirrígida ya que contiene una longitud de tela rígida, en donde están ubicadas las NTC que harán contacto directamente con la piel del sujeto, y el mecanismo de ajuste al tamaño del paciente, como lo es una correa de reducción. Y en el área flexible están ubicadas las galgas extensiométricas, dispositivo de sensado que al ser ubicado al ancho del tórax del paciente tendrá una variación por compresión y descompresión permitiendo su correcto funcionamiento para la obtención del valor aproximado de la señal fisiológica.

En la figura 96 y 97 se evidencian la implementación de la banda al sujeto identificando ambas partes de su construcción.



Figura 96. Segmento elástico del hardware de sensado



Figura 97. Segmento semirrígido del hardware de sensado

4.3.4 Hardware de adquisición de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno

Como se menciona en la sección 4.2.1 la implementación y obtención de la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno se hará por medio de la amplificación y el filtrado de la señal proveniente de una pinza oximétrica que solo extrae los valores de absorción de luz roja e infrarroja de la sangre y que quedan en el fotodetector. Por lo que como se evidencia en las figuras 98 y 99 este dispositivo de entrada se conecta directamente al dedo índice del sujeto o paciente, verificando que la zona más traslúcida del dedo en este caso la zona de la uña quede en medio de los emisores y el receptor.

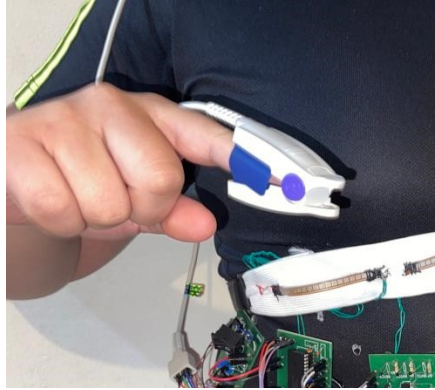


Figura 98. Conexión de pinza oximétrica al prototipo completo

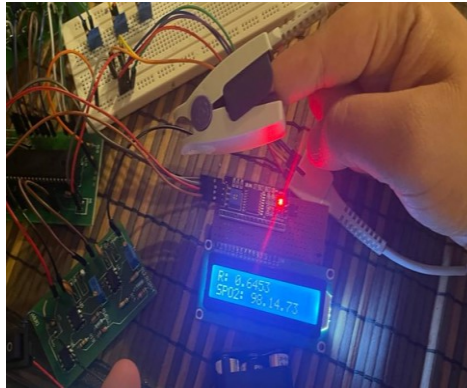


Figura 99. Validación de funcionamiento de la obtención del sensado junto con el prototipo

4.3.5 Hardware de alimentación y monitoreo

El diseño del circuito se alimenta con un voltaje mínimo requerido entre los 3.3V y los 5V necesarios para el funcionamiento de los elementos resistivos, capacitivos, instrumentales y de operación, así como lo son los amplificadores operacionales y el microcontrolador, e instrumentos de muestra como lo es la PCB con una descarga máxima de corriente a un valor de 7290mAh. Estos elementos implementados junto con el hardware principal de procesamiento como se evidencia en las figuras 100 y 101 permiten al paciente tener una visión clara de lo que está siendo sometido así

mismo como de evaluar y ser evaluado por un tercero el valor evidenciado en el display de sus signos vitales.

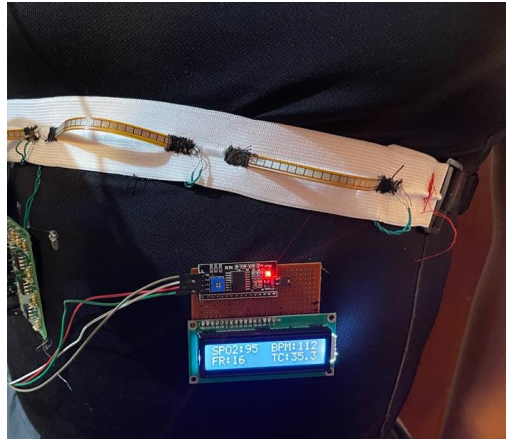


Figura 100. Circuito de monitoreo funcional con el prototipo

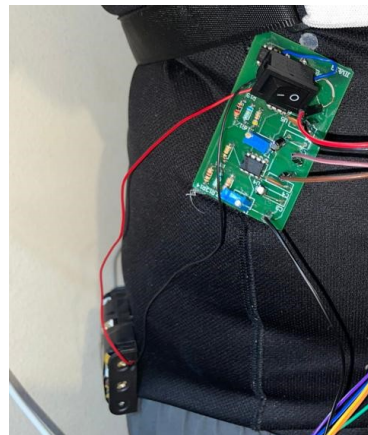


Figura 101. Implementación sistema de alimentación en el prototipo

4.3.6 Lista de elementos utilizados

Para la elaboración del prototipo del sistema de monitoreo de signos vitales, se utilizaron los siguientes componentes:

Tabla 8. Listado de materiales para la construcción de el prototipo

Componente	Cantidad
Amplificador Operacional LM358	5
PIC 18F4620	1
Flex Sensor 2'2	3
NTC SSTENTC-10K	3
Pinza Oximetrica Nellcor 7 Pines	1

Display LCD 16x2	1
Modulo I2C	1
Trimer 1M	2
Resistencia 220	2
Resistencia 1K	5
Resistencia 10K	7
Resistencia 47K	5
Resistencia 100K	2
Resistencia 680K	2
Capacitor 33pF	2
Capacitor 100nF	2
Capacitor 4.7uF	2
Xrystal 16MHz	1
Borneras	2
Switch	1

5. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

5.1 Frecuencia respiratoria

Para el conteo de pulsos en la frecuencia respiratoria, se utiliza la técnica de la curva de crecimiento en la señal de entrada. Esta técnica permite identificar los cambios en la amplitud de la señal, que corresponde a la respiración del paciente. Para ello, se hace uso de una variable booleana que indica el estado actual del pulso. Cuando la variable cambia de estado de "falso" a "verdadero", se considera que se ha detectado un pulso respiratorio. Así, el monitoreo de estos cambios de estado permite llevar un conteo preciso de la frecuencia respiratoria y, por ende, obtener información valiosa sobre la salud del paciente.

En cuanto a la frecuencia respiratoria (En este caso la frecuencia respiratoria promedio ya que se están registrando el conteo de pulsos cada 60 segundos), se obtuvieron resultados bastante favorables al visualizar la manifestación de los pulsos en las pruebas realizadas con Arduino y PIC. Se pudo observar a simple vista que la deformación de las galgas, producida por la respiración, aumentaba el contador de uno en uno. Los datos entregados por el sistema oscilaban entre el rango de 12 a 20 respiraciones por minuto, lo cual corresponde al rango de frecuencia respiratoria esperado para los usuarios en los que se probó el sistema, considerando su edad.

Este resultado confirma la efectividad del sistema en la medición y monitoreo de la frecuencia respiratoria en tiempo real. La capacidad de identificar y cuantificar las variaciones en las galgas extensiométricas, en función de la respiración del usuario, demuestra la precisión del dispositivo y su aplicabilidad en la monitorización de este parámetro vital.

