



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA INGENIERÍA ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO PARA LA
DETECCIÓN DE SÍNTOMAS DE LA NEUMONÍA EN NIÑOS
MENORES A CINCO AÑOS DE EDAD”

Trabajo de titulación

Tipo: Dispositivo Tecnológico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

AUTORES: ACOSTA SÁNCHEZ LUIS ANDRÉS
CHANGO CAISABANDA ERIKA FERNANDA

DIRECTOR: ING. PABLO EDUARDO LOZADA YÁNEZ

Riobamba – Ecuador

2021

©2021, Luis Andrés Acosta Sánchez, Erika Fernanda Chango Caisabanda.

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Nosotros **Luis Andrés Acosta Sánchez** y **Erika Fernanda Chango Caisabanda**, declaramos que el presente trabajo es de nuestra auditoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

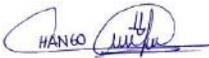
Como autores asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, diciembre de 2021



Luis Andrés Acosta Sánchez

1804307153

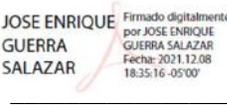


Erika Fernanda Chango Caisabanda

1804726105

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA INGENIERÍA ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES INDUSTRIALES

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de titulación: Tipo: Dispositivo Tecnológico, **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO PARA LA DETECCIÓN DE SÍNTOMAS DE LA NEUMONÍA EN NIÑOS MENORES A CINCO AÑOS DE EDAD”**, realizado por los señores: **LUIS ANDRÉS ACOSTA SÁNCHEZ Y ERIKA FERNANDA CHANGO CAISABANDA**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Jorge Luis Hernández Ambato PRESIDENTE DEL TRIBUNAL	 Firmado electrónicamente por: JORGE LUIS HERNANDEZ AMBATO	2021-12-07
Ing. Pablo Eduardo Lozada Yáñez DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN	Firmado digitalmente por PABLO EDUARDO LOZADA YANEZ	2021-12-07
Ing. José Enrique Guerra Salazar MIEMBRO DEL TRIBUNAL	 JOSE ENRIQUE GUERRA SALAZAR Firmado digitalmente por JOSE ENRIQUE GUERRA SALAZAR Fecha: 2021.12.08 18:35:16 -05'00'	2021-12-07

DEDICATORIA

A mis padres Martha y Oswaldo, quienes han sido mi pilar en toda esta etapa de mi vida, a mi hermano Christian por sus risas y apoyo incondicional. A mi tía, Carmen quien a pesar de la distancia nunca ha dejado de apoyarme y estar pendiente de mí. A mi prima, Mónica que desde cielo me ha llenado sabiduría y bendiciones a toda mi familia. A mi abuelita, María del Carmen por ser una guerrera de la vida y mi inspiración. A mis familiares y amigos quienes estuvieron apoyándome hasta alcanzar esta meta.

Luis

De manera muy especial quiero dedicar esta meta cumplida a mis padres Bernardo y Zoila quienes me han brindado su cariño y apoyo incondicional en cada paso dado a lo largo de la carrera, a mi hermano David quien me ha impulsado en los buenos y malos momentos, a mi abuelita María Estefa que siempre estuvo presente con sus consejos y finalmente a mi abuelito Luis quien, aunque ya no esté conmigo es mi inspiración y fortaleza para cada día seguir adelante.

Erika

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por la salud y la vida, a mis padres Martha y Oswaldo por su paciencia, amor y acompañarme durante toda mi carrera. A mi tía María por su apoyo durante todo este tiempo. A Erika, por ser una persona especial en mi vida, demostrarme su lealtad y amor incondicional, sobre todo por enseñarme a nunca rendirme. A mi tía Carmen por apoyarme a pesar de no estar junto a mí desde hace muchos años y tratarme como un hijo más de su familia. A mis tíos y tías por sus consejos en todo momento. A mi abuelita, que a pesar de su edad me sigue enseñando el valor de compartir y a todos mis amigos y demás familiares.

Además, a todos los profesores de la escuela que con sus conocimientos y experiencias ayudaron en mi formación personal y profesional.

Luis

Mis más sinceros agradecimientos a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, en especial a la Escuela de Ingeniería Electrónica, Control y Redes Industriales por brindarme la oportunidad de cumplir esta etapa profesional, que se acerca llena de nuevos retos que sean resueltos con conocimiento.

Además, a los docentes de la institución que nos impartieron sus conocimientos y experiencias útiles para la vida cotidiana y profesional; a mis amigos que convirtieron la vida universitaria en momentos memorables.

Erika

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS	xiii
ÍNDICE DE ABREVIATURA	xiv
RESUMEN.....	xvi
ABSTRACT	xvii
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1	MARCO TEÓRICO	4
1.1	Normas regulatorias para equipos médicos.....	4
1.2	Equipos médicos para uso humano no invasivos.....	5
1.2.1	<i>Prototipos para medir señales fisiológicas y síntomas de la neumonía</i>	5
1.2.2	<i>Dispositivos comerciales de monitoreo y medición de signos vitales</i>	6
1.3	Neumonía	7
1.3.1	<i>Etapas de la neumonía</i>	8
1.4	Síntomas de la neumonía	8
1.4.1	<i>Manifestaciones clínicas de la neumonía</i>	9
1.5	Técnicas de medición para los síntomas de la neumonía.....	10
1.5.1	<i>Selección de las técnicas de medición de la frecuencia respiratoria</i>	10
1.5.1.1	<i>Selección de sensor para la medición de movimientos de la pared torácica</i>	12
1.5.2	<i>Selección de las técnicas de medición de la temperatura corporal</i>	12
1.5.2.1	<i>Selección de sensor para la medición de temperatura corporal</i>	14
1.6	Comunicación inalámbrica.....	15
1.6.1	<i>Selección del tipo de comunicación inalámbrica</i>	15
1.7	Tarjetas de desarrollo, control y adquisición de datos	16
1.7.1	<i>Comparación de las tarjetas de desarrollo</i>	17
1.8	Fuentes de alimentación.....	18
1.9	Estudio de Base de datos.....	19
1.9.1	<i>Comparación de bases de datos</i>	20

CAPÍTULO II

2	PROPUESTA Y DISEÑO DEL PROTOTIPO	21
2.1	Requerimientos del prototipo electrónico de síntomas de la neumonía	21
2.2	Descripción del prototipo electrónico	21
2.3	<i>Hardware</i> del prototipo electrónico.....	23
2.3.1	<i>Selección de los elementos electrónicos del prototipo.....</i>	23
2.3.1.1	<i>Tarjeta de desarrollo ESP32</i>	23
2.3.1.2	<i>Sensor MPU6050.....</i>	24
2.3.1.3	<i>Sensor MLX90614.....</i>	25
2.3.1.4	<i>OLED display SSD1306.....</i>	27
2.3.1.5	<i>Módulo de carga TP4056</i>	28
2.3.1.6	<i>Batería Ion-litio BRC 18650.....</i>	29
2.3.2	<i>Diseño y construcción del circuito electrónico del prototipo.....</i>	31
2.4	Estructura del prototipo electrónico.....	34
2.4.1	<i>Diseño del armazón del prototipo electrónico.....</i>	34
2.5	Diseño del software del prototipo electrónico.....	38
2.5.1	<i>Programación del prototipo electrónico.....</i>	38
2.5.1.1	<i>Diagrama de flujo programación en Arduino IDE.....</i>	38
2.5.1.2	<i>Programación de la interfaz de usuario</i>	40
2.5.1.3	<i>Base de datos MySQL.....</i>	45

CAPÍTULO III

3	ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL PROTOTIPO ELECTRÓNICO	46
3.1	Validación del prototipo electrónico.....	46
3.1.1	<i>Validación de datos de síntomas de temperatura y frecuencia respiratoria de los pacientes menores a cinco años de edad.....</i>	46
3.1.2	<i>Prueba estadística para validación del prototipo electrónico.....</i>	53
3.1.2.1	<i>Análisis estadístico del paciente uno</i>	53
3.1.2.2	<i>Análisis estadístico del paciente dos.....</i>	56
3.1.2.3	<i>Análisis estadístico de paciente tres</i>	59
3.1.2.4	<i>Análisis estadístico del paciente cuatro.....</i>	61
3.2	Validación de alcance de la transmisión inalámbrica Wi-Fi del prototipo MON-AC.....	64
3.3	Validación de integridad de envío de datos.....	65

3.4	Análisis de duración de la batería ion-litio	66
3.5	Análisis de costos del prototipo electrónico	66
	CONCLUSIONES.....	68
	RECOMENDACIONES.....	70
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Prototipos para medir señales fisiológicas y síntomas de la neumonía.....	5
Tabla 2-1:	Etapas de la neumonía.....	8
Tabla 3-1:	Manifestaciones clínicas de la neumonía en niños menores de cinco años edad.	9
Tabla 4-1:	Técnicas de medición de frecuencia respiratoria basadas en contacto.....	11
Tabla 5-1:	Cuadro comparativo de sensores de movimiento de pared torácica.....	12
Tabla 6-1:	Técnicas no invasivos de medición de temperatura corporal.....	13
Tabla 7-1:	Cuadro comparativo de los sensores de temperatura de tipo detector térmico..	14
Tabla 8-1:	Cuadro comparativo de las redes de comunicación inalámbricas.....	16
Tabla 9-1:	Comparación de tarjetas de desarrollo.....	17
Tabla 10-1:	Comparación entre baterías de Ion-litio y Li-Po.....	18
Tabla 11-1:	Comparación de las bases de datos relacionales y no relacionales.....	20
Tabla 1-2:	Características principales de ESP32.....	24
Tabla 2-2:	Características eléctricas principales del módulo GY-521 con sensor MPU6050.	25
Tabla 3-2:	Características eléctricas principales del módulo GY-906 con sensor MLX90614.	26
Tabla 4-2:	Especificaciones principales de OLED <i>display</i> SSD 1306.....	27
Tabla 5-2:	Características eléctricas principales del módulo TP4056.....	29
Tabla 6-2:	Consumo de corriente de los elementos del circuito electrónico.....	29
Tabla 7-2:	Características principales de la batería UltraFire BRC 18650.....	30
Tabla 8-2:	Características del armazón del prototipo electrónico.....	35
Tabla 9-2:	Descripción de caja de sensor de temperatura.....	36
Tabla 1-3:	Comparación de las mediciones de temperatura corporal y la frecuencia respiratoria de la niña de dos años de edad.....	49
Tabla 2-3:	Comparación de las mediciones de temperatura corporal y frecuencia respiratoria de la niña de tres años de edad.....	50
Tabla 3-3:	Comparación de las mediciones de temperatura corporal y frecuencia respiratoria del niño de cinco años de edad.....	51
Tabla 4-3:	Comparación de mediciones de la temperatura corporal y frecuencia respiratoria del segundo niño de cinco años de edad.....	52
Tabla 5-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la temperatura de prototipo y termómetro infrarrojo comercial.....	54
Tabla 6-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la frecuencia respiratoria adquiridos por el prototipo MON-AC y el auxiliar de enfermería.....	55

Tabla 7-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la temperatura de prototipo MON-AC y termómetro infrarrojo comercial del segundo paciente.	57
Tabla 8-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la FR del prototipo MON-AC y el auxiliar de enfermería del segundo paciente.	58
Tabla 9-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la temperatura de prototipo MON-AC y termómetro infrarrojo comercial del tercer paciente.....	60
Tabla 10-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la FR de prototipo MON-AC y el auxiliar de enfermería del tercer paciente.	61
Tabla 11-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la temperatura de prototipo MON-AC y termómetro infrarrojo comercial del cuarto paciente.....	62
Tabla 12-3:	Resultado de prueba T-students de los datos de la FR de prototipo y auxiliar de enfermería del cuarto paciente.....	63
Tabla 13-3:	Distancia de conexión inalámbrica del prototipo.	64
Tabla 14-3:	Datos de conexión inalámbrica del prototipo electrónico a la base de datos. ...	65
Tabla 15-3:	Tiempo de descarga y carga de la batería del prototipo.	66
Tabla 16-3:	Análisis económico de construcción de prototipo electrónico.	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Arquitectura de un monitor de signos vitales.....	6
Figura 2-1:	Neumonía pulmonar en el sistema respiratorio.....	7
Figura 1-2:	Esquema del prototipo electrónico para la detección de síntomas de la neumonía.	22
Figura 2-2:	Tarjeta de desarrollo ESP32.....	23
Figura 3-2:	Módulo GY-521 con sensor MPU6050.....	25
Figura 4-2:	Módulo GY-906 con sensor infrarrojo MLX90614.....	26
Figura 5-2:	OLED <i>display</i> SSD1306.....	27
Figura 6-2:	Driver de carga TP4056.....	28
Figura 7-2:	Batería de Ion-Litio BRC 18650.....	30
Figura 8-2:	Diagrama de conexión electrónica del prototipo.....	32
Figura 9-2:	Diagrama de conexión electrónica del prototipo.....	33
Figura 10-2:	PCB de conexión electrónica del prototipo.....	33
Figura 11-2:	Armazón de prototipo electrónico.....	34
Figura 12-2:	Caja de sensor de temperatura.....	35
Figura 13-2:	Diseño del prototipo electrónico ensamblado.....	36
Figura 14-2:	Prototipo electrónico parte electrónica y batería.....	37
Figura 15-2:	Prototipo electrónico implementado.....	37
Figura 16-2:	Programación de tarjeta de desarrollo ESP32 en Arduino IDE.....	39
Figura 17-2:	Ventana de inicio de sesión de la interfaz de usuario.....	41
Figura 18-2:	Ventana de registro de usuarios nuevos.....	41
Figura 19-2:	Ventana de ingreso al sistema de adquisición de datos de los pacientes.....	42
Figura 20-2:	Ventana de registro de datos personales de los pacientes.....	42
Figura 21-2:	Ventana de ingreso de datos del prototipo MON-AC.....	43
Figura 22-2:	Ventana de visualización de datos de los pacientes.....	44
Figura 23-2:	Ventana resultante de la búsqueda de información de los datos del paciente..	44
Figura 24-2:	Diagrama relacional de la base de datos del prototipo MON-AC.....	45
Figura 1-3:	a. Mediciones con termómetro infrarrojo b. Mediciones manuales de la frecuencia respiratoria con los pacientes.....	47
Figura 2-3:	Medición en niños menores a cinco años con el prototipo electrónico construido.	48
Figura 3-3:	Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del primer paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.....	54

Figura 4-3:	Prueba de normalidad del Shapiro Wilk del primer paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.	55
Figura 5-3:	Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del segundo paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.	56
Figura 6-3:	Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del segundo paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.	58
Figura 7-3:	Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del tercer paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.	59
Figura 8-3:	Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del tercer paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.	60
Figura 9-3:	Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del cuarto paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.	62
Figura 10-3:	Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del cuarto paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.	63

ÍNDICE DE ANEXOS

- Anexo A:** Características del ESP32
- Anexo B:** Características GY-521(MPU6050)
- Anexo C:** Características Módulo GY-906 MLX90614
- Anexo D:** Características Pantalla Oled 1306 128x64
- Anexo E:** Características Modulo TP4056
- Anexo F:** Características Batería de Ion-Litio BRC 18650
- Anexo G:** Termómetro infrarrojo comercial
- Anexo H:** Primer paciente niña de dos años de edad.
- Anexo I:** Segundo Paciente niña de 3 años de edad.
- Anexo J:** Tercer Paciente niño de 5 años de edad.
- Anexo K:** Cuarto Paciente niño de 5 años de edad.
- Anexo L:** Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de una niña de dos años de edad.
- Anexo M:** Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de una niña de tres años de edad.
- Anexo N:** Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de un niño de cinco años de edad.
- Anexo O:** Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de otro niño de cinco años de edad.
- Anexo P:** Programación en Arduino
- Anexo Q:** Programación interfaz en html y php.
- Anexo R:** Manual de usuario.

