

**UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE TITULACIÓN POR TESIS
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA**



**DISEÑO DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO PARA
DETECCIÓN TEMPRANA CONTRA LA NEUMONÍA EN
INFANTES.**

**TESIS
PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO ELECTRÓNICO**

PRESENTADO POR:

Bach. ANDRADE DELGADO RONY VIDAL

ASESOR: Dr. Ing. PEDRO FREDDY HUAMANÍ NAVARRETE

**LIMA – PERÚ
AÑO: 2015**

DEDICATORIA

**A mis adorados Eulogia y Alejandro, mis papis,
que con su esfuerzo y amor forjaron mi vida.**

**A mis hermanos que siempre estuvieron en todo
momento, en especial para Alejandro mi secuaz.**

**A mi adorada Carla, amiga, compañera y esposa
por su constante apoyo.**

A mi princesa y razón de vida, Alessia.

AGRADECIMIENTO

A mis Papichas, Señor de la Vara y señor Justo Juez.

A mí querido Borolo, mi Ángel protector y compañero de vida.

A mi Mamacha Asunta por su protección continua.

Al Señor de Huanca por cuidar a mis padres.

ÍNDICE

RESUMEN	xiii
ABSTRACT	xiv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.1 Planteamiento del Problema	3
1.1.1 Factores de riesgo	4
1.1.2 Los factores ambientales	4
1.1.3 Costos económicos	5
1.2 Importancia y Justificación	5
1.3 Objetivos	6
1.3.1 Objetivo General:	6
1.3.2 Objetivos Específicos:	6
1.4 Antecedentes	7
1.4.1 Diseño de un prototipo para la medición de flujo de calor mediante calorimetría directa usando censado por variación de temperatura [12]	7
1.4.2 Medición de Temperatura (LM35) [25]	13
1.4.2.1 Materiales usados en la investigación	13
1.4.2.2 Prueba del sensor de temperatura LM35	14
1.4.2.3 Circuito para controlar el voltaje	15
1.4.2.4 Resultados	16
1.4.2.5 Conclusiones	16
1.4.3 Sensor de temperatura LM35 [26]	16
1.4.3.1 Desarrollo de Fórmulas y datos	16
1.4.3.2 Ecuación general del circuito	17

1.4.3.3	Tabla de Datos:	18
1.4.3.4	Diseño del circuito	18
1.4.3.5	Gráfico del circuito	20
1.4.3.6	Conclusiones y recomendaciones	20
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO		21
2.1	Medicina pediátrica entorno a la neumonía.	21
2.1.1	Estructura básica del sistema respiratorio	21
2.1.2	Caja torácica	21
2.1.3.	Neumonía persistente y recurrente	22
2.1.4	Temperatura corporal	22
2.1.5	Respiraciones por minuto	23
2.2	Sensores	25
2.2.1	Sensor de Temperatura LM35	25
2.2.2	Sensor Magnético o Detector magnético de Apertura	27
2.3	Amplificador operacional LM358N	29
2.3.1	Características del amplificador operacional LM358N	29
2.3.2	Descripción del amplificador operacional LM358N	29
2.4	Microcontrolador PIC16F877A	30
2.4.1	Configuración de pines del PIC16F877A	31
2.4.2	Distribución de los puertos del PIC16F877A	32
2.4.3	Módulo del convertidor análogo digital del PIC16F877A	32
2.5	Interface de Comunicación USB	33
2.6	Visual Basic	34
2.6.1	Modo de diseño y Modo de Ejecución	35
2.6.2	Formularios y Controles	36

CAPÍTULO 3: DISEÑO Y DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO	37
3.1 Diseño del Prototipo	37
3.2 Diagrama de bloques del prototipo	37
3.3 Consideraciones tomadas para el diseño	40
3.4 Etapa de acondicionamiento	41
3.4.1 Acondicionamiento de la señal del sensor de temperatura	41
3.4.2 Acondicionamiento de la señal del sensor magnético	47
3.5 Procesamiento de las Señales de los dos sensores	51
3.5.1 Cálculo conversor Análogo - Digital	51
3.5.2 Microcontrolador PIC 16F877A	54
3.5.3 Conversión de la señal analógica del sensor de temperatura a digital	56
3.5.4 Esquema completo del diseño del Circuito	58
3.7.1 Diagrama de flujo de la aplicación informática	61
3.7.2 Diseño del Interfaz gráfica con el usuario	62
CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS	63
4.1 Prueba de la etapa de acondicionamiento de la señal	63
4.1.1 Prueba del acondicionamiento del sensor de temperatura	63
4.1.2 Prueba del acondicionamiento del sensor magnético	64
4.2 Prueba de funcionamiento de la aplicación informática con su interface gráfica	65
4.3 Pruebas del funcionamiento del prototipo en siete (07) niños menores de 5 años.	66
4.3.1 Primera prueba	66
4.3.2 Segunda prueba	69
4.3.3 Tercera prueba	71
4.3.4 Cuarta prueba	74
4.3.5 Quinta prueba	76

4.3.6	Sexta prueba	79
4.3.6	Séptima prueba	81
CONCLUSIONES		84
RECOMENDACIONES		89
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		90
ANEXOS		93
ANEXO 1: Código fuente de la aplicación informática		93
ANEXO 2: Código fuente del programa del en Microcontrolador		98
ANEXO 3: Circuito impreso de la tarjeta diseñada		103
ANEXO 4: Análisis de costo y Presupuesto		104

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura N° 1: Diagrama de bloques del sistema de adquisición de la señal de temperatura	8
Figura N° 2: Esquema del termistor con medidas en pulgadas	9
Figura N° 3: Esquema de la configuración del puente Wheatstone	10
Figura N° 4: Esquema para la etapa de amplificación utilizando el amplificador de instrumentación AD627	11
Figura N° 5: Esquema de la etapa de filtrado	12
Figura N° 6: Conexión necesaria para el sensor de temperatura LM35	13
Figura N° 7: Conexión del sensor de temperatura LM35	13
Figura N° 8: Conexión del circuito, simulación en Proteus	15
Figura N° 9: Conexión del LM35, sensor de temperatura	15
Figura N° 10: Implementación del circuito	20
Figura N° 11: Respiración abdominal	24
Figura N° 12: Representación del sensor de temperatura LM35	26
Figura N° 13: Reed Switch	27
Figura N° 14: Sensor o detector magnético de apertura	28
Figura N° 15: Esquemas eléctricos del sensor o detector magnético de apertura	28
Figura N° 16: Diagrama del amplificador operacional LM358N	30
Figura N° 17: Distribución de pines del PIC16F877A	31
Figura N° 18: Distribución de los puertos del PIC16F877A	32
Figura N° 19: Modulo conversor A/D del PIC16F877A	33
Figura N° 20: Arquitectura USB	34
Figura N° 21: Diagrama de bloques de las cuatro etapas del prototipo	37
Figura N° 22: Diagrama de bloques de la etapa 1 del prototipo	38
Figura N° 23: Diagrama de bloques de la etapa 2 del prototipo	39
Figura N° 24: Diagrama de bloques de la etapa 3 del prototipo	39
Figura N° 25: Diagrama de bloques de la etapa 4 del prototipo	39

Figura N° 26: Diagrama de bloques del prototipo	40
Figura N° 27: Diagrama de conexión del sensor de temperatura LM35 para su testeo	42
Figura N° 28: Configuración básica del amplificador no inversor	43
Figura N° 29: Acondicionamiento del sensor de temperatura LM35	45
Figura N° 30: Adaptación del sensor de temperatura LM35 para poder medir la temperatura corporal en infantes	46
Figura N° 31: Sensor de temperatura adherido al cuerpo de la paciente por medio de un electrodo	46
Figura N° 32: Sensor magnético	47
Figura N° 33: Acondicionamiento del sensor magnético	48
Figura N° 34: señal de ingreso y señal de salida, simulación del sensor magnético acondicionado	49
Figura N° 35: Adaptación del sensor magnético en una banda elástica para poder medir el número de respiraciones por minuto (RPM) en infantes	49
Figura N° 36: Sensor magnético adaptado a una banda elástica colocada alrededor del tórax de la paciente	50
Figura N° 37: Ubicación de los sensores para poder adquirir las mediciones	50
Figura N° 38: Ubicación de los sensores para poder adquirir las mediciones	51
Figura N° 39: Arquitectura del PIC 16F877A	55
Figura N° 40: Prueba del funcionamiento del PIC 16F877A	56
Figura N° 41: Diagrama de flujo del programa del PIC 16F877A	57
Figura N° 42: Esquema completo del diseño del circuito del prototipo	58
Figura N° 43: Modulo conversor USB a Serial RS232 PL2303	60
Figura N° 44: Modulo conversor USB a Serial RS232 PL2303	60
Figura N° 45: Diagrama de flujo de la aplicación informática	61
Figura N° 46: Interface gráfica de la aplicación informática con el usuario	62
Figura N° 47: Acondicionamiento del sensor de temperatura LM35	63
Figura N° 48: Acondicionamiento del sensor magnético	64

Figura N° 49: Resultado de la simulación del sensor magnético	65
Figura N° 50: Funcionamiento de la aplicación informática	65
Figura N° 51: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la primera prueba	66
Figura N°52: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la primera prueba	67
Figura N° 53: Funcionamiento del prototipo en la primera prueba	67
Figura N° 54: Resultados de la primera prueba	68
Figura N° 55: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la segunda prueba	69
Figura N° 56: Funcionamiento del prototipo en la segunda prueba	69
Figura N° 57: Funcionamiento del prototipo en la segunda prueba	70
Figura N° 58: Resultados de la segunda prueba	70
Figura N° 59: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la tercera prueba	71
Figura N° 60: Funcionamiento del prototipo en la tercera prueba	72
Figura N° 61: Funcionamiento del prototipo en la tercera prueba	72
Figura N° 62: Resultados de la tercera prueba	73
Figura N° 63: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la cuarta prueba	74
Figura N° 64: Funcionamiento del prototipo en la cuarta prueba	74
Figura N° 65: Funcionamiento del prototipo en la cuarta prueba	75
Figura N° 66: Resultados de la cuarta prueba	75
Figura N° 67: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la quinta prueba	77
Figura N° 68: Funcionamiento del prototipo en la quinta prueba	77
Figura N° 69: Resultado de la quinta prueba	78
Figura N° 70: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la sexta prueba	79
Figura N° 71: Funcionamiento del prototipo en la sexta prueba	79

Figura N° 72: Resultado de la sexta prueba	80
Figura N° 73: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la séptima prueba	81
Figura N° 74: Funcionamiento del prototipo en la séptima prueba	81
Figura N° 75: Resultado de la séptima prueba	82
Figura N° 76: Circuito impreso	103

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Episodios de neumonía y defunciones en menores de 5 años por departamentos del Perú, 2011 - 2015.	3
Tabla 2: Resultados obtenidos del circuito controlador de voltaje.	16
Tabla 3: Datos obtenidos como resultado de la ecuación general del circuito	18
Tabla 4: Limite Normal de la Temperatura Corporal	23
Tabla 5: Valores por RPM en menores de 5 años	24
Tabla 6: Salida lineal 10 mV / °C	26
Tabla 7: Resultados de la simulación del circuito con el que fue acondicionado el sensor de temperatura LM35	64
Tabla 8: Resultados de la primera prueba	68
Tabla 9: Resultados de la segunda prueba	71
Tabla 10: Resultados de la tercera prueba	73
Tabla 11: Resultados de la cuarta prueba	76
Tabla 12: Resultados de la quinta prueba	78
Tabla 13: Resultados de la sexta prueba	80
Tabla 14: Resultados de la séptima prueba	82
Tabla 15: Presupuesto de dispositivos	104
Tabla 16: Presupuesto de honorarios	104

RESUMEN

La neumonía es la principal causa de muerte en niños menores de 5 años en el mundo. Se calculan más muertes por neumonía que por VIH, malaria y sarampión. Considerando la alta tasa de mortandad infantil por neumonía; el objetivo principal de este proyecto de tesis, fue diseñar e implementar un prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes. Para este propósito, se usó un sensor de temperatura, el LM35, el cual se adaptó a un electrodo médico, de esta manera fue adherido al cuerpo del paciente, además se usó un sensor magnético adaptado a una banda elástica, la cual se colocó alrededor del tórax del paciente. Estos sensores midieron la temperatura corporal en °C y el número de respiraciones por minuto (RPM), respectivamente. Ambas mediciones se acondicionaron, usando el amplificador operacional LM358N y se procesaron usando un Microcontrolador PIC16F877A. Los datos procesados pasaron a una PC mediante una interface de comunicación USB. Previamente en la PC se cargó una aplicación informática escrita y desarrollada en Visual Basic, la cual contó con una interface gráfica, donde se visualizó el resultado de la prueba. Las pruebas se hicieron con siete niños de diferentes edades, de los cuales mencionaremos solo a tres. La cuarta prueba se realizó con un niño de 2 años de edad, obteniendo como resultado una temperatura corporal de 39°C, 37 RPM y como diagnóstico, la temperatura corporal es excesiva y próxima a taquipnea. La quinta prueba se realizó con una niña de cuatro años de edad, obteniendo como resultado una temperatura corporal de 39°C, 31 RPM y como diagnóstico, la temperatura corporal es excesiva y próxima a taquipnea. La séptima prueba se realizó en una niña de 1 año de edad, obteniendo como resultado una temperatura corporal de 39°C, 34 RPM y como diagnóstico, la temperatura corporal es excesiva y próxima a taquipnea, siendo estas las condiciones necesarias para prevenir de forma temprana la neumonía como lo indica en su opinión la profesional médico a la que recurrimos. Estos resultados mostraron que el prototipo logró el objetivo principal, al diseñar un equipo de prevención contra la neumonía.

Palabras Claves: Sensor, Temperatura corporal, RPM, Detección, Neumonía.

ABSTRACT

Pneumonia is the main cause of death in children under five years old, in the world. More deaths are estimated by pneumonia than HIV, malaria and measles. According to the high infant mortality rate from pneumonia; the main target of this thesis is design and implement an electronic prototype for early detection pneumonia in infants. For this purpose, I use a temperature sensor, the LM35, which was adapted to a medical electrode, in this way was attached to the patient's body, also I use a magnetic sensor adapted to a rubber band, which was placed around the patient's chest. These sensors measure the body temperature in °C and the number of breaths per minute (BPM), respectively. Both measurements were conditioned using the LM358N operational amplifier and processed using a PIC16F877A microcontroller. Data processed are transferred to a PC by an USB communication interface. Previously, in a Desktop computer was installed a software application developed in Visual Basic, which it has a graphical interface and test's result is visualized. The tests were performed with seven children of different ages, of which I will mention only three cases. The fourth test was performed with a two years old boy, resulting in a body temperature of 39 °C, 37 BPM and as a diagnostic, body temperature is over and close to tachypnea. The fifth test was performed with a four years old boy, resulting in a body temperature of 39 °C, 31 BPM and as a diagnostic, body temperature is over and close to tachypnea. The seventh test was performed on a baby girl of 1 year old, resulting in a body temperature of 39 °C, 34 BPM and as a diagnostic, body temperature is over and close to tachypnea, focusing on these results, these are the necessary conditions to prevent such early pneumonia according to opinion of professional medical that support me. These results showed that the prototype achieved the main objective, to design a prevention equipment against pneumonia.

Keywords: Sensor, body temperature, RPM, Detection, pneumonia.

INTRODUCCIÓN

La neumonía según la Organización Mundial de la Salud es la primera causa de muerte en niños menores de cinco años en el mundo. Se calcula que la neumonía mata a 1,4 millones de niños menores de cinco años cada año, más que el SIDA, la malaria y el sarampión combinados. [2]

En el Perú, hasta la semana epidemiológica número 39 del presente año del Ministerio de Salud, se notificaron 24 915 episodios de neumonía en menores de 5 años, que representaron una incidencia acumulada de 85,9 episodios de neumonía por cada 10 000 menores de 5 años. El 36,6 % (9116/24915) de los casos fueron hospitalizados.

En nuestro país se han notificado 330 defunciones por neumonía siendo el 56,1 % (185/330) intrahospitalarias.

Es por esta razón, que la propuesta del prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes resulta de suma importancia, siendo el principal objetivo de este proyecto de tesis, señalando que se trata de una investigación exploratoria.

En nuestro país no existe un equipo médico que permita hacer una detección temprana contra esta enfermedad; por lo que se hace de forma manual con un termómetro para medir la temperatura corporal y el uso de un estetoscopio para medir el número de respiraciones por minuto.

La finalidad de este proyecto de tesis fue la de diseñar un prototipo de equipo médico de bajo costo con el uso de microcontroladores de la gama baja de los PIC, utilizando una tarjeta de interface que permitió la adquisición de datos mediante dos sensores, uno de temperatura y otro magnético, los cuales miden la

temperatura corporal en grados centígrados (°C) y el número de respiraciones por minuto (RPM) respectivamente. Esta tarjeta conto con un interface de comunicación USB la cual se conectó a una PC en la que previamente se cargó una aplicación informática, la misma que conto con un interface gráfica donde se visualizó el diagnóstico del paciente, señalando que posiblemente tenga un cuadro de neumonía, según sea el caso.

Como resultado de la investigación se logró desarrollar un prototipo para contribuir en la prevención y reducción del número de casos de neumonía en niños menores de 5 años.

CAPÍTULO 1: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema

La neumonía según la Organización Mundial de la Salud (OMS), es la principal causa infecciosa de muerte infantil, representando la principal causa individual de mortalidad de niños en todo el mundo, responsable del 15 % de todas las defunciones de menores de 5 años.

Cada año en el Perú la neumonía causa la muerte de aproximadamente 400 niñas y niños menores de 5 años. [2]

La tabla 1 muestra estadísticamente los casos de neumonía y defunciones en menores de 5 años por departamentos del Perú, entre los años 2011 al 2015.

Departamentos	Neumonías					Defunciones					Letalidad *				
	2011	2012	2013	2014	2015	2011	2012	2013	2014	2015	2011	2012	2013	2014	2015
LIMA	1616	1403	1603	1155	1353	6	10	7	3	4	0.4	0.7	0.4	0.3	0.3
LORETO	616	641	757	360	993	5	7	18	4	14	0.8	1.1	2.4	1.1	1.4
PUNO	332	397	463	57	230	18	14	14	5	8	5.4	3.5	3.0	8.8	3.5
UCAYALI	275	248	325	131	439	3	0	3	1	1	1.1	0.0	0.9	0.8	0.2
HUANUCO	263	334	290	199	283	4	7	6	3	0	1.5	2.1	2.1	1.5	0.0
PIURA	346	333	258	259	610	2	1	0	1	4	0.6	0.3	0.0	0.4	0.7
CUSCO	231	253	254	148	333	4	6	4	12	22	1.7	2.4	1.6	8.1	6.6
LA LIBERTAD	169	204	232	131	110	8	1	2	2	4	4.7	0.5	0.9	1.5	3.6
CAJAMARCA	408	233	215	98	209	2	4	5	0	3	0.5	1.7	2.3	0.0	1.4
ANCASH	182	148	195	115	77	1	1	1	1	1	0.5	0.7	0.5	0.9	1.3
AMAZONAS	503	221	182	81	146	14	8	7	0	4	2.8	3.6	3.6	0.0	2.7
JUNIN	154	87	178	83	293	1	6	6	2	9	0.6	6.9	3.4	2.4	3.1
AREQUIPA	237	215	178	157	311	1	4	0	0	0	0.4	1.9	0.0	0.0	0.0
AYACUCHO	120	64	174	56	150	0	2	6	4	4	0.0	3.1	3.4	7.1	2.7
CALLAO	348	201	167	136	229	1	0	4	0	0	0.3	0.0	2.4	0.0	0.0
PASCO	129	88	163	53	90	0	3	3	3	5	0.0	3.4	3.8	5.7	5.6
LAMBAYEQUE	166	116	146	112	175	1	1	0	0	4	0.6	0.9	0.0	0.0	2.3
SAN MARTIN	222	162	139	118	249	0	0	1	2	4	0.0	0.0	0.7	1.7	1.6
HUANCAVELICA	80	49	101	44	98	3	5	2	2	8	3.8	10.2	2.0	4.5	8.2
ICA	87	68	100	96	117	0	0	1	0	0	0.0	0.0	1.0	0.0	0.0
TUMBES	20	15	50	20	39	0	0	1	0	0	0.0	0.0	2.0	0.0	0.0
APURIMAC	113	62	50	111	124	1	0	0	0	2	0.9	0.0	0.0	0.0	1.6
MOQUEGUA	9	25	40	12	24	1	0	0	0	0	11.1	0.0	0.0	0.0	0.0
MADRE DE DIOS	87	43	31	23	45	0	0	0	1	0	0.0	0.0	0.0	4.3	0.0
TACNA	34	32	29	1	4	0	0	0	1	0	0.0	0.0	0.0	100.0	0.0
Total general	6747	5642	6330	3757	6731	76	80	91	47	101	1.1	1.4	1.4	1.3	1.5

Tabla 1: Episodios de neumonía y defunciones en menores de 5 años por departamentos del Perú, 2011 - 2015.