*Tabla 9. Registros FR en sistema
implementado con Protoboard y Arduino*

FR circuito implementado en protoboard Arduino	Reiteración periódica visualizada
--	-----------------------------------

18	18
15	15
16	16
16	16
15	15
16	16

*Tabla 10. Registros FR en sistema
implementado con Protoboard y PIC*

FR circuito im- plementado en protoboard <i>PIC</i>	Reiteración periódica vi- sualizada
17	17
16	16
17	17
17	17
16	16
16	16

*Tabla 11. Registros FR en sistema
implementado con PCB rígida y PIC*

FR circuito im- plementado en <i>PCB rígida con PIC</i>	Reiteración periódica vi- sualizada
16	16
15	15
14	14
16	16
16	16
12	12

*Tabla 12. Registros FR en sistema
implementado con PCB flexible y PIC*

FR circuito im- plementado en <i>PCB flexible con PIC</i>	Reiteración periódica vi- sualizada
14	14
16	16
14	14
18	18

18	18
19	19

5.2 Temperatura corporal

Para el monitoreo de la temperatura corporal, fue necesario hacer uso de un sensor comercial con el fin de corroborar la precisión del circuito diseñado. Durante las diferentes implementaciones, como en protoboard con Arduino, en protoboard con PIC y en PCB rígida con PIC, se obtuvieron valores bastante aproximados, casi idénticos a los entregados por el sensor comercial. Esto se debe a que la sensibilidad de la NTC seleccionada es bastante alta, lo cual permite obtener datos acordes a los esperados en términos de temperatura corporal. Además, se hizo la calibración de esta NTC con los siguientes valores registrados de su curva característica y haciendo uso de la ecuación de Steinhart-Hart

Tabla 13. Datos calibración NTC

Temperatura	Resistencia
25°C	6691Ohms
35°C	5030Ohms
55°C	2680Ohms

La ecuación de Steinhart-Hart es una relación empírica utilizada para describir la resistencia de un termistor en función de la temperatura. La ecuación es la siguiente:

$$\frac{1}{T} = A + B + \ln(R) + C(\ln(R))^3 \quad (1)$$

Donde T es la temperatura en grados Kelvin, R es la resistencia del termistor, y A, B y C son los coeficientes que necesitamos calcular. Primero, convertiremos las temperaturas dadas en grados Celsius a grados Kelvin sumando 273.15:

$$T_1 = 25^\circ C + 273.15 = 278.15K \quad (1)$$

$$T_2 = 35^\circ C + 273.15 = 298.15K \quad (1)$$

$$T_3 = 55^{\circ}C + 273.15 = 318.15K \quad (1)$$

Ahora, sustituimos los valores de resistencia y temperatura en la ecuación de Steinhart-Hart:

$$\frac{1}{278.15} = A + B * \ln(6691) + C * (\ln(6691))^3 \quad (1)$$

$$\frac{1}{298.15} = A + B * \ln(5030) + C * (\ln(5030))^3 \quad (1)$$

$$\frac{1}{318.15} = A + B * \ln(2680) + C * (\ln(2680))^3 \quad (1)$$

Para resolver este sistema de ecuaciones lineales, primero simplificamos las ecuaciones:

$$y_1 = A + Bx_1 + Cx_1^3 \quad (1)$$

$$y_2 = A + Bx_2 + Cx_2^3 \quad (1)$$

$$y_3 = A + Bx_3 + Cx_3^3 \quad (1)$$

Donde:

$$y_1 = \frac{1}{278.15} \quad (1)$$

$$y_2 = \frac{1}{298.15} \quad (1)$$

$$y_3 = \frac{1}{318.15} \quad (1)$$

$$x_1 = \ln(6691) \quad (1)$$

$$x_2 = \ln(5030) \quad (1)$$

$$x_3 = \ln(2630) \quad (1)$$

A continuación, podemos restar las ecuaciones (1) y (2), y las ecuaciones (2) y (3) para eliminar el término A:

$$(y_2 - y_1) = B * (x_2 - x_1) + C * (x_2^3 - x_1^3) \quad (1)$$

$$(y_3 - y_2) = B * (x_3 - x_2) + C * (x_3^3 - x_2^3) \quad (1)$$

Resolvemos las ecuaciones (4) y (5) para B y C:

$$B = ((y_3 - y_2) - C * (x_3^3 - x_2^3)) / (x_3 - x_2) \quad (1)$$

$$C = ((y_2 - y_1) - B * (x_2 - x_1)) / (x_2^3 - x_1^3) \quad (1)$$

Finalmente, resolvemos la ecuación (1) para A:

$$A = y_1 - B * x_1 - C * x_1^3 \quad (1)$$

Una vez calculados los coeficientes A, B y C, podemos utilizar la ecuación de Steinhart-Hart para predecir la temperatura a partir de la resistencia del termistor.



Figura 78. Termómetro infrarrojo comercial THKY-2000[39]

Además, se realizaron tablas comparativas en las que se situaron los datos de los registros de cada caso. Al comparar estos resultados con los obtenidos a través del sensor comercial, se pudo confirmar la efectividad y precisión del sistema diseñado para medir la temperatura corporal. Este hallazgo respalda la viabilidad del

dispositivo para su uso en el monitoreo de este parámetro vital y abre la posibilidad de continuar mejorando y optimizando el sistema en futuras investigaciones y desarrollos.

Tabla 14. Registros TC en sistema implementado con Protoboard y Arduino

TC circuito implementado en protoboard <i>Arduino</i>	Termómetro infrarrojo
36.3146°C	36.3°C
36.247°C	36.2°C
36.2378°C	36.2°C
36.307°C	36.3°C
36.244°C	36.2°C
36.2421°C	36.2°C

Tabla 15. Registros TC en sistema implementado con Protoboard y PIC

TC circuito implementado en protoboard <i>PIC</i>	Termómetro infrarrojo
37.098°C	37.1°C
37.131°C	37.1°C
37.143°C	37.1°C
36.961°C	37.0°C
37.012°C	37.0°C
37.114°C	37.1°C

Tabla 16. Registros TC en sistema implementado con PCB rígida y PIC

TC circuito implementado en <i>PCB rígida con PIC</i>	Termómetro infrarrojo
36.723°C	36.7°C
36.621°C	36.6°C
36.578°C	36.6°C
36.743°C	36.7°C
36.686°C	36.7°C
36.694°C	36.7°C

Tabla 17. Registros TC en sistema implementado con PCB flexible y PIC

TC circuito implementado en PCB flexible con PIC	Termómetro infrarrojo
34.746°C	35.3°C
35.212°C	35.3°C
35.138°C	35.3°C
35.719°C	35.5°C
35.342°C	35.5°C
35.536°C	35.5°C

Se evalúa la precisión del circuito implementado y el rendimiento en comparación con el dispositivo comercial mediante el cálculo del error absoluto medio, con la sumatoria de la diferencia de las mediciones sobre el número de muestras analizadas, para lo cual vamos a obtener un valor de $\Delta T = 0.1925$, el cual vamos a dividir por el número de muestras $n = 6$ para obtener el error absoluto medio que será igual a: 0.03208°C .

En base a estos resultados se puede inferir que el dispositivo diseñado e implementado ofrece un buen rendimiento y precisión en comparación con el termómetro de referencia que se utiliza comúnmente.

5.3 Saturación de oxígeno en sangre y Frecuencia cardiaca

Para el monitoreo del SPO2 y la frecuencia cardíaca, fue necesario hacer uso de un oxímetro comercial con el fin de corroborar la precisión del circuito diseñado. En las diferentes implementaciones, como en protoboard con Arduino, en protoboard con PIC y en PCB rígida con PIC, se obtuvieron valores aproximados para ambas señales.



Figura 102. Oxímetro comercial ChoiceMMed[8]

La oximetría de pulso es una técnica no invasiva que permite medir la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) y la frecuencia cardíaca. Para calcular la SpO₂, se hace uso de una relación llamada R, que se obtiene a partir de las medidas de absorción de luz infrarroja y luz roja en el dedo del paciente.