ÍNDICE DE ABREVIATURA

IRA:	Infecciones Respiratorias Agudas
OMS:	Organización Mundial de la Salud
INEC:	Instituto Nacional de Estadística y Censo
Rpm:	Respiraciones por minuto
°C:	Grados centígrados
FR:	Frecuencia Respiratoria
IMU:	Unidad de medición inercial
UCI:	Unidad de cuidados intensivos
ISO:	Organización Internacional de Estandarización
NTE:	Norma Técnica Ecuatoriana
INEN:	Instituto Ecuatoriano de Normalización
ECG:	Electrocardiograma
VRS:	Virus respiratorio sincicial
LCD:	Pantalla de cristal líquido
AC:	Corriente Alterna
V:	Voltaje
WPAN:	Wireless Personal Area Network (Redes Inalámbricas de área personal)
WLAN:	Wireless Local Area Network (Redes Inalámbricas de área local)
WWAN:	Wireless Wide Area Network (Redes Inalámbricas de área extendida)
Wi-Fi:	Wireless Fidelity (Fidelidad inalámbrica)
IEEE:	Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos
Mbps:	Megabits por segundo
m:	Metros
Km:	Kilómetros
GHz:	Gigahercios
IoT:	Internet de las Cosas
Li-Po:	Polímero de litio
CAD:	Diseño asistido por computador
g:	gramos
MHz:	Megahercios
KB:	Kilobyte
GB:	Gigabyte
DC:	Corriente Directa
mA:	Miliamperios

mAh:	Miliamperios por horas
ADC:	Convertidor analógico a digital
DAC:	Convertidor digital a analógico
UART:	Transmisor-Receptor asíncrono universal
SPI:	Serial Peripheral Interface
I2C:	Inter-Integrated circuit
°/s:	Grados por segundo
g:	Gravedad
SCL:	System Clock (Reloj del Sistema)
SDA:	System Data (Datos del Sistema)
OLED:	Diodo orgánico de emisor de luz
μA:	Microamperios
h:	Horas
cm:	Centímetros
BD:	Base de Datos
PHP:	Hypertext Preprocessor
s:	Segundos
ms:	Milisegundos
ns:	Nanosegundos

RESUMEN

En el presente trabajo de investigación se diseñó y construyó un prototipo para la detección de síntomas de la neumonía en niños menores a cinco años de edad. Se utilizó la revisión literaria sobre los síntomas de la neumonía y una metodología comparativa para seleccionar qué elementos utilizar, basándose en su funcionalidad, fiabilidad y costo. El sistema está conformado por tres etapas: diseño electrónico, estructural y software. La etapa electrónica se alimenta con una batería de ion litio de 3,7V, se controla con una tarjeta de desarrollo ESP32, la cual procesa y transmite por Wi-Fi los datos medidos por un sensor infrarrojo MLX90614 para la temperatura y un sensor MPU6050 para la frecuencia respiratoria. En la segunda etapa, la estructura del prototipo se diseñó en SolidWorks, tiene forma rectangular insertada sobre un cinturón se coloca en el área de la pared torácica abdominal del niño. Finalmente, la tercera etapa es una interfaz de usuario para la base datos, esta permite registrar los datos personales del niño y los datos de los síntomas. Cada dato con nivel crítico emite una alerta de posible neumonía en la base de datos, esto facilita a un profesional de la salud determinar un posible caso de neumonía. Como resultado de las pruebas estadísticas realizadas se concluye que el coeficiente de variación para la temperatura es menor a 5%, encontrándose en el rango óptimo y la frecuencia respiratoria es menor a 20%, considerándose de nivel aceptable, es decir los datos son precisos. En la prueba T-student se obtuvo que el prototipo es funcional con una fiabilidad del 95%, demostrando que los datos no son producto de la casualidad. Se recomienda la implementación de un sistema de inteligencia artificial para el análisis de los datos que permita establecer un diagnóstico de la neumonía.

Palabras clave: <COMUNICACIÓN INALÁMBRICA>, <PROTOTIPO ELECTRÓNICO>, <NEUMONÍA>, <TEMPERATURA>, <FRECUENCIA RESPIRATORIA>, <SENSOR INFRARROJO>, <INTERFAZ GRÁFICA>, <BASE DE DATOS>.



firmado electrónicamente por:
ELIZABETH
FERNANDA AREVALO
MEDINA



1916-DBRAI-UPT-2021

ABSTRACT

In the present research work, a prototype for the detection of symptoms of pneumonia in children under five years of age was designed and built. Literary review on the symptoms of pneumonia was used as well as a comparative methodology to select which elements use, based on its functionality, reliability and cost. The system is made up of three stages: electronic, structural and software design. The electronic stage is powered by a 3,7V lithium-ion battery, it is controlled by an ESP32 development board, which processes and transmits via Wi-Fi the data measured by an infrared MLX90614 sensor for temperature and a MPU6050 sensor for respiratory rate. In the second stage, the prototype structure is designed in SolidWorks, it has a rectangular shape inserted over a belt which is placed in the area of the child's abdominal chest wall. Finally, the third stage is a user interface for the database, this allows to record the personal data of the child and the data of the symptoms. Each data with a critical level, issues an alert of possible pneumonia in the database, this facilitates a health professional determine a possible case of pneumonia. As a result of the statistical tests carried out, it is concluded that the coefficient of variation for temperature is less than 5%, being in the optimal range, and the respiratory rate is less than 20%, considered to be of an acceptable level, that is, the data is accurate. The T-student test applied revealed that the prototype is functional with a reliability of 95%, demonstrating that the data are not the result of chance. The implementation of an artificial intelligence system is recommended for data analysis to establish a diagnosis of pneumonia.

Keywords: <WIRELESS COMMUNICATION>, <ELECTRONIC PROTOTYPE>, <PNEUMONIA>, <TEMPERATURE>, <RESPIRATORY RATE>, <INFRARED SENSOR >, <GRAPHIC INTERFACE>, <DATABASE>.



INTRODUCCIÓN

La electrónica se extiende a varios campos de aplicación, entre ellos la industria médica y biomédica con la consigna de mejorar la calidad y eficiencia en los procesos de toma de signos vitales. La relación directa entre electrónica y medicina pasa por la necesidad del mejorar los equipos y herramientas que permitan alcanzar la perfección en la toma de signos vitales para eliminar ciertos riesgos presentes en los procedimientos médicos.

Dentro de la medicina, la pediatría es un área donde el paciente a ser tratado tiene requerimientos especiales de comportamiento, manejo y necesidades durante la realización de los prediagnósticos, por ende, con el presente trabajo se busca brindar un prototipo electrónico que facilite el procedimiento de adquisición de diferentes síntomas sin perder la confiabilidad de los signos vitales adquiridos para un posterior diagnóstico establecido por el médico.

La neumonía es una enfermedad respiratoria con una tasa de mortalidad alta en comparación a otras infecciones, aunque sea considerada una epidemia olvidada. A nivel mundial esta afección mata una cantidad mayor a 800 000 niños menores de edad cada año, que es más que el sida, la malaria y el sarampión juntos. La neumonía se puede tratar fácilmente si se obtiene un diagnóstico temprano, para la aplicación rápida de antibióticos, pero uno de cada tres niños con síntomas no es diagnosticado tempranamente dentro de las horas críticas (UNICEF; 2019).

En América Latina, las infecciones respiratorias agudas (IRA) provocan hospitalizaciones y muertes en pacientes menores a cinco años de edad. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), los países en desarrollo representan más del 95% de los casos de neumonía pediátrica que afectan a los niños en todo el mundo (MSP/OPS; 2007). En Ecuador según datos del INEC en 2019, murieron 339 niños menores de once años por problemas de afección respiratoria relacionadas con la neumonía, siendo el 7,3% de la tasa de mortalidad nacional, en Chimborazo el porcentaje de muertes por IRA fue de 1,4%, mostrando un leve incremento respecto al 2018, esto lo convierte en un problema de salud pública grave en el Ecuador (Lugmaña et al.; 2020).

Existen varios prototipos electrónicos desarrollados a nivel mundial con el objetivo de detectar síntomas de la neumonía, uno de ellos fue el proyecto Mama-Ope desarrollado en la Universidad Makerere de Uganda, consiste en un dispositivo biomédico inteligente para diagnosticar los síntomas de neumonía. El prototipo fue desarrollado para el beneficio de niños en riesgo de neumonía, debido a una escasa relación médico-paciente que existe en África, la implementación del sistema en forma de chaqueta, identifica el principal sonido de neumonía mediante el uso de sensores de sonido y la creación de un algoritmo de procesamiento de señales que detecta el

sonido crujiente presente en la neumonía, estos sonidos se recopilan y transmiten a través de bluetooth (MathWorks; 2016).

Otro prototipo implementado en la Universidad Ricardo Palma de Perú fue desarrollado para la detección temprana de síntomas de neumonía en niños menores a cinco años de edad. El prototipo tiene como objetivo detectar la temperatura corporal y el número de respiraciones por minuto (RPM), mediante la aplicación de sensores colocados estratégicamente en el niño para proporcionar un diagnóstico que alerte el padecimiento de neumonía en infantes (Andrade; 2015).

Luego de haber revisado la bibliografía anterior, se propone el diseño y construcción de un prototipo para la detección de síntomas de neumonía en niños menores a cinco años de edad, que consiste en la elección de sensores que permitan medir los principales síntomas de la neumonía en niños, estos datos se guardan, visualizan y se envían a una base datos a través de comunicación inalámbrica, donde se almacenarán como información médica de cada niño junto con sus datos personales. Esta investigación está conforme con el Plan Nacional del Buen Vivir, en el objetivo 1 que sostiene “*Garantizar una vida digna con iguales oportunidades para todas las personas*” (Senplades; 2017).

JUSTIFICACIÓN TEÓRICA

La presente investigación se enfoca en la detección de síntomas de la neumonía en niños menores a cinco años de edad. En la Universidad Ricardo Palma del Perú ya se realizó un sistema para detección de síntomas de la neumonía, midiendo temperatura y frecuencia respiratoria (Andrade; 2015). Pero uno de los problemas de este sistema, es que necesita estar conectado a un computador para recolectar los datos y alimentar el dispositivo. Los síntomas de la neumonía son variados y se siguen midiendo con métodos tradicionales, los síntomas más medidos son la hipoxemia (nivel de saturación de oxígeno en la sangre) y la taquipnea (respiración rápida), según la OMS son signos para diagnosticar la neumonía en niños menores a cinco años de edad.

En razón a lo anterior, es importante disponer de los principales síntomas de la neumonía en forma de datos para que un médico puede examinarlos y dar una evaluación. Se pretende evitar exponer a los niños menores a cinco años a exámenes invasivos como son radiografías y ecografías los cuales muestran una imagen panorámica de los pulmones y permiten al médico dar una evaluación más precisa de la neumonía, pero la exposición de los niños a rayos X a tan temprana edad podría repercutir en su futura salud, debido a que su cuerpo no está desarrollado completamente como el de un adulto.

JUSTIFICACIÓN APLICATIVA

Se realizará un análisis de los principales síntomas de la neumonía para posteriormente diseñar y construir un prototipo electrónico que permita detectar los principales síntomas de la neumonía en los niños menores a cinco años de edad. Se implementará un sistema con una tarjeta de desarrollo con conexión inalámbrica, sensores y alimentación de energía externa. Se validará el prototipo con una prueba estadística de acuerdo al tipo de datos, así como el error de los sensores, la transmisión de datos y la autonomía de la batería.

OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un prototipo para la detección de síntomas de la neumonía en niños menores a cinco años de edad.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar sobre los síntomas que se presentan en los casos de neumonía en niños menores a cinco años de edad.
- Determinar los requerimientos para obtener los síntomas de la neumonía en niños menores a cinco años de edad.
- Diseñar el prototipo electrónico que cumpla con los requerimientos establecidos.
- Seleccionar los elementos de hardware y software que permiten la construcción del prototipo electrónico.
- Validar si el prototipo electrónico desarrollado cumple con los requerimientos planteados.

Para el desarrollo de este trabajo se utilizará un complemento entre métodos y técnicas para obtener los mejores resultados en su ejecución y su conclusión. La revisión documental permite conocer la información del tema y el funcionamiento de los elementos a emplear, la sistematización para implementar el proceso más apropiado en el desarrollo del prototipo, la experimentación para realizar las pruebas en el prototipo físico y verificar su funcionamiento, la observación para realizar una comparación de los resultados en las pruebas estadísticas se utilizan para interpretar los resultados obtenidos y determinar la exactitud del prototipo electrónico.

CAPÍTULO I

1 MARCO TEÓRICO

En el primer capítulo se muestra la investigación teórica realizada para el desarrollo del prototipo, donde se detallan conceptos generales acerca de la neumonía y la sintomatología que presentan los pacientes, además se encuentra información bibliográfica acerca del software y hardware necesarios para el diseño y construcción del prototipo médico para la detección de síntomas de neumonía en niños menores a cinco años de edad.

1.1 Normas regulatorias para equipos médicos

Para el proceso de diseño, construcción y pruebas de equipos médicos es necesario la aplicación de normas internacionales y nacionales según el país, para garantizar el bienestar y seguridad de la persona cuando utiliza dichos equipos. Las normas internacionales de calidad más utilizadas son las ISO (Organización Internacional de Estandarización) y las normas ecuatorianas NTE (Norma Técnica Ecuatoriana) reguladas por el INEN (Instituto Ecuatoriano de Normalización).

La norma ISO 13485:2016, especifica las políticas de calidad en las etapas de desarrollo, producción, comercialización, instalación, servicio y desmantelamiento de un dispositivo médico; además proporcionan un manual de calidad, procedimientos y registros de los procesos (ISO; 2016). Otra norma ISO 14971:2019, para la gestión de riesgos en dispositivos médicos. Trata los procesos que pueden afectar directamente a los pacientes y al operador del dispositivo médico. Los objetivos de esta norma es identificar y evaluar riesgos y daños, inspeccionar el uso del dispositivo y supervisar la eficacia (ISO, 2019).

En Ecuador existe normas que regulan la construcción, distribución y mantenimiento de los dispositivos médicos importados y nacionales. La norma técnica ecuatoriana NTE INEN-ISO 13485:2019 se encarga de la regulación de la calidad de los dispositivos médicos, donde se evidencia la capacidad de construcción y funcionamiento de los dispositivos médicos garantizando que cumplan los requisitos para lo cual fueron construidos (NTE INEN; 2019).

Con respecto al Ministerio de Salud Pública en el año 2016 promulgo normativas que se encargan del registro sanitario y control de dispositivos médicos para humanos. Se establecen parámetros de calidad, seguridad y eficacia que deben cumplir para utilizar los dispositivos médicos en los pacientes, tienen que indicar el nivel de riesgo y el tipo de dispositivo medico (Registro Oficial; 2017).