Fuente: Red Nacional de epidemiología (RENACE) – DGE – MINSA. [20]

Según la Nota descriptiva N°331 noviembre de 2014 de la Organización Mundial de la Salud (OMS).

La neumonía es un tipo de infección respiratoria aguda que afecta a los pulmones. Los pulmones están formados por pequeños sacos, llamados alvéolos, que en las personas sanas se llenan de aire al respirar. Los alvéolos de los enfermos de neumonía están llenos de pus y líquido, lo que hace dolorosa la respiración y limita la absorción de oxígeno. [2]

La neumonía puede propagarse por diversas vías. A través de los virus y bacterias presentes comúnmente en la nariz o garganta de los niños, pueden infectar los pulmones al inhalarse. También pueden propagarse por vía aérea, en gotículas producidas en tosidos o estornudos. Además, la neumonía puede propagarse por medio de la sangre, sobre todo en el parto y en el período inmediatamente posterior. Se necesita investigar más sobre los diversos agentes patógenos que causan la neumonía y sobre sus modos de transmisión, ya que esta información es fundamental para el tratamiento y la prevención de la enfermedad. [2]

1.1.1 Factores de riesgo

La mayoría de los niños sanos pueden combatir la infección mediante sus defensas naturales, pero los niños inmunodeprimidos presentan un mayor riesgo de contraer neumonía. El sistema inmunitario del niño puede debilitarse por malnutrición o desnutrición, sobre todo en lactantes no alimentados exclusivamente con leche materna. [2]

1.1.2 Los factores ambientales

Los factores ambientales también aumentan la susceptibilidad de los niños a la neumonía. La contaminación del aire interior ocasionada por el uso de biomasa

(como leña o excrementos) como combustible para cocinar o calentar el hogar, vivir en hogares hacinados, el consumo de tabaco por los padres. [2]

1.1.3 Costos económicos

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), existen investigaciones que han determinado que la prevención y el tratamiento adecuado de la neumonía pueden evitar un millón de fallecimientos de niños al año. Únicamente mediante el tratamiento adecuado pueden evitarse 600 000 muertes al año.

Se calcula que el costo de tratar con antibióticos a todos los niños enfermos de neumonía en los 42 países más pobres del mundo es de unos 600 millones de dólares EE. UU.

Esta cifra incluye el costo de los propios antibióticos y también la formación de los profesionales sanitarios, que fortalece los sistemas de salud en su conjunto. [2]

1.2 Importancia y Justificación

No se puede imaginar la ciencia médica, sin modernos métodos de tratamiento y procedimientos tecnológicos altamente desarrollados. Los desarrollos de alta tecnología tales como los equipos de ultrasonido y las imágenes por resonancia magnética, hacen más fácil para los médicos realizar diagnósticos y salvar pacientes, sin tener que someterlos a exámenes estresantes y arriesgados.

El prototipo planteado en este proyecto de tesis ayudará a la detección temprana de la neumonía, basándose en dos de los síntomas más importantes, la temperatura corporal (°C) y el número de respiraciones por minuto (RPM). Contribuyendo a la ciencia médica a hacer más fácil la detección temprana de esta enfermedad mortal.

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), los síntomas de la neumonía vírica y los de la bacteriana son similares, si bien los de la neumonía vírica pueden ser más numerosos que los de la bacteriana.

En menores de 5 años con tos, Respiración Rápida acompañadas de fiebre, la neumonía se diagnostica por la presencia de taquipnea (respiración rápida) o tiraje subcostal (depresión o retracción de la parte inferior del tórax durante la inspiración, cuando en las personas sanas el tórax se produce una expansión. [2]

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General:

Diseñar e implementar un prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes.

1.3.2 Objetivos Específicos:

1.- Diseñar un circuito de acondicionamiento que permita medir en tiempo real la temperatura corporal en grados centígrados (°C), usando un sensor de temperatura.

2.- Diseñar un circuito de acondicionamiento que permita medir en tiempo real el número de respiraciones por minuto (RPM), usando un sensor magnético.

3.- Desarrollar una aplicación informática en Visual Basic que permita comparar las mediciones adquiridas, con los rangos de temperatura corporal (°C) y número de respiraciones por minuto (RPM), que nos brinda la Organización Mundial de Salud (OMS), referente a infantes menores de 5 años, para poder brindar una alerta temprana contra la neumonía.

1.4 Antecedentes

Los antecedentes de la neumonía se remontan a la Grecia antigua, aproximadamente 400 a. C. donde Hipócrates se refería a la neumonía como una enfermedad ", llamada por los antiguos. " Maimonides (1138 – 1204 d.C.) observó los síntomas básicos que se producen en la neumonía y que nunca falta son los siguientes: fiebre aguda, pegue [pleurítico] dolor en el costado, corta respiración rápida, pulso sierra y la tos." Esta descripción clínica es muy similar a los encontrados en los libros de texto modernos, y que refleja el grado de conocimientos médicos a través de la Edad Media hasta el siglo 19. [16]

La neumonía según la Organización Mundial de la Salud (OMS) es la principal causa infecciosa de muerte infantil, representando la principal causa individual de mortalidad de niños en todo el mundo, responsable del 15 % de todas las defunciones de menores de 5 años. [2]

1.4.1 Diseño de un prototipo para la medición de flujo de calor mediante calorimetría directa usando censado por variación de temperatura [12]

Las principales características del módulo para el monitoreo de flujo de calor mediante medición de temperatura en pacientes que se encuentran en estado post-operatorio, como planteamiento de solución a los inconvenientes y falencias que presentan los actuales métodos de seguimiento del consumo de calorías. Este proyecto es un prototipo que se construye con el fin de guiar estudios posteriores sobre el tema, por lo tanto, las pruebas de calibración de flujo de calor y temperatura no se realizarán en seres humanos sino en generadores de calor controlados. En conclusión, el prototipo llevado a cabo en este trabajo permite adquirir señales de temperatura directamente y en tiempo real en un rango de 33°C hasta 44°C, que corresponde a las temperaturas mínimas y máximas producidas por el ser humano.

A partir de estas señales y realizando un experimento bajo condiciones controladas y conocidas, es posible realizar un análisis de flujo de calor del cuerpo en estudio. Los resultados de las pruebas realizadas al prototipo demuestran la confiabilidad en la lectura de temperatura en un cuerpo en contacto con el sensor, las cuales arrojaron errores relativos menores a 0.8 °C y cercano a 0°C en el punto de operación. Con base en los resultados de las pruebas de flujo de calor realizadas, se puede deducir que bajo condiciones controladas se pueden obtener medidas claras y precisas de flujo de calor en diferentes cuerpos. En el caso de un paciente post-operatorio, estas condiciones están dadas y son ajustables en el software diseñado en esta investigación, entonces el desarrollo y construcción final del prototipo permite un diseño portátil y no invasivo, que mejora las características de anteriores formas de medición de calorimetría, las cuales requerían de complejos equipos además de afectar en forma negativa la comodidad del paciente. [12]

La Figura 1 muestra el sistema por medio de un diagrama de bloques

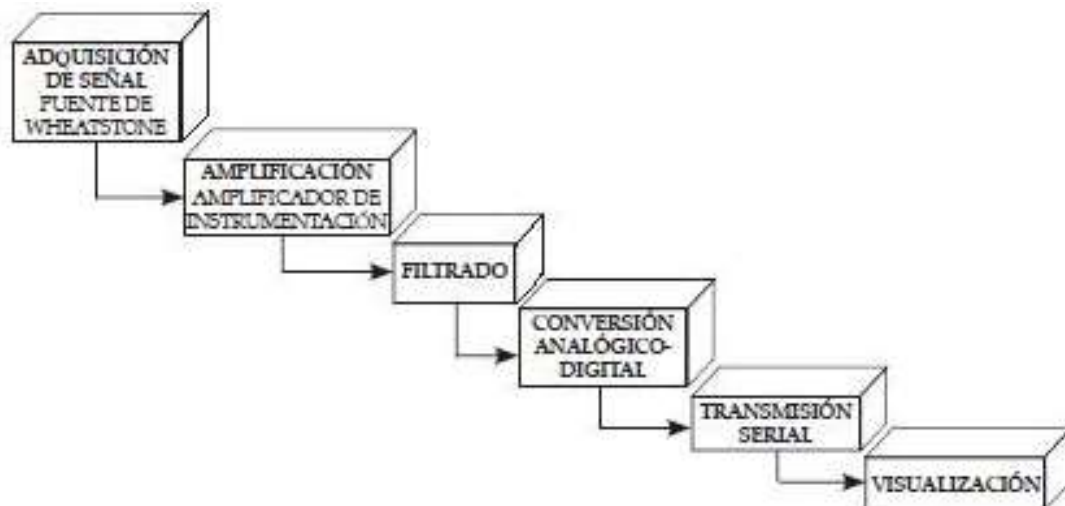


Figura N° 1: Diagrama de bloques del sistema de adquisición de la señal de temperatura.

Fuente: Revista Científica Ingeniería y Desarrollo, No 22 (2007). [12]

El sensor utilizado para este prototipo es el termistor, el cual se ilustra en la Figura 2. Posee un recubrimiento epóxico que recubre el material semiconductor, cables aislados que facilitan la manipulación dentro del circuito electrónico y un tamaño reducido que se ajusta a las características del módulo. Su resistencia de referencia es 10kΩ a 25°C.

La figura 2 muestra el esquema del termistor

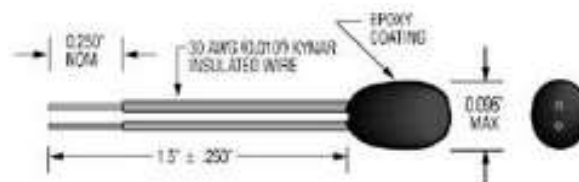


Figura N° 2: Esquema del termistor con medidas en pulgadas.

Fuente: Revista Científica Ingeniería y Desarrollo, No 22 (2007). [12]

Para el acondicionamiento de la señal se utiliza el puente de Wheatstone. Usando un termistor con resistencia de 10kΩ a 25°C se emplean resistencias de 10kΩ (R2 y R4 en la Figura 4) y un arreglo de resistencias, cuyo equivalente es 9575,80916Ω, muy cercana a la resistencia del termistor a 26°C (9572Ω); temperatura ambiente que se utiliza generalmente en el contexto médico, esto con el fin de evitar el consumo de potencia si el módulo no se está utilizando y está encendido porque si la relación de (1) se cumple, la salida diferencial del puente de Wheatstone es cero. [12]

$$R2/R1 = R3/R_{\text{termistor}} \quad (1)$$

Dónde, R3 es la resistencia equivalente del arreglo de resistencias $R3 + (R6 // R7)$ Rtermistor representa la resistencia variable del termistor, R2 y R4 son las resistencias de 10kΩ.

La figura 3 muestra la configuración de puente Wheatstone que se usó para el acondicionamiento de la señal del termistor.

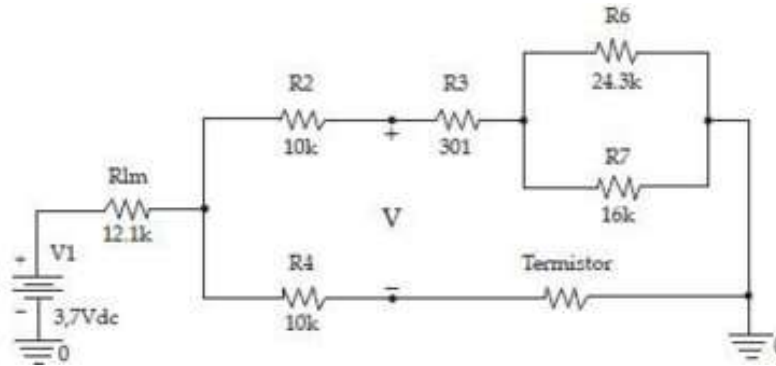


Figura N° 3: Esquema de la configuración del puente Wheatstone.

Fuente: Revista Científica Ingeniería y Desarrollo, No 22 (2007). [12]

El rango de temperatura que se ha establecido fijo para realizar el diseño del acondicionamiento de señal y de las demás etapas va desde los 33°C hasta los 44°C. Se ha agregado una resistencia limitadora de 12,1KΩ al puente de Wheatstone, que genera un divisor de tensión para mantener la salida diferencial en un máximo de 320mV; una mayor tensión genera una saturación en el amplificador de instrumentación.

Para la amplificación de la señal diferencial que proporciona el puente de Wheatstone, se utilizó un amplificador de instrumentación de Analog Devices. Ofrece un excelente desempeño con señales de muy baja frecuencia (o DC), muy buena relación señal a ruido ($SNR = 38nV/\sqrt{Hz}$), alimentación sencilla y ganancia mínima de 5 V/V. La salida de la etapa de adquisición está dentro del rango de 20mV a 320mV, por lo tanto una ganancia mínima es suficiente para realizar todos los procedimientos posteriores de filtrado y conversión analógico-digital. [12]

La figura 4 muestra el esquema utilizado en la etapa de amplificación, donde se utilizó el amplificador de instrumentación Analog Devices el AD627.

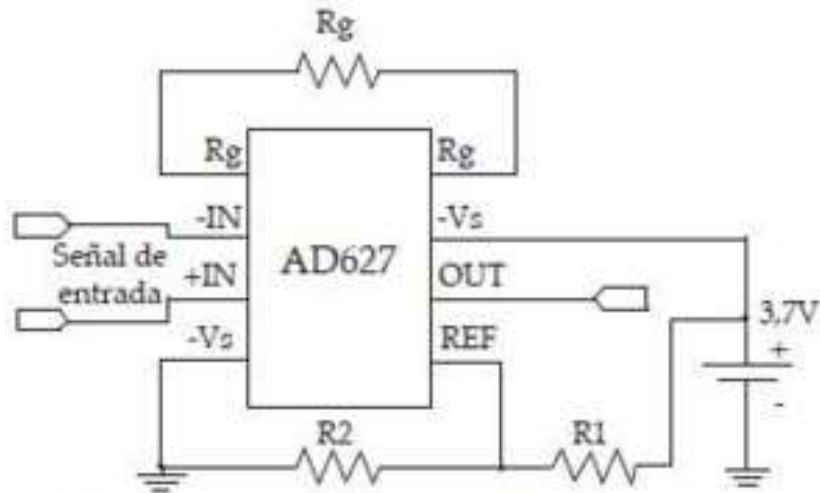


Figura N° 4: Esquema para la etapa de amplificación utilizando el amplificador de instrumentación AD627.

Fuente: Revista Científica Ingeniería y Desarrollo, No 22 (2007). [12]

Para el filtrado. Las frecuencias de trabajo del módulo son muy bajas, tendiendo a Cero. Por esta razón se construye un filtro pasa bajas de cuarto orden que atenúa el ruido de 60Hz en 27dB, lo suficiente para tener una señal libre de la interferencia de frecuencias superiores. [12]

Los centros hospitalarios y de salud cuentan con una iluminación fluorescente casi en su totalidad. El ruido que induce este tipo de iluminación genera interferencias electromagnéticas en los circuitos electrónicos sensibles que no cuenten con las debidas protecciones.

El deterioro de la señal, datos incorrectos y fallas en comunicación y operación son las consecuencias de un filtrado deficiente de la señal; por estas razones se

realizó un trabajo riguroso en el diseño de esta etapa. El esquema utilizado se ilustra en la Figura 5.

La figura 5 muestra el esquema del filtro pasa bajo de cuarto orden que se usó en el diseño

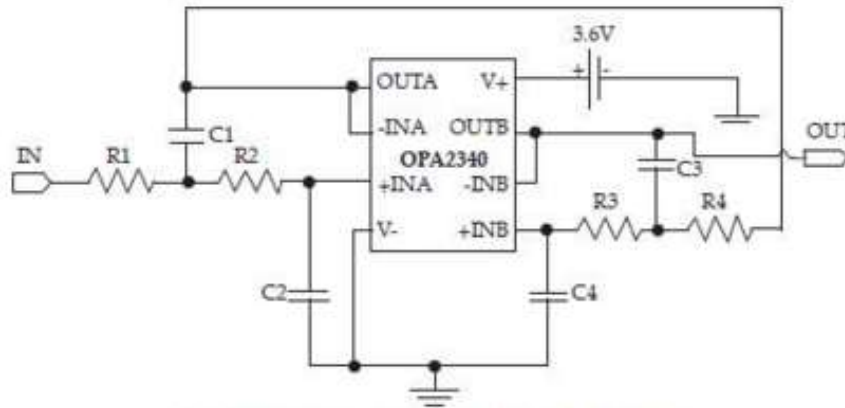


Figura N° 5: Esquema de la etapa de filtrado.

Fuente: Revista Científica Ingeniería y Desarrollo, No 22 (2007). [12]

Para la conversión análogo – digital. Debido a que es necesario que el sistema tenga una alta resolución, se utiliza un convertor analógico-digital de 12 bits con un solo canal analógico de entrada, el ADS7823 de la empresa Texas Instruments.

El convertor se ajusta para recibir la señal proveniente del bloque de acondicionamiento y filtrado en un rango de 0 - 2.5 V. [12]

El Microcontrolador elegido es el MC68HC908QT4 de Motorola. Las tareas desempeñadas por el Microcontrolador son las siguientes:

- Manejo del convertor análogo digital mediante protocolo I2C, para la captura de las señales.

- Transmisión vía puerto serial a un PC. [12]

Para la Visualización. El programa que se utiliza para la adquisición y visualización de los datos seriales que envía el Microcontrolador es LabVIEW 7.1

El entorno amigable para el usuario y una programación con utilidades para administración de los puertos, hace de este programa la mejor opción para el desarrollo de este proyecto. [12]

1.4.2 Medición de Temperatura (LM35) [25]

El Objetivo de esta investigación es realizar la caracterización y conexión de un sensor de temperatura LM35, para profundizar en el entendimiento de su principio de funcionamiento y su modo de operación. [25]

1.4.2.1 Materiales usados en la investigación

- LM35.
- Resistencias (1k, 220 ohm).
- 2 Diodo 1N4007.
- Diodo Led.
- Transistor 2N2222.
- Fuente de 6 volts. [25]

1.4.2.3 Circuito para controlar el voltaje

Se conecta el circuito mostrado en la figura 8. Luego se calienta el sensor LM35 con un cerillo y verifica el encendido del Led. [25]

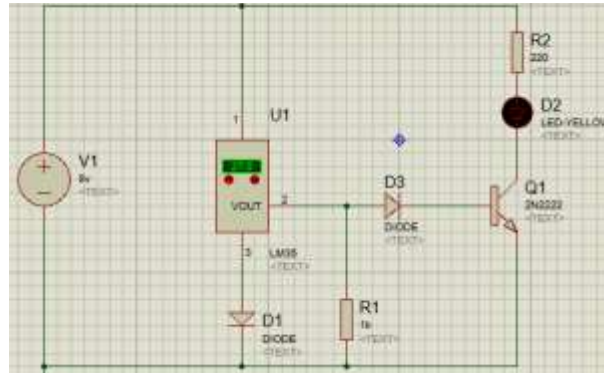


Figura N° 8: Conexión del circuito simulación en Proteus.

Fuente: Universidad Autónoma de México, Metrología e instrumentación, Medición de temperatura (LM35). [25]

Se calienta el sensor LM35 con un cerillo y se verifica el encendido del Led
La figura 9 muestra la conexión del sensor de temperatura LM35 para poder caracterizarlo.

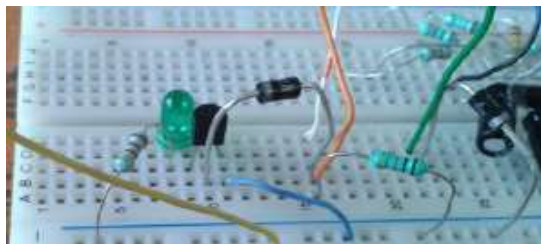


Figura N° 9: Conexión del LM35 sensor de temperatura.

Fuente: Universidad Autónoma de México, Metrología e instrumentación, Medición de temperatura (LM35). [25]

1.4.2.4 Resultados

La tabla 2 muestra los resultados Obtenidos del circuito controlador de voltaje.

VOLTAJE	TEMPERATURA
780 mV	30°C
1 V	40°C
1.2 V	44°C
1.13 v	60°C

Tabla 2: Resultados obtenidos del circuito controlador de voltaje.

Fuente: Universidad Autónoma de México, Metrología e instrumentación, Medición de temperatura (LM35). [25]

1.4.2.5 Conclusiones

Se logró la caracterización del sensor de temperatura LM35 entendiendo su principio de funcionamiento y su modo de operación para esto se diseñó un circuito controlador de voltaje.

1.4.3 Sensor de temperatura LM35 [26]

El objetivo de esta investigación es diseñar y encontrar la ecuación lineal correcta para el sensor LM35 de acuerdo al rango de temperatura.