El valor de R es el cociente entre la variación en la absorción de luz roja y la variación en la absorción de luz infrarroja, dividido por la relación de las absorbancias mínimas de ambas luces. Matemáticamente, se puede expresar como:

$$R = ((RED_{max} - RED_{min}) / RED_{min}) / ((IR_{max} - IR_{min}) / IR_{min})$$

Donde RED_{max} y RED_{min} son los valores máximos y mínimos de la absorción de luz roja, mientras que IR_{max} e IR_{min} representan los valores máximos y mínimos de la absorción de luz infrarroja.

Una vez calculado el valor de R, se puede determinar la SpO₂ utilizando una ecuación empírica, que es una función lineal de R:

$$SpO_2 = A - B * R$$

Los coeficientes A y B se obtienen a través de la calibración del oxímetro, que implica comparar las lecturas del dispositivo con los valores de SpO₂ medidos mediante métodos de referencia, como la oximetría.

Para la detección de los pulsos cardíacos, se analiza la curva de crecimiento de la señal de absorción de luz infrarroja. Cuando se detecta un cambio de estado en la señal booleana (un incremento en la absorción), se realiza el conteo de un pulso. Este proceso se repite continuamente para monitorear la frecuencia cardíaca en tiempo real.

El código proporcionado en los anexos, es un ejemplo de implementación de un oxímetro de pulso utilizando un microcontrolador PIC. Este código se encarga de leer y procesar las señales de los sensores de luz, calcular el valor de R y la SpO₂, y detectar los pulsos cardíacos a partir de la curva de crecimiento de la señal de absorción de luz infrarroja.

Calibración de oxímetros:

Durante el proceso de calibración del circuito implementado en la protoboard, se compararon los valores de la relación R obtenidos en dicho circuito con los valores de SpO₂ de un oxímetro comercial. Se identificaron dos puntos clave: R=1.16, correspondiente al 95% de SpO₂ en el oxímetro comercial, y R=1.23, correspondiente al 94% de SpO₂ en el mismo dispositivo. Con base en estos datos y considerando la ecuación general $SpO_2 = A - B * R$, se determinó que la ecuación específica para el oxímetro en la protoboard es $SpO_2 = 112 - 14 * R$.

En el caso del oxímetro implementado en la PCB rígida, también se tomaron dos puntos para la calibración: R=0.96, asociado con el 95% de SpO₂ en el oxímetro comercial, y R=0.84, correspondiente al 96% de SpO₂ en dicho dispositivo. Al despejar las ecuaciones, se obtuvo que la ecuación para este oxímetro en la PCB rígida es $SpO_2 = 103 - 8.33 * R$.

Cabe destacar que los datos obtenidos en protoboard, tanto con PIC como con Arduino, fueron más aproximados que los obtenidos con PCB rígida. Esto se debe a que el rango de R es mayor en el circuito implementado en PCB rígida, lo que afecta la salida de SPO2. Sin embargo, los pulsos para determinar la frecuencia cardíaca sí fueron detectados de manera correcta y se aproximaron en mayor medida a los valores esperados.

Se realizó una recopilación de datos de registros, los cuales se presentarán en tablas comparativas en las que se situarán los datos de los registros de cada caso. Estas tablas permitirán analizar y comparar los resultados obtenidos en las diferentes implementaciones del sistema, lo que contribuye a identificar áreas de mejora y posibles ajustes en el diseño para obtener un monitoreo más preciso del SPO2 y la frecuencia cardíaca.

Tabla 18. Registros SPO2/BPM en sistema implementado con Protoboard y Arduino

SPO2 Oxímetro circuito imple- mentado en pro- toboard <i>Arduino</i>	BPM Oxíme- tro circuito implemen- tado en proto- board <i>Ar- duino</i>	SPO2 Oxímetro comercial	BPM Oxímetro comercial
94%	104	94%	102
93%	102	94%	101
94%	108	94%	107
95%	104	95%	104
95%	101	95%	103
96%	98	95%	96

Tabla 19. Registros SPO2 en sistema implementado con Protoboard y PIC

SPO2 Oxímetro circuito imple- mentado en pro- toboard <i>PIC</i>	SPO2 Oxíme- tro comercial
96.179%	96%
93.929%	94%
93.599%	93%

93.879%	94%
95.189%	95%
92.283%	92%

Tabla 20. Registros BPM en sistema implementado con Protoboard y PIC

BPM Oxímetro circuito imple- mentado en pro- toboard <i>PIC</i>	BPM Oxíme- tro comercial
102	102
95	96
98	98
103	104
105	106
107	107

Tabla 21. Registros SPO2 en sistema implementado con PCB rígida y PIC

SPO2 Oxímetro circuito imple- mentado en <i>PCB rígida con PIC</i>	SPO2 Oxíme- tro comercial
94.76%	95%
95.46%	94%
92.39%	94%
93.28%	94%
93.89%	93%
98.16%	95%

Tabla 22. Registros BPM en sistema implementado con PCB rígida y PIC

BPM Oxímetro circuito imple- mentado en <i>PCB rígida con PIC</i>	BPM Oxíme- tro comercial
108	102
102	107
104	105
105	105
112	108

106	107
-----	-----

Tabla 23. Registros SPO2 en sistema implementado con PCB flexible y PIC

SPO2 Oxímetro circuito imple- mentado en <i>PCB flexible</i> <i>con PIC</i>	SPO2 Oxíme- tro comercial
97.16%	96%
96.13%	96%
93.39%	94%
95.28%	95%
94.64%	95%
94.82%	94%

Tabla 24. Registros BPM en sistema implementado con PCB flexible y PIC

BPM Oxímetro circuito imple- mentado en <i>PCB flexible</i> <i>con PIC</i>	BPM Oxíme- tro comercial
104	105
106	106
106	105
108	108
104	103
101	98

Se evalúa la precisión del circuito implementado y el rendimiento en comparación con el dispositivo comercial mediante el cálculo del error absoluto medio, con la sumatoria de la diferencia de las mediciones sobre el número de muestras analizadas, para lo cual obtenemos que en la sumatoria del $\Delta SpO_2/n=0.3333\%$ y el $\Delta BPM/n=1.333$. Lo que nos un valor de error absoluto muy cercano al $\pm 1\%$, que es la desviación esperada por diseño del dispositivo, por lo que se puede decir que el circuito implementado es preciso y eficaz a la hora de compararse junto a un dispositivo comercial.

6. CONCLUSIONES

- La implementación del circuito electrónico a lo largo de sus diferentes etapas de diseño permite evidenciar como el desarrollo de la sensórica y la correcta selección de componentes proporciona la infraestructura necesaria para el correcto funcionamiento de cada uno de los métodos de sensado.
- Tras el análisis y la selección de las técnicas de sensado, se observó que algunos métodos de baja complejidad y que se basan en los principios básicos de la electrónica, logran proporcionar resultados óptimos y eficientes, resultados que colaboraron en la reducción de la implementación y a optimizar el consumo energético del circuito.
- Se disminuyen costos al implementar el sistema primero en PCB rígida antes que, en PCB flexible, debido a que se pueden detectar errores de diseño, lo que permite realizar los cambios pertinentes antes de empezar su etapa de producción y logrando una mayor calidad en el prototipo final.
- Antes de la implementación, es esencial contar con conocimientos teórico-prácticos sólidos para abordar de manera efectiva los problemas que surjan durante la implementación.
- Actualmente, es más rentable utilizar sistemas completamente basados en electrónica flexible en lugar de sistemas rígido-flexibles. Además, la electrónica flexible ofrece mayores posibilidades de aplicación en distintos contextos.
- Dado que los sistemas implementados en circuito flexible poseen menor peso y grosor, implica que su implementación es más sencilla al momento de situar sus componentes sobre una superficie y se adquiere una mayor durabilidad ante movimientos.