1.2 Equipos médicos para uso humano no invasivos

Un dispositivo médico para uso humano puede ser un aparato, implemento, software, implante; usado en seres humanos con el fin de detectar, prevenir y monitorizar enfermedades, lesiones, procesos fisiológicos, entre otros propósitos. Los dispositivos médicos no invasivos, no entran en contacto con la piel o deben colocarse sobre piel sana, para ser lo menos molesto posible en el paciente (ARCSA; 2021) (Instituto de Salud Pública Ministerio de Salud de Chile; 2018).

1.2.1 Prototipos para medir señales fisiológicas y síntomas de la neumonía

En Latinoamérica y en el mundo existen varios prototipos para detección de síntomas de la neumonía y medir señales fisiológicas del cuerpo humano, en la tabla 1-1 se mencionan algunos dispositivos con sus principales características muy similares al prototipo propuesto en este estudio.

Tabla 1-1: Prototipos para medir señales fisiológicas y síntomas de la neumonía.

	Diseño de un prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes	A wearable diagnostic device to combat children's pneumonia	Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en Biofeedback
Signos vitales	Temperatura corporal Frecuencia respiratoria	Frecuencia respiratoria Frecuencia cardiaca Oxigenación sanguínea Temperatura corporal	Frecuencia cardiaca Frecuencia respiratoria Actividad electro dermal
Microcontrolador	PIC16F877A	STM32F205	Arduino pro mini
Sensores	Sensor temperatura LM35. Sensor magnético.	Sensor infrarrojo MLX90614. Sensor de luz Si1141 12C. Sensor temperatura LMT70. Acelerómetro ADXL345.	Sensor LDR. Sensor efecto Hall UGN 3503. Electrodos ECG.
Comunicación inalámbrica	No	Si	Si
Interfaz gráfica	Si	Si	Si
Software de programación	Visual basic	STM32 software	Arduino IDE BrainBay
Base de datos	No	Si	No
Presupuesto	\$56	\$44	\$178,65
Batería	No	Si	Si

Fuente: Andrade, 2015, Mala et al., 2016, Nieto et al., 2017.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

Una vez revisado los dispositivos de la tabla 1-1 se concluye que el primer dispositivo mide los mismos síntomas de la neumonía comparado con el prototipo a desarrollar en esta investigación, siendo la aportación en este trabajo el cambio de tarjeta de desarrollo, utilización de otros sensores, inclusión de comunicación inalámbrica, creación de una base de datos y suministrar autonomía energética con una batería. El presente prototipo electrónico es de bajo riesgo al no tener contacto interno con el paciente, por ende, es un dispositivo de uso humano no invasivo usado para la medición de los síntomas de neumonía en pacientes menores a cinco años de edad.

1.2.2 Dispositivos comerciales de monitoreo y medición de signos vitales

En medicina, existen diversos equipos médicos comerciales para la medición de signos vitales de manera exacta sin ser invasivo para los pacientes. Dentro de los signos vitales más comunes se puede mencionar la presión, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura, entre otros. Los equipos médicos que se encargan de monitorizar los signos vitales, no son pequeños y su precio es proporcional a la cantidad de síntomas que mide el dispositivo lo cual lo hace costoso, Como ejemplo, tenemos los monitores marca *Gima* que miden múltiples signos, son utilizados en hospitales y su tamaño se incrementa cuanto más signo miden (Gima; 2017). En la figura 1-1 observamos la arquitectura de un monitor de signos vitales, el cual está conformado por:

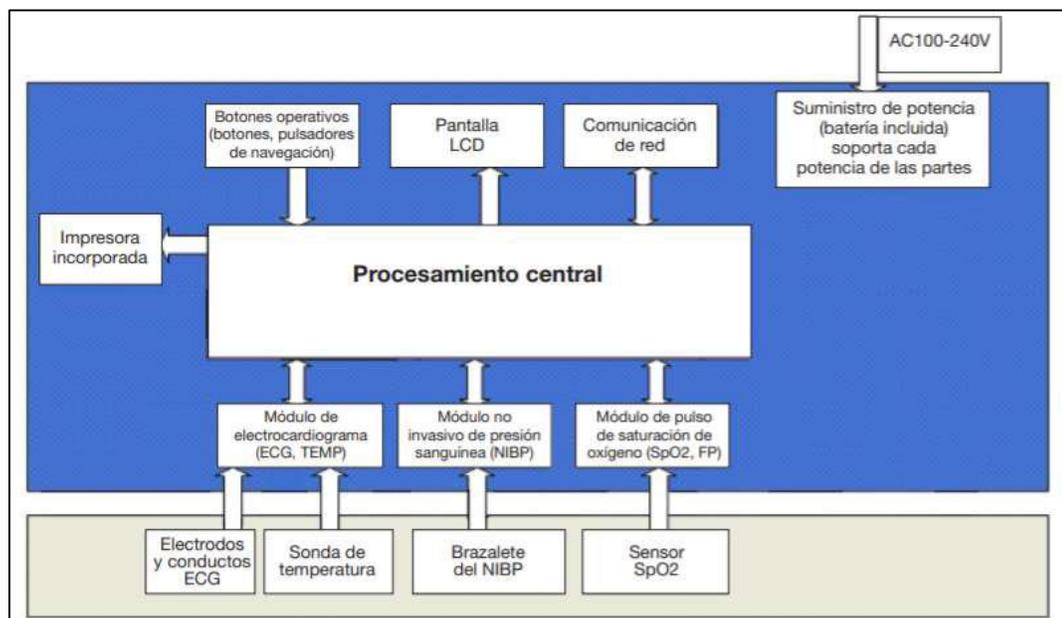


Figura 1-1: Arquitectura de un monitor de signos vitales.

Fuente: Gima, 2017.

- **Periféricos:** contiene varios elementos de medición como son electrodos ECG, sonda de temperatura, brazalete de presión y sensor de oxigenación sanguínea.

- **Procesamiento central:** contiene un microcontrolador para el procesamiento y adquisición de las señales mediante módulos y protocolos propios del dispositivo.
- **Visualización:** contiene una pantalla LCD para visualizar los datos, gráficas y alertas de los signos vitales.
- **Comunicación:** contiene los dispositivos de comunicación a la red para poder conectar con el sistema central de monitorización.
- **Suministro de energía:** Proporciona la corriente AC entre 100-240V con un fusible de protección para su funcionamiento, además dispone de una batería incluida en caso de cortes de energía.

1.3 Neumonía

Es una infección de tipo respiratoria que afecta directamente a los pulmones, donde generalmente los alvéolos ver figura 2-1, se llenan de pus y líquido, esto produce cambios en la respiración, fiebre y una baja absorción de oxígeno. Dentro de los causantes se encuentran virus, bacterias y hongos (Organización Mundial de la Salud, 2019).

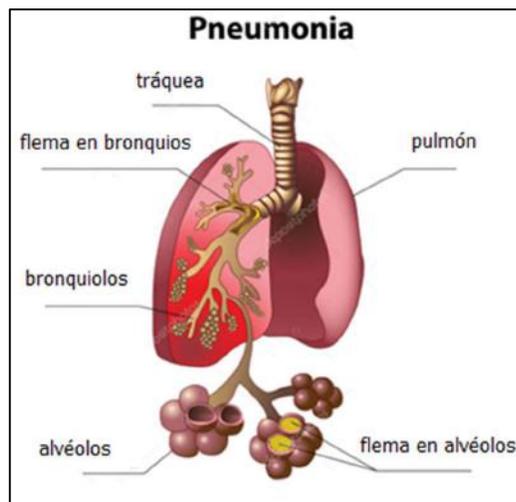


Figura 2-1: Neumonía pulmonar en el sistema respiratorio.

Fuente: Melnyk, 2013

Existe dos tipos de neumonía: la viral provocada por el virus respiratorio sincicial (VRS), influenza y adenovirus presentando catarro, fiebre, faringitis, aunque no exista problemas respiración, en ocasiones es acompañada de dolor abdominal y vómitos. Mientras, que la bacteriana producida por la bacteria *mycoplasma pneumoniae* es algo más gradual, presenta fiebre alta con escalofríos, se acompaña con dolor torácico y respiración rápida con escasa presencia de tos (Zumba; 2017).

La tasa de mortalidad por neumonía en niños menores a cinco años de edad crece por algunos factores como son: sexo, edad, bajo peso al nacer, desnutrición, corta lactancia materna y niños con bajas defensas e infecciones. Otros factores extrínsecos son: bajos recursos, falta de acceso a la salud, exposición al humo, hacinamiento es decir tres o más personas por habitación dentro de una casa, frío y humedad (Zambrano; 2018).

1.3.1 Etapas de la neumonía

La fisiopatología, estudio del proceso de las enfermedades, divide a la neumonía infantil en cuatro etapas, en la tabla 2-1 se detalla: congestión de 24-horas, hepatización roja, hepatización gris y finalmente la resolución.

Tabla 2-1: Etapas de la neumonía.

Etapas	Descripción
24 horas de congestión	Se produce dentro de las 24 horas siguientes a la infección, el pulmón sufre congestión vascular e hinchazón alveolar.
Hepatización roja	Los alvéolos se llenan de glóbulos rojos y fibrina, esto conlleva a que el tejido pulmonar se vuelva rojo generando dificultad para respirar o respiración rápida
Hepatización gris	La fibrina, glóbulos rojos y blancos se acumulan en los espacios alveolares, la flema presenta sangre y pus. Se produce una reducción del área del pulmón para el intercambio de gases.
Etapas de resolución	Finalmente, las enzimas y las sustancias en los pulmones que causan la inflamación disminuyen. Los glóbulos blancos luchan contra los organismos invasores y los restos se eliminan mediante la tos.

Fuente: Vera, 2015.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

1.4 Síntomas de la neumonía

Los signos y síntomas que presenta la neumonía varían según la edad del niño, pero entre los más comunes tenemos: fiebre, escalofríos, tos, congestión nasal, respiración rápida (taquipnea), respiración con sonidos de resoplidos o silbidos (sibilancias), respiración forzada que causa que se contraiga los músculos de la costilla, falta de oxigenación de la sangre (hipoxemia), vómitos, dolor de pecho, dolor abdominal, pérdida de vitalidad y falta de apetito. A continuación, se enlista los síntomas más medidos en el ámbito médico (Zumba; 2017):

- **Taquipnea:** Manifestación clínica de respiración acelerada que se presenta anormalmente, signo relevante como criterio de diagnóstico de neumonía, debido a la relación que guarda con la hipoxemia y cuando una radiografía de tórax no es accesible.
- **Fiebre:** Manifestación clínica asociada con infecciones bacterianas o virales que se presentan en forma de temperatura corporal, signo de fiebre elevada $>38^{\circ}\text{C}$.
- **Hipoxemia:** Manifestación clínica relacionada con el bajo nivel de oxígeno en la sangre, siendo el 92% de oxígeno la cantidad aceptable para que las células de mantengan saludables y detectar distintas patologías.

1.4.1 Manifestaciones clínicas de la neumonía

Una vez analizada los tipos de neumonía el estudio se centrará en la neumonía bacteriana y los síntomas a medir serán la temperatura y frecuencia respiratoria. En la tabla 3-1, se observa el cuadro clínico que puntualiza los valores normales y críticos de los síntomas que presentan los niños menores a cinco años de edad con neumonía bacteriana:

Tabla 3-1: Manifestaciones clínicas de la neumonía en niños menores de cinco años edad.

Frecuencia respiratoria		
Edad	Normal	Crítica (Taquipnea)
1mes – 1año	30-60 RPM	>60 RPM
1año – 3años	24-40 RPM	>50 RPM
4 – 6 años	22-34 RPM	>40 RPM
Temperatura		
Edad	Normal	Crítica (Fiebre)
1mes – 1año	35,9-37,1 $^{\circ}\text{C}$	$>38^{\circ}\text{C}$
1año – 3años	35,3-37,2 $^{\circ}\text{C}$	$>38^{\circ}\text{C}$
4 – 6 años	35,6-37,2 $^{\circ}\text{C}$	$>38^{\circ}\text{C}$
Saturación de oxígeno (SpO2)		
Edad	Normal	Crítica (Hipoxemia)
1mes – 5años	92%	$<90\%$

Fuente: Couceiro, 2013, Muñoz et al., 2003

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

Los factores clínicos de la neumonía bacteriana de la tabla 3-1 según la (Organización Mundial de la Salud; 2019) pueden aparecer según la edad del niño, por lo general con la presencia de tos, dificultad respiratoria acompañada o no con fiebre y falta de oxigenación en la sangre. La fiebre por sí sola, no es un factor indicativo de neumonía, pero combinada con la taquipnea, síntoma asociado a los niños menores de cinco años de edad, constituyen un aporte en el diagnóstico de la neumonía ya que se presentan dentro de las 24 horas siguientes al periodo de incubación de la enfermedad (Andrés Martín et al.; 2012).

Para la medición de la frecuencia respiratoria se realiza de manera manual, contando el número de respiraciones en un minuto, es decir las veces que la pared torácico abdominal se expande y contrae por la respiración teniendo en cuenta que el paciente debe estar recostado cómodamente o anestesiado (Talamas; 2016). Para la temperatura, en el mercado existen gran variedad de termómetros, existen los clínicos de mercurio o digital utilizados en su mayoría, además existen los infrarrojos, estos permiten medir la temperatura en zonas de la frente o la arteria temporal (Espinosa H.; 2013).

1.5 Técnicas de medición para los síntomas de la neumonía

Conocer las técnicas de medición de la temperatura y la frecuencia respiratoria, permite elegir la mejor tecnología para detectar o monitorizar con precisión estas funciones básicas del cuerpo. Obtener un valor más cercano a la realidad permite reducir errores y cuantificar la exactitud del prototipo frente a los dispositivos comerciales existentes o mediciones manuales sea el caso requerido.

1.5.1 Selección de las técnicas de medición de la frecuencia respiratoria

La frecuencia respiratoria (FR) es el número de respiraciones que realiza un individuo en un minuto, se muestra como un signo del deterioro fisiológico del cuerpo, pero es un signo muy poco considerado dentro del ámbito clínico debido al poco interés de estudios para encontrar métodos de medición más confiables (Gazitúa, 2014; citados en Romero, 2017).

Existen diversas tecnologías para medir este signo, estas se dividen en dos, con contacto y sin contacto, las mediciones sin contacto implican el uso de imágenes para determinar la FR y son costosas, por lo que las mediciones con contacto son las más utilizadas debido a que usan un sensor, el cual tiene contacto con una parte del cuerpo. En la tabla 4-1 se identifican las principales técnicas basadas en contacto según la magnitud a medir y la posición en el cuerpo (Massaroni et al.; 2019).

Tabla 4-1: Técnicas de medición de frecuencia respiratoria basadas en contacto.