1.4.3.1 Desarrollo de Fórmulas y datos

Formula de sensibilidad LM35: $\delta=10 \text{ mV}/ (^{\circ}\text{C})$

$$\text{SI } T = 20 ^{\circ}\text{C} \text{ entonces } x=20 ^{\circ}\text{C} \times (10 \text{ mV})/^{\circ}\text{C}=0.2 \text{ [V]}$$

$$\text{SI } T = 25 ^{\circ}\text{C} \text{ entonces } x=25 ^{\circ}\text{C} \times (10 \text{ mV})/^{\circ}\text{C}=0.25 \text{ [V]}$$

SI $T = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ entonces $x=30\text{ }^{\circ}\text{C} \times (10\text{ mV})/^{\circ}\text{C}=0.3\text{ [V]}$

SI $T = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ entonces $x=35\text{ }^{\circ}\text{C} \times (10\text{ mV})/^{\circ}\text{C}=0.35\text{ [V]}$

SI $T = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ entonces $x=40\text{ }^{\circ}\text{C} \times (10\text{ mV})/^{\circ}\text{C}=0.4\text{ [V]}$

1.4.3.2 Ecuación general del circuito

Partimos de la Ecuación de la recta.

$$y = mx + b \dots (\text{Ecuación N}^{\circ} 01)$$

Dónde:

$$m = (y_2 - y_1) / (x_2 - x_1) = (5 - 0) / (0,4 - 0,2)$$

$$m = 25$$

$$y = 25x + b \dots (\text{Ecuación N}^{\circ} 02)$$

Reemplazamos:

$$5 = 25(0,4) + b \quad b = -5$$

La ecuación queda de la siguiente manera:

$$Y = 25x - 5 \dots (\text{Ecuación N}^{\circ} 03)$$

$$\text{Si } x = 0.25\text{ [V]}$$

$$Y = 25(0.25) - 5 = 1.25\text{ [V]} \quad \text{Si } x = 0.30\text{ [V]}$$

$$Y = 25 (0.3) - 5 = 2.5 \text{ [V]}$$

$$\text{Si } x = 0.35 \text{ [V]}$$

$$y = 25(0.35)-5=3.75 \text{ [V]... (Ecuación N° 04)}$$

1.4.3.3 Tabla de Datos:

La tabla 3 muestra los datos obtenidos como resultado de la ecuación general del circuito.

Temperatura	X	Y
20 °C	0.2 [V]	0 [V]
25 °C	0.25 [V]	1.25 [V]
30 °C	0.3 [V]	2.5 [V]
35 °C	0.35 [V]	3.75 [V]
40 °C	0.4 [V]	5 [V]

Tabla 3: Datos obtenidos como resultado de la ecuación general del circuito.

Fuente: universidad de las fuerzas armadas ESPE, instrumentación y sensores, sensor de temperatura LM35. [26]

1.4.3.4 Diseño del circuito

Tomando en cuenta la ecuación N° 03:

$$y = 25x-5$$

Establecemos que:

$$V_i = x \quad V_2 = b y \quad V_{o2} = y \quad V_{o1} = -R_f/R_i V_i \quad A = R_f/R_i$$

$$\text{Si } A = 25 \text{ y } R_i = 10 \text{ k}\Omega$$

$$25 = R_f / (10 \text{ k}\Omega)$$

Entonces:

$$R_f = 25(10 \text{ k}\Omega) = 250 \text{ [k}\Omega]$$

Por lo tanto:

$$V_{o1} = -(250 \text{ k}\Omega) / (10 \text{ k}\Omega) V_i$$

$$V_{o1} = -25x$$

$$V_{o2} = -R_f (V_1/R_1 + V_2/R_2 + \dots + V_n/R_n)$$

Se consideró:

$$V_1 = V_{o1}, \quad V_2 = 5 \quad \text{y} \quad R_1 = R_2 = R_3 = 10 \text{ k}\Omega$$

Entonces:

$$V_{o2} = -10 \text{ k}\Omega (-25x / (10 \text{ k}\Omega) + 5 / (10 \text{ k}\Omega))$$

$$V_{o2} = -10 \text{ k}\Omega (-25x / (10 \text{ k}\Omega) + 5 / (10 \text{ k}\Omega))$$

$$V_{o2} = -10 \text{ k}\Omega (-(25x+5) / (10 \text{ k}\Omega))$$

$$V_{o2} = -(-25x+5)$$

$$y = 25x-5$$

1.4.3.5 Gráfico del circuito

La figura 10 muestra la implementación del circuito diseñado.

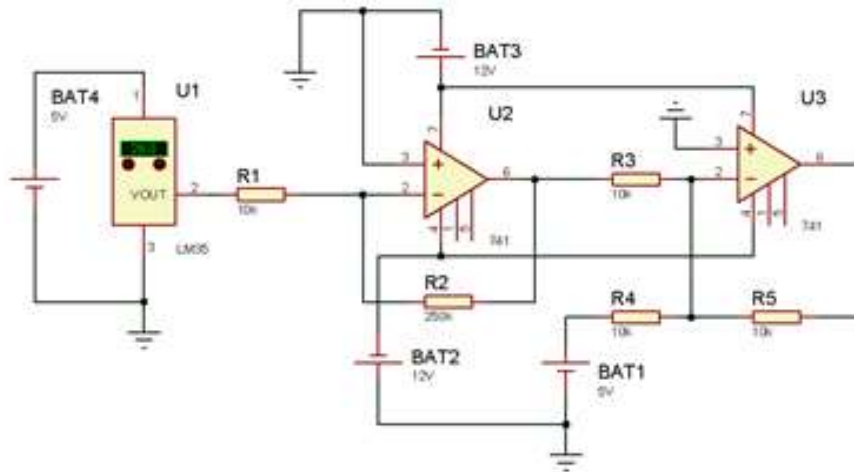


Figura N° 10: Implementación del circuito.

Fuente: Universidad de las fuerzas armadas ESPE, instrumentación y sensores, sensor de temperatura LM35. [26]

1.4.3.6 Conclusiones y recomendaciones

Con el uso del amplificador operacional 741, y sus aplicaciones lineales como inversor y sumador inversor, se logró diseñar y encontrar la ecuación lineal correcta para el sensor lm35 de acuerdo al rango de temperatura establecido. [26]

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

2.1 Medicina pediátrica entorno a la neumonía.

2.1.1 Estructura básica del sistema respiratorio

La estructura del aparato respiratorio está diseñado para mantener la sangre en íntimo contacto con el aire a fin de lograr el intercambio gaseoso, dado que su función primordial es obtener oxígeno, del ambiente y deshacerse del CO₂ producido en el metabolismo. El conocimiento de la estructura normal es básico para la comprensión de la fisiología y de la patología respiratoria.

El niño en su dinámico crecimiento y desarrollo posee un aparato respiratorio en constante cambio morfológico, cuya disposición, dimensiones, relaciones y peculiaridades, se van modificando con la edad. Todos los órganos del aparato respiratorio infantil tienen una alta potencialidad de renovación celular, cicatrización y reparación, pero por las mismas razones, múltiples alteraciones pueden dejar profundos cambios patológicos en la morfología y en la funcionalidad de la caja torácica, de la vía aérea o del lecho vascular. [4]

2.1.2 Caja torácica

El tórax humano está conformado de tal manera que posee rigidez suficiente para proteger los órganos vitales que contiene y al mismo tiempo dispone de una flexibilidad que le permite actuar durante el ciclo respiratorio. El soporte rígido está constituido por la columna, el esternón y las costillas. Tanto el esternón como las costillas tienen mayor flexibilidad en el niño que el adulto debido a sus uniones cartilaginosas y ligamentos, lo que hace que el tórax sea más distensible. Las costillas del niño, en especial en los lactantes, como son más distensibles

(deformables) adoptan una posición más horizontal en relación con el adulto o niño mayor.

El tórax aumenta todos sus diámetros durante la inspiración, pero de manera especial el vertical (diferente en el adulto o niño mayor) y los disminuye durante la espiración. El movimiento de la caja torácica depende de los músculos respiratorios: escalenos, intercostales y diafragma, que son grandes generadores de fuerza; el diafragma es el músculo principal de la inspiración, de manera especial en el niño, pues su contracción aumenta el volumen de la caja torácica al incrementar los diámetros vertical y transversal. [4]

2.1.3. Neumonía persistente y recurrente

Se define la “neumonía recurrente” como la existencia de dos o más episodios en un año o bien tres o más en cualquier período de tiempo, disponiendo de datos clínicos y radiológicos de resolución de la anterior o anteriores. “Neumonía persistente” es aquella en la que el proceso tarda en resolverse más tiempo del esperado: entre 1 y 3 meses según los distintos autores. [4]

2.1.4 Temperatura corporal

El organismo en condiciones normales mantiene la temperatura corporal dentro de un rango estrecho, independientemente de las variaciones del medio ambiente. Normalmente la temperatura es un poco mayor en la tarde, cerca de las 20 horas, y más baja en la madrugada. Esta es una variación de tipo circadiano. La temperatura que se registra en la axila, oscila en el paciente sano entre 36,2°C y 37°C.

Los lugares más frecuentemente usados para estos registros son la boca (bajo la lengua), las axilas, los pliegues inguinales y el recto. Entre ellos existen

diferencias. Así, con respecto a la temperatura axilar, los registros en la boca y en el recto son un poco más altos (del orden de 0,3°C a 0,5°C). [17]

La tabla 4 muestra los límites normales de la temperatura corporal

Lugar del registro	Límite de lo normal
Boca	hasta 37,3 °C
Axila	hasta 37,0 °C
Ingle	hasta 37 °C
Recto	hasta 37,6 °C

Tabla 4: Limite Normal de la Temperatura Corporal.

Fuente: Temperatura Corporal. [18]

La fiebre o temperatura corporal alta es el aumento temporal en la temperatura del cuerpo en respuesta a alguna enfermedad o padecimiento.

Un niño tiene fiebre cuando su temperatura está por encima de estos niveles:

100.4° F (38° C) medida en las nalgas (rectal)

99.5° F(37.5° C) medida en la boca (oral)

99° F (37.2° C) medida bajo el brazo (axilar). [19]

2.1.5 Respiraciones por minuto

Se realiza en dos momentos. La inspiración el aire penetra en los pulmones y la espiración el aire sale de los pulmones. [17]

La figura 11 muestra gráficamente el comportamiento del abdomen al respirar.

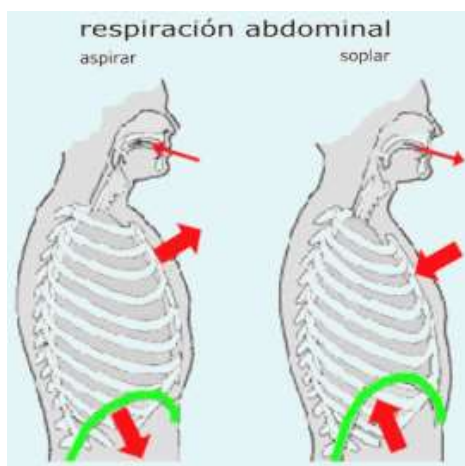


Figura N° 11: Respiración abdominal.

Fuente: guardavidas.org. [17]

Según La Organización Mundial de la Salud contamos con un rango de respiraciones por minuto (RPM) que permiten identificar anomalías en la respiración, en este caso en infantes menores de 5 años, la anomalías en este caso se llaman Taquipnea, es un término que el médico utiliza para describir la respiración si ésta es demasiado acelerada, particularmente si usted presenta una respiración rápida y superficial por una neumopatía u otra causa de salud.

La tabla 5 muestra los rangos de RPM en infantes.

EDAD	VALORES NORMALES	TAQUIPNEA
2 - 12 MESES	25 - 40 RPM	> 50 RPM
1 - 5 AÑOS	20 - 30 RPM	> 40 RPM
> 5 AÑOS	15 - 25 RPM	> 28 RPM

Tabla 5: Valores por RPM en menores de 5 años.

Fuente: Organización Mundial de la Salud (OMS).

2.2 Sensores

Un sensor es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas. Las variables de instrumentación pueden ser por ejemplo: temperatura.

Un sensor está siempre en contacto con la variable de instrumentación con lo que puede decirse también que es un dispositivo que aprovecha una de sus propiedades con el fin de adaptar la señal que mide para que la pueda interpretar otro dispositivo. Como por ejemplo el termómetro de mercurio que aprovecha la propiedad que posee el mercurio de dilatarse o contraerse por la acción de la temperatura. Un sensor también puede decirse que es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra. [11]

2.2.1 Sensor de Temperatura LM35

Los sensores de circuito integrado se fundamentan en la característica de la unión p-n de los semiconductores. Están formados por circuitos integrados sobre un chip, el cual presenta una salida lineal y proporcional a la temperatura. Se consiguen sensores IC que presentan salidas en voltaje analógico y en forma digital. Por estar hechos a base de silicio, su rango de temperatura está limitado aproximadamente a los 150 °C. [12]

Una de las principales ventajas de los sensores IC es su fácil interface. Entre las desventajas se tienen: el limitado rango de temperatura, la necesidad de alimentación y el auto calentamiento. [12]

El LM35 es un sensor de temperatura con una precisión calibrada de 1°C y un rango que abarca desde -55° a +150°C.

El sensor se presenta en diferentes encapsulados pero el más común es el to-92 de igual forma que un típico transistor con 3 patas, dos de ellas para alimentarlo y

la tercera nos entrega un valor de tensión proporcional a la temperatura medida por el dispositivo. Con el LM35 sobre la mesa las patillas hacia nosotros y las letras del encapsulado hacia arriba tenemos que de izquierda a derecha los pines son: VCC - Vout - GND. [12]

La salida es lineal y equivale a $10\text{mV}/^\circ\text{C}$, por lo tanto:

La tabla 6 muestra la salida lineal de forma numérica del sensor que usaremos en el prototipo.

+1500mV = 150°C
+250mV = 25°C
-550mV = -55°C

Tabla 6: Salida lineal $10\text{ mV} / ^\circ\text{C}$.

Fuente: X Robotics. [11]

La figura 12 muestra la presentación del sensor de temperatura LM35.

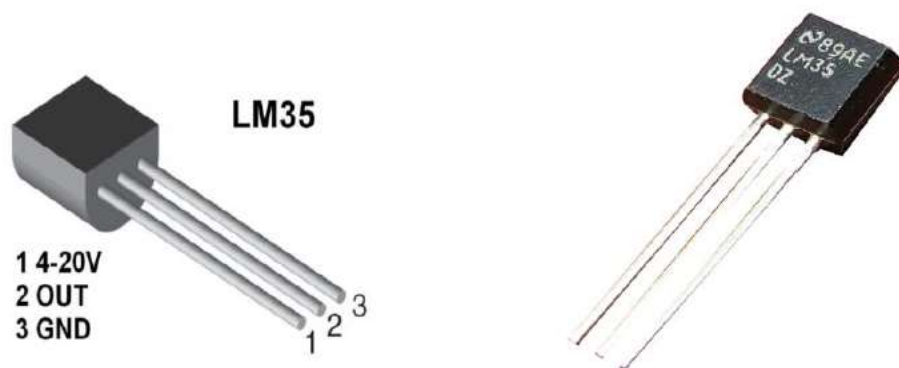


Figura N° 12: Representación del sensor de temperatura LM35.

Fuente: Medición de la temperatura LM35. [22]

2.2.2 Sensor Magnético o Detector magnético de Apertura

Los sensores magnéticos detectan una variación en el campo magnético en respuesta a la variación de alguna magnitud física.

Este es el tipo de detector más sencillo que hay, pero a la vez efectivo. Se trata de un dispositivo de dos partes:

1. Encapsulado con reed switch
2. Encapsulado con imán

Un reed switch es un elemento que consta de una capsula de vidrio conteniendo un par de contactos metálicos en su interior y un par de terminales que permiten acceder a conectar dichos contactos. Estos contactos normalmente están eléctricamente aislados el uno del otro. Cuando un campo magnético de la magnitud adecuada se acerca, estos contactos se cierran. Existen reed switches NA, NC y combinado (C, NA y NC). [11]

La Figura 13 muestra la estructura de un reed switch.



Figura N° 13: Reed Switch.

Fuente: Sensor Magnético. [11]

Este elemento viene en diferentes tipos de encapsulados que según la forma que tenga y los materiales con que esté construido, define el tipo de detector magnético.

El encapsulado con imán es simplemente un material magnetizado (generalmente anico), que se instala en la parte móvil de la abertura.

La Figura 14 muestra al sensor magnético.



Figura N° 14: Sensor o detector magnético de apertura.

Fuente: Sensor Magnético. [11]

Entonces consiste en dos piezas apareadas, el imán y el contacto de ampolla o Reed Switch.

Eléctricamente es un interruptor momentáneo como un pulsador y se presenta con contacto normalmente abierto (NA), normalmente cerrado (NC) o inversor (NA y NC)

La Figura 15 muestra los esquemas eléctricos de los sensores magnéticos.

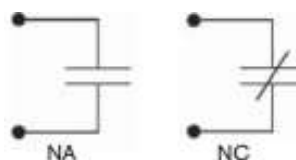


Figura N° 15: Esquemas eléctricos del sensor o detector magnético de apertura.

Fuente: Sensor Magnético. [11]

2.3 Amplificador operacional LM358N

Un amplificador Operacional LM358N, es un circuito integrado con dos amplificadores operacionales independientes de alta ganancia, que trabaja en un rango amplio de voltajes entre 3 y 32V; y su corriente máxima de salida es 40mA.

El Amplificador operacional LM358N. Tiene una amplia utilidad en diversos campos de la electrónica y es un circuito de fácil implementación. [23]

2.3.1 Características del amplificador operacional LM358N

- Acoplador de impedancia y Ganancia de frecuencia.
- Formado por 2 amplificadores operacionales
- Voltaje de alimentación 3V a 32V fuente sencilla ($\pm 1.5V$ a $\pm 16V$ fuente dual)
- Bajo consumo de potencia
- Posee una ganancia de 100dB.
- Gran ancho de banda. 1Mhz
- Rango de voltaje de modo común incluye tierra.[23]

2.3.2 Descripción del amplificador operacional LM358N

Consiste en dos circuitos independientes que se encuentran dentro del encapsulado, compensan la frecuencia del amplificador operacional, cada uno opera como suplemento de poder. Operan a diferentes rangos de voltaje, su diagrama es de fácil implementación. [23]

El LM358 es utilizado en infinidad de aplicaciones. Usualmente se le ve como acondicionador de señales provenientes de transductores o sensores, como

micrófonos, sondas de temperatura, etc. El circuito integrado LM358 puede operar en diferentes configuraciones, dependiendo de la función que se quiera obtener.

La figura 16 muestra el diagrama del amplificador operacional LM558N.

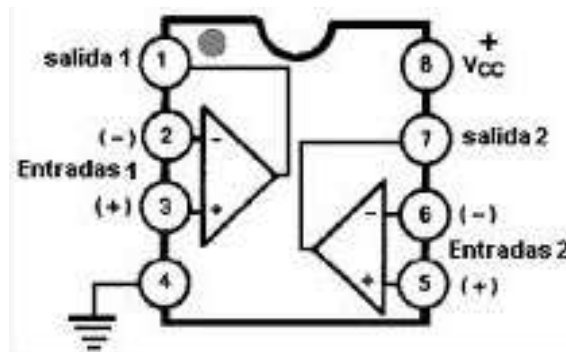


Figura N° 16: Diagrama del amplificador operacional LM358N.

Fuente: Circuito integrado LM358N. [23]

2.4 Microcontrolador PIC16F877A

Es un circuito integrado programable que acepta un listado de instrucciones y contiene todos los componentes de un computador.

Se utilizan para realizar determinadas tareas o para gobernar dispositivos, debido a su reducido tamaño, suele ir incorporado en el propio dispositivo que gobierna.

El Microcontrolador es un dispositivo dedicado. En su memoria solo reside un programa destinado a gobernar una aplicación determinada, sus líneas de entradas y salidas (I/O) permiten la conexión de sensores, motores, etc.

Una vez programado y configurado el Microcontrolador solamente sirve para gobernar la tarea asignada. [8]

2.4.1 Configuración de pines del PIC16F877A

La figura 17 muestra la distribución de los pines del PIC16F877A.



Figura N° 17: Distribución de pines del PIC16F877A.

Fuente: El Microcontrolador PIC16F877A. [24]

Los pines de entrada/salida de este Microcontrolador están organizados en cinco puertos, el puerto A con 6 líneas, el puerto B con 8 líneas, el puerto C con 8 líneas, el puerto D con 8 líneas y el puerto E con 3 líneas.

Cada pin de esos puertos se puede configurar como entrada o como salida independiente programando un par de registros diseñados para tal fin.

En ese registro un bit en "0" configura el pin del puerto correspondiente como salida y un bit en "1" lo configura como entrada.

Dichos pines del Microcontrolador también pueden cumplir otras funciones especiales, siempre y cuando se configuren para ello, según se verá más adelante. [24]

2.4.2 Distribución de los puertos del PIC16F877A

La figura 18 muestra la distribución de los puertos del PIC16F877A.