7. RECOMENDACIONES

- A aquellos interesados en continuar trabajando en el contexto de este proyecto, se sugiere profundizar en la investigación de nuevas técnicas de sensado y componentes electrónicos que puedan mejorar la eficiencia y precisión del sistema.
- Sería recomendable explorar la posibilidad de integrar tecnologías de comunicación inalámbrica, como Bluetooth o Wi-Fi, para facilitar la transmisión de datos en tiempo real a dispositivos móviles o sistemas de monitoreo hospitalario.
- Investigar y probar diferentes materiales y técnicas de fabricación para mejorar la durabilidad y flexibilidad de la electrónica flexible, así como reducir el costo de producción.
- Realizar estudios de ergonomía y diseño industrial para garantizar que el sistema sea cómodo y seguro para los recién nacidos, evitando riesgos de alergias o irritaciones en la piel.
- Establecer colaboraciones con profesionales de la salud para obtener retroalimentación y asesoramiento sobre el uso práctico del sistema en entornos hospitalarios y clínicos, lo que permitirá realizar ajustes y mejoras en el diseño.
- Investigar la posibilidad de desarrollar una versión miniaturizada del sistema para facilitar su uso en entornos domésticos y aumentar la accesibilidad a la atención médica en áreas remotas.
- Evaluar la creación de un sistema de alimentación inalámbrico en electrónica impresa que permita hacer de este proyecto un dispositivo inalámbrico comercial.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización mundial de la salud, “Mejorar la supervivencia y el bienestar de los recién nacidos,” *Organización mundial de la salud*, Sep. 19, 2020. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/newborns-reducing-mortality> (accessed May 08, 2023).
- [2] Mas Blanca, “Muerte neonatal,” *ConSalud*, Jan. 02, 2023. https://www.consalud.es/pacientes/duelo-madre-muerte-neonatal-hay-aceptarlo_124565_102.html (accessed May 08, 2023).
- [3] Martínez Nohora and Nessim Raquel, “Plan de acción de salud primeros 1000 días de vida Colombia 2012-2021,” Sep. 02, 2021. <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/PP/ENT/planeacion-primeros-mil-dias.pdf> (accessed May 08, 2023).
- [4] Dirección de Epidemiología y Demografía, “Análisis de Situación de Salud (ASIS) Colombia, 2020,” Bogota, 2020. Accessed: May 08, 2023. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/ED/PSP/asis-2020-colombia.pdf>
- [5] Instituto Nacional de Salud, “Boletín Epimediologico Semanal 12,” *Boletín Epidemiológico Semanal*, Mar. 23, 2019. <https://www.ins.gov.co/buscador-eventos/BoletinEpidemiologico/2019%20Bolet%C3%ADn%20epidemiol%C3%B3gico%20semana%2012.pdf> (accessed May 08, 2023).
- [6] Pascual Karmen, “Los bebés prematuros podrán ser monitorizados sin cables, facilitando el piel con piel,” *Bebés y más*, Feb. 28, 2019. <https://www.bebesymas.com/salud-infantil/bebes-prematuros-seran-monitorizados-cables-sensores-inalambricos-que-permitira-estar-piel-piel-mama> (accessed May 08, 2023).

- [7] R. Salas, J. Fernando Pérez, and J. Ramírez, “TECNICAS DE DISEÑO, DESARROLLO Y MONTAJE DE CIRCUITOS IMPRESOS”.
- [8] “Choicemmed Oxywatch Portable Fingertip Pulse Oximeter at Rs 1255 | Fingertip Pulse Oximeter in Jaipur | ID: 22736137533.” <https://www.indiamart.com/proddetail/choicemmed-oxywatch-portable-fingertip-pulse-oximeter-22736137533.html> (accessed May 08, 2023).
- [9] “PCB rígido flexible - Tecnología MOKO.” <https://www.mokotechnology.com/es/flex-rigid-pcb/> (accessed May 08, 2023).
- [10] “REVISTA ELECTRÓNICA DE ESTUDIOS FILOLÓGICOS”, Accessed: May 08, 2023. [Online]. Available: <http://www.elpais.es>
- [11] “La innovación en electrónica impresa, orgánica y flexible fomenta nuevos dispositivos electrónicos - Industria Gráfica Online.” <https://www.industriagraficaonline.com/articulo/26963/> (accessed May 08, 2023).
- [12] “Secado y acondicionado de tarjetas electrónicas flexibles - TCH.” <https://www.tch.es/secado-y-acondicionado-de-tarjetas-electronicas-flexibles/> (accessed May 08, 2023).
- [13] “Different Types of Sensors and Their Uses (i.e. Electrical Sensors).” <https://www.thomasnet.com/articles/instruments-controls/types-of-sensors/> (accessed May 08, 2023).
- [14] “Importancia del monitoreo de los signos vitales en hospitales.” <https://www.seisamed.com/importancia-del-monitoreo-de-los-signos-vitales-en-hospitales> (accessed May 08, 2023).
- [15] Garcia Carlos, “Diseño e implementación de un sistema de monitoreo de los signos vitales de saturación de oxígeno y temperatura corporal para una mejor atención a pacientes COVID en la constructora Construcción y administración S.A.,” 2021.

- [16] Rain Ella, “Signos vitales normales en niños | LoveToKnow.” <https://es.lovetoknow.com/ninos/comportamiento-infantil-desarrollo-crianza/signos-vitales-normales-ninos> (accessed May 08, 2023).
- [17] Intermountain Healthcare, “Una guía para la unidad de cuidados intensivos neonatales (NICU) y la sala de cuidados especiales para recién nacidos (SCN).” <https://intermountainhealthcare.org/ckr-ext/Dcmnt?ncid=51062857> (accessed May 08, 2023).
- [18] Semana, “¿Cómo medir la saturación de oxígeno en la sangre y cuáles son los niveles normales?,” Sep. 03, 2021. <https://www.semana.com/vida-moderna/articulo/como-medir-la-saturacion-de-oxigeno-en-la-sangre-y-cuales-son-los-niveles-normales/202158/> (accessed May 08, 2023).
- [19] C. A. Duato, “Índice de documentos MEMORIA DESCRIPTIVA PRESUPUESTO PLANOS.”
- [20] “Electrocardiograma - Wikipedia, la enciclopedia libre.” <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma> (accessed May 08, 2023).
- [21] Parker Tara, “¿Qué es un oxímetro de pulso?¿De verdad necesito uno en casa? - The New York Times,” Oct. 07, 2021. <https://www.nytimes.com/es/2020/04/29/espanol/estilos-de-vida/oximetro-para-que-sirve.html> (accessed May 08, 2023).
- [22] M. Khalifa, M. Abd-Alhafeez, D. R. Magdy Baker, and M. Amien, “Pulse Oximeter by arduino with GSM,” 2018.
- [23] “Proyecto 16 - Termistor NTC 10K - Acortes Software.” <https://acortes.co/proyecto-16-termistor-ntc-10k/> (accessed May 08, 2023).
- [24] “UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA Facultad de Ingeniería Megaproyecto Konócete Red Sensorial de Signos Vitales.”
- [25] M. A. Ahmed, B. B. Zaidan, A. A. Zaidan, M. M. Salih, and M. M. Bin Lakulu, “A review on systems-based sensory gloves for sign language recognition state of the art between 2007 and 2017,” *Sensors*