Técnica	Magnitud para medir	Posibles sensores a utilizar	Gráfico de posible colocación
Sonidos respiratorios	Medir los sonidos respiratorios, cuyos ruidos de amplio espectro con rango de frecuencia dependen de la ubicación del sensor sea en la boca, tráquea o pared torácica.	Micrófonos	
Flujo de aire respiratorio	Medir volumen y/o velocidad del aire inhalado o exhalado durante la respiración.	Caudalímetro diferencial o turbina Sensor de fibra óptica	
Temperatura del aire	Medir la temperatura durante la respiración, el aire exhalado es más cálido que el aire inhalado.	Termistor Termocuplas Sensor piroeléctrico Sensor de fibra óptica	
Humedad del aire	Medir el contenido de vapor de agua que existe en el aire inhalado y exhalado.	Sensor capacitivo Sensor resistivo Sensor de fibra óptica	
Componentes del aire	Medir el contenido de oxígeno y dióxido de carbono (CO ₂) resultado de la respiración celular.	Sensor infrarrojo Sensor de fibra óptica	
Movimientos de la pared torácica	Medir el desplazamiento del diafragma cuando se contrae y se expande, es decir cuando entra y sale aire de los pulmones.	Deformación en la pared torácica:	
		Sensor resistivo	
		Sensor capacitivo	
		Sensor inductivo	
		Cambio de impedancia:	
		Sensor de impedancia transtorácico	
Movimiento tridimensional:			
Acelerómetro			
Giroscopio			
Magnetómetro			

Fuente: Massaroni et al., 2019

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

Una vez revisadas las técnicas para medir la frecuencia respiratoria de la tabla 4-1, se selecciona el movimiento de la pared torácica, esta mide el desplazamiento de la pared torácico-abdominal del niño, esta técnica disminuye la probabilidad de falsas mediciones y es menos invasiva al no tener contacto directo con la piel desnuda del niño y no crear presión sobre área del pecho.

1.5.1.1 Selección de sensor para la medición de movimientos de la pared torácica

En la tabla 5-1 se observan los principales sensores para medir movimientos y sus principales características.

Tabla 5-1: Cuadro comparativo de sensores de movimiento de pared torácica.

	Acelerómetros	Giroscopios	Magnetómetros
Medición	Mide las fuerzas de aceleración causadas por la gravedad o el movimiento.	Detecta y mide la velocidad de rotación de un objeto alrededor de un eje particular.	Mide la posición detectando la fuerza del campo magnético de acuerdo con la distancia entre el sensor y un imán.
Sensibilidad	Media	Alta	Media
Linealidad de salida	Alta	Alta	Media
Precisión	Medio-Alta	Medio-Alta	Media
Tamaño	Pequeño	Pequeño	Pequeño
Costo	Bajo	Bajo	Medio
Monitoreo en tiempo real	Muy Bueno	Muy Bueno	Bueno
Sensibilidad del movimiento corporal	Medio-Alta	Medio-Alta	Baja
Intrusión de la medición	Alta	Alta	Alta
Influencia de factores ambientales	Baja	Baja	Alta

Fuente: Massaroni et al., 2019

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En base a la tabla 5-1, se concluye que el giroscopio es el indicado para aplicar en la medición de la FR, pues presenta una alta sensibilidad para medir movimientos que el acelerómetro, un tamaño pequeño, costo bajo, gran precisión y una baja influencia de factores ambientales que perjudique su funcionamiento. Aunque en el mercado existen dispositivos que integran los tres sensores, un acelerómetro-giroscopio-magnetómetro conocidos como IMU (Unidad de medición inercial). Esto hace que sean una excelente opción pues integra las mejores cualidades de los tres sensores.

1.5.2 Selección de las técnicas de medición de la temperatura corporal

La temperatura corporal es el calor producido por procesos orgánicos del cuerpo y liberado hacia el ambiente exterior, siendo el hipotálamo el encargado de regular esta temperatura corporal. En condiciones de normalidad esta oscila entre 36,5°C a 37,5°C. En los niños una temperatura menor a 35°C se considera hipotermia y una temperatura mayor a 38°C es una fiebre (Murcia et al.; 2014).

Las técnicas de medición de temperatura se dividen en dos, métodos invasivos y no invasivos; siendo los invasivos los más idóneos, pero solo usados en la Unidad de cuidados intensivos (UCI) debido a que se miden en lugares como el esófago, la arteria pulmonar o nasofaringe y la vejiga. En la cotidianidad se usan más las técnicas no invasivas, por los lugares donde se mide como son la cavidad oral, el recto, la axila, oído y zona cutánea (Queralt Gorgas; 2009). En la tabla 6-1, se muestra las diferentes técnicas de medición de temperatura.

Tabla 6-1: Técnicas no invasivos de medición de temperatura corporal.

Tipos	Mecánicos	Electrónicos digital	Radiación Térmica
Funcionamiento	Tubo sellado de vidrio con escala de temperatura graduada, en cuyo interior hay mercurio, conectado a un tubo capilar cuando la temperatura aumenta el mercurio se dilata y asciende por el capilar. El retorno del mercurio se logra agitando el termómetro. Existen de mezcla de galio, indio y estaño.	Sensores formados por una punta metálica que son semiconductores cuya resistencia eléctrica cambia rápidamente con la temperatura.	La emisión radioactiva de los cuerpos permite un cálculo preciso de la temperatura de objeto radiante a partir de su espectro de emisión, sin tener contacto directo con él.
Dispositivos	Termómetro de mercurio. Termómetro sin mercurio (Gal Instan).	Termopares Termistores Resistivos	Termómetro infrarrojo canal auditivo Termómetro infrarrojo cutáneo
Rango de medición	35-42°C	35-42°C	35-42°C
Lugar a medir	Cavidad oral Cavidad rectal Axila	Cavidad oral Cavidad rectal Axila Tímpano	Tímpano Zona cutánea
Tiempo de medición	8-10 minutos mercurio 4 minutos Gal Instan	30-60 segundos	2-3 segundos
Residuo	Mercurio Tóxico. Gal Instan no tóxico.	Batería o pilas	Batería o pilas

Fuente: Augusto et al., 2014

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En base a la tabla 6-1, se selecciona la técnica de radiación térmica, esto debido a que se puede medir en zonas cutáneas sin tener contacto directo con el niño, su rapidez con unos pocos segundos para tomar una medición, funcionan con batería estas pueden ser recargables y su rango medida es el indicado para los fines del prototipo en este estudio.

1.5.2.1 Selección de sensor para la medición de temperatura corporal

La radiación térmica se mide por termómetros infrarrojos y el elemento responsable de la captación de radiación es el sensor este se denomina detector térmico y es un elemento sensible el cual varía según la absorción de radiación, cambiando la propiedad del elemento y generando una señal eléctrica proporcional a la radiación sobre él (Díaz García; 2012). En la tabla 7-1 se muestra los tipos de detectores térmicos.

Tabla 7-1: Cuadro comparativo de los sensores de temperatura de tipo detector térmico.

	De bolómetro	Termopila
Medición	Detectores que utilizan el cambio de resistividad de un material en respuesta a una variación de temperatura.	Basados en el efecto termoeléctrico, es decir, en la aparición de una diferencia de potencial entre dos uniones de materiales distintos mantenidas a diferentes temperaturas.
Precisión	Baja 0,9°C	Media 0,5°C
Influencia de factores ambientales	Baja	Baja
Campo de visión	Baja	Media
Tiempo de lectura	Bajo	Alto
Rango de medida	-200°C – 200°C	-40°C - 350°C
Linealidad	Alta	Baja
Tamaño	Mediano	Pequeño
Costo	Medio	Medio
Tipo de salida	Analógica	Digital

Fuente: Vergara, 2000, Díaz, 2012.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En base a la tabla 7-1 se selecciona el sensor de temperatura de tipo termopila, esto debido a su precisión con un error de 0,5°C, baja influencia de factores ambientales, campo de visión medio, tamaño pequeño, tiempo de lectura rápido para determinar la temperatura, su tipo de salida digital y tener un rango de medida acorde a los requerimientos para el prototipo de este estudio.

1.6 Comunicación inalámbrica

La comunicación inalámbrica permite el acceso e intercambio de la información, evitando la utilización de una conexión física. Su aplicación es por las facilidades de comunicación y los bajos costos. Es posible realizar diseños en diversos entornos desde el industrial hasta el doméstico (Durán et al.; 2012). Se clasifican según el alcance en tres grupos, redes de área personal inalámbrica (WPAN), redes de área local inalámbrica (WLAN) y las redes de área extendida inalámbrica (WWAN) (Prieto; 2019).

Las redes WPAN tienen una limitación de alcance de hasta 10 metros, necesitan estar cerca para que exista la conectividad, las más utilizadas son Bluetooth, DECT, IrDA, NFC y Zigbee. Las redes WLAN tienen un alcance de conectividad de hasta 100 metros, son las más usadas en entorno del hogar, educativo y oficinas, tienen la capacidad de conectar varios dispositivos a la vez. La más conocida es Wi-Fi, por sus ventajas de libre movilidad, instalación simple, flexibilidad, costo accesible, velocidad de transmisión de información, bajo consumo energético y seguridad. Las redes WWAN tienen un alcance mayor a 50 kilómetros, utilizan frecuencias con licencia; permiten la comunicación en diferentes zonas geográficas, se dividen en dos grupos; las fijas que utilizan señales satelitales y las móviles que utilizan compañías para la transmisión y recepción de las señales (Prieto; 2019) (Salazar).

1.6.1 Selección del tipo de comunicación inalámbrica

Después de analizar los tipos de redes inalámbricas, en la tabla 8-1 se realiza una comparación entre las más utilizadas con tarjetas de desarrollo, siendo Bluetooth y Wi-Fi.

Tabla 8-1: Cuadro comparativo de las redes de comunicación inalámbricas.

Tipos	Bluetooth	Wi-Fi
Estándar IEEE	802.15.1	802.11g
Tasa de transmisión	3Mbps	54Mbps
Número máximo de nodos	8	255
Alcance	1-10m	100m
Banda de frecuencia	2,4 GHz	2,4 GHz
Latencia	>10 segundos	>3 segundos
Costo	Bajo	Medio
Confidencialidad datos	Baja	Alta
Consumo energético	Bajo	Bajo
Parámetros más importantes	Diversos contextos de aplicación	Velocidad y flexibilidad

Fuente: Viloría Núñez et al., 2011.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En base a la tabla 8-1 se concluye, que la mejor opción para la transmisión inalámbrica de datos es Wi-Fi por su mayor alcance de cobertura y una tasa de transmisión de datos más alta, se puede conectar más dispositivos a la vez, la latencia en la transmisión de datos es mucho menor, tiene un costo medio, los datos presentan mayor seguridad y un consumo energético bajo. Además, varios dispositivos en el mercado ya vienen integrados con Wi-Fi en sus tarjetas desarrollo.

1.7 Tarjetas de desarrollo, control y adquisición de datos

Son dispositivos *hardware* que cuentan con un *software* de programación propio o de código libre, permiten adquirir y medir señales (variables físicas), para ser procesados y facilitar la implementación de diversos proyectos (Enríquez et al.; 2016). Primeramente, tenemos Arduino un *software* de código abierto y libre acceso utilizado para el procesamiento de datos, también es una tarjeta de desarrollo cuyo *hardware* o placa electrónica está formada por un microcontrolador con varias entradas, salidas y convertidores de señal. Las placas Arduino pueden trabajar en diferentes sistemas operativos como Mac OS, Windows y Linux (Arduino, 2019).

Por otro lado, tenemos a Raspberry Pi una tarjeta de control considerada una computadora de pequeño tamaño y de bajo costo, con la cualidad de ser programable para tomar captura y emisión de datos del entorno. Tiene la capacidad de realizar tareas típicas de un computador, que ejecuta

el sistema operativo Linux, como el navegar por internet, reproducir videos, manipular documentos y la reproducción de juegos (Raspberry Pi Foundation; 2016).

Finalmente, la empresa Espressif diseña módulos y componentes que incorporan la tecnología Wi-Fi y Bluetooth. Las placas de desarrollo ESP tienen el objetivo de crear prototipos y permitir la interconexión de manera sencilla apoyándose en la comunicación inalámbrica. Cuenta con tecnología que ayuda al desarrollo de aplicaciones propias del Internet de las Cosas (IoT), automatización, entre otras; además posee su propio software de desarrollo Espressif IDF, también se puede utilizar con otros *software* de programación como IDE de Arduino, Micro Python, JavaScript y LUA (Espressif; 2020).

1.7.1 Comparación de las tarjetas de desarrollo

Después de analizar las diferentes tarjetas de desarrollo existentes en el mercado, y sus diversas aplicaciones tecnológicas, en la tabla 9-1 se hace la comparación entre las diversas familias al exponer las características de cada una.

Tabla 9-1: Comparación de tarjetas de desarrollo.

	Arduino	Raspberry	Espressif ESP
Microcontrolador	ATmega	ARM	Xtensa
Arquitectura	8 bits	64 bits	32 bits
Número de núcleos	1	2	4
Compatibilidad de sistemas operativos	Windows, Mac OS, Linux	Windows, Linux	Windows, Mac OS, Linux
Entorno de programación propio	Si	Si	Si
Lenguaje de programación	C++	Scratch, Python	C, C++ y Python
Comunicación inalámbrica	Requiere tarjetas adicionales	Bluetooth Wi-Fi	Bluetooth Wi-Fi
Alimentación de entrada	3,3-12V	5V	3,3-5V
Frecuencia del reloj	16MHz	1,5GHz	240Mhz
Memoria RAM	32-256KB	1-4GB	512KB
Número de Terminales depende del modelo	14-54	26-40	30-36
Consumo energético	19mA	80-180mA	850mA
Costo	Medio	Alto	Bajo

Fuente: Arduino, 2019; Raspberry Pi Foundation, 2016; Espressif, 2020.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En base a la tabla 9-1, se considera que la ESP de la empresa Espressif es la opción más óptima en comparación a las demás placas mencionadas, debido a su doble núcleo de procesamiento, arquitectura de 32bits, facilidad de programación en cualquier entorno, integración de comunicación inalámbrica Bluetooth y Wi-Fi en la placa, baja alimentación de entada, buena memoria RAM para el procesamiento de las operaciones, consumo energético bajo con utilización de Wi-Fi, bajo costo, facilidad de adquisición y ahorro de tamaño del prototipo al evitar módulos adicionales.

1.8 Fuentes de alimentación

Son encargadas de suministrar energía a un circuito electrónico, entre estas tenemos las baterías, una fuente de energía portable, recargable y barata para los diferentes dispositivos portátiles. Elegir un tipo de batería depende de los requerimientos donde van a ser utilizadas. Siendo las baterías de litio las más utilizadas en aplicaciones para la salud, debido a su versatilidad ya que presenta un menor peso y mayor capacidad de energía por volumen (Quintero et al.; 2021). En el mercado existe dos tipos de baterías de litio, baterías de ion-litio y de polímero de litio (Li-Po), en la tabla 10-1 se hará una comparación para elegir la que más se ajuste a los requisitos del prototipo.

Tabla 10-1: Comparación entre baterías de Ion-litio y Li-Po.

Características	Batería Ion-Litio	Batería Li-Po
Voltaje operacional de las celdas	2,5-4,2V	3,7-4,2V
Vida útil	mayor a 5 años	2 a 3 años
Velocidad de auto descarga	2 -10% por mes	5% por mes
Circuito de seguridad por límites de voltaje	No	Si
Numero de Celdas	1 celda	Depende del voltaje 1-6 celdas
Dimensiones	18mmØx65mm	140x43x25mm
Forma	Cilíndrica	Rectangular
Manejo cuidadoso	No	Si
Peso	28gr	18gr
Costo	Bajo	Alto

Fuente: Flor B. et al., 2017

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En base a la comparación realizada en la tabla 10-1, por la necesidad de obtener la mayor autonomía con relación al tamaño, evitando las baterías de polímero de litio (Li-Po) debido a que

son más sensibles de manejar y tienen a hincharse, se escogió utilizar las baterías de ion-litio. Esto debido a que tiene mayor vida útil, su voltaje mínimo de trabajo es mejor, la velocidad de descarga es menor, no requiere un manejo cuidadoso, su peso es ideal, su bajo costo y facilidad de encontrar en el mercado.