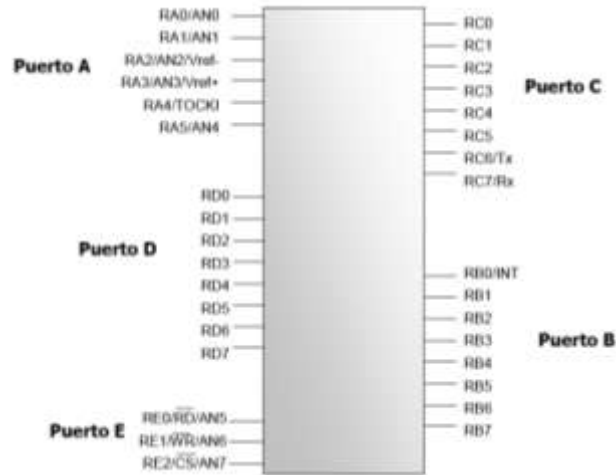


Figura N° 18: Distribución de los puertos del PIC16F877A.

Fuente: El Microcontrolador PIC16F877A. [24]

Los pines del puerto A y del puerto E pueden trabajar como entradas para el convertidor Análogo a Digital interno, es decir, allí se podría conectar una señal proveniente de un sensor o de un circuito analógico para que el Microcontrolador la convierta en su equivalente digital y pueda realizar algún proceso de control o de instrumentación digital. El pin RB0/INT se puede configurar por software para que funcione como interrupción externa, para configurarlo se utilizan unos bits de los registros que controlan las interrupciones. [24]

2.4.3 Módulo del convertidor análogo digital del PIC16F877A

Este módulo permite la conversión de una señal de entrada análoga a su correspondiente valor numérico de 10 bits. El módulo tiene ocho entradas

análogas, las cuales son multiplexadas dentro de un circuito de muestreo y retención. La salida del multiplexor es la entrada al convertidor, el cual genera el resultado por medio de aproximaciones sucesivas

La Figura 19 muestra el Módulo del convertidor A/D del PIC16F877A.

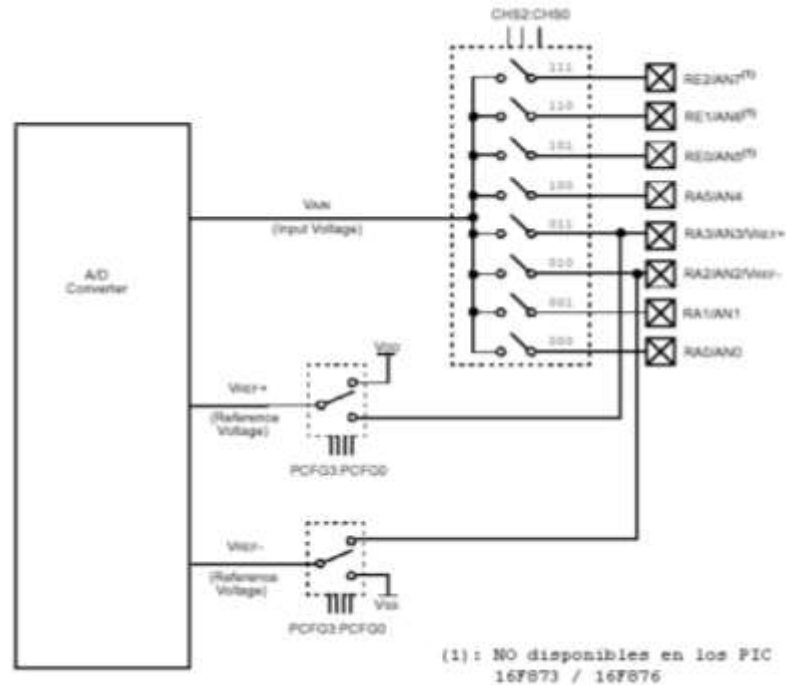


Figura N° 19: Módulo del convertidor A/D del PIC16F877A.

Fuente: El Microcontrolador PIC16F877A. [24]

2.5 Interface de Comunicación USB

El USB (Bus de serie universal), como su nombre lo sugiere, se basa en una arquitectura de tipo serial. Sin embargo, es una interfaz de entrada/salida mucho más rápida que los puertos seriales estándar. La arquitectura serial se utilizó para este tipo de puerto por dos razones principales:

- La arquitectura serial le brinda al usuario una velocidad de reloj mucho más alta que la interfaz paralela debido a que este tipo de interfaz no admite frecuencias demasiado altas (en la arquitectura de alta velocidad, los bits que circulan por cada hilo llegan con retraso y esto produce errores);
- Los cables seriales resultan mucho más económicos que los cables paralelos. [14]
- Una característica de la arquitectura USB es que puede proporcionar fuente de alimentación a los dispositivos con los que se conecta, con un límite máximo de 15 V por dispositivo. Para poder hacerlo, utiliza un cable que consta de cuatro hilos (la conexión a tierra GND, la alimentación del BUS y dos hilos de datos llamados D- y D+). [14]

La figura 20 muestra la arquitectura USB.

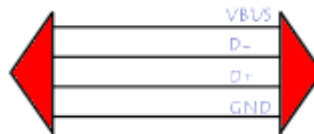


Figura N° 20: Arquitectura USB.

Fuente: Comunidad informática. [14]

2.6 Visual Basic

Visual Basic 6.0 es uno de los lenguajes de programación que más entusiasmo despiertan entre los programadores de PC, tanto expertos como novatos.

En el caso de los programadores expertos por la facilidad con la que desarrollan aplicaciones complejas en poquísimos tiempo (comparado con lo que cuesta programar en Visual C++, por ejemplo).

En el caso de los programadores novatos por el hecho de ver de lo que son capaces a los pocos minutos de empezar su aprendizaje. El precio que hay que pagar por utilizar Visual Basic 6.0 es una menor velocidad o eficiencia en las aplicaciones. [15]

Está diseñado para la creación de aplicaciones de manera productiva con seguridad de tipos y orientado a objetos. Visual Basic permite a los desarrolladores centrar el diseño en Windows, la web y dispositivos móviles. Como ocurre con todos los lenguajes destinados a Microsoft .NET Framework, los programas escritos en Visual Basic se benefician de la seguridad y la interoperabilidad de los lenguajes. [15]

Esta generación de Visual Basic continúa la tradición de ofrecerle una manera rápida y fácil de crear aplicaciones basadas en .NET Framework. [15]

2.6.1 Modo de diseño y Modo de Ejecución

La aplicación Visual Basic de Microsoft puede trabajar de dos modos distintos: en modo de diseño y en modo de ejecución. En modo de diseño el usuario construye interactivamente la aplicación, colocando controles en el formulario, definiendo sus propiedades, y desarrollando funciones para gestionar los eventos.

La aplicación se prueba en modo de ejecución. En ese caso el usuario actúa sobre el programa (introduce eventos) y prueba cómo responde el programa. Hay algunas propiedades de los controles que deben establecerse en modo de diseño, pero muchas otras pueden cambiarse en tiempo de ejecución desde el programa escrito en Visual Basic 6.0, en la forma en que más adelante se verá.

También hay propiedades que sólo pueden establecerse en modo de ejecución y que no son visibles en modo de diseño. [15]

2.6.2 Formularios y Controles

Cada uno de los elementos gráficos que pueden formar parte de una aplicación típica de Windows 95/98/NT es un tipo de control: los botones, las cajas de diálogo y de texto, las cajas de selección desplegadas, los botones de opción y de selección, las barras de desplazamiento horizontales y verticales, los gráficos, los menús, y muchos otros tipos de elementos son controles para Visual Basic 6.0. Cada control debe tener un nombre a través del cual se puede hacer referencia a él en el programa. Visual Basic 6.0 proporciona nombres por defecto que el usuario puede modificar. [15]

En la terminología de Visual Basic 6.0 se llama formulario (form) a una ventana. Un formulario puede ser considerado como una especie de contenedor para los controles. Una aplicación puede tener varios formularios, pero un único formulario puede ser suficiente para las aplicaciones más sencillas. Los formularios deben también tener un nombre, que puede crearse siguiendo las mismas reglas que para los controles. [15]

CAPÍTULO 3: DISEÑO Y DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO

3.1 Diseño del Prototipo

Para el diseño se establecieron cuatro etapas.

La primera etapa, adquisición de datos por medio de dos sensores.

La segunda etapa, acondicionamiento de las señales usando el amplificador operacional LM358N.

La tercera etapa, procesamiento de señales usando un Microcontrolador PIC16F877A.

La cuarta etapa de diagnóstico y visualización, formada por dos partes, la de transmisión de información por medio de una interface de comunicación USB a una PC y la de cargar previamente una aplicación informática en la PC, que fue diseñada, escrita y desarrollada en Visual Basic.

3.2 Diagrama de bloques del prototipo

La figura 21 muestra el diagrama de bloques de forma genérica de las cuatro etapas que se consideran para el diseño del prototipo.

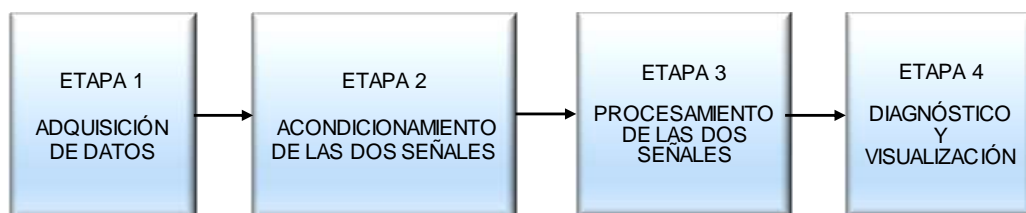


Figura N° 21: Diagrama de bloques de las cuatro etapas del prototipo.

La figura 22 muestra el diagrama de bloques de la etapa 1, adquisición de datos. Se realizó por medio de dos sensores uno de temperatura LM35, adaptado a un electrodo médico, el cual permitió que el sensor fuera adherido al cuerpo del paciente, de esta manera se hizo posible la medición de la temperatura corporal en grados centígrados ($^{\circ}\text{C}$). Así mismo se usó un sensor magnético adaptado a una banda elástica, la misma que se colocó alrededor del tórax del paciente, y al momento que él respiró, la banda elástica se estiró, haciendo que el sensor se cierre, dejando pasar el voltaje y permitiendo de esta manera medir el número de respiraciones por minuto (RPM).

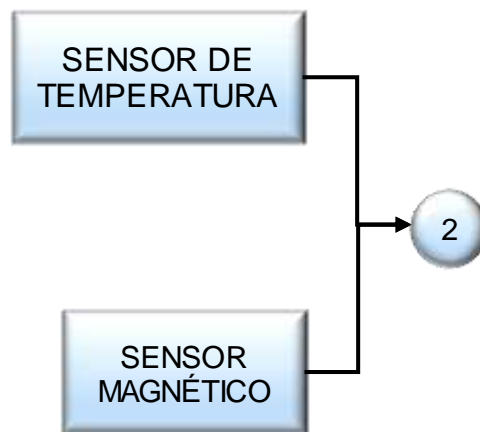


Figura N° 22: Diagrama de bloques de la etapa 1 del prototipo.

La figura 23 muestra el diagrama de bloques de la etapa número 2, acondicionamiento de las señales. Para esto se usó un amplificador operacional, LM358N, el sensor de temperatura entregó una señal en el rango de los milivoltios, lo cual se tuvo que mejorar por medio del amplificador operacional, para esto se usó la configuración de un amplificador no inversor, que dio como resultado la señal en voltios, siendo este el rango que requiere el Microcontrolador para procesarlo. En caso del sensor magnético proporciona una señal en el rango de los voltios, pero con ruido, en este caso se usó el LM358N como comparador y

un circuito RC para filtrar el ruido, de esta manera se consiguió una señal limpia para poder pasar a la etapa de procesamiento.

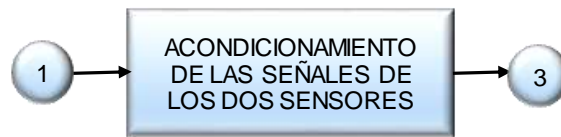


Figura N° 23: Diagrama de bloques de la etapa 2 del prototipo.

La figura 24 muestra el diagrama de bloques de la etapa número 3, procesamiento de las señales de los dos sensores, para esta etapa se usó un Microcontrolador PIC16F877A que por medio de un programa convirtió la señales análogas en digitales, la resolución del CAD del PIC16F877A es 10 bits.

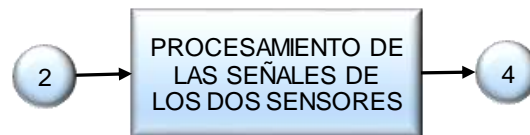


Figura N° 24: Diagrama de bloques de la etapa 3 del prototipo.

La figura 25 muestra el diagrama de bloques de la etapa número 4, diagnóstico y visualización. Se usó un convertor USB a Serial RS232PL2303, para comunicar la tarjeta de interface con la PC, en la cual previamente se cargó una aplicación informática escrita y desarrollada en Visual Basic la misma que cuenta con una interface gráfica donde se visualizaron los resultados.



Figura N° 25: Diagrama de bloques de la etapa 4 del prototipo.

La figura 26 muestra el diagrama de bloques del proyecto. Se aprecia el prototipo disgregado en bloques, los mismos que se explican extensamente en los puntos 3.3, 3.4, 3.5, 3.6 y 3.7, en los mismos que se detallan cada una de las etapas.

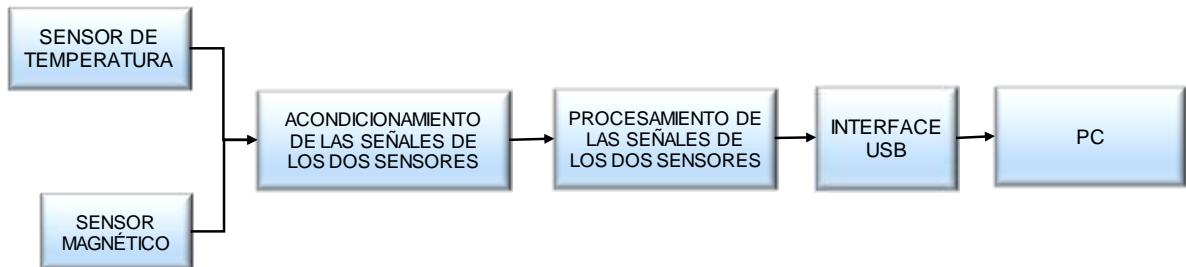


Figura N° 26: Diagrama de bloques del prototipo.

3.3 Consideraciones tomadas para el diseño

El prototipo se diseñó y desarrollo usando dos sensores, uno de temperatura y otro magnético, para medir la temperatura corporal en °C y el número de las respiraciones por minuto en RPM, respectivamente. El sensor de temperatura se adaptó a un electrodo médico, el mismo que sirvió para adherir el sensor al cuerpo del paciente, de esta manera se midió la temperatura corporal y se generó una señal en mV. El sensor magnético se adaptó a una banda elástica, esta se ubicó alrededor del tórax del niño, al momento que el niño respiro la banda elástica se estiro haciendo que el switch interno del sensor se cierre enviando una señal en voltios.

La señal del sensor de temperatura en muy pequeño está en el rango de los milivoltios entonces requirió de una amplificación. La señal del sensor magnético requirió estabilizarse; ya que esta señal la genero un contacto mecánico y esto ocasiono ruido. Para esta parte se usó un amplificador operacional LM358N, básicamente porque son de tipo dual y permiten ahorrar espacio.

Las señales previamente amplificadas y filtradas pasaron al Microcontrolador PIC16F877A, el cual los proceso convirtiendo las señales analógica a digitales.

En la siguiente etapa, la interface de comunicación USB envió los datos a la PC que previamente se le cargó una aplicación informática la misma que uso una interface gráfica para mostrar el diagnostico preventivo del paciente.

La alimentación del prototipo se hizo por medio del cable USB que transporta la información.

3.4 Etapa de acondicionamiento

3.4.1 Acondicionamiento de la señal del sensor de temperatura

El LM35 es un sensor de temperatura con una precisión calibrada de $\pm 1^{\circ}\text{C}$.

Su rango de medición abarca desde -55°C hasta 155°C . La salida es lineal y cada grado centígrado equivale a 10mV.

La tensión de salida es proporcional a la temperatura, calibrada directamente en grados centígrados ($^{\circ}\text{C}$) por esta razón es que usamos este sensor.

Para familiarizarnos con el sensor y su funcionamiento se conectó el sensor de temperatura como se muestra en la figura 27.

Usamos las manos para aumentar la temperatura del sensor, se midió el voltaje de salida con un multímetro verificando la proporcionalidad del voltaje de salida y la temperatura, este experimento se hizo de forma física y usando el software de diseño y simulación electrónica, Proteus.

La Figura 28 muestra la configuración básica de un amplificador no inversor.

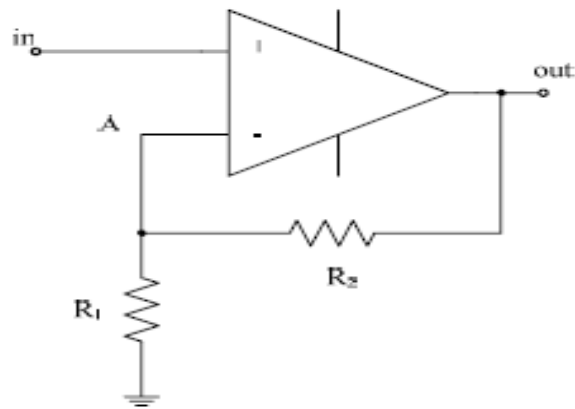


Figura N° 28: Configuración básica del amplificador no inversor.

Considerando la figura 28 se hizo un análisis:

$$V_A = V_{IN}$$

Donde V_A viene de un divisor de voltaje:

$$V_A = V_{out} (R_1 / (R_1 + R_2)) \dots \text{(Ecuación N° 01)}$$

Haciendo:

$$V_A = V_{IN} \dots \text{(Ecuación N° 02)}$$

Se obtuvo la ganancia:

$$V_{out} / V_{IN} = 1 + (R_2 / R_1) \dots \text{(Ecuación N° 03)}$$

En la aproximación que se usó, la impedancia de entrada es infinita.

Esto hizo que el V_{IN} mejore su rango.

Se amplificó hasta 10 veces, como se aprecia en el siguiente ejemplo:

$$V_{IN} = 0.37V \sim 37 \text{ }^\circ\text{C}$$

Dónde:

$$R_2 = 10K\Omega$$

$$R_1 = 1K\Omega$$

Despejando V_{out} de la Ecuación N° 03.

Se obtuvo:

$$V_{out} = V_{IN} (1 + R_2 / R_1) \dots \text{(Ecuación N° 04)}$$

Remplazando valores numéricos a la Ecuación N° 04.

Se obtuvo:

$$V_{out} = 0.37V (1 + 10K / 1K) \dots \text{(Ecuación N° 05)}$$

Por lo Tanto:

$$V_{out} = 4.07 V \dots \text{(Ecuación N° 06)}$$

La Figura 29 muestra la configuración del amplificador no inversor que se usó en el proyecto de tesis, el cual fue simulado, mostrando experimentalmente lo que se comprobó matemáticamente en el ejemplo anterior.

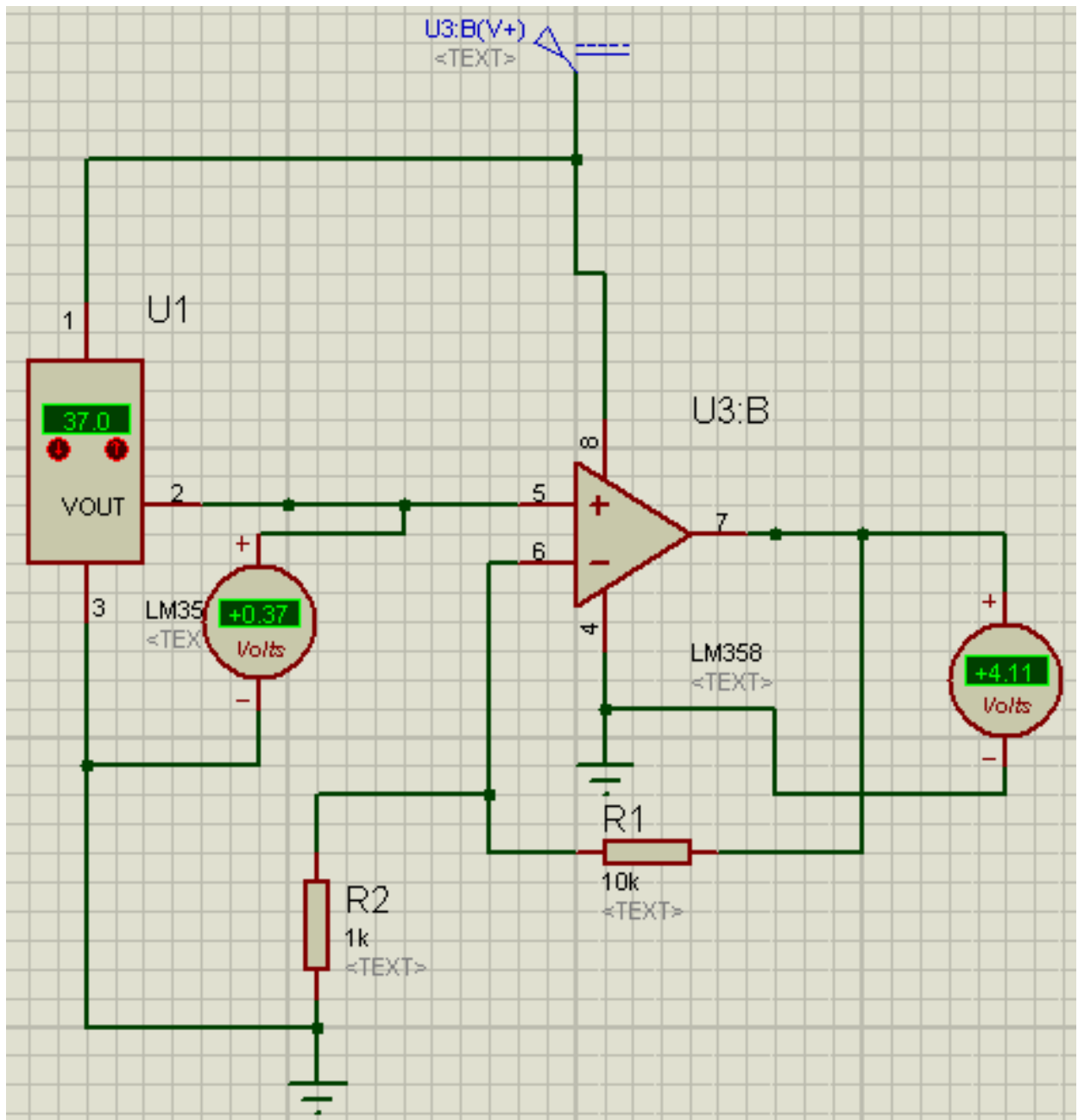


Figura N° 29: Acondicionamiento del sensor de temperatura LM35.