- (Switzerland), vol. 18, no. 7. MDPI AG, Jul. 09, 2018. doi: 10.3390/s18072208.
- [26] D. L. Serrano, C. Pérez, F. Cotutor, : Fulgencio, and M. Meoro, “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PULSIOXÍMETRO,” 2016.
- [27] “EMS SOLUTIONS INTERNATIONAL by @DrRamonReyesMD marca registrada: Oximetría de Pulso Sexto Signo Vital.” <https://emssolutionsint.blogspot.com/2010/12/oximetria-de-pulso-sexto-signo-vital.html> (accessed May 08, 2023).
- [28] M. A. K. Altayeb, A. Abdelrahman, M. A. Bashir, and O. A. Bashir, “Cost-effective Design of Pulse Oximeter using a Recycled SPO2 Sensor and Arduino Microcontroller,” in *Proceedings of: 2020 International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering, ICCCEEE 2020*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., Feb. 2021. doi: 10.1109/ICCCEEE49695.2021.9429681.
- [29] “How to design a better pulse oximeter: Implementation - Embedded.com.” <https://www.embedded.com/how-to-design-a-better-pulse-oximeter-implementation/> (accessed May 08, 2023).
- [30] “Microcontrolador o MCU: ¿Qué es y para qué sirve? - Guía Hardware.” <https://www.guiahardware.es/microcontrolador-mcu/> (accessed May 08, 2023).
- [31] “PIC18F4620 | Microchip Technology.” <https://www.microchip.com/en-us/product/PIC18F4620> (accessed May 08, 2023).
- [32] “How Sensors Helped In The Advancement Of Medical Technology - Medical Device News Magazine.” <https://infomeddnews.com/how-sensors-helped-in-the-advancement-of-medical-technology/> (accessed May 08, 2023).

- [33] “Sensor de oximetria Nellcor tipo Pinza.” <https://www.areamedicaequipos.com/product.php?id=1034> (accessed May 08, 2023).
- [34] A. Hernández, “Detección No Invasiva de la Respiración Mediante un Sensor Inductivo Conectado Directamente a un Microcontrolador,” Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, A.C., 2017. doi: 10.24254/CNIB.17.55.
- [35] “LM358 Amplificador Operacional lm358 Circuito Integrado – Arca Electrónica.” <https://www.arcaelectronica.com/collections/resto-de-productos/products/amplificador-operacional-circuito-integrado-lm358> (accessed May 08, 2023).
- [36] “Amplificador No inversor - Amplificadores operacionales - Solución ingenieril.” http://solucioningenieril.com/amplificadores_operacionales/amplificador_no_inversor (accessed May 08, 2023).
- [37] Universitas Indonesia, Universitas Brawijaya, Institute of Electrical and Electronics Engineers. Indonesia Section., and Institute of Electrical and Electronics Engineers, *ISSIMM 2018: the 3rd International Seminar on Sensors, Instrumentation, Measurement and Metrology: the Margo Hotel, Depok, Indonesia, December 4-5th, 2018*.
- [38] “Seguidor de voltaje - Amplificadores operacionales - Solución ingenieril.” http://solucioningenieril.com/amplificadores_operacionales/seguidor_de_voltaje (accessed May 08, 2023).
- [39] “Termómetro Digital Infrarrojo Sin Contacto - Máscaras Protectoras Faciales, Tapabocas Y Caretas.” <https://www.bioproteccion.co/producto/termometro-digital-infrarrojo-sin-contacto-dikang/> (accessed May 08, 2023).

9. ANEXO

ANEXO A: MANUALES

MANUAL DE USUARIO: Sistema en electrónica impresa para el monitoreo de signos vitales en recién nacidos

Introducción:

Este manual de usuario es diseñado para dar guía y explicar el correcto funcionamiento e implementación del sistema de monitoreo de signos vitales en electrónica impresa. Este sistema permite la adquisición y monitoreo de los signos vitales de un paciente, para que sean analizados por cualquier persona a su entendimiento.

Descripción del sistema:

El prototipo del sistema en electrónica impresa para el monitoreo de signos vitales en recién nacidos es un dispositivo medico diseñado de manera sencilla y agradable hacia el paciente que será capaz de adquirir las señales fisiológicas para su respectivo procesamiento y así obtener la monitoreo en tiempo real de los signos vitales. Su diseño compacto permite que su implementación se expanda a una gran variedad de entornos.

Especificaciones del sistema:

El sistema en electrónica impresa para el monitoreo de signos vitales en recién nacidos se compone de los siguientes módulos que constituyen su correcto funcionamiento:

1. Módulo de alimentación:

- Comprende una fuente de voltaje que proporciona desde 3.3V hasta los 5V y una corriente máxima de salida de 7650mAh.
- Interruptor de alimentación en modelo switch que permite el paso de energía hacia el circuito.

2. Modulo principal (PCB flexible):

- Submódulo de amplificación y filtrado de las señales adquiridas por medio de la pinza oximétrica
- Submódulo de amplificación de la señal fisiológica obtenida de la banda torácica
- Submódulo de adquisición de la señal fisiológica de la temperatura corporal
- Submódulo de procesamiento de señales el cual incluye un microcontrolador PIC 18F4620 base que se encargara por medio de programación dar el procesamiento a las señales de entrada y transmitir los datos a un módulo display LCD.

3. Módulo de visualización:

- Pantalla LCD 16x2 HD44780 (80x36x13mm)
- Retroiluminación LED
- interfaz de comunicación modulo I2C
- Voltaje de operación de 4.7V a 5.3V
- Corriente de consumo 1mA
- Modo de 4 bits o 8 bits
- Transmisión de caracteres mediante arreglos de datos

4. Módulo de banda torácica con galgas extensiométricas y NTC

- NTC 10K SSTENTC
- Rango de medición de temperatura: -40°C a 125°C
- Precisión de la medición de la temperatura: $\pm 0,336^{\circ}\text{C}$
- Flex sensor 2'2
- Rango de medición de frecuencia respiratoria: 10 – 30 RPM
- Precisión de medición de frecuencia respiratoria: ± 1 RPM

5. Módulo de pinza oximétrica:

- Rango de medición de frecuencia cardíaca: 30 - 240
- Precisión de medición de frecuencia cardíaca: ± 1
- Rango de medición de saturación de oxígeno: 70% - 100%
- Precisión de medición de saturación de oxígeno: $\pm 2\%$

MÉTODO DE USO:

Para la correcta utilización del prototipo, se deben seguir los siguientes pasos con el fin de una correcta implementación y un funcionamiento eficaz y preciso:

1. Preparación del paciente:

Asegúrese de que el paciente esté cómodo y en una posición adecuada para la colocación de los módulos.

2. Colocación de la banda torácica:

- a. Ubique la banda torácica alrededor del tórax del paciente, asegurándose de que las galgas extensiométricas y las NTC estén en contacto con la piel.
- b. Ajuste la banda para que esté cómoda y segura, pero no demasiado apretada.



Figura 103. Ubicación de la banda torácica.

3. Colocación de la pinza oximétrica:

- a. Seleccione un dedo del paciente, preferiblemente el índice o el dedo medio.
- b. Abra la pinza oximétrica e inserte el dedo seleccionado en ella.
- c. Asegúrese de que el dedo del paciente ubique la uña junto debajo de los emisores y sobre el receptor para obtener una medición más precisa.

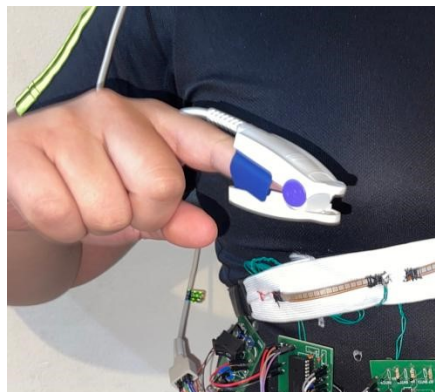


Figura 104. Ubicación de la pinza oximétrica.

4. Ubicación del módulo principal:

- a. Coloque el módulo principal (PCB flexible) sobre el abdomen del paciente, asegurándose de que los cables de conexión a la banda torácica y la pinza oximétrica alcancen sus respectivos dispositivos sin tensiones.
- b. Asegúrese de que las conexiones de la banda torácica y la pinza oximétrica se encuentren correctamente ajustadas al módulo principal.