Es necesario saber la autonomía de una batería ion-litio, ya que un circuito electrónico necesita un suministro constante de corriente, se utiliza la siguiente fórmula para conocer el tiempo de vida útil de la batería (Botero; 2012):

$$tiempo\ uso = \frac{CB}{CC} \qquad \text{Ecuación 1-1}$$

Donde:

CB = corriente de batería ion-litio

CC = corriente total del circuito

1.9 Estudio de Base de datos

Consiste en un conjunto de información que se encuentra organizada, de manera que los datos puedan ser seleccionados en correspondencia con las necesidades del usuario. Las bases de datos permiten el almacenamiento de grandes cantidades de información que pueden ser ingresadas, seleccionadas, actualizadas y modificadas. Se puede clasificar en relacionales y no relacionales (Ordóñez; 2020)(Velasquí et al.; 2017).

Las bases de datos relacionadas se encargan de almacenar la información de manera estructurada y relacionada entre sí, pueden ser relaciones, tablas, registros conformados por una clave. Cada tabla tiene atributos propios de cada elemento, una de las ventajas es la relación entre los datos de las tablas, esto permite que sean manejados desde otras tablas al mismo tiempo. Este tipo de base de datos pueden ser utilizados sin la necesidad de usar una estructura diferente. Las más utilizadas dentro del mercado son MS SQL Server, MySQL, Mariadb, Oracle, entre otros (Ordóñez; 2020).

Las bases de datos no relacionales surgen como solucionan a los problemas de escalabilidad y rendimiento de las bases de datos convencionales, ante el creciente número de consultas (Ordóñez; 2020). No se basa en la forma entidad-relación, por ende, sus desventajas son la falta de esquemas, pero los datos se escalan bien de manera horizontal y son ideales para grandes cantidades de información, consultas y transacciones. Existen varias empresas que aplican estas bases de datos

como Google, Amazon, Twitter, Facebook, etc. En el mercado existen diferentes opciones para bases de datos no relacionales como son MongoDB, Cassandra, entre otros (Castillo et al.; 2017).

1.9.1 Comparación de bases de datos

En la tabla 11-1 se muestran las principales características de las bases de datos relacionales y no relaciones aplicadas en cualquier proyecto que necesitan almacenar información.

Tabla 11-1: Comparación de las bases de datos relacionales y no relacionales.

	Relacional	No relacional
Tablas	Combina tablas para la extracción de información relacionada	No permite la relación de tablas
Distribución de datos	Facilidad para la distribución de los datos	Permite distribuir gran cantidad de información
Relación	Gestiona datos mediante las relaciones	No permite el manejo de datos mediante las relaciones
Escalamiento	No permite el escalado horizontal	Escalado horizontal de datos
Rendimiento	Rendimiento bajo	Rendimiento alto
Seguridad	Alta	Muy baja
Velocidad	Procesamiento de datos lento	Procesamiento de datos veloz

Fuente: Gonzales Linares, 2016; Cardenas, 2014

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En relación con la información expuesta en la tabla 11-1, se considera que la base de datos relacional es la opción más viable debido a que permite combinar tablas para buscar datos, tiene facilidad de distribución de datos, permite relación entre tablas, tiene un rendimiento bajo y no permite escalado horizontal pero no hay necesidad ya que no tenemos un tráfico alto de datos, además brinda una seguridad alta de la información que se maneja.

CAPÍTULO II

2 PROPUESTA Y DISEÑO DEL PROTOTIPO

En el presente capítulo se detalla los requerimientos de *hardware* y *software* para el diseño y construcción del prototipo electrónico denominado MON-AC, para la detección de síntomas de la neumonía en niños menores a cinco años de edad. Se muestra la caracterización de los elementos que forman parte de la estructura, programación, comunicación inalámbrica, sensores, elementos electrónicos y tarjeta de control aplicada para la creación del prototipo electrónico.

2.1 Requerimientos del prototipo electrónico de síntomas de la neumonía

Existen requisitos de diseño y funcionamientos que debe cumplir el prototipo para la construcción que se detallan a continuación:

- El prototipo MON-AC debe medir los síntomas estudiados de la neumonía en niños menores a cinco años de edad.
- Elegir los componentes *hardware* para medir la frecuencia respiratoria y temperatura corporal.
- Garantizar que el prototipo sea autónomo energéticamente.
- Determinar el alcance de transmisión inalámbrica de datos del prototipo.
- Verificar la integridad del envío de datos de los sensores del prototipo a la base de datos de manera inalámbrica.
- El prototipo MON-AC debe ser cómodo, no invasivo, de fácil transporte, manejo y colocación durante la medición de datos en los niños.
- Interfaz de manejo de la base de datos, amigable con el usuario.
- Almacenar la información de pacientes y usuarios en una base de datos.
- Mostrar una etiqueta en los valores críticos de los síntomas en la base de datos.

2.2 Descripción del prototipo electrónico

En la figura 1-2, se describe el sistema general propuesto del prototipo para la detección de síntomas en niños menores a cinco años de edad. El prototipo electrónico está formado por una fuente de alimentación para el circuito electrónico, una tarjeta de desarrollo y los sensores necesarios para la medición de los síntomas colocados dentro de una estructura ajustable a la pared torácico-abdominal que permita la comodidad del niño; los datos son enviados a la base de datos mediante comunicación inalámbrica.

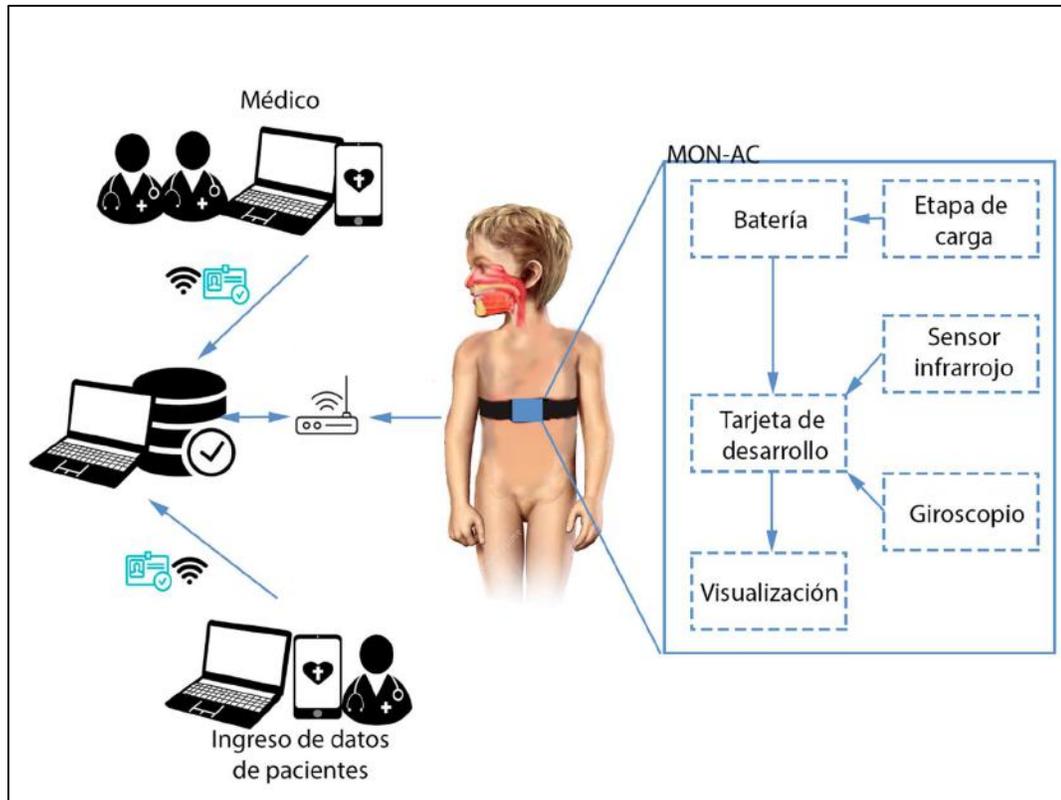


Figura 1-2: Esquema del prototipo electrónico para la detección de síntomas de la neumonía.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la figura 1-2 se puede apreciar el prototipo colocado en el área torácico abdominal del niño, el bloque de batería se conecta con la etapa de carga para proteger la batería y cargarla, además alimenta a los bloques de la tarjeta de desarrollo, sensor infrarrojo, giroscopio y la pantalla de visualización, todo esto conforma la parte *hardware* del prototipo, los datos medidos por el sensor infrarrojo y giroscopio son enviados por la tarjeta de desarrollo mediante Wi-Fi conectado a un *router* en una red local y esta se almacena en una base de datos, la cual puede ser accedida por medio de una interfaz para los usuarios desde diferentes locaciones dentro la misma red local mediante el uso de credenciales de ingreso al sistema. Dentro del sistema se puede realizar el registro de nuevos usuarios con sus credenciales. Los usuarios pueden ingresar la información de los pacientes y visualizarla para su respectivo análisis según el criterio de profesionales.

Con el giroscopio se mide la frecuencia respiratoria, este tiene que un lapso de 15 segundos para adquirir 20 mediciones que se van a promediar, este valor se guarda en una variable y se multiplica por 4 para obtener el número de respiraciones por minuto (RPM). Mientras, el sensor infrarrojo mide la temperatura corporal colocando el dispositivo en el área de la arteria temporal (sien) por un lapso de 5 segundos donde adquiere 6 mediciones que se van a promediar, obteniendo la

temperatura, estos valores se muestran en una pantalla oled y cada 15 segundos se envían mediante Wi-Fi a la base de datos.

2.3 *Hardware del prototipo electrónico*

Con lo estudiado en el capítulo anterior se puede establecer las mejores opciones para el diseño electrónico del prototipo. A continuación, se detalla las características de cada uno de los elementos, además del diseño del circuito electrónico.

2.3.1 *Selección de los elementos electrónicos del prototipo*

Para realizar el diseño del prototipo se selecciona los componentes que conforman la parte electrónica, a continuación, se detallan las características de cada uno de los elementos contemplados para el prototipo.

2.3.1.1 *Tarjeta de desarrollo ESP32*

Desarrollada por la empresa Espressif, cuenta con muchas características como conectividad Wi-Fi, bluetooth, sensor de efecto *Hall* y sensor de temperatura incorporada. Esta placa es reconocida por su diseño robusto, consumo de energía bajo, alto nivel de integración y con una amplia variedad de periféricos como táctil capacitiva, ADC, DAC, UART, SPI, I2C y muchos más, en la figura 2-2, se puede observar la placa ESP32 (Espressif; 2020).



Figura 2-2: Tarjeta de desarrollo ESP32.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la tabla 1-2, se detallan las principales características físicas y eléctricas de la ESP32. Para más características ver anexo A.

Tabla 1-2: Características principales de ESP32.

Características	Descripción
Procesador principal	Tensilica Xtensa LX6
Núcleo de procesador	2
Arquitectura	32 bits
Comunicación inalámbrica	Wi-Fi Bluetooth
Frecuencia de reloj	240MHz
RAM	512KB
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entradas y salidas	3,3V
Corriente de operación	80mA
Corriente de operación con Wi-Fi	180mA
Terminales	30
Terminales digitales GPIO	24
Canales ADC	18
Canales PWM	16
Interfaces DAC, I2C	2
Interfaces SPI, UART	3
Dimensiones	5,7x2,8x1cm
Peso	30g

Fuente: Espressif Systems, 2019

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

2.3.1.2 Sensor MPU6050

Está formado por un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes, es usado para medir aceleración, velocidad, orientación, desplazamiento y otras variables relacionadas al movimiento de un objeto. Además, cuenta con un procesador de movimiento digital que puede realizar cálculos complejos y un sensor de temperatura incorporado (InvenSense; 2013). En la figura 3-2, se puede observar un módulo GY-521 basado en un sensor MPU6050 adquirido para la construcción del prototipo.

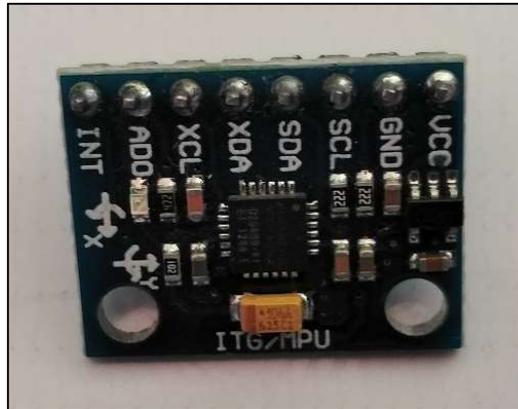


Figura 3-2: Módulo GY-521 con sensor MPU6050.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En la tabla 2-2, se detalla las características eléctricas de funcionamiento del módulo GY-521 con sensor MPU6050. Para más características ver anexo B.

Tabla 2-2: Características eléctricas principales del módulo GY-521 con sensor MPU6050.

Características	Valores
Voltaje de operación	2,37-3,46V
Resolución	16 bits
Interfaces seriales compatibles	I2C, SPI
Corriente normal de operación	5mA
Sensibilidad giroscopio	$\pm 250^\circ/s$
Sensibilidad acelerómetro	$\pm 2g$
Rango específico de temperatura	-40°C a 85°C
Terminales	8
Dimensiones	2x1,6x0,3cm
Peso	3g

Fuente: InvenSense, 2013

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

2.3.1.3 Sensor MLX90614

Fabricado por la empresa Melexis es un sensor del tipo termopila infrarroja para la medición de la temperatura sin la necesidad de que exista contacto con el objeto. Debido a su precisión y exactitud es aplicado en el área industrial para medir objetos en movimiento, aunque también se utiliza en aplicaciones comerciales y de atención médica como la medición de temperatura

corporal (Melexis; 2009). En la figura 4-2, se muestra el módulo GY-906 con sensor infrarrojo MLX90614.



Figura 4-2: Módulo GY-906 con sensor infrarrojo MLX90614.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

Las características eléctricas del módulo GY-906 con sensor infrarrojo MLX90614 utilizado para medir la temperatura, se detallan en la tabla 3-2. Para más información ver anexo C.

Tabla 3-2: Características eléctricas principales del módulo GY-906 con sensor MLX90614.

Características	Valores
Voltaje de operación	3,3V
Corriente de operación	2mA
Precisión (0 a 50°C)	±0,5°C
Resolución	0,02°C
Rango de temperatura de un objeto	-70°C a 380°C
Rango de temperatura ambiente	-40°C a 125°C
Comunicación	I2C
Campo de visión	80°
Distancia entre el objeto y el sensor	2-5cm
Convertor ADC	17 bits
Dimensiones	1,2x1,5cm
Peso	5g

Fuente: Melexis, 2009

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

2.3.1.4 OLED display SSD1306

Es un dispositivo de visualización monocolor con una pantalla de 0,96 pulgadas y una resolución de 128x64 píxeles que no necesita luz de fondo dando un contraste agradable en un entorno oscuro. Además cuenta con un regulador de voltaje que ayuda al bajo consumo durante el trabajo (Last Minute Engineering; 2018), en la figura 5-2 se puede observar la pantalla OLED adquirida para la observación de datos medidos con el MON-AC.



Figura 5-2: OLED *display* SSD1306.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la tabla 4-2, se muestran las especificaciones de una pantalla OLED *display* SSD1306 colocada en el prototipo MON-AC. Para más características ver anexo D.

Tabla 4-2: Especificaciones principales de OLED *display* SSD 1306.