La Figura 30 muestra el sensor de temperatura adaptado con un electrodo médico, el cual facilito la medición de la temperatura corporal, ya que se pudo adherir al cuerpo del paciente, de esta manera el sensor midió la temperatura corporal del paciente.

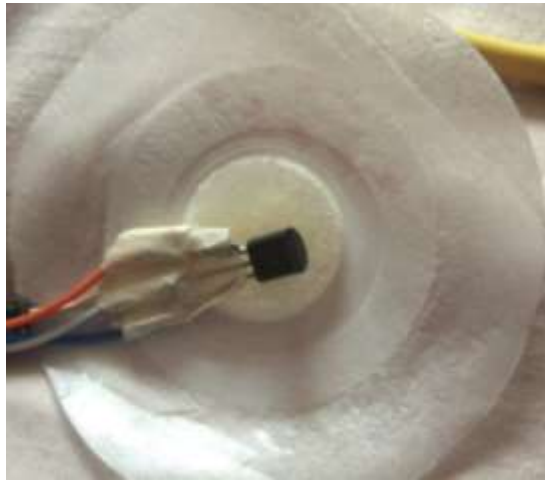


Figura N° 30: Adaptación del sensor de temperatura LM35 para poder medir la temperatura corporal en infantes.

La figura 31 muestra como el sensor de temperatura se pudo adherir al cuerpo del paciente para poder medir su temperatura corporal.



Figura N° 31: Sensor de temperatura adherido al cuerpo de la paciente por medio de un electrodo médico.

3.4.2 Acondicionamiento de la señal del sensor magnético

Para esta parte se usó un sensor magnético o detector magnético, la razón es porque la única forma de contar el número de respiraciones por minuto (RPM), era contando cuantas veces se inflaba el tórax del paciente en un minuto. Partiendo de esta premisa se decidió usar un sensor magnético o también llamado detector magnético, ya que su funcionamiento es sencillo. Los contactos de la ampolla están imantados, y en presencia del campo magnético del imán cambian de posición abriendo o cerrando un circuito. No es necesario que ambas piezas se toquen; bastará que la ampolla esté dentro del campo magnético del imán.

La figura 32 muestra la estructura del sensor magnético que se usó en el proyecto de tesis.

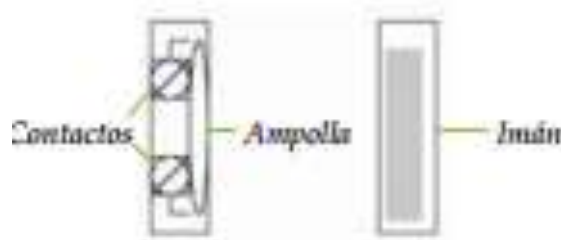


Figura N° 32: Sensor Magnético.

Especificaciones:

Distancia de detección (espacio):	15 ~ 25 mm
Material:	Plástico ABS blanco
Dimensión:	27x14x8 mm

Al juntarse los contactos de la ampolla este deja pasar el voltaje y cada vez que esto ocurre para el proyecto represento una respiración. De esta manera fue como se obtuvo el número de respiraciones en un minuto (RPM).

Debido a que este contacto es físico, se origina ruido por los rebotes que puedan existir; por esta razón, se necesitó estabilizar la señal por lo cual se usó un comparador y para el filtrado un circuito RC.

La figura 33 muestra la configuración que se usó para comparar y filtrar la señal del sensor magnético.

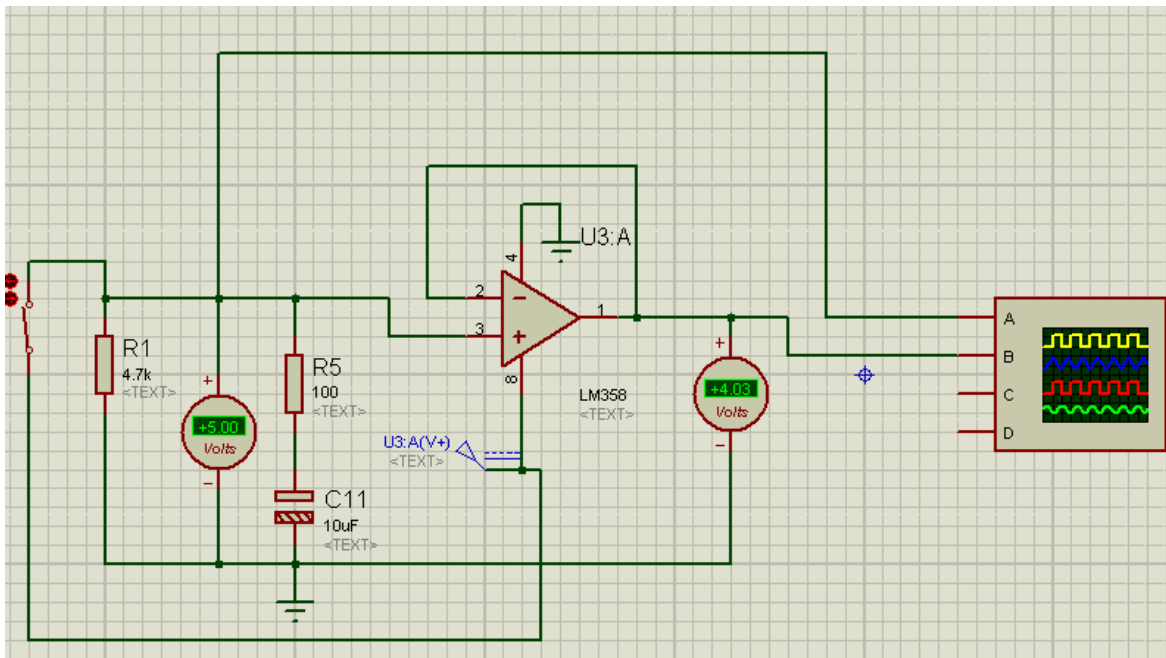


Figura N° 33: Acondicionamiento del sensor magnético.

La figura 34 muestra la señal estabilizada por medio de un comparador, para tal fin se usó el amplificador operacional LM358N y para el filtrado, es decir eliminar el ruido, se usó un circuito RC.

Se aprecia que la señal de entrada (canal A) y la señal de salida (canal B) se visualizaron dimensionalmente iguales, consiguiendo así lo que se requirió para el proyecto.

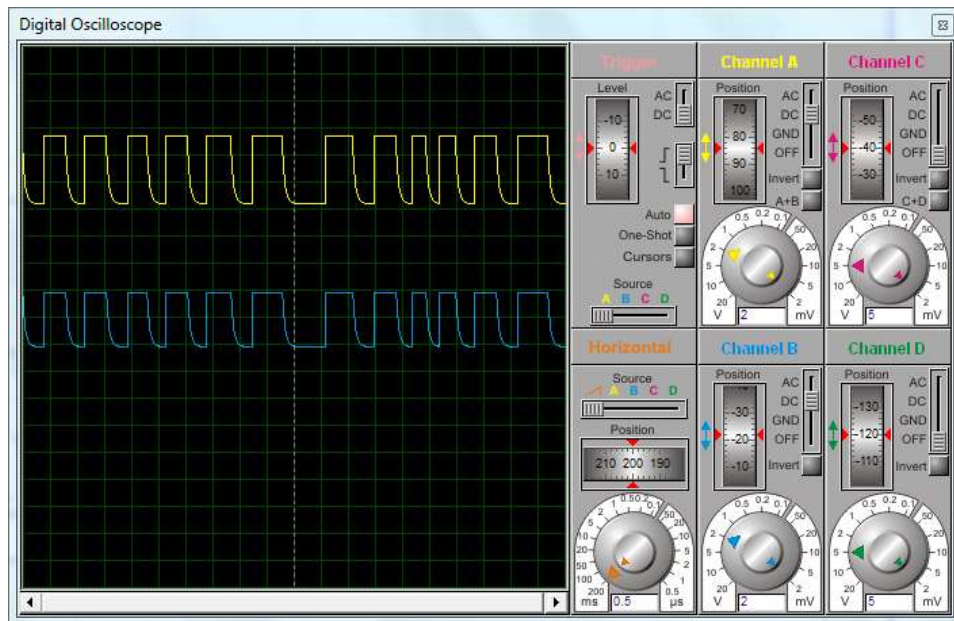


Figura N° 34: Señal de ingreso y señal de salida, simulación del sensor magnético acondicionado.

La Figura 35 muestra al sensor magnético adaptado en una banda elástica la cual se colocó al alrededor del tórax del paciente para poder medir el número de respiraciones por minuto.



Figura N° 35: Adaptación del sensor magnético en una banda elástica para poder medir el número de respiraciones por minuto (RPM) en infantes.

La figura 36 muestra como el sensor magnético adaptado a la banda elástica se coloca alrededor del tórax del paciente para poder medir el número de respiraciones por minuto.



Figura N° 36: Sensor magnético adaptado a una banda elástica colocada alrededor del tórax de la paciente.

La Figura 37 muestra como los dos sensores adquirieron las mediciones.



Figura N° 37: Ubicación de los sensores para poder adquirir las mediciones.

La Figura 38 muestra como los dos sensores adquirieron las mediciones.



Figura N° 38: Ubicación de los sensores para poder adquirir las mediciones.

3.5 Procesamiento de las Señales de los dos sensores

Para el procesamiento de las señales se usó el Microcontrolador PIC 16F877A, el cual cuenta con memoria FLASH lo que representa gran facilidad en el desarrollo de prototipos y en su aprendizaje, ya que no requiere borrarlo con luz ultravioleta, sino que permite reprogramarlo nuevamente. Se usó también Visual Basic que es un editor, simulador y programador en lenguaje ensamblador, para poder programar el Microcontrolador el cual por medio de dicho programa procesa las señales recibidas de los sensores.

3.5.1 Cálculo conversor Análogo - Digital

Resolución del CAD del PIC 10 Bits que representa:

$$2^{10} = 1024 \text{ niveles.}$$

Voltaje de referencia 5 Voltios

Por tanto la resolución de cada nivel es:

$$r = 5V/1024 = 4.88 \text{ mV}$$

Rango de temperatura a medir 36 a 40 grados centígrados (°C)

Correspondencia grados – Voltaje, (V ~ °C)

$$0 \text{ V} \sim 0 \text{ °C}$$

$$0.36\text{V} \sim 36 \text{ °C}$$

$$0.37\text{V} \sim 37 \text{ °C}$$

$$0.38\text{V} \sim 38 \text{ °C}$$

$$0.39\text{V} \sim 39 \text{ °C}$$

$$0.4\text{V} \sim 40 \text{ °C}$$

Esto debido a que 0 a 1.5 V equivalen a un rango de 0 a 150 °C

Entonces:

$$T/100 = \text{voltaje... (Ecuación N° 01)}$$

Ganancia del amplificador G=5

Rango amplificado 0 a 40 grados equivale a 0v a 2v (5*0.4v)

Rango de voltaje a leer con el PIC:

$$0 \text{ a } 2 \text{ V.}$$

La equivalencia de lectura de voltaje en niveles digitales se calculó de la siguiente forma.

Si 5 voltios equivales a 1023 entonces 2 voltios van a equivaler a:

$$(2*1023)/5 = 409 \text{ niveles}$$

Por lo tanto para 40 °C la lectura del CAD es 409,

Para 39 °C será:

$$(0.39*5*1023)/5 = 399 \text{ niveles}$$

Forma general:

$$(V*5*1023)/5 = \#niveles... \text{ (Ecuación N° 02)}$$

En el programa se usó esta fórmula (Ecuación N° 02) para calcular la temperatura.

Reemplazando el voltaje (Ecuación N° 01), en la fórmula (Ecuación N° 02).

Tenemos:

$$[(T/100)*5*1023]/5 = \#niveles$$

Despejando T:

$$T=100*N/1023$$

Donde N = #niveles.

3.5.2 Microcontrolador PIC 16F877A

Es importante mencionar que el Microcontrolador PIC 16F877A tiene las siguientes características:

- Tecnología CMOS.
- Consumo de potencia bajo.
- Estático, quiere decir que el reloj puede detenerse y los datos de la memoria no se pierden.
- Se basa en la arquitectura Harvard.

Los bloques funcionales internos que conforman el Microcontrolador y la forma en que están conectados, por ejemplo la memoria FLASH (de programa), la memoria RAM (de datos), los puertos y la lógica de control, permiten que todo el conjunto funcione.

Estos microcontroladores tienen la memoria de programa y la memoria de datos separadas, lo que se conoce como arquitectura Harvard.

Esta configuración interna permite entre otras cosas acceder a las instrucciones de programa y a los datos simultáneamente a través de buses diferentes, lo que mejora notablemente la velocidad de proceso de estos dispositivos.

Para que el Microcontrolador sea capaz de funcionar en cualquier proyecto, se necesita al menos la siguiente circuitería externa:

La alimentación y el reloj (oscilador).

La Figura 39 muestra la arquitectura del Microcontrolador PIC 16F877A.

Dispositivo	Memoria de programa	Memoria de datos	Memoria EEPROM
PIC16F874	4K	192 Bytes	128 Bytes
PIC16F877	8K	368 Bytes	256 Bytes

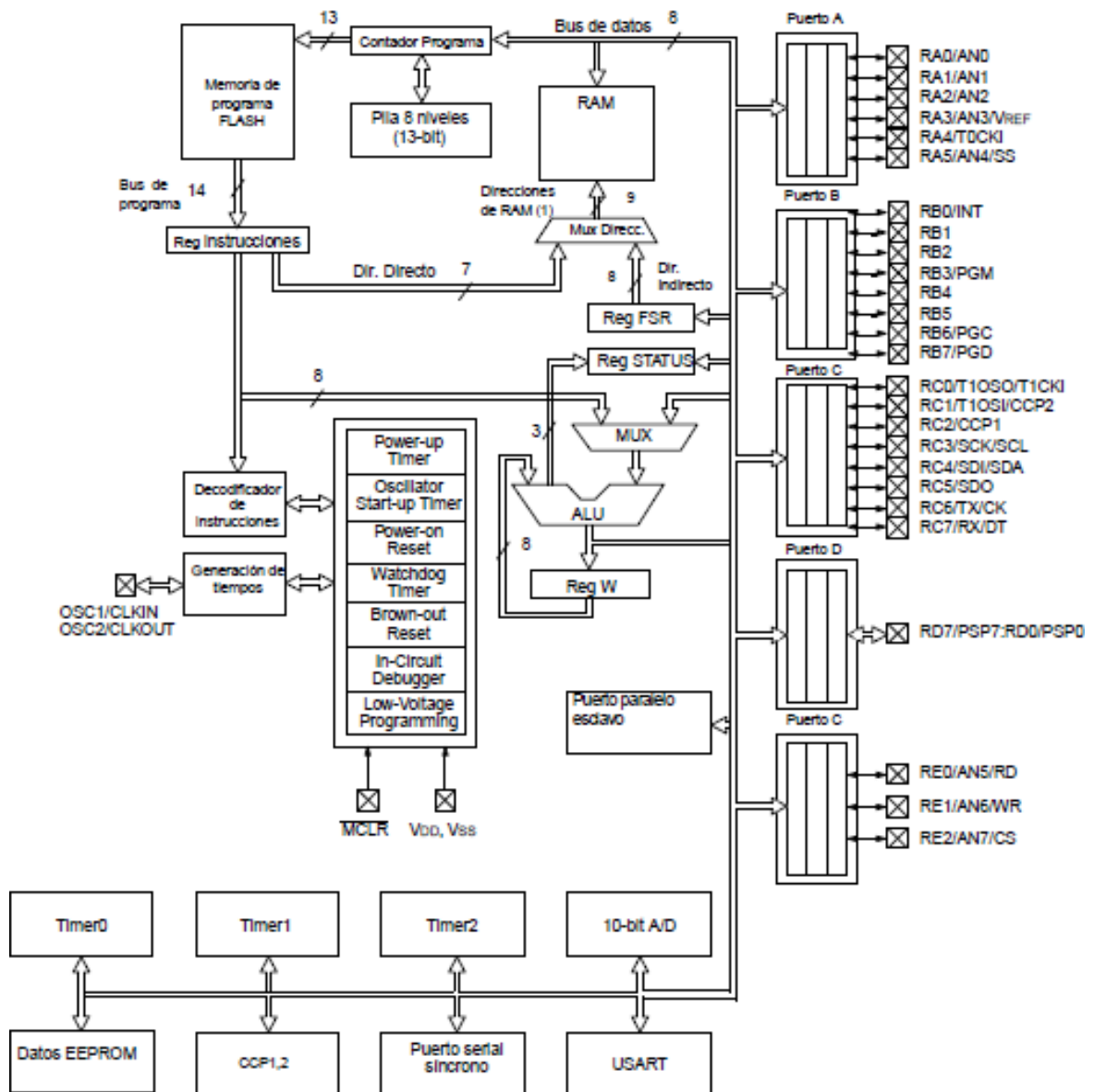


Figura N° 39: Arquitectura del PIC 16F877A.

Fuente: El Microcontrolador PIC16F877A. [24]

Una de las pruebas que se hizo con el Microcontrolador fue la simulación del mismo con una señal del sensor sin amplificar y se pudo comprobar el funcionamiento del mismo.

La Figura 40 muestra la simulación del PIC con una señal del sensor de Temperatura LM35 para demostrar su funcionamiento con señales en el rango de los milivoltios.

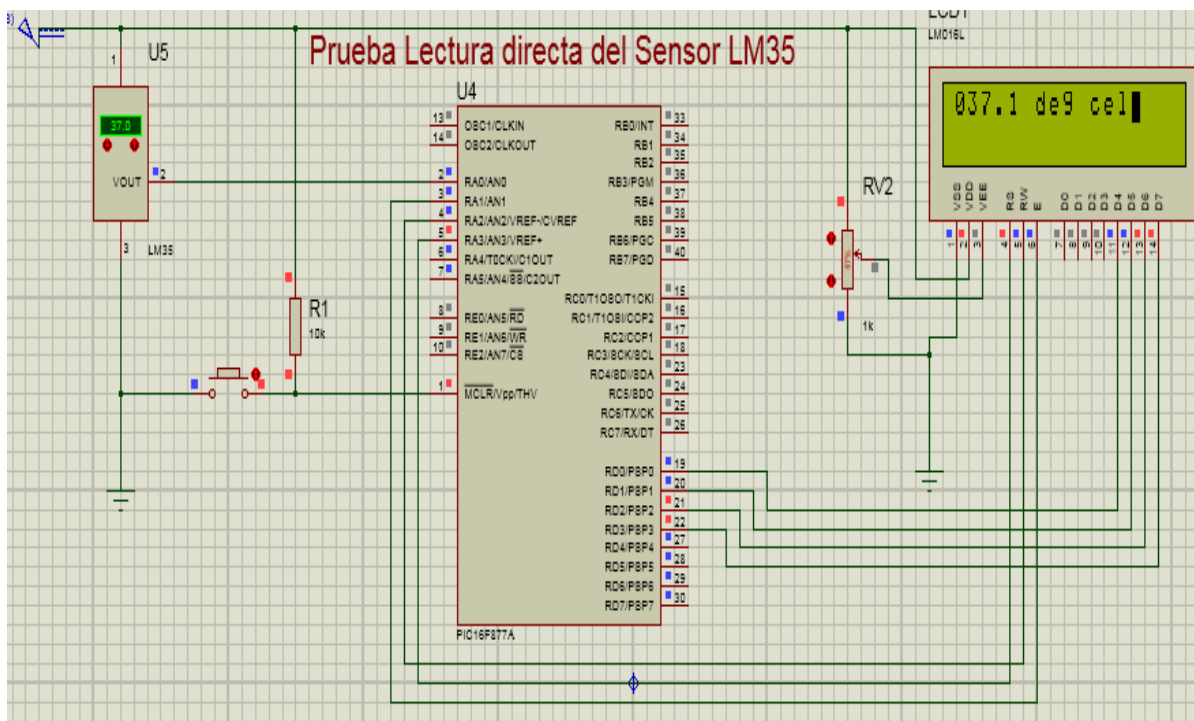


Figura N° 40: Prueba del funcionamiento del PIC 16F877A.