5. Ubicación del módulo de visualización (Display LCD):

- a. Coloque el Display LCD en un lugar visible para el personal médico y/o el paciente.
- b. Asegúrese de que la conexión del Display LCD al módulo principal sea estable.

6. Ubicación del módulo de alimentación:

- a. Coloque el módulo de alimentación cerca del módulo principal, asegurándose de que el cable de conexión alcance sin tensiones.
- b. Asegúrese de que la conexión del módulo de alimentación al módulo principal sea estable.

7. Activación del sistema:

- a. Active el módulo de alimentación por medio del switch cambiando su estado abierto a cerrado.
- b. Espere aproximadamente 20 segundos para que el sistema se inicialice y comience a mostrar los signos vitales en el Display LCD.

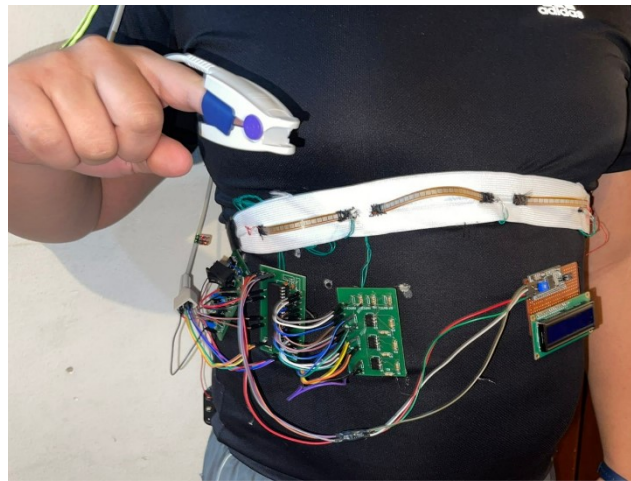


Figura 105. Verificación implementación del prototipo.

Una vez los pasos se hayan completado sistemáticamente y de manera correcta usted será capaz de visualizar el sistema de monitoreo funcionando de manera correcta y precisa, presentando los valores de los signos vitales del paciente.

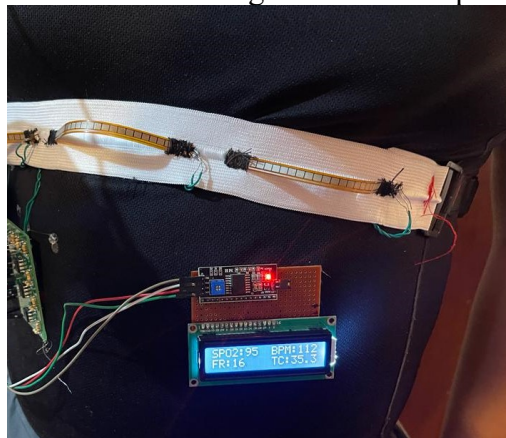


Figura 106. Visualización en tiempo real.

ANEXO B: DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS DE TARJETAS ELECTRÓNICAS

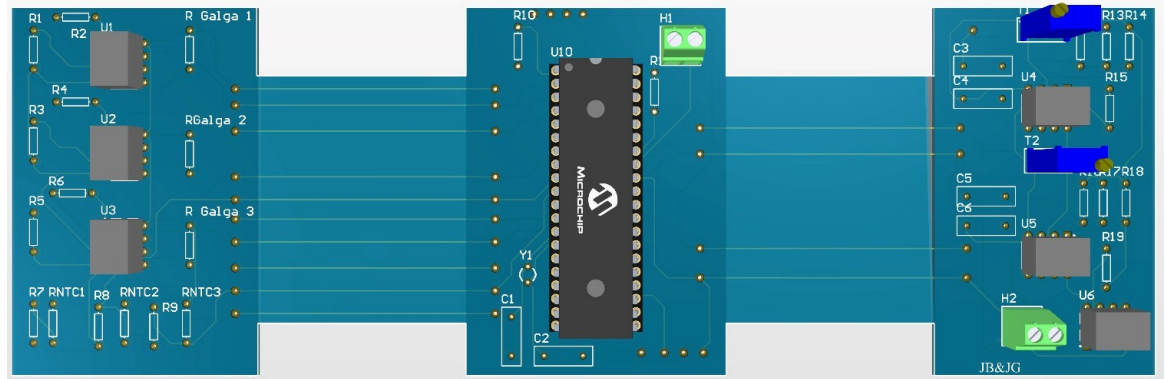


Figura 107. Vista 2D PCB flexible.

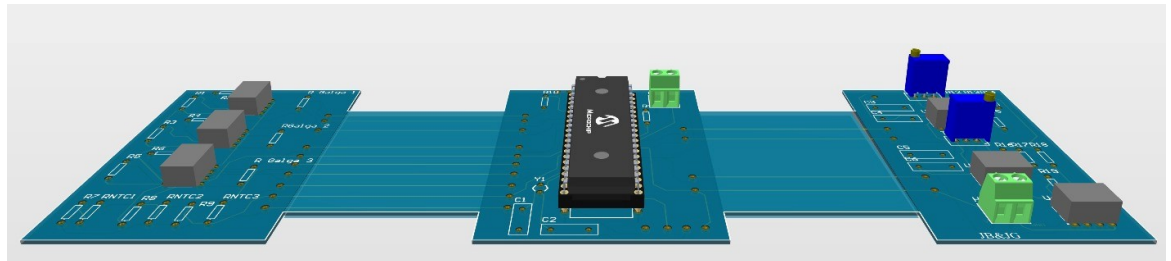


Figura 108. Vista 3D PCB flexible sin deformación..

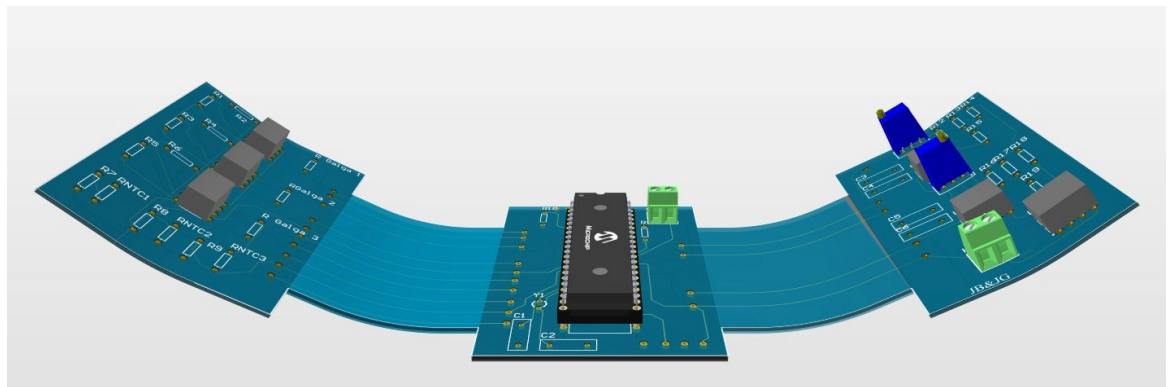


Figura 109. Vista 3D PCB flexible sin deformación.