Características	Valores
Voltaje de operación	3-5,5V
Corriente de operación	20mA
Temperatura de trabajo	-40°C a 85°C
Tamaño de pantalla	0,96"
Ángulo de visión	160°
Comunicación	I2C, SPI
Peso	4g

Fuente: Last Minute Engineering, 2018; Solomon Systech, 2008.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

2.3.1.5 Módulo de carga TP4056

Es un cargador de baterías recargables de celdas de ion-litio, puede ser utilizado en baterías Li-Po, su aplicación es proteger la batería evitando cargas insuficientes, es decir si el nivel de batería está por debajo del límite el módulo cortará la potencia hasta que la batería sea recargada a niveles óptimos y cargas excesivas, el módulo cargará la batería hasta un límite que no exceda el voltaje que dañe la celda. Se puede alimentar con un cable micro USB mínimo de 1A o una fuente externa conectados a sus terminales \pm . (NanJing Top Power ASIC Corp; 2019). El módulo TP4056 utilizado en el prototipo MON-AC se muestra en la figura 6-2.

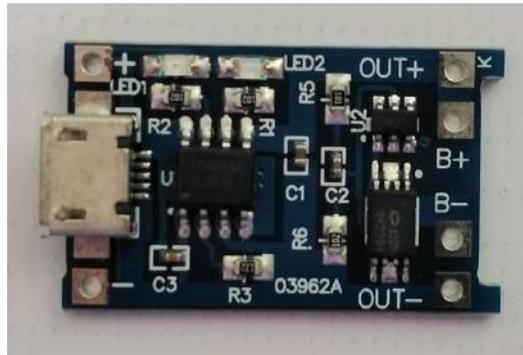


Figura 6-2: Driver de carga TP4056.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

En la tabla 5-2, se detalla las características de funcionamiento del módulo de carga TP4056 utilizado para la carga de la batería de ion-litio. Ver anexo E para más información.

Tabla 5-2: Características eléctricas principales del módulo TP4056.

Características	Valores
Voltaje de alimentación de entrada	4-6V
Corriente de carga constante	1A
Corriente de alimentación	0,15mA
Temperatura de operación	-40°C a 85°C
Umbral de protección contra sobre corriente	3A
Retardo de corte por sobre corriente	10-20ms
Retardo de corte de cortocircuito	5-50µs
Dimensiones	2,8x1,7cm
Peso	1,6g

Fuente: Melexis, 2009.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

2.3.1.6 Bateria Ion-litio BRC 18650

Conocer el consumo total de energía del prototipo MON-AC permite dimensionar y seleccionar una batería que permita un buen funcionamiento del prototipo durante el mayor tiempo posible y sin recargas tan continuas. En la tabla 6-2 se muestra el consumo de corriente de cada uno de los elementos electrónicos del prototipo mencionados anteriormente, el total de la carga tiene un 40% sobredimensionamiento.

Tabla 6-2: Consumo de corriente de los elementos del circuito electrónico.

Dispositivo	Consumo de Corriente
ESP32 Devkit	180mA
Módulo GY-521 con sensor MPU6050	5mA
Módulo GY-906 sensor infrarrojo MLX90614	2mA
Oled <i>display</i> SSD 1306	20mA
Controlador de carga TP4056	0,15mA
Total	207,15mA
Sobredimensionamiento 40%	290,01mA

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

Mediante la ecuación 1-1 planteada en el capítulo anterior, se puede establecer el tiempo de duración de la batería y conocer la autonomía que le brinda al prototipo.

$$t_{uso} = \frac{4800mAh}{290,01mA}$$

$$t_{uso} = 16,55 h$$

El tiempo de uso es 16 horas que es un valor aproximado, ya que la batería no es ideal, existen pérdidas y la carga no siempre está completa. El prototipo MON-AC utiliza una batería de tipo ion-litio BRC 18650 para alimentar la tarjeta de desarrollo, sensores, pantalla oled y controlador de carga esto permite realizar mediciones de la frecuencia respiratoria y temperatura durante el mayor tiempo sin la necesidad de recargar constantemente. La batería utilizada se puede ver en la figura 7-2.



Figura 7-2: Batería de Ion-Litio BRC 18650.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

En la tabla 6-2 se muestra las principales características de la batería ion-litio BRC 18650, para más características ver anexo F.

Tabla 7-2: Características principales de la batería UltraFire BRC 18650

Características	Valores
Marca	UltraFire
Tipo	BRC 18650 4800mAh
Voltaje	3,7V
Material	litio
Peso	50g
Dimensiones	6,5x1,8cm

Fuente: UltraFire, 2021.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020

2.3.2 *Diseño y construcción del circuito electrónico del prototipo*

En la figura 8-2 se observa el diagrama de conexión electrónico, el diseño se realizó con el software EAGLE, para más información consultar (Torres-Ortega; 2014). Este esquema muestra la conexión de la batería ion-litio 18650 al módulo de carga TP4056 para alimentar la tarjeta de desarrollo ESP32 que está conectada a los sensores y pantalla oled por I2C de la siguiente manera:

- La batería 18650 se conecta a los terminales B+ y B- del módulo TP4056.
- El módulo P4056 terminal OUT+ se conecta a un switch y después al terminal VIN, mientras terminal OUT- se conecta al GND de la tarjeta ESP32.
- El sensor de temperatura MLX90614 se alimenta con 3,7V de los terminales OUT+ y GND, para la comunicación utiliza los terminales GIOP22-SCL y GIOP21-SDA.
- El módulo acelerómetro giroscopio GY-521 se alimenta con 3,7V de los terminales OUT+ y GND, para la comunicación utiliza los terminales GIOP22-SCL y GIOP21-SDA.
- La pantalla Oled SSD1306 se alimenta con 3,7V de los terminales OUT+ y GND, para la comunicación utiliza los terminales GIOP22-SCL y GIOP21-SDA.

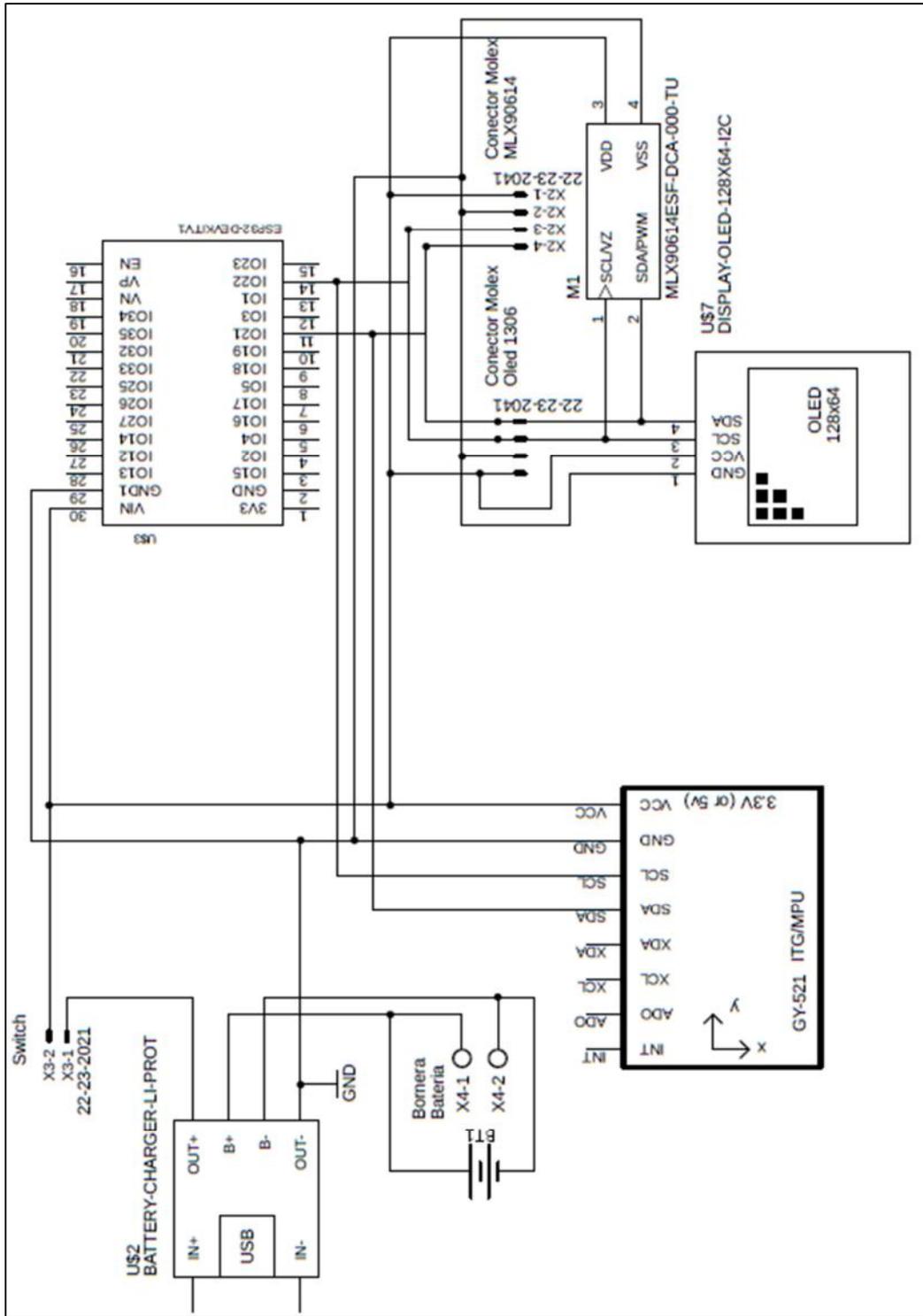


Figura 8-2: Diagrama de conexión electrónica del prototipo.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

Una vez que las conexiones se encuentran correctas, se realizó el diseño PCB de la placa en el software EAGLE. En la figura 9-2 se observa el diseño PCB de la placa.

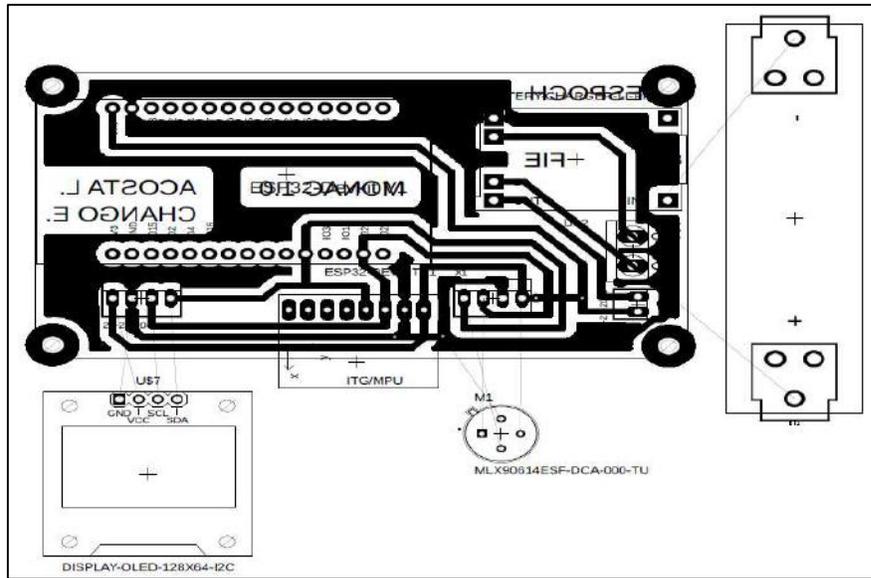


Figura 9-2: Diagrama de conexión electrónica del prototipo.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

En la figura 10-2 tenemos la placa PCB implementada con los elementos correctamente soldados.

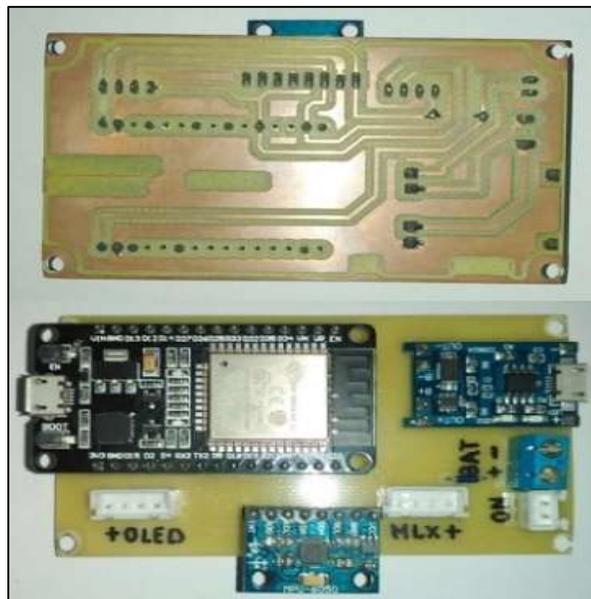


Figura 10-2: PCB de conexión electrónica del prototipo.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

2.4 Estructura del prototipo electrónico

Para la construcción del prototipo electrónico se consideró la parte estructural necesaria para ser usado en niños menores a cinco años. Se realizó el armazón del prototipo con el software SolidWorks 2018 donde se elaboró cada una de las piezas que forman la estructura para ser ensamblada, consultar la referencia (SolidWorks; 2015).

2.4.1 Diseño del armazón del prototipo electrónico

El diseño del prototipo se realizó con SolidWorks 2018, en la figura 11-2, se muestra el armazón donde se colocará el circuito con la ESP32, módulo GY-906, módulo GY-521, pantalla oled 1306, módulo TP4056 y batería ion-litio 18650 que está diseñada para ser colocada en la zona del pecho con una banda para la adquisición de la frecuencia respiratoria del paciente.

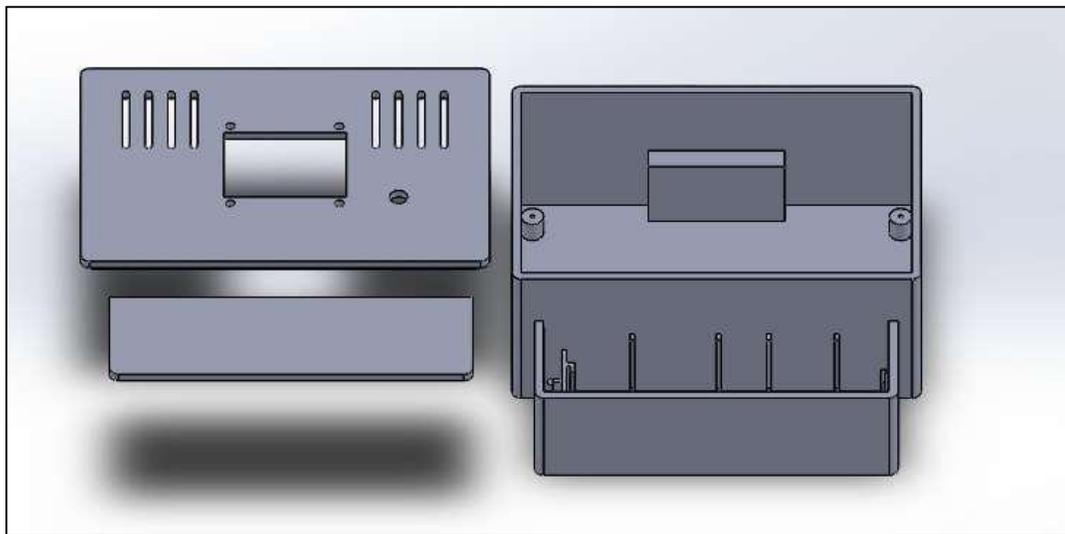


Figura 11-2: Armazón de prototipo electrónico.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la tabla 8-2, se detallan las medidas del armazón del prototipo electrónico de manera específica.