3.5.3 Conversión de la señal analógica del sensor de temperatura a digital

Para poder convertir la señal analógica que nos entregaba el sensor de temperatura LM35, se usó un programa escrito en lenguaje ensamblador cuyo diagrama de flujo se muestra a continuación.

La figura 41 Muestra el diagrama de flujo del programa del PIC16F877A, el cual convierte las señales analógicas que nos entregó el sensor de temperatura a señales digitales.

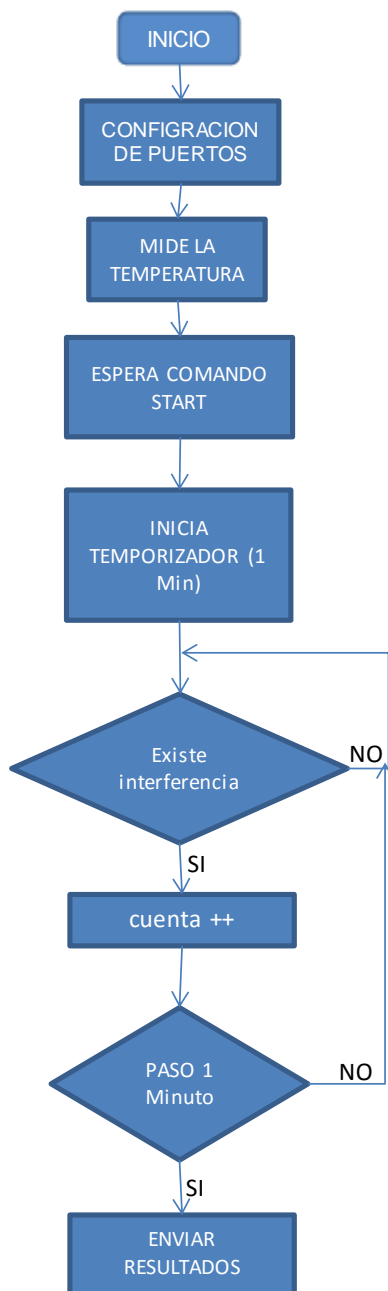


Figura N° 41: Diagrama de flujo del programa del PIC16F877A.

3.5.4 Esquema completo del diseño del Circuito

La figura 42 muestra el esquema completo del diseño del circuito del prototipo que se realizó usando el software de diseño y simulación electrónica, Proteus

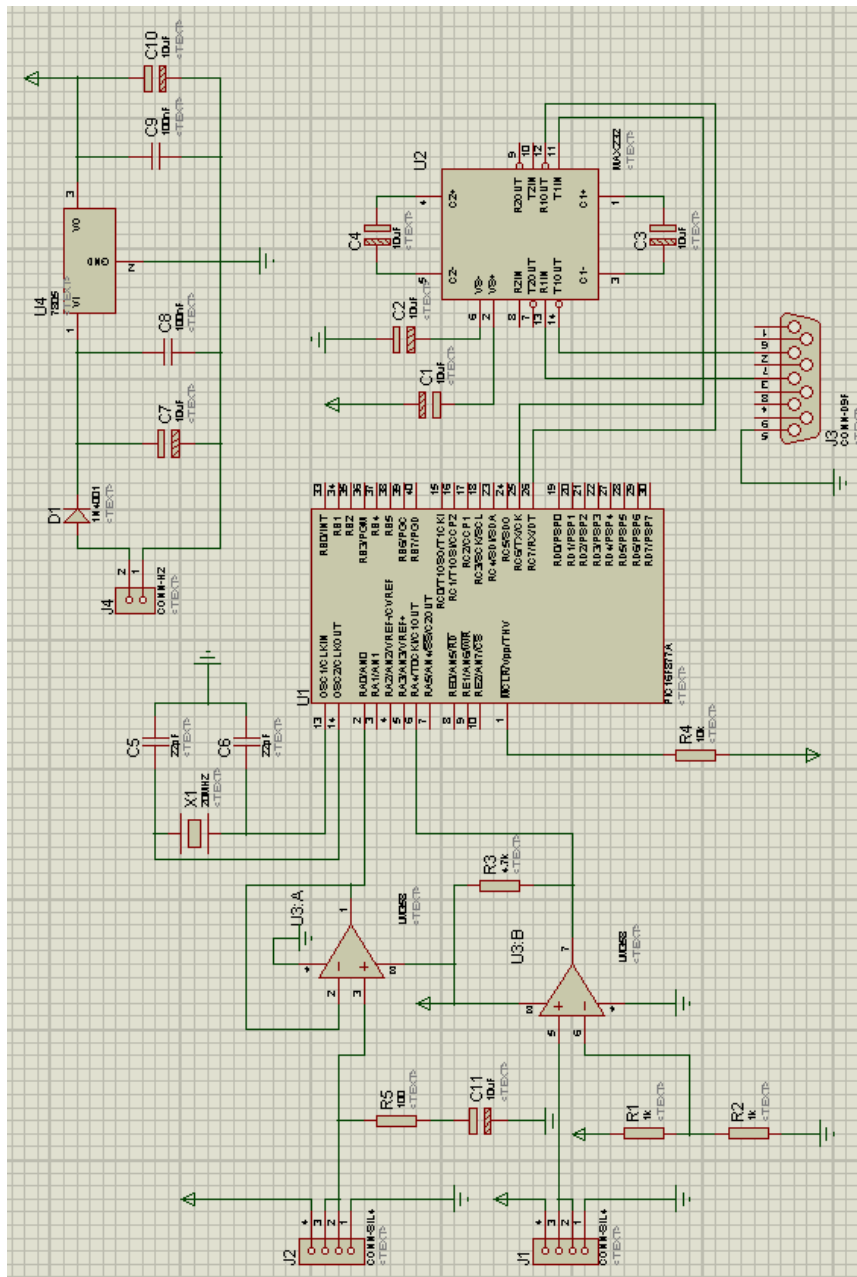


Figura N° 42: Esquema completo del diseño del circuito del prototipo.

3.6 Interface de Comunicación USB

Para la conexión entre el puerto USB de la computadora y la tarjeta de interface del prototipo, fue necesario usar una interface de comunicación USB. Para lo cual se usó el conversor USB a Serial RS232 PL2303.

Este conversor ofrece la mejor y más conveniente forma para conectar los dispositivos Seriales TTL RS232 a la PC mediante puerto USB.

Compatible con los siguientes sistemas operativos Windows:

Windows 98SE

Windows ME

Windows 2000 SP4

Windows XP SP2 and above (32 & 64 bit)

Windows Server 2003 (32 & 64 bit)

Windows Server 2008 / 2008 R2 (32 & 64 bit)

Windows Vista (32 & 64 bit)

Windows 7 (32 & 64 bit)

Entre sus características más importantes se tiene:

Comunicación serial simple.

Se usa para actualizar firmware del router ADSL.

Cómodo de usar para transmisiones serial a micros, arduino, etc., sin utilizar MAX232.

La Figura 43 y 44 muestran el módulo conversor USB a Serial RS232 PL2303, el mismo que se usó en el proyecto de tesis.



Figura N° 43: módulo conversor USB a Serial RS232 PL2303.



Figura N° 44: Módulo conversor USB a Serial RS232 PL2303.

De este módulo se usó solo 4 pines Tx, Rx, GND y + 5V.

Por medio de este módulo se alimentó el prototipo que se diseñó y desarrollo en este proyecto de tesis.

3.7 Diseño y desarrollo de la aplicación informática

3.7.1 Diagrama de flujo de la aplicación informática

La figura 45 muestra el diagrama de flujo de la aplicación informática.

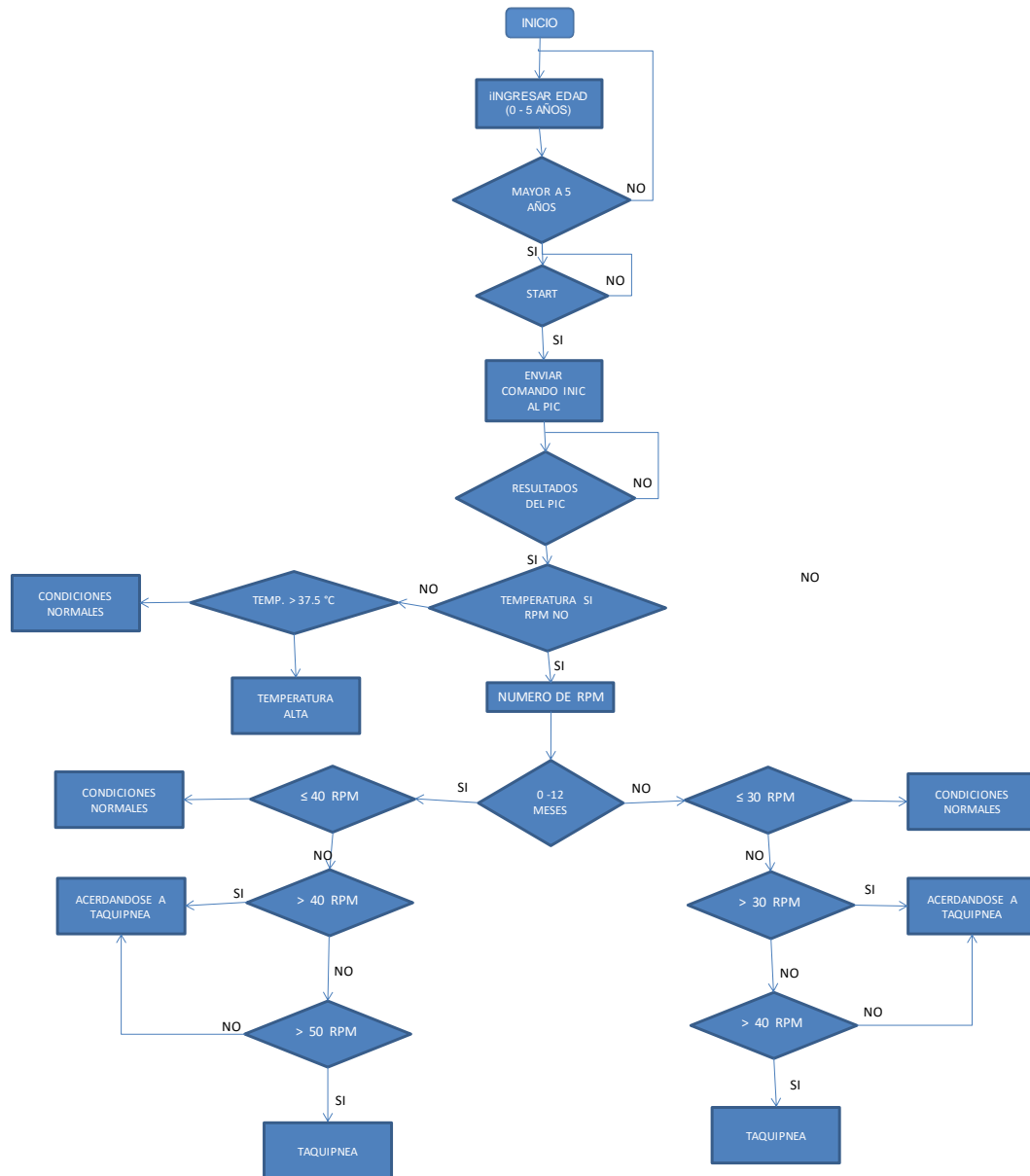


Figura N° 45: Diagrama de flujo de la aplicación informática.

3.7.2 Diseño del Interfaz gráfica con el usuario

La figura 46 muestra la interface gráfica de la aplicación informática que se desarrolló en el proyecto de tesis.

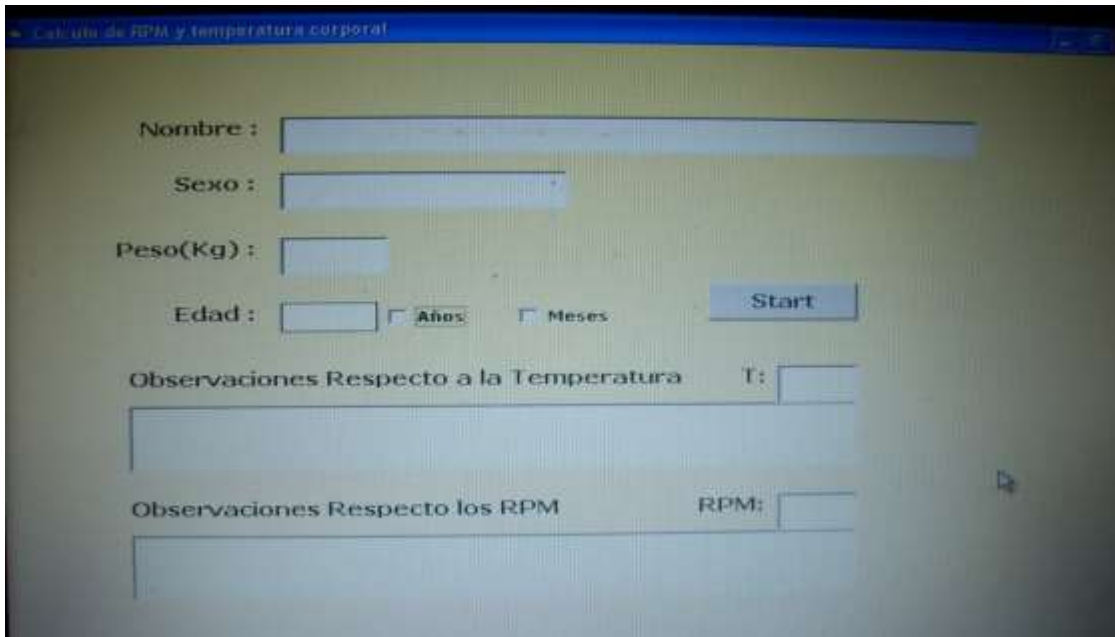


Figura N° 46: Interface gráfica de la aplicación informática con el usuario.

CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Prueba de la etapa de acondicionamiento de la señal

4.1.1 Prueba del acondicionamiento del sensor de temperatura

Para esta prueba se acondicionó el sensor de temperatura LM35 con un amplificador operacional LM358N. Se usó la configuración de amplificador no inversor, se diseñó, implemento y simulo, usando el software de diseño y simulación electrónica, Proteus.

La figura 47 muestra el acondicionamiento del sensor de temperatura LM35, simulado en Proteus.

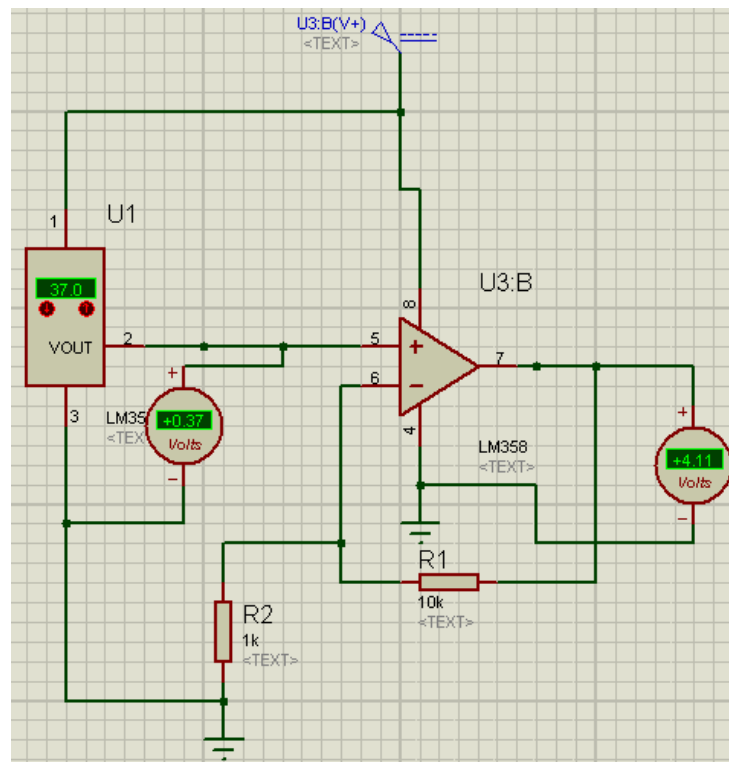


Figura N° 47: Acondicionamiento del sensor de temperatura LM35.

La tabla 7 muestra los resultados obtenidos de la simulación.

TEMPERATURA °C	VOLTAJE INICIAL	VOLTAJE FINAL
0 °C	0 V	0.12 V
30°C	0.3 V	3.34 V
37 °C	0.37 V	4.11 V
40 °C	0.40 V	4.44V

Tabla 7: Resultados de la simulación del circuito con el que fue acondicionado el sensor de temperatura LM35.

4.1.2 Prueba del acondicionamiento del sensor magnético

Para esta prueba se acondicionó el sensor magnético con un amplificador operacional LM358N (comparador) y un circuito RC para poder estabilizar y filtrar la señal. Se diseñó, implementó y simuló, usando el software de diseño y simulación electrónica, Proteus.

La figura 48 muestra la simulación del circuito con el que fue acondicionado el sensor magnético.

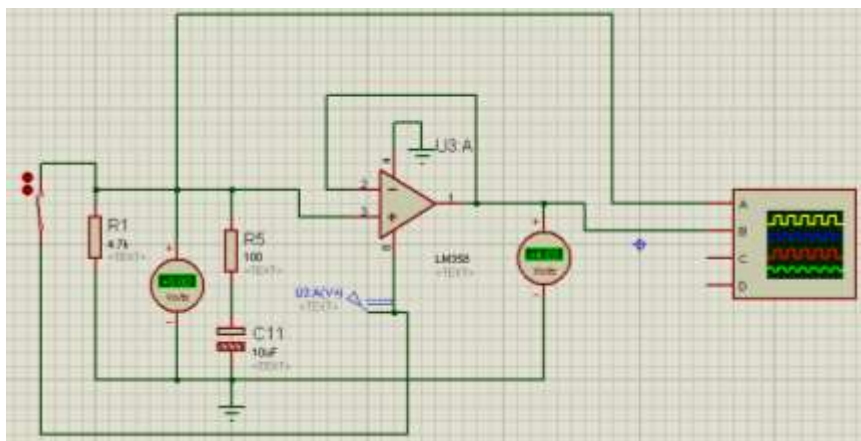


Figura N° 48: Acondicionamiento del sensor magnético.

La figura 49 muestra los resultados de simular el circuito con el que se acondicionó el sensor magnético.

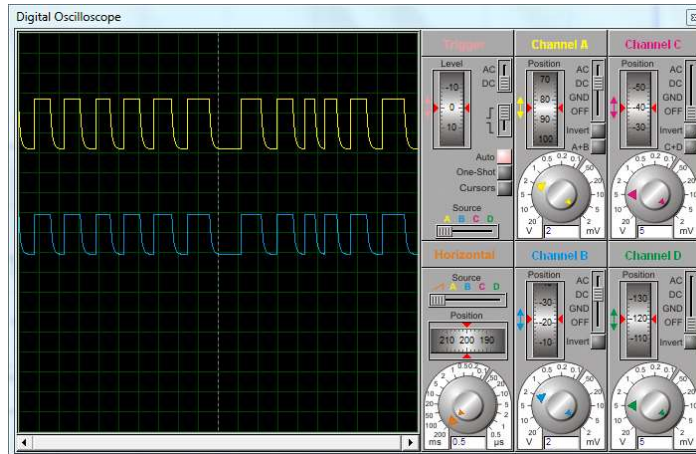


Figura N° 49: Resultado de la simulación del sensor magnético.

4.2 Prueba de funcionamiento de la aplicación informática con su interface gráfica

La Figura 50 muestra el funcionamiento de la aplicación informática con su interface gráfica.



Figura N° 50: Funcionamiento de la aplicación informática.

4.3 Pruebas del funcionamiento del prototipo en siete (07) niños menores de 5 años.

Para realizar las pruebas recurrimos a siete (07) niños menores de 5 años, de diferentes edades y sexo, quienes por su edad y condición de niños, se sintieron nerviosos e intimidados al colocarles los dispositivos de medición (sensor de temperatura adaptado a un electrodo médico y el sensor magnético adaptado a una banda elástica), por lo tanto se decidió no tomar más de una muestra por niño. Por esta misma razón para realizar las pruebas se consideró que sean en ambientes amigables para los niños y que las mismas no demoraran más de 90 segundos por cada uno de ellos.