ANEXO C: CODIGOS EN PIC C EMPLEADOS PARA EL FUNCIONAMINETO DEL PROTOTIPO

- **Contador en milisegundos:**

```
#include <18f4620.h>
#DEVICE ADC=10
#USE DELAY(clock=16000000,crystal)
#FUSES HS,NOPROTECT,NOWDT,NOBROWNOUT,PUT,NOLVP
```

```
#byte porta = 0xf80 // Identificador para el puerto A.
#byte portb = 0xf81 // Identificador para el puerto B.
#byte portc = 0xf82 // Identificador para el puerto C.
#byte portd = 0xf83 // Identificador para el puerto D.
#byte porte = 0xf84 // Identificador para el puerto E.

#use i2c(Master,Fast=100000, sda=PIN_C4, scl=PIN_C3,force_sw)
#include "i2c_Flex_LCD.c"
#include <stdlib.h>
#include <string.h>
#include <stdio.h>
#include <ctype.h>

unsigned long millis = 0;

#INT_TIMER0
void TMR0_isr() {
    millis++;
    if(millis >= 60000) // Si los milisegundos alcanzan 60000 (60
segundos)
        millis = 0; // Se reinicia el contador
    set_timer0(65536 - 235); // Recarga el valor para contar 1ms
}

unsigned long getMillis() {
    unsigned long currentMillis;

    disable_interrupts(INT_TIMER0);
    currentMillis = millis;
    enable_interrupts(INT_TIMER0);

    return currentMillis;
}

void main() {

    lcd_init(0x4E,16,2);
    lcd_backlight_led(ON); //Enciende la luz de Fondo

    char buffer[16];

    setup_oscillator(OSC_16MHZ);
    delay_ms(100);

    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL | RTCC_DIV_4);
```

```

set_timer0(65536 - 235); // Valor inicial para contar 1ms
enable_interrupts(INT_TIMER0);
enable_interrupts(GLOBAL);

while (TRUE) {

    unsigned long currentMillis = getMillis();
    sprintf(buffer, "%lu ms", currentMillis);

    lcd_gotoxy(1, 1);
    printf(lcd_putc, buffer);

}
}

```

- Código empleado para monitoreo de temperatura corporal, ritmo cardiaco, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno.

```

#include <18f4620.h>
#DEVICE ADC = 10
#USE DELAY(clock = 16000000, crystal)
#FUSES HS, NOPROTECT, NOWDT, NOBROWNOUT, PUT, NOLVP
#byte porta = 0xf80 // Identificador para el puerto A.
#byte portb = 0xf81 // Identificador para el puerto B.
#byte portc = 0xf82 // Identificador para el puerto C.
#byte portd = 0xf83 // Identificador para el puerto D.
#byte porte = 0xf84 // Identificador para el puerto E.

#use i2c(Master, Fast = 100000, sda = PIN_C4, scl = PIN_C3,
force_sw)
#include "i2c_Flex_LCD.c"
#include <stdlib.h>
#include <string.h>
#include <stdio.h>
#include <math.h>

#define maxperiod_siz 80 // max number of samples in a period
#define measures 10      // number of periods stored
#define samp_siz 4        // number of samples for average
#define rise_threshold 3 // number of rising measures to determine
a peak

#define T 20 // slot milliseconds to read a value from the sensor

// Asumiendo que los LEDs están conectados a los pines RB0 y RB1
#define IRLed PIN_B0

```

```
#define REDLed PIN_B1

float lastAN0 = 0;           // Valor anterior de AN0
float umbral = 7;           // Valor del umbral
int1 pot_pulse_state = false; // Estado del pulso del potenciómetro
int1 pulso_det = false;
float pot_pulse_counter = 0.0; // Contador de pulsos del potenciómetro

float R1 = 10000;
float logR2;
float R2;
float T1;
float Tc;
float Tf;

float c1 = 1.009249522e-03, c2 = 2.378405444e-04, c3 = 2.019202697e-07;

unsigned long millis = 0;

#INT_TIMER0
void TMR0_isr()
{
    millis++;
    if (millis >= 60000) // Si los milisegundos alcanzan 60000 (60 segundos)
        millis = 0; // Se reinicia el contador
    set_timer0(65536 - 235); // Recarga el valor para contar 1ms
}

unsigned long getMillis()
{
    unsigned long currentMillis;

    disable_interrupts(INT_TIMER0);
    currentMillis = millis;
    enable_interrupts(INT_TIMER0);

    return currentMillis;
}

void main()
{
```

```

// Declaración de variables
int1 finger_status = false;
int1 Estado = false;
int1 pulso_det = false;
float umbral = 0.5;

float Latpmin = 0.0;

float readsIR[samp_siz], sumIR = 0, lastIR = 0, reader = 0,
start = 0;
float readsRED[samp_siz], sumRED = 0, lastRED = 0;

int samples = 16;
float pulso_det_counter = 0.0;
int samplesCounter = 0;
int8 readsIRMM[maxperiod_siz], readsREDMM[maxperiod_siz];
int ptrMM = 0;
int i;
for (i = 0; i < maxperiod_siz; i++)
{
    readsIRMM[i] = 0;
    readsREDMM[i] = 0;
}
float IRmax = 0, IRmin = 0, REDmax = 0, REDmin = 0, R = 0;

float measuresR[measures];
int measuresPeriods[measures];
for (i = 0; i < measures; i++)
{
    measuresPeriods[i] = 0;
    measuresR[i] = 0;
}

int ptr;
float beforeIR;
int1 rising;
int rise_count, n;

for (i = 0; i < samp_siz; i++)
{
    readsIR[i] = 0;
    readsRED[i] = 0;
}
sumIR = 0;
sumRED = 0;

```

```
ptr = 0;

// Configuración y código del PIC

setup_oscillator(OSC_16MHZ);
delay_ms(100);

setup_timer_0(RTCC_INTERNAL | RTCC_DIV_4);
set_timer0(65536 - 235); // Valor inicial para contar 1ms
enable_interrupts(INT_TIMER0);
enable_interrupts(GLOBAL);

set_tris_a(0b11111111);
set_tris_b(0b11111100); // Configura los pines RB0 y RB1 como
salidas (LED1 y LED2)
output_low(REDLed);
output_low(IRLed);

// Configurar el módulo ADC
setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_32);
setup_adc_ports(AN0_TO_AN7 | VSS_VDD); // Habilitar AN0 como
entrada analógica
delay_us(10); // Pequeño retardo para
permitir que el ADC se estabilice

// #####DEFINICION DE CADENAS DE CRACTERES PARA
ALMACENAMIENTO DE DATOS#####
// CADENAS DE CONTADOR
char buffer[16];
// CADENAS DE FR
char C_FRpmin[10]; // CADENA DE FR POR MINUTO
char C_AN0_GALGA[10];
char C_CONTADOR_PULSOS_FR[10];
// CADENAS DE TC
char C_AN5_NTC[10];
char C_TC[10];
// CADENAS DE SPO2
char C_R[10];
char C_SPO2[10];
// CADENAS DE BPM
char C_BPM[10];
char C_lastIR_AN4[10];
char C_PULSES_BPM[10];
```

```

//
#####

float FRpmin;

delay_ms(100);
lcd_init(0x4E, 16, 2);
lcd_backlight_led(ON);
delay_ms(20);

unsigned long startMillis_BPM = 0; // Tiempo en que comienza el
conteo de los tres pulsos
unsigned long startMillis = 0; // Tiempo en que comienza el
conteo de los tres pulsos

while (TRUE)
{

    unsigned long currentMillis = getMillis();

    // #####DEFINICON DE CADENAS PARA
CONTADOR#####
    // VARIABLES DE CONTADOR
    sprintf(buffer, "%lu ms", currentMillis);
    //
#####

    // lcd_gotoxy(1, 2); // Impresion de contador
    // printf(lcd_putc, buffer);

    //*****
    /**Saturacion de Oxigeno en sangre**
    //*****

    set_adc_channel(4); // Seleccionar el
canal 0 (AN0) como entrada
    delay_us(20);

    output_low(REDLed);
    output_high(IRLed);

    // Leer valor del sensor y calcular promedio
    int16 reader = 0;
    int16 n = 0;