Tabla 8-2: Características del armazón del prototipo electrónico.

Sección de tarjeta ESP32 y elementos electrónicos	
Características	Medida
Altura	4cm
Ancho	6cm
Largo	9cm
Sección de la batería	
Altura	2,4cm
Ancho	2,4cm
Largo	8cm

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

Además, el prototipo cuenta con otra armazón para el sensor de temperatura, este permite la medición en área de la sien del niño, en la figura 12-2, se encuentra el diseño realizado en SolidWorks de la estructura donde se coloca el sensor para protegerlo y brindar comodidad de agarre al profesional durante la medición.

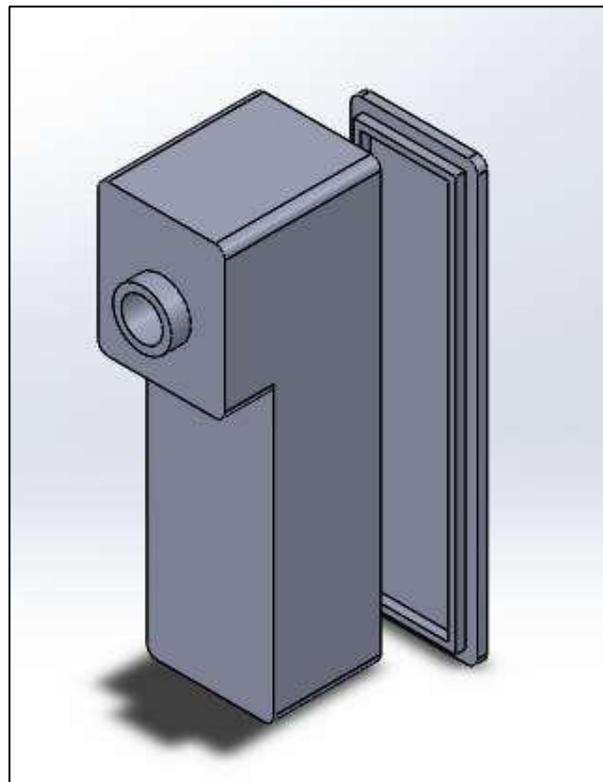


Figura 12-2: Caja de sensor de temperatura.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la tabla 9-2, se pueden observar las medidas con las que cuenta la caja para el módulo GY-906 con el sensor MLX90614.

Tabla 9-2: Descripción de caja de sensor de temperatura.

Características	Medidas
Altura	9cm
Ancho	2,6cm
Largo	3,5cm

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la figura 13-2, se encuentra el diseño del prototipo electrónico ensamblado en SolidWorks, donde se observa la colocación del armazón del prototipo colocado en la banda que va a ser utilizado por el niño.

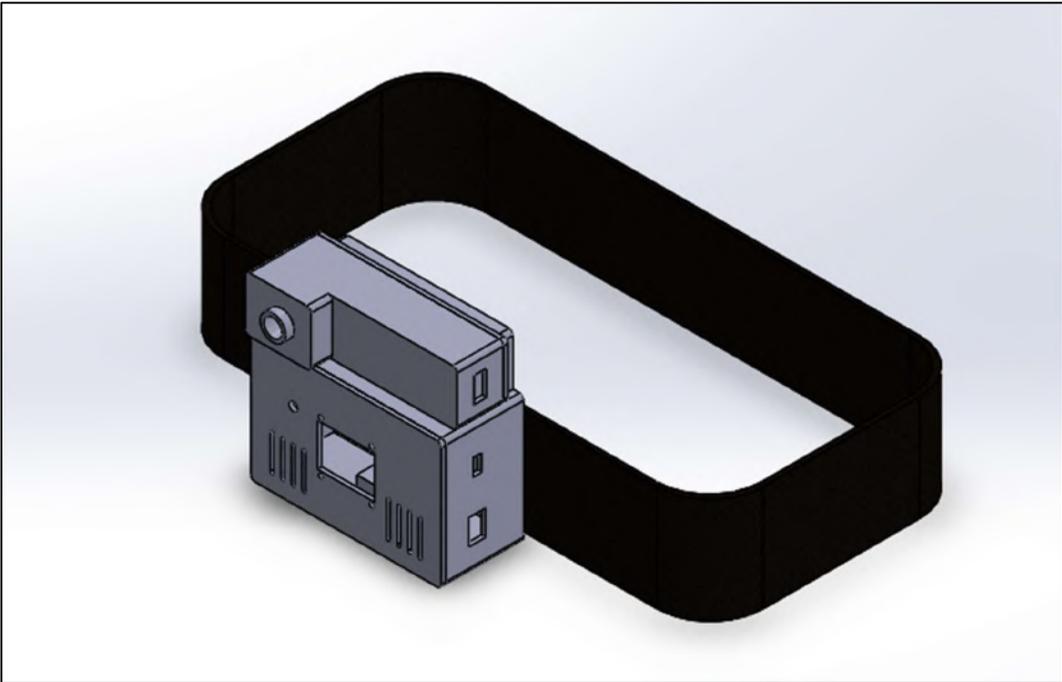


Figura 13-2: Diseño del prototipo electrónico ensamblado.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la figura 14-2 se muestra la organización de los elementos dentro de la estructura diseñada, se puede ver la parte electrónica y la parte de la alimentación.

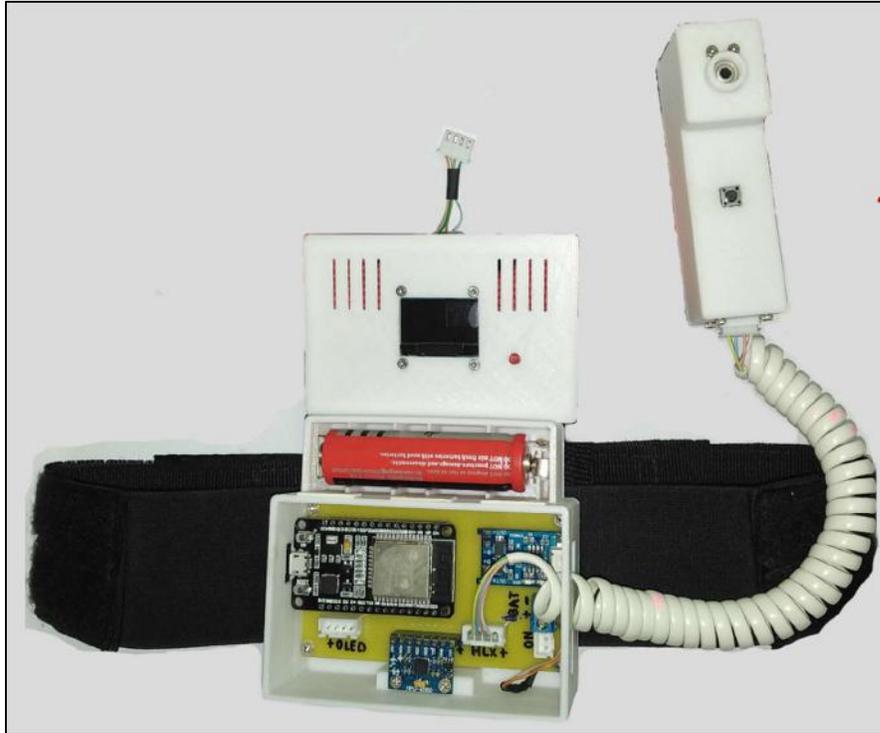


Figura 14-2: Prototipo electrónico parte electrónica y batería.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

En la figura 15-2, se encuentra el prototipo electrónico armado en su totalidad, donde se puede observar el armazón colocado en el área central de la banda.



Figura 15-2: Prototipo electrónico implementado.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2020.

2.5 Diseño del software del prototipo electrónico

En la presente sección se detalla la programación utilizada para el funcionamiento adecuado del prototipo electrónico. La programación está formada por dos partes importantes, la primera comprende la programación de la tarjeta de desarrollo, los sensores y la comunicación inalámbrica con la base de datos; la segunda parte es la creación de una interfaz y el manejo de la información de la base de datos.

2.5.1 Programación del prototipo electrónico

La programación del prototipo electrónico tiene como objetivo adquirir los datos medidos por los sensores y proceder al envío de la información a la base de datos. La programación se realizó con Arduino IDE para la tarjeta de desarrollo ESP32, con la correcta de aplicación de librerías para cada elemento del prototipo electrónico.

2.5.1.1 Diagrama de flujo programación en Arduino IDE

La programación para la tarjeta de desarrollo ESP32, se realizó utilizando el software Arduino IDE. En la figura 14-2, se puede observar el diagrama de flujo del código realizado en Arduino con la programación de los sensores y la comunicación inalámbrica.

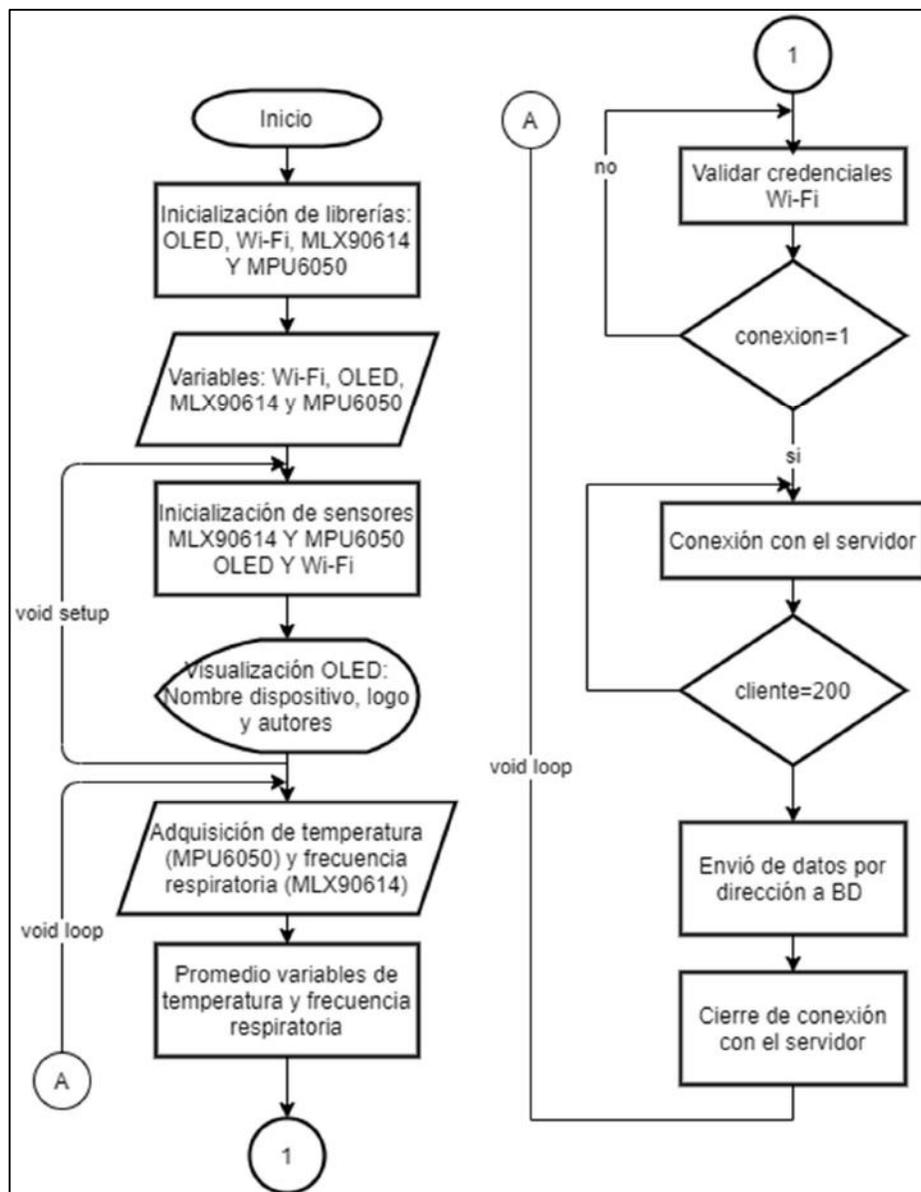


Figura 16-2: Programación de tarjeta de desarrollo ESP32 en Arduino IDE.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

El desarrollo de la programación de la tarjeta ESP32 se explica a continuación:

1. Inclusión de las librerías para OLED, MLX90614, MPU6050, Comunicación I2C y Wi-Fi.
2. Declaración de variables y constantes necesarias para cada uno de los sensores MLX90614, MPU6050 y pantalla OLED.
3. Creación de la matriz monocromática con las imágenes deseadas para la visualización en la pantalla OLED.
4. Definición de parámetros de conexión Wi-Fi.

5. Etapa de configuración:

- Inicialización de MLX90614, MPU6050, conexión a la red Wi-Fi e inicio de la pantalla OLED.
- Impresión de imágenes de inicio en la pantalla OLED.

6. Etapa de bucle:

- Adquisición de los valores de temperatura del sensor MLX90614.
- Transformación de valores de temperatura de objeto a temperatura corporal.
- Toma de datos de la frecuencia respiratoria del sensor MPU6050.
- Filtro en eje GY del sensor MPU6050.
- Cálculo de las respiraciones por minuto en base a los datos del filtro en eje GY.
- Cálculo de la frecuencia respiratoria.
- Adquisición de datos en tiempo establecido (15 segundos).
- Impresión de los datos de temperatura y frecuencia respiratoria en la pantalla OLED en tiempo real.
- Comprobación de las credenciales de la red Wi-Fi
- Petición de conexión al servidor.
- Envío de datos de temperatura y frecuencia respiratoria hacia el servidor phpmyAdmin.
- Respuesta y cierre de conexión al servidor.

2.5.1.2 Programación de la interfaz de usuario

La interfaz de usuario fue programada en el editor de código Visual Studio Code usando el lenguaje de código PHP para el manejo de los datos y su envío a la base de datos y además se utilizó HTML para realizar el diseño de la página web, consultar la referencia (Bartolomé; 2019).

La interfaz de usuario del prototipo MON-AC, se encuentra formada de una ventana principal donde son necesarias las credenciales. A continuación, se detalla cada uno de los cajones de texto y botones con los procesos de registro e ingreso de usuarios, datos del paciente y de datos del prototipo, visualización de datos y ayuda.

- Ventana de inicio de sesión

Esta es la ventana principal, como se muestra en la figura 15-2, contiene la opción de inicio de sesión donde es necesario el ingreso de nombre y contraseña, además existe la opción de registro para usuarios nuevos donde deben ingresar información personal.