4.3.1 Primera prueba

La primera prueba se realizó con una niña de 1 año y 2 meses de edad, su nombre de iniciales AAM. A continuación mostraremos las imágenes de la prueba realizada el día 22 de octubre del 2015 a horas 7 am, bajo condiciones normales de salud de la paciente.

La figura 51 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 51: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la primera prueba.

La figura 52 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 52: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la primera prueba.

La Figura 53 muestra el prototipo completo es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 53: Funcionamiento del prototipo en la primera prueba.

La figura 54 muestra el resultado de la evaluación de nuestro paciente.

Nombre : ALESSIA ANDRADE MOSQUEIRA

Sexo : FEMENINO

Peso(Kg) : 11

Edad : 1 Años Meses

Observaciones Respecto a la Temperatura T: 37

Observaciones Respecto los RPM RPM: 28

Valores Normales

Figura N° 54: Resultados de la primera prueba.

La tabla 8 muestra los valores numéricos que se consiguió como resultado de la prueba realizada a nuestra primera paciente.

EDAD	1 año y 2 meses
TEMPERATURA CORPORAL (°C)	37 °C
NÚMERO DE RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)	28 RPM
DIAGNÓSTICO	VALORES NORMALES
TIEMPO DE LA PRUEBA	01 Minuto

Tabla 8: Resultados de la primera prueba.

4.3.2 Segunda prueba

La segunda prueba se realizó con un niño de 4 años edad, con nombre de iniciales DGT. A continuación se muestra las imágenes de la prueba realizada el día 24 de octubre del 2015 a horas 03:53 pm bajo condiciones normales de salud del paciente, En esta prueba la temperatura corporal se tomó de forma axilar.

La figura 55 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 55: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la segunda prueba.

La Figura 56 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 56: Funcionamiento del prototipo en la segunda prueba.

La Figura 57 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 57: Funcionamiento del prototipo en la segunda prueba.

La figura 58 muestra el resultado de la evaluación de nuestro paciente.

A screenshot of a software interface showing patient data and vital signs. The interface is titled "Control de RPM a temperatura corporal". It contains several input fields and a "Start" button. The data entered is as follows:

Nombre :	DGT			
Sexo :	masculino			
Peso(Kg) :	17			
Edad :	4	<input type="checkbox"/> Años	<input type="checkbox"/> Meses	<input type="button" value="Start"/>
Observaciones Respecto a la Temperatura	T:	38		
Observaciones Respecto los RPM	RPM:	28		
Valores Normales				

Figura N° 58: Resultado de la segunda prueba.

La tabla 9 muestra los valores numéricos que se consiguió como resultado de la prueba realizada a nuestro segundo paciente.

EDAD	4 años
TEMPERATURA CORPORAL (°C)	38 °C
NÚMERO DE RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)	28 RPM
DIAGNÓSTICO	VALORES NORMALES
TIEMPO DE LA PRUEBA	01 Minuto

Tabla 9: Resultados de la segunda prueba.

4.3.3 Tercera prueba

La tercera prueba se realizó con un niño de 5 años de edad, con nombre de iniciales NMA. A continuación mostraremos las imágenes de la prueba realizada el día 25 de octubre del 2015 a horas 11:00 am bajo condiciones normales de salud del paciente. En esta prueba la temperatura corporal se tomó de forma axilar.

La figura 59 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 59: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la tercera prueba.

La Figura 60 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 60: Funcionamiento del prototipo en la tercera prueba.

La Figura 61 muestra el prototipo completo es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.

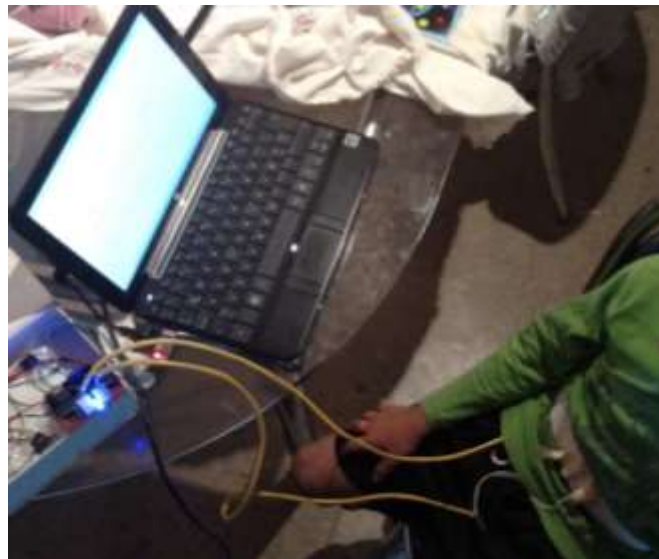


Figura N° 61: Funcionamiento del prototipo en la tercera prueba.

La figura 62 muestra el resultado de la evaluación de nuestro paciente.

The image shows a screenshot of a medical evaluation form. The fields are filled with the following information:

- Nombre: NMA
- Sexo: MASCULINO
- Peso(Kg): 19
- Edad: 5 Años (selected), Meses (unchecked)
- Start button
- Observaciones Respecto a la Temperatura: T: 37
- Observaciones Respecto los RPM: RPM: 30
- Valores Normales

Figura N° 62: Resultado de la tercera prueba.

La tabla 10 muestra los valores numéricos que se consiguió como resultado de la prueba realizada a nuestro tercer paciente.

EDAD	5 años
TEMPERATURA CORPORAL (°C)	37 °C
NÚMERO DE RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)	30 RPM
DIAGNÓSTICO	VALORES NORMALES
TIEMPO DE LA PRUEBA	01 Minuto

Tabla 10: Resultados de la tercera prueba.

4.3.4 Cuarta prueba

La cuarta prueba se realizó con un niño de 2 años de edad, con nombre de iniciales RNV. A continuación mostraremos las imágenes de la prueba realizada el día 01 de noviembre del 2015 a horas 16:00 pm. El niño presenta un cuadro agudo de gripe. En esta prueba la temperatura corporal se tomó de forma axilar.

La figura 63 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 63: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la cuarta prueba.

La Figura 64 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



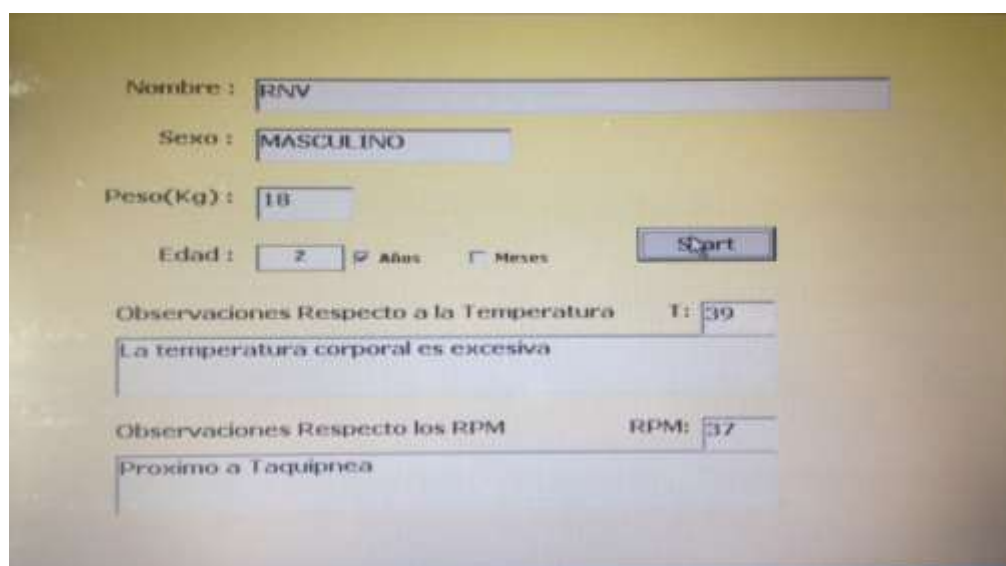
Figura N° 64: Funcionamiento del prototipo en la cuarta prueba.

La Figura 65 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 65: Funcionamiento del prototipo en la cuarta prueba.

La figura 66 muestra el resultado de la evaluación de nuestro paciente.



Nombre :	RNV
Sexo :	MASCULINO
Peso(Kg) :	18
Edad :	2 <input checked="" type="checkbox"/> Años <input type="checkbox"/> Meses
Observaciones Respecto a la Temperatura	T: 39
La temperatura corporal es excesiva	
Observaciones Respecto los RPM	RPM: 17
Proximo a Taquipnea	

Figura N° 66: Resultado de la cuarta prueba.

La tabla 11 muestra los valores numéricos que se consiguió como resultado de la prueba realizada a nuestro cuarto paciente, se visualiza las condiciones necesarias para una posible neumonía en este caso la recomendación es acercarse al centro de salud más cercano para hacerse un despistaje de Neumonía. Este resultado se complementa con la opinión que nos brindo el médico, Tania Patricia Saavedra Mosqueira con CMP N° 67697 a quien recurrimos para tener un punto de vista profesional del área médica que sustente nuestra tesis.

EDAD	2 años
TEMPERATURA CORPORAL (°C)	39 °C
NÚMERO DE RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)	37 RPM
DIAGNÓSTICO	LA TEMPERATURA CORPORAL ES EXESIVA Y PRÓXIMO A TAQUIPNEA
TIEMPO DE LA PRUEBA	01 Minuto

Tabla 11: Resultados de la cuarta prueba.

4.3.5 Quinta prueba

La quinta prueba se realizó con una niña de 4 años de edad, con nombre de iniciales FMY.

A continuación mostraremos las imágenes de la prueba realizada el día 08 de noviembre del 2015 a horas 17:00 pm. La niña presenta un cuadro de bronquitis. En esta prueba la temperatura corporal se tomó de forma axilar.

La figura 67 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 67: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la quinta prueba.

La Figura 68 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 68: Funcionamiento del prototipo en la quinta prueba.

La figura 69 muestra el resultado de la evaluación de nuestra paciente.

Nombre : FMY

Sexo : FEMENINO

Peso(Kg) : 18

Edad : 4 Años Meses

Observaciones Respecto a la Temperatura T: 39
La temperatura corporal es excesiva

Observaciones Respecto los RPM RPM: 31
Próximo a Taquipnea

Figura N° 69: Resultado de la quinta prueba.

La tabla 12 muestra los valores numéricos que se consiguió como resultado de la prueba realizada a nuestro quinto paciente, se visualiza las condiciones necesarias para una posible neumonía en este caso la recomendación es acercarse al centro de salud más cercano para hacerse un despistaje de Neumonía.

EDAD	4 años
TEMPERATURA CORPORAL (°C)	39°C
NÚMERO DE RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)	31 RPM
DIAGNÓSTICO	LA TEMPERATURA CORPORAL ES EXCESIVA Y PRÓXIMO A TAQUIPNEA
TIEMPO DE LA PRUEBA	01 Minuto

Tabla 12: Resultados de la quinta prueba.

4.3.6 Sexta prueba

La sexta prueba se realizó con un niño de 5 años de edad, con nombre de iniciales IVB. A continuación mostraremos las imágenes de la prueba realizada el día 08 de noviembre del 2015 a horas 11:00 am. El niño presenta un cuadro de Asma. En esta prueba la temperatura corporal se tomó de forma axilar.

La figura 70 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 70: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la sexta prueba.

La Figura 71 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 71: Funcionamiento del prototipo en la sexta prueba.

La figura 72 muestra el resultado de la evaluación de nuestro paciente.

Ciclo de 30% y temperatura corporal

Nombre : IVB

Sexo : MASCULINO

Peso(Kg) : 21

Edad : 5 Años Meses

Start

Observaciones Respecto a la Temperatura T: 38

Observaciones Respecto los RPM RPM: 33

Próximo a Taquipnea

Figura N° 72: Resultado de la sexta prueba.

La tabla 13 muestra los valores numéricos que se consiguió como resultado de la prueba realizada a nuestro quinto paciente, en este caso se visualiza que tiene elevado las RPM no cumpliendo con las condiciones necesarias para una posible neumonía.

EDAD	5 años
TEMPERATURA CORPORAL (°C)	38 °C
NÚMERO DE RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)	33 RPM
DIAGNÓSTICO	PRÓXIMO A TAQUIPNEA
TIEMPO DE LA PRUEBA	01 Minuto

Tabla 13: Resultados de la sexta prueba.

4.3.6 Séptima prueba

La séptima prueba se realizó con una niña de 1 años de edad, con nombre de iniciales DSC. A continuación mostraremos las imágenes de la prueba realizada el día 08 de noviembre del 2015 a horas 18:00 pm. La niña presenta un cuadro de faringitis. En esta prueba la temperatura corporal se tomó de forma axilar.

La figura 73 muestra los sensores en las ubicaciones para comenzar con la adquisición de datos.



Figura N° 73: Ubicación de los sensores para la adquisición de datos de la séptima prueba.

La Figura 74 muestra el prototipo completo, es decir sensores, tarjeta e interface gráfica.



Figura N° 74: Funcionamiento del prototipo en la séptima prueba.

La figura 75 muestra el resultado de la evaluación de nuestra paciente.

The screenshot shows a software interface for patient evaluation. The title bar reads 'Cálculo de RPM y temperatura corporal'. The form contains the following fields and values:

- Nombre: DSC
- Sexo: FEMENINO
- Peso(Kg): 10
- Edad: 1 Años (selected), Meses (unselected)
- Start button
- Observaciones Respecto a la Temperatura: T: 39, La temperatura corporal es excesiva
- Observaciones Respecto los RPM: RPM: 33, Próximo a Taquipnea

Figura N° 75: Resultado de la séptima prueba.

La tabla 14 muestra los valores numéricos que se consiguió como resultado de la prueba realizada a nuestro séptimo paciente, se visualiza las condiciones necesarias para una posible neumonía en este caso la recomendación es acercarse al centro de salud más cercano para hacerse un despistaje de Neumonía.

EDAD	1 año
TEMPERATURA CORPORAL (°C)	39°C
NÚMERO DE RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)	33 RPM
DIAGNÓSTICO	LA TEMPERATURA CORPORAL ES EXCESIVA Y PRÓXIMO A TAQUIPNEA
TIEMPO DE LA PRUEBA	01 Minuto

Tabla 14: Resultados de la séptima prueba.

Para complementar los resultados se pidió la opinión de un profesional médico, obteniendo la siguiente respuesta.

"La neumonía es la principal causa de mortalidad en niños menores de cinco años de edad en el Perú y en el mundo, por ello es objetivo fundamental de los programas y estrategias de la OMS el promover su diagnóstico y tratamiento precoz. Por este motivo, en la búsqueda de herramientas para la detección precoz de esta infección, la OMS ha logrado simplificar el abordaje con el conteo de la Frecuencia Respiratoria. Si bien este parámetro único no da confirmación diagnóstica, aunado a síntomas como fiebre y tos, podrían permitir una aproximación diagnóstica temprana en contextos donde no existe un personal de salud capacitado. Es así que la medición de valores anormales de parámetros como frecuencia respiratoria y temperatura, y su correcta interpretación de acuerdo al grupo etéreo, podrían permitir la posibilidad de un traslado oportuno a un centro de salud donde se logre la confirmación diagnóstica y el tratamiento apropiado."

Médico: Tania Saavedra Mosqueira, C.M.P: 67697

CONCLUSIONES

1. Se diseñó un prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes. Para esto se utilizó dos sensores, uno de temperatura LM35, adaptado a un electrodo médico, el cual fue adherido al cuerpo del paciente infante para poder medir la temperatura corporal en grados centígrados ($^{\circ}\text{C}$), y un sensor magnético adaptado a una banda elástica el cual se colocó alrededor del tórax del paciente infante para poder medir el número de respiraciones por minuto (RPM). Estas señales ofrecidas por los sensores se acondicionaron usando un amplificador operacional LM358N. En el caso del sensor de temperatura, se amplificó su señal y en caso del sensor magnético, se estabilizó su señal; estas señales acondicionadas se procesaron usando un Microcontrolador PIC16F887A, el cual por medio de un programa digitalizó las señales ofrecidas por los sensores. Estas señales digitales fueron transportadas a una PC, por medio de un interface USB, en la que previamente se cargó una aplicación informática escrita y diseñada en Visual Basic. Esta aplicación contó con un interface gráfica donde se mostraron los resultados obtenidos de las pruebas realizadas con el prototipo. Se realizaron siete pruebas de las cuales tomamos 4 como referencias válidas para este proyecto de tesis. Las tres primeras bajo condiciones normales de salud y la última se realizaron con un niño enfermo con una gripe fuerte, cuya complicación es la neumonía. La primera prueba se realizó con una niña de un año y dos meses de edad obteniendo 37°C de temperatura corporal y 28 RPM (respiraciones por minuto) con un diagnóstico de Valores Normales. La segunda prueba se realizó con un niño de 4 años de edad obteniendo 38°C de temperatura corporal y 28 RPM con diagnóstico de Valores Normales. La tercera prueba se realizó con un niño de 5 años de edad obteniendo 37°C de temperatura corporal y 30 RPM con un diagnóstico de Valores Normales. La cuarta prueba se realizó con un niño de 2 años de edad

obteniendo 39°C de temperatura corporal y 37 RPM con un diagnóstico de la temperatura corporal es excesiva y próximo a taquipnea, estos dos valores elevados indican un posible caso de neumonía, la recomendación es acudir al centro de salud más cercano para poder hacer un despistaje de neumonía. De estos resultados se concluye que se consiguió el objetivo principal del proyecto de tesis, ya que se trata de un prototipo de prevención contra la neumonía, mas no de diagnóstico de la misma. La quinta prueba se realizó con una niña de 4 años de edad obteniendo 39°C de temperatura corporal y 31 RPM con un diagnóstico de la temperatura corporal es excesiva y próximo a taquipnea, estos dos valores elevados indican un posible caso de neumonía, la recomendación es acudir al centro de salud más cercano para poder hacer un despistaje de neumonía. La sexta prueba se realizó con un niño de 5 años de edad obteniendo 38°C de temperatura corporal y 33 RPM con un diagnóstico de próximo a taquipnea, esto no nos indica que estemos ante un posible caso de neumonía. La séptima prueba se realizó con una niña de 1 año de edad obteniendo 39°C de temperatura corporal y 33 RPM con un diagnóstico de la temperatura corporal es excesiva y próximo a taquipnea, estos dos valores elevados indican un posible caso de neumonía, la recomendación es acudir al centro de salud más cercano para poder hacer un despistaje de neumonía. De estos resultados se concluye que se consiguió el objetivo principal del proyecto de tesis, ya que se trata de un prototipo de prevención contra la neumonía, mas no de diagnóstico de la misma.

Complementando estas conclusiones se pidió la opinión de un profesional médico obteniendo la siguiente respuesta.

"La neumonía es la principal causa de mortalidad en niños menores de cinco años de edad en el Perú y en el mundo, por ello es objetivo fundamental de los programas y estrategias de la OMS el promover su

diagnóstico y tratamiento precoz. Por este motivo, en la búsqueda de herramientas para la detección precoz de esta infección, la OMS ha logrado simplificar el abordaje con el conteo de la Frecuencia Respiratoria. Si bien este parámetro único no da confirmación diagnóstica, aunado a síntomas como fiebre y tos, podrían permitir una aproximación diagnóstica temprana en contextos donde no existe un personal de salud capacitado. Es así que la medición de valores anormales de parámetros como frecuencia respiratoria y temperatura, y su correcta interpretación de acuerdo al grupo etáreo, podrían permitir la posibilidad de un traslado oportuno a un centro de salud donde se logre la confirmación diagnóstica y el tratamiento apropiado."

Médico: Tania Saavedra Mosqueira, C.M.P: 67697

- 2.- Se diseñó un circuito de acondicionamiento que permitió medir en tiempo real la temperatura corporal en grados centígrados ($^{\circ}\text{C}$). Para esto se usó un sensor de temperatura LM35, el cual fue acondicionado usando un amplificador operacional el LM358N. Se utilizó la configuración básica de un amplificador no inversor para poder amplificar la señal del sensor, que estuvo en el rango de los Mili voltios y se necesitaba en el rango de los voltios, para poder ser procesado y así poder medir la temperatura corporal en grados centígrados ($^{\circ}\text{C}$). Como se aprecia en los resultados obtenidos en las siete pruebas realizadas a pacientes de diferentes edades, de las cuales se consideró 4, se obtuvo de la primera prueba con una niña de un año y dos meses de edad una temperatura corporal de 37°C . De la segunda prueba con un niño de 4 años de edad una temperatura corporal 38°C . De la tercera prueba con un niño de 5 años de edad una temperatura corporal de 37°C . De la cuarta prueba con un niño de 2 años de edad una temperatura corporal de 39°C . De estos resultados se concluye que se consiguió el objetivo ya que se pudo medir la temperatura en tiempo real.