```

```

    int32 start = getMillis();

    do
    {
        reader += read_adc();
        n++;
    } while (getMillis() < start + T);
    reader /= n;
    sumIR -= readsIR[ptr];
    sumIR += reader;
    readsIR[ptr] = reader;
    lastIR = sumIR / samp_siz;

    // lcd_gotoxy(1, 1);
    // sprintf(cadena, "reader: %u", reader);

    // Encender LED rojo
    output_high(REDLed);
    output_low(IRLed);

    // Leer valor del sensor y calcular promedio
    reader = 0;
    n = 0;
    start = getMillis();
    do
    {
        reader += read_adc();
        n++;
    } while (getMillis() < start + T);
    reader /= n;
    sumRED -= readsRED[ptr];
    sumRED += reader;
    readsRED[ptr] = reader;
    lastRED = sumRED / samp_siz;

    // Aquí va el código que proporcioné en la respuesta anterior
    // para calcular R y guardar los valores en los arrays.

    // R CALCULATION
    // save all the samples of a period both for IR and for RED
    readsIRMM[ptrMM] = lastIR;
    readsREDMM[ptrMM] = lastRED;
    ptrMM++;
    ptrMM %= maxperiod_siz;

```

```

        samplesCounter++;

        if (samplesCounter >= samples)
        {

            samplesCounter = 0;
            IRmax = 0;
            IRmin = 1023;
            REDmax = 0;
            REDmin = 1023;
            for (int i = 0; i < maxperiod_siz; i++)
            {
                if (readsIRMM[i] > IRmax)
                    IRmax = readsIRMM[i];
                if (readsIRMM[i] > 0 && readsIRMM[i] < IRmin)
                    IRmin = readsIRMM[i];
                readsIRMM[i] = 0;
                if (readsREDMM[i] > REDmax)
                    REDmax = readsREDMM[i];
                if (readsREDMM[i] > 0 && readsREDMM[i] < REDmin)
                    REDmin = readsREDMM[i];
                readsREDMM[i] = 0;
            }
            R = ((REDmax - REDmin) / REDmin) / ((IRmax - IRmin) /
IRmin);
        }

        float SP02;

        SP02 = 88 + 8.4 * R;

        // ##### DEFINICON DE CADENAS PARA SP02#####
        // VARIABLES DE FR
        sprintf(C_R, "%.2f", R);
        //sprintf(C_SP02, "%.2f", SP02);
        //#####

        // Imprime el valor de la entrada analógica AN0 y el conta-
        dor de pulsos en el LCD
        //lcd_gotoxy(1, 1);
        //printf(lcd_putc, "%s", C_R);

        if(SP02 > 90 && SP02 <100){
            sprintf(C_SP02, "S0:%.2f", SP02);
            lcd_gotoxy(1, 1);

```

```
        printf(lcd_putc, "%s", C_SPO2);
    }

    //*****
    //***FRECUACIA CARDIACA***
    //*****

    if (finger_status == false)
    {

        // lastIR holds the average of the values in the array
        // check for a rising curve (= a heart beat)
        if (lastIR > beforeIR)
        {
            // Serial.print("Pulso detectato");
            rise_count++; // count the number of samples that
are rising
            Estado = TRUE;
        }
        else
        {
            // Ok, the curve is falling
            rising = false;
            rise_count = 0;
            Estado = false;
        }

        if (Estado == TRUE && !pulso_det)
        {
            pulso_det = TRUE;
            pulso_det_counter = pulso_det_counter + 1.0;
        }
        else
        {
            pulso_det_counter = pulso_det_counter;
        }

        if (!Estado)
        {
            pulso_det = false;
        }

        // ##### DEFINICON DE CADENAS PARA FR
#####
        // VARIABLES DE FR
        sprintf(C_lastIR_AN4, "%.2f", lastIR);
```

```

        sprintf(C_PULSES_BPM, "%.2f", pulso_det_counter);
        // sprintf(C_BPM, "%.2f", Latpmin);
        // #####
#####

        //lcd_gotoxy(1, 2);
        //printf(lcd_putc, "%s", C_PULSES_BPM);

        beforeIR = lastIR;

        //-----
        -----

        if (pulso_det_counter >= 3)
        {
            // Cuando se han contado tres pulsos, calcula la
            frecuencia respiratoria
            float period3pulses = (getMillis() - startMil-
            lis_BPM) / 1000.0; // En segundos
            Latpmin = (60 * pulso_det_counter) / period3pulses;

            if(Latpmin > 90 && Latpmin <125){
                sprintf(C_BPM, "BPM:%.2f", Latpmin); //
                #####
                lcd_gotoxy(10, 1);
                printf(lcd_putc, C_BPM);
            }

            // Reinicia el contador de pulsos y el tiempo de
            inicio para el siguiente conjunto de tres pulsos
            pulso_det_counter = 0;
            startMillis_BPM = getMillis();
        }
        //-----
        -----

    }

    ptr++;
    ptr %= samp_siz;

    //*****
    //****Frecuencia respiratoria****
    //*****

    set_adc_channel(0);
    delay_us(20);

```

```

int16 RADC = read_adc();
float pot_value = RADC;

if (pot_value > lastAN0 + umbral)
{
    pot_pulse_state = true;
}
else
{
    pot_pulse_state = false;
}

if (pot_pulse_state && !pulso_det)
{
    pot_pulse_counter = pot_pulse_counter + 1.0;
    pulso_det = TRUE;
}
else
{
    pot_pulse_counter = pot_pulse_counter;
}

if (!pot_pulse_state)
{
    pulso_det = false;
}

// ##### DEFINICON DE CADENAS PARA FR
#####
// VARIABLES DE FR
sprintf(C_AN0_GALGA, "%.2f", pot_value);
sprintf(C_CONTADOR_PULSOS_FR, "%.2f", pot_pulse_counter);
//sprintf(C_FRpmin, "%s", FRpmin);
//
#####

// Imprime el valor de la entrada analógica AN0 y el conta-
dor de pulsos en el LCD
//lcd_gotoxy(1, 1);
//printf(lcd_putc, "%s", C_AN0_GALGA);

lastAN0 = pot_value; // Actualiza el último valor de AN0

if (pot_pulse_counter >= 3)
{

```

```

        // Cuando se han contado tres pulsos, calcula la frecuencia respiratoria
        float period3pulses = (getMillis() - startMillis) / 1000.0; // En segundos
        FRpmin = (60 * pot_pulse_counter) / period3pulses;
        if(FRpmin > 12 && FRpmin < 20){
            sprintf(C_FRpmin, "FR: %.2f", FRpmin); // #####
            lcd_gotoxy(1, 2);
            printf(lcd_putc, C_FRpmin);
        }
        // Reinicia el contador de pulsos y el tiempo de inicio para el siguiente conjunto de tres pulsos
        pot_pulse_counter = 0;
        startMillis = getMillis();
    }

    // *****
    // ***** TEMPERATURA CORPORAL *****
    // *****

    set_adc_channel(5); // Cambia al canal 5 (AN5)
    delay_us(20);       // Pausa necesaria para permitir el cambio de canal

    int16 Vo = read_adc();
    R2 = R1 * (1023.0 / ((float)Vo - 1.0));
    logR2 = log(R2);
    T1 = (1.0 / (c1 + c2 * logR2 + c3 * logR2 * logR2 * logR2));
    Tc = T1 - 273.15;
    Tf = (Tc * 9.0) / 5.0 + 32.0;

    // ##### DEFINICON DE CADENAS PARA TC #####
    // VARIABLES DE TC
    sprintf(C_AN5_NTC, "%.2f", (float)Vo);
    sprintf(C_TC, "Tc: %.2f", Tc + 13.37);
    // #####

    // Imprime el valor de la entrada analógica AN5 y la temperatura en el LCD

```

```
        lcd_gotoxy(10, 2);  
        printf(lcd_putc, "%S", C_TC);  
    }  
}
```