- 3.- Se diseñó un circuito de acondicionamiento que permitió medir en tiempo real el número de respiraciones por minuto (RPM). Para lo cual se usó un sensor magnético, que fue acondicionado usando un amplificador operacional, el LM358N, como comparador y un circuito RC para el filtrado, de esta forma se obtuvo una señal estable, para poder ser procesada y poder medir el número de respiraciones por minuto. Esto se demuestra en las siete pruebas realizadas en niños de diferentes edades, considerando 4 de las muestras tomadas. De la primera prueba con una niña de un año y dos meses, resultó 28 RPM. De la segunda prueba con un niño de 4 años de edad, resultó 28 RPM. De la tercera prueba con un niño de 5 años de edad, resultó 30 RPM. De la cuarta prueba con un niño de 2 años de edad, resultó 37 RPM. De estos resultados se concluye que se consiguió el objetivo ya que se pudo medir el número de respiraciones por minuto (RPM) en tiempo real.

- 4.- Se Desarrolló una aplicación informática en Visual Basic que permitió comparar las mediciones tomadas, es decir la temperatura corporal (°C) y el número de respiraciones por minuto (RPM) con los rangos que maneja la Organización Mundial de la Salud (OMS). Para esto se desarrolló un programa escrito y diseñado en Visual Basic, permitió comparar los datos brindados por la tarjeta de interface con los datos de la OMS que se encuentran en el programa. El programa esperó la señal del PIC16F877A el cual le envía un carácter "!"; dicho carácter sirvió para indicar que se va a enviar la data, enseguida el programa recibió la información e inicio el proceso de comparación haciendo uso de su algoritmo. Una vez terminado este proceso, por medio de su interface gráfica visualizó la temperatura corporal, el número de respiraciones por minuto y el diagnóstico. Como se aprecian en las siete pruebas realizadas.

De estos resultados se concluye que se consiguió el objetivo, ya que la aplicación informática después de comparar los valores medidos, con los valores de la OMS, ofreció y visualizó el resultado por medio de su interface gráfica.

- 5.- Los antecedentes señalados en este proyecto de tesis fueron utilizados únicamente para poder caracterizar el sensor de temperatura que se uso, entendiendo de esta manera su funcionamiento, y así pueda ser aplicado en el área médica para medir la temperatura corporal en °C con el prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes.

RECOMENDACIONES

- 1.- Considerando que los usuarios directos del prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes, son niños menores de cinco años, se deberá tomar en cuenta que el tiempo utilizado para poder medir la temperatura corporal y el número de respiraciones por minuto debe ser mínimo, debido a que los niños podrían sentirse nerviosos e inquietos y esto no contribuiría a una correcta medición de los parámetros señalados.
- 2.- Se debe de tener en cuenta que la temperatura corporal de un niño menor de 5 años se considera normal hasta los 37.5 °C y a partir de los 38 °C ya se considera elevada, es decir fiebre, es por esta razón es que el sensor de temperatura debe de ser lo suficientemente sensible para diferenciar este pequeño cambio de temperatura.
- 3.- Tener en cuenta que para la medición del número de respiraciones por minuto (RPM), el niño deberá estar en estado de reposo, de este modo nos permitirá obtener una medición correcta de este parámetro, que nos servirá para la detección temprana contra la neumonía en infantes.
- 4.- Considerar que las señales que se obtienen de los sensores deben de estar perfectamente acondicionadas, es decir amplificadas y filtradas para su correcto procesamiento, en este sentido se debe de usar un circuito de acondicionamiento capaz de amplificar las mínimas variaciones de las señales de los sensores, debido a que se trata de información importante para la detección temprana contra la neumonía en infantes.
- 5.- Se pueden considerar mejoras a la aplicación informática que se diseñó e implementó para la interface con el usuario, que permita crear una base de datos registrando la información y mediciones de los pacientes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Boletín epidemiológico del 2012 (Ministerio de salud), hasta la SE 36, Agosto 2015,
http://www.dge.gob.pe/boletin.php?subaction=showfull&id=1259267936&archive=&start_from=&ucat=1&
- [2] Nota descriptiva N°331 agosto de 2012 de la OMS. Agosto 2015,
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs331/es/index.html>
- [3] Neumología pediátrica: infección, alergia y enfermedad respiratoria en el niño. Escrito por Marco Antonio Reyes, Gustavo Aristizábal Duque, Marco Antonio Reyes. 5ta Edición. Editorial médica Panamericana.
- [4] Neumonía persistente y recurrente: Manual de neumología pediátrica Cap. 25. Escrito por Manuel Sánchez-Solís, Dolores González Caballero. Agosto 2015,
http://www.neumomadrid.org/descargas/manual_neumo_nm.pdf
- [5] Cristales: Cristal 20 MHz, Agosto 2015,
<http://www.electronicoscaldas.com/125-ats20a-cristal-20-mhz.html>
- [6] Dual Low Power Operational Amplifiers, Agosto 2015,
http://www.datasheetcatalog.org/datasheets/166/49945_DS.pdf
- [7] Transferencia Directa MAX232 datasheet de Texas Instruments, Agosto 2015,
http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/M/A/X/2/MAX232.shtml
- [8] Tutorial PIC16F877A (Algunas Mejoras), Julio 2015
<http://es.scribd.com/doc/30475681/Tutorial-PIC16F877A-Algunas-Mejoras>
- [9] Manual De la fuente lineal De poder. Jefferson Johan Ramirez Pabon, Agosto 2015,
<http://es.scribd.com/doc/74968155/fuente-de-poder>
- [10] Sensores magnéticos de proximidad Serie CST-CSV-CS, Julio 2015
Hhttp://www.marcoindustrial.cl/catalogos/camozzi_mov_sensores.pdf
- [11] X Robotics, Julio 2015
<http://www.x-robotics.com/sensores.htm#LM35>
- [12] Revista científica ingeniería y desarrollo, No 22 (2007), Julio 2015

Diseño de un prototipo para la medición de flujo de calor mediante calorimetría directa usando censado por variación de temperatura.

Oscar Reyes, Oscar Cadena, Rodrigo Correa

<http://rcientificas.uninorte.edu.co/index.php/ingenieria/article/viewArticle/2104/5983>

[13] <http://ingeniatic.euitt.upm.es/> (Ingenia TIC Tecnologías de la Información y la Comunicación E.U.I.T. de Telecomunicación, UPM), Agosto 2015

<http://ingeniatic.euitt.upm.es/index.php/tecnologias/item/425-conversor-anal%C3%B3gico-digital>

[14] USB (bus de serie universal), Comunidad Informática, Agosto 2015,

<http://es.ccm.net/contents/407-usb-bus-de-serie-universal>

[15] Visual Basic, Agosto 2015,

<https://msdn.microsoft.com/es-es/library/2x7h1hfk.aspx>

[16] Historia de la Neumonía, Agosto 2015,

[http://www.news-medical.net/health/Pneumonia-History-\(Spanish\).aspx](http://www.news-medical.net/health/Pneumonia-History-(Spanish).aspx)

[17] La Respiración, Agosto 2015,

<http://www.guardavidas.org/respiracion-frecuencia-ritmo-y-valores-normales-en-adultos-e-infantes/>

[18] Temperatura Corporal, Agosto 2015,

<http://escuela.med.puc.cl/publ/manualsemiologia/200Temperatura.htm>

[19] La Fiebre, Setiembre 2015

<https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003090.htm>

[20] Red Nacional de epidemiología (RENACE) – DGE – MINSA, Agosto 2015,

<http://www.dge.gob.pe/portal/docs/vigilancia/sala/2015/SE12/neumonias.pdf>

PLAN DE COMUNICACIONES

[21] Prevención de Infecciones Respiratorias Agudas (IRA) y Neumonía 2015, Agosto 2015,

http://www.minsa.gob.pe/portada/Especiales/2015/neumonia/archivos/Plan_de_comunicaciones_prevencion_NEUMONIA_2015.pdf

[22] Medición de la temperatura con el LM35, Setiembre 2015.

<http://es.slideshare.net/jorshtapia/sensor-de-temperatura-lm35>

[23] Circuito integrado LM358, Julio 2015

http://www.ecured.cu/index.php/Circuito_integrado_LM358

[24] El Microcontrolador PIC16F877, Julio 2015

<http://www.utp.edu.co/~eduque/arquitec/PIC16F877.pdf>

[25] Universidad Autónoma de México, Metrología e instrumentación, Medición de temperatura (LM35), Julio 2015

<http://es.slideshare.net/jorshtapia/sensor-de-temperatura-lm35>

[26] Universidad de las fuerzas armadas ESPE, instrumentación y sensores, sensor de temperatura LM35, Julio 2015

http://www.academia.edu/9323561/Sensor_de_temperatura_LM35

ANEXO 1: Código fuente de la aplicación informática

A continuación mostramos el código fuente de la aplicación informática que se usó en el proyecto, escrito y desarrollado en Visual Basic.

```
Option Explicit
Dim d As Integer
Dim Contenido (1 To 17) As String
Dim RECEPTOR As String
Dim INDICE As Integer
Dim CADENA As String
Dim i As Integer
Dim H As Integer
Dim flag_cmd_start As Boolean
Dim flag_cmd_conteo As Boolean
Dim flag_cmd_error As Boolean
Dim flag_cmd_stop As Boolean
Dim flag_cmd_test As Boolean
```

```
Private Sub Check_mes_Click()
    Check_ano.Value = 0
End Sub
```

```
Private Sub Chec_ano_Click()
    Check_mes.Value = 0
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
    With MSComm1
        .CommPort = 1      ' Se usara el puerto Com1
```

```

.Settings = "9600,N,8,1" ' Velocidad de Tx 19200 baud, no paridad, 8 bits de datos, y 1 bit de stop
.InputMode = comInputModeText
.InputLen = 1 ' El control MSComm leera todo el contenido del búfer de recepción
.RThreshold = 1
.DTREnable = True
.RTSEnable = False
.SThreshold = 1
.PortOpen = True
End With
End Sub

```

'-----COMANDOS PARA EL MEDIDOR 1-----'

```

Private Sub Command_start_Click()
    Text_rpm = ""
    Text_temp = ""
    Text_obs1 = ""
    text_obs2 = ""

    MSComm1.InBufferCount = 0 'resetea el buffer de recepcion
    MSComm1.Output = "@"
    Do While MSComm1.OutBufferCount > 0
        Loop

End Sub

```

```

Private Sub MSComm1_OnComm()
Select Case MSComm1.CommEvent
    Case comEvReceive

        RECEPTOR = MSComm1.Input

```

INDICE = INDICE + 1

If INDICE >= 15 Then INDICE = 1

If RECEPTOR = "@" Then

INDICE = 1

End If

Contenido(INDICE) = RECEPTOR

If RECEPTOR = "!" Then

If Contenido(1) = "@" Then

If Contenido(2) = "T" Then

CADENA = Contenido(3) & Contenido(4)

Text_temp.Text = Val(CADENA)

If Text_temp.Text > 38 Then

Text_obs1.Text = "La temperatura corporal es excesiva"

End If

Elseif Contenido(2) = "R" Then

CADENA = Contenido(3) & Contenido(4)

Text_rpm.Text = Val(CADENA)

If Check_ano.Value = 1 Then

If Text_edad.Text >= 1 And Text_edad.Text <= 5 Then

If Text_rpm.Text < 20 Then

text_obs2.Text = "Valor debajo de lo normal"

Elseif Text_rpm.Text >= 20 And Text_rpm.Text <= 30 Then

text_obs2.Text = "Valores Normales"

Elseif Text_rpm.Text > 30 And Text_rpm.Text <= 40 Then

text_obs2.Text = "Próximo a Taquipnea"

Else

text_obs2.Text = "Taquipnea"

```

End If
Elseif Text_edad.Text > 5 Then
  If Text_rpm.Text < 15 Then
    text_obs2.Text = "Valor debajo de lo normal"
  Elseif Text_rpm.Text >= 15 And Text_rpm.Text <= 25 Then
    text_obs2.Text = "Valores Normales"
  Elseif Text_rpm.Text > 25 And Text_rpm.Text <= 28 Then
    text_obs2.Text = "Próximo a Taquipnea"
  Else
    text_obs2.Text = "Taquipnea"
  End If
End If
Elseif Check_mes.Value = 1 Then
  If Text_edad.Text >= 2 And Text_edad.Text <= 12 Then
    If Text_rpm.Text < 25 Then
      text_obs2.Text = "Valor debajo de lo normal"
    Elseif Text_rpm.Text >= 25 And Text_rpm.Text <= 40 Then
      text_obs2.Text = "Valores Normales"
    Elseif Text_rpm.Text > 40 And Text_rpm.Text <= 50 Then
      text_obs2.Text = "Próximo a Taquipnea"
    Else
      text_obs2.Text = "Taquipnea"
    End If
  End If
End If
End If
End If
Contenido(1) = ""
Contenido(2) = ""
Contenido(3) = ""
Contenido(4) = ""

```

```
Contenido(5) = ""  
INDICE = 0  
End If  
RECEPTOR = ""  
End Select  
  
End Sub
```

ANEXO 2: Código fuente del programa del en Microcontrolador

A continuación mostramos el código fuente del Microcontrolador PIC 16F877A, escrito y desarrollado en Lenguaje Assembler.

```
*****
'* Name   : UNTITLED.BAS           *
'* Author : [select VIEW...EDITOR OPTIONS] *
'* Notice : Copyright (c) 2007 [select VIEW...EDITOR OPTIONS] *
'*       : All Rights Reserved     *
'* Date   : 16/05/2007            *
'* Version : 1.0                  *
'* Notes  :                        *
'*       :                          *
*****
```

Device 16F877A

Declare XTAL 20

ON_INTERRUPT GoTo INTERRUPCION

Declare ADIN_RES 10 ' 10-bit result required

Declare ADIN_TAD FRC ' RC OSC chosen

Declare ADIN_STIME 50 ' Allow 50us sample time

'USO DE VARIABLES PARA EL USO DEL CUERPO DEL PROGRAMA

Dim CONSTA As Word

Dim ACTIVADO As Byte

Dim V As Word

Dim TEMPE As Word

Dim REC As Byte

Dim F As Byte

Dim I As Word

Symbol PEIE=INTCON.6 'HABILITA INTERRUPCION DE PERIFERICOS

Symbol RCIE=PIE1.5 'HABILITA INTERRUPCION POR PUERTO SERIE PARA RECEPCION

Symbol RCIF=PIR1.5 'FLAG DE RECEPCION SERIAL

Symbol TXIF=PIR1.4 'DEMAS COMPONENTES DEL PUERTO SERIE

Symbol CREN=RCSTA.4

Symbol TRMT=TXSTA.1

Symbol GIE=INTCON.7 'HABILITADOR DE INTERRUPCIONES GLOBALES

Symbol RX=PORTC.7 'PIN DE RECEPCION

Symbol TX=PORTC.6 'PIN DE TRANSMISION

GIE = 0

GoTo SALTO

INTERRUPCION:

If RCIF = 1 Then

 RCIF = 0

 REC = RCREG

 If RCSTA.1=1 Then

 CREN = 0

 CREN = 1

 GoTo FIN_RECEPCION

 End If

If RCSTA.2=1 Then

RCSTA 0.2 = 0

GoTo FIN_RECEPCION

End If

If REC = "@" Then

ACTIVADO = 1

End If

CREN = 0

CREN = 1

End If

'ENDIF

FIN_RECEPCION:

RCIF = 0

Context Restore

Enable

SALTO:

ADCON1 = %10000000 ' Set analogue input on PORTA.0

TRISA=%11111111

GIE = 0 'SE APAGA INTER GENERAL

PEIE = 1

RCIE = 1

CREN = 0

CREN = 1

```
RCSTA=%10010000
TXSTA=%00100100
SPBRG = 129
'CMCON=7 'PARA TRABAJAR SOLO CON ENTRADAS Y SALIDAS DIGITALES
RCIF = 0
GIE = 1
ACTIVADO = 0
```

INICIO:

```
If ACTIVADO = 1 Then
```

```
    HSerOut ["COMIENZO"]
```

```
    F = 0
```

```
    For I = 1 To 60000
```

```
        DelayMS 1
```

```
        If PORTA.4=0 Then
```

```
            DelayMS 20
```

```
            If PORTA.4=0 Then
```

```
                F = F + 1
```

```
            End If
```

```
        While PORTA.4=0 : Wend
```

```
    End If
```

```
Next
```

```
HSerOut ["@R"]
```

```
HSerOut [DEC2 F]
```

```
HSerOut ["!"]
```

```
HSerOut ["@T"]
```

```
V=ADIn 0
```

```
V = V - 2
```

```
TEMPE = V / 2  
HSerOut [DEC2 TEMPE]  
HSerOut ["!"]  
ACTIVADO = 0  
End If  
GoTo INICIO
```

ANEXO 3: Circuito impreso de la tarjeta diseñada

La figura 76 muestra el circuito impreso de la tarjeta de interface que se usó en el proyecto.

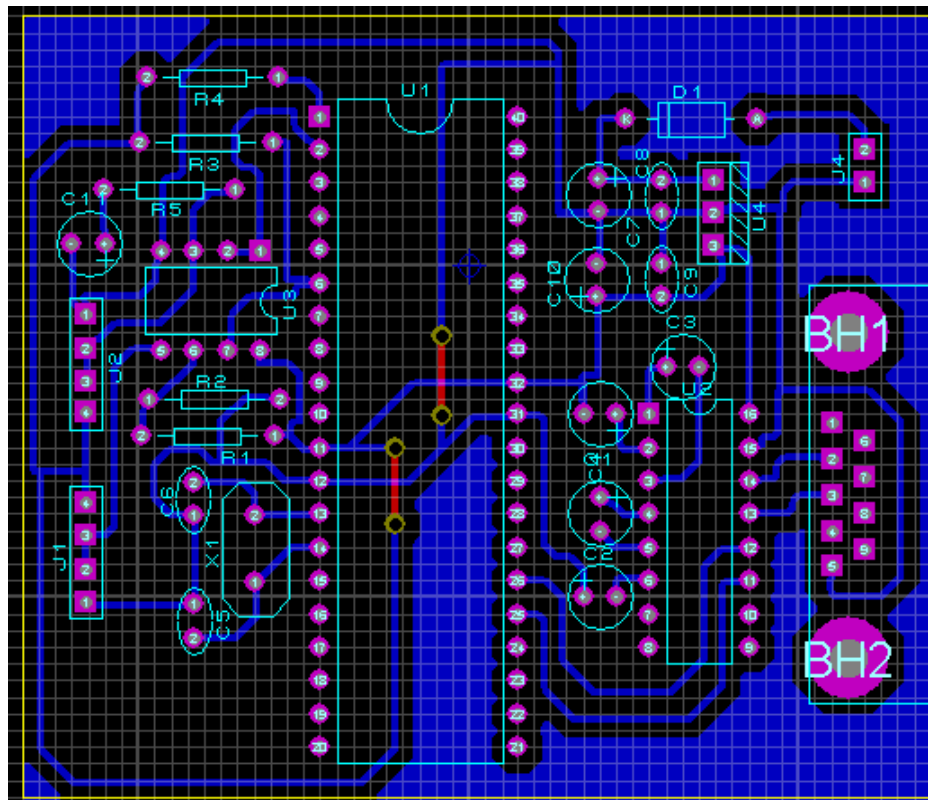


Figura N° 76: Circuito impreso.

ANEXO 4: Análisis de costo y Presupuesto

Presupuesto.

Todas las etapas de este prototipo fueron implementadas, el presupuesto para la ejecución de este proyecto se detalla a continuación.

La tabla 15 muestra los costos de los dispositivos usados en el desarrollo del proyecto de tesis.

DISPOSITIVO Y/O COMPONENTE ELECTRÓNICO	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
TARJETA IMPRESA	1	S/. 60.00	S/. 60.00
PIC 16F877A	1	S/. 30.00	S/. 30.00
OPAMP LM358N	1	S/. 12.00	S/. 12.00
SENSOR DE TEMPERATURA LM 35	1	S/. 7.00	S/. 7.00
SENSOR MAGNÉTICO	1	S/. 11.00	S/. 11.00
MODULO USB	1	S/. 35.00	S/. 35.00
CABLE USB	1	S/. 15.00	S/. 15.00
OTROS DISPOSITIVOS O COMPONENTES ELECTRÓNICOS	1	S/. 50.00	S/. 50.00
TOTAL			S/. 220.00

TABLA 15: Presupuesto de dispositivos.

Personal que desarrolló el proyecto.

La tabla 16 muestra los honorarios considerados en el presupuesto para el desarrollo del prototipo.

CATEGORIA	SALARIO MENSUAL	PORCENTAJE DE JORNADA LABORAL	TIEMPO EN MESES	COSTO TOTAL
Alumno Tesista	S/. 1,000.00	50%	6	S/. 3,000.00

TABLA 16: Presupuesto de honorarios.

Por lo tanto los gastos que se deben de tomar en cuenta para la realización de este proyecto, considerando los costos de los componentes y los costos por honorarios suman un total de S/. 3220.00.

En este presupuesto no se consideró el costo de los softwares usados para el diseño y desarrollo del proyecto, tales como:

- Proteus
- Visual Basic

En el mercado no existe un equipo médico con las mismas características que el que se desarrolló e implementó en este proyecto de tesis.