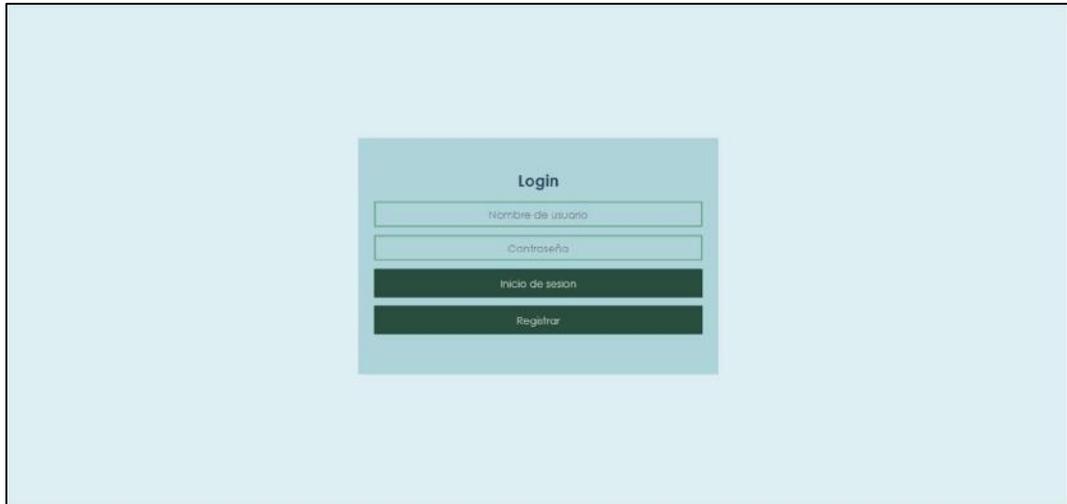


Figura 17-2: Ventana de inicio de sesión de la interfaz de usuario.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

- Ventana de registro de usuarios nuevos

En la figura 18-2, se observa la ventana donde los usuarios nuevos deben ingresar información personal, contraseña y rol que cumple para el manejo de la información de los pacientes.



Figura 18-2: Ventana de registro de usuarios nuevos.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

- Ventana Principal del sistema de adquisición de datos

La figura 19-2, muestra la ventana secundaria del sistema que aparece al iniciar sesión de usuario y permite el ingreso a opciones como el manejo de la información personal y síntomas adquiridos

del prototipo MON-AC de los pacientes, además de la visualización de la información para su respectiva interpretación.

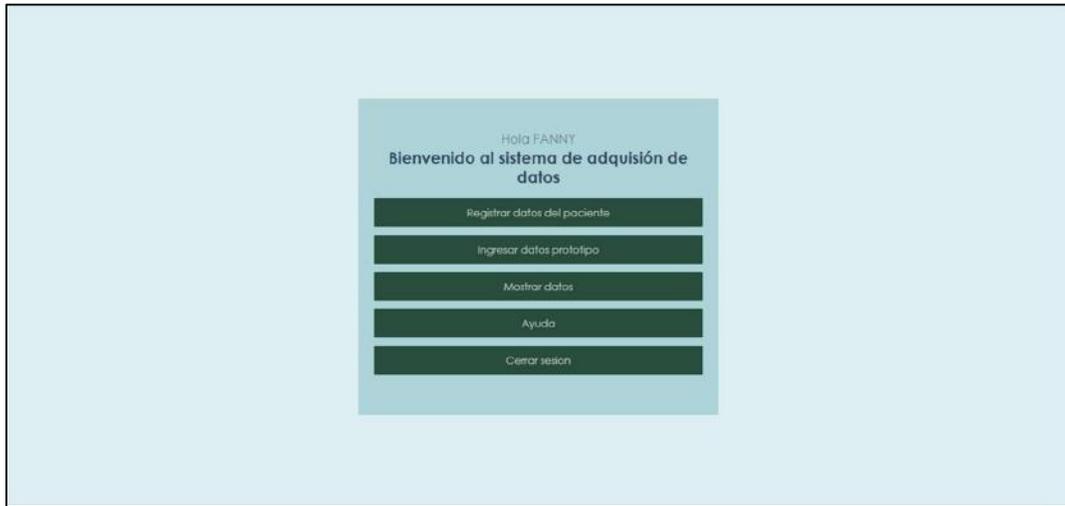


Figura 19-2: Ventana de ingreso al sistema de adquisición de datos de los pacientes.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

- Ventana de registro de datos personales de los pacientes

En la ventana mostrada en la figura 20-2, se debe ingresar la información personal de cada paciente, la cual es el nombre, edad y cédula de identidad que van a ser almacenados en la base de datos.



Figura 20-2: Ventana de registro de datos personales de los pacientes.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

- Ventana de registro de datos del prototipo MON-AC

En la figura 21-2, se encuentra la ventana para ingresar la cédula de identidad del paciente del que se desea ingresar los datos medidos por el prototipo MON-AC, para su posterior envío a la base de datos.



Figura 21-2: Ventana de ingreso de datos del prototipo MON-AC.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

- Ventana de visualización de datos de los pacientes

En la figura 22-2 se muestra la ventana donde se puede mostrar la información de los pacientes relacionado con la cédula de identidad.



Figura 22-2: Ventana de visualización de datos de los pacientes.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

En la figura 23-2, se muestra la ventana resultante de la interfaz donde se encuentra información relevante del paciente y las mediciones del prototipo MON-AC.

Datos del paciente									
Cedula	Nombre	Edad	Fecha Ingreso	Fecha de medicion	Frecuencia	Temperatura	Observación	Responsable	Rol
1851070811	DAVID ALEJANDRO SANCHEZ PALACIOS	5	2021-07-23	2021-07-23	20	35.35	FR Y T Normales	FANNY CHANGO	pediatra
Regresar									

Figura 23-2: Ventana resultante de la búsqueda de información de los datos del paciente.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

La ventana mostrada en la figura 23-2, está formada por los campos de información relevante del paciente, a continuación, se detalla:

- Cédula del paciente.
- Nombre completo del paciente.
- Edad.
- Fecha de ingreso de datos personales del paciente.

- Fecha de las mediciones de temperatura y frecuencia.
- Temperatura corporal del paciente.
- Frecuencia respiratoria del paciente.
- Observación: En esta sección se muestra si los datos adquiridos del paciente son normales y en caso de tener valores anormales se muestra un mensaje para paso a médico especialista.
- Responsable: Personal responsable de la toma de mediciones al paciente.
- Rol: Cargo del responsable.

2.5.1.3 Base de datos MySQL

La base de datos se realiza en MySQL, con el objetivo de almacenar los datos del paciente, síntomas e información de usuario adquiridos por del prototipo MON-AC y la interfaz.

La estructura de la base de datos llamada “prototipo”, que se encuentra formada por las tablas “paciente”, “síntomas” y “usuarios”. La principal relación se da entre el paciente y los síntomas mediante la clave primaria de la cedula de identidad, además de presentarse la relación del usuario como responsable de las mediciones realizadas con el prototipo; se puede visualizar en la figura 24-2 en las tablas relacionales de la base de datos. Para más información consultar (Luján; 2013).

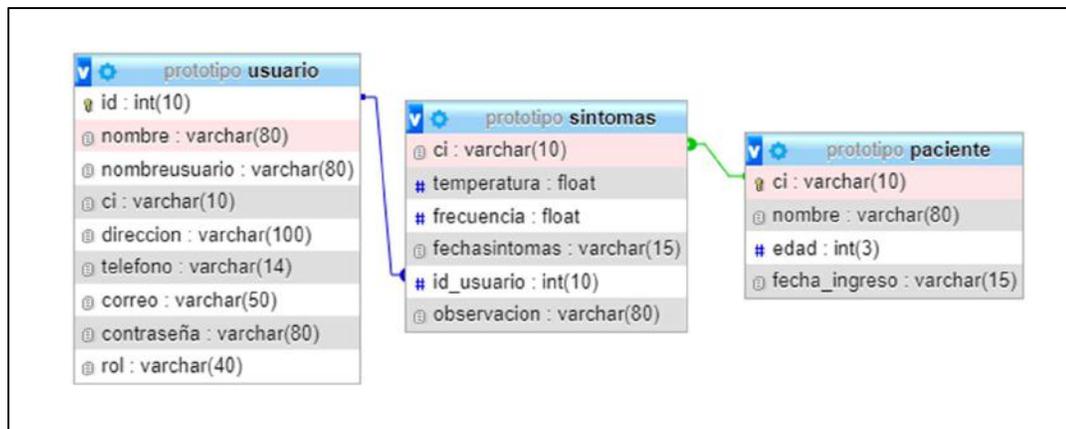


Figura 24-2: Diagrama relacional de la base de datos del prototipo MON-AC.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2020.

CAPÍTULO III

3 ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL PROTOTIPO ELECTRÓNICO

En el presente capítulo se evidencia la validación y los resultados obtenidos de las mediciones realizadas por el prototipo MON-AC de los síntomas de la neumonía en pacientes infantiles menores a cinco años de edad.

3.1 Validación del prototipo electrónico.

El prototipo MON-AC fue desarrollado con la finalidad de medir correctamente los síntomas de la temperatura y frecuencia respiratoria en pacientes menores a cinco años de edad que puedan presentar neumonía, esto permitirá a un profesional de la salud la posibilidad de establecer un diagnóstico más acertado mediante la visualización de los datos del paciente y dar un seguimiento en tiempo real sin la necesidad de utilizar métodos invasivos. Para la comprobación del prototipo se realiza una comparación entre las medidas de los síntomas de temperatura y frecuencia respiratoria tomados con el prototipo construido y las maneras tradicionales de medición de dichos síntomas.

3.1.1 Validación de datos de síntomas de temperatura y frecuencia respiratoria de los pacientes menores a cinco años de edad

Para la validación del funcionamiento, las mediciones realizadas en los pacientes menores a cinco años de edad constan de dos etapas.

En la primera etapa, las mediciones de temperatura corporal son hechas con un termómetro infrarrojo comercial, el cual se encuentra detallado en el anexo G, en la zona de la sien debido a la presencia de la arteria temporal como se puede observar en la figura 3-1.a, y a su vez la medición de la frecuencia respiratoria es realizada por un auxiliar de enfermería de manera manual con la ayuda de un cronómetro, para lo cual observa las veces que el pecho del niño se contrae y expande por la respiración durante un quince segundos y multiplicando el valor por cuatro, esto será el número de respiraciones en un minuto, como se muestra en la figura 3-1.b.



Figura 1-3: a. Mediciones con termómetro infrarrojo b. Mediciones manuales de la frecuencia respiratoria con los pacientes.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2021.

La segunda etapa es la adquisición de los datos de la temperatura corporal y la frecuencia respiratoria utilizando el prototipo MON-AC, en la figura 2-3, se observa el prototipo colocado en el área torácico abdominal del niño para la medición de la frecuencia respiratoria mediante un giroscopio detectando cambios de inclinación de la pared torácico abdominal por la respiración durante quince segundos y multiplicando por cuatro para obtener el número de respiraciones en un minuto y de la temperatura corporal con el sensor infrarrojo colocado en el área de la sien, donde atraviesa la arteria temporal.



Figura 2-3: Medición en niños menores a cinco años con el prototipo electrónico construido.

Realizado por: Acosta Luis, Chango Erika, 2021.

En las tablas 1-3, 2-3, 3-3 y 4-3 se encuentra una recopilación de las mediciones de temperatura corporal y frecuencia respiratoria de cada uno de los pacientes, adquiridos manualmente con la ayuda de un auxiliar de enfermería y con el prototipo MON-AC, los datos fueron medidos en intervalos de diez minutos entre mediciones, se determinó el error absoluto, media, desviación estándar y el coeficiente de variación, el cual tiene rangos aceptables según el área de investigación, esto dice que si el valor del coeficiente supera el 30% los datos se consideran de baja precisión (Gordón-Mendoza et al.; 2015). Según otro autor con más detalle los valores de coeficiente de variación que son $<5\%$ tienen gran precisión y $<20\%$ tienen una precisión aceptable (Rustom, 2012).

En la tabla 1-3, se puede observar los datos de una niña de dos años de edad. En el anexo H se observa a la niña con el prototipo MON-AC durante las mediciones.

Tabla 1-3: Comparación de las mediciones de temperatura corporal y la frecuencia respiratoria de la niña de dos años de edad.

N°	Temperatura corporal (prototipo MON-AC)	Temperatura corporal (termómetro comercial)	Error absoluto temperatura	Frecuencia respiratoria (prototipo MON-AC)	Frecuencia respiratoria (auxiliar de enfermería)	Error absoluto frecuencia respiratoria
	°C	°C	°C	RPM	RPM	RPM
1	35,79	35,8	0,01	24	28	4
2	35,96	35,9	0,06	28	28	0
3	36	36	0	28	28	0
4	36,3	36,3	0	28	30	2
5	36,3	36,4	0,1	32	32	0
6	35,87	35,8	0,07	32	32	0
7	36,59	36,5	0,09	32	32	0
8	36,27	36,3	0,03	32	32	0
9	35,85	35,8	0,05	32	30	2
10	36,23	36,2	0,03	36	36	0
Media	36,116	36,10		30,40	30,80	
Desviación estándar	0,25915	0,27080		3,37310	2,52982	
Coefficiente de variación (%)	0,71756	0,75014		11,09571	8,21371	

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Las mediciones en la tabla 1-3, de la niña de dos años de edad en comparación con la información de la tabla 3-1 se encuentran dentro del rango normal. Para la validación se obtiene un error absoluto máximo de 0,09°C de la temperatura y para la frecuencia respiratoria un error absoluto máximo de 4 RPM. Los valores de dispersión de datos de la temperatura corporal medidos por el prototipo MON-AC son menores a 5% siendo óptimo y los valores de frecuencia respiratoria son menores al 20% que están dentro del nivel aceptable como se establece en párrafos anteriores según autores.

En la tabla 2-3, se puede observar los datos de otra niña de tres años de edad. En el anexo I se observa a la niña con el prototipo MON-AC durante las mediciones.

Tabla 2-3: Comparación de las mediciones de temperatura corporal y frecuencia respiratoria de la niña de tres años de edad.

N°	Temperatura corporal (prototipo MON-AC)	Temperatura corporal (termómetro comercial)	Error absoluto temperatura	Frecuencia respiratoria (prototipo MON-AC)	Frecuencia respiratoria (auxiliar de enfermería)	Error absoluto frecuencia respiratoria
	°C	°C	°C	RPM	RPM	RPM
1	36,49	36,4	0,09	24	24	0
2	36,18	36,1	0,08	28	26	2
3	36,47	36,4	0,07	24	24	0
4	36,23	36,3	0,07	28	28	0
5	36,27	36,3	0,03	24	24	0
6	35,98	36	0,02	30	26	4
7	36,03	36	0,03	30	28	2
8	36,25	36,2	0,05	28	26	2
9	36,18	36,2	0,02	28	26	2
10	36,1	36,1	0	32	30	2
Media	36,218	36,20		27,60	26,20	
Desviación estándar	0,16672	0,14907		2,79682	1,98886	
Coefficiente de variación (%)	0,46032	0,41180		10,13342	7,59106	

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Las mediciones en la tabla 2-3, de la niña de tres años de edad en comparación con la información de la tabla 3-1 se encuentran dentro del rango normal. Para la validación se obtiene un error absoluto máximo de 0,09°C de la temperatura y para la frecuencia respiratoria un error absoluto máximo de 4 RPM. Los valores de dispersión de datos de temperatura corporal medidos por el prototipo MON-AC son menores a 5% siendo óptimo y los valores de frecuencia respiratoria son menores al 20% que están dentro del nivel aceptable como se establece en párrafos anteriores según autores.

En la tabla 3-3, se puede observar los datos de un niño de cinco años de edad. En el anexo J se observa al niño con el prototipo MON-AC durante las mediciones.

Tabla 3-3: Comparación de las mediciones de temperatura corporal y frecuencia respiratoria del niño de cinco años de edad.

N°	Temperatura corporal (prototipo MON-AC)	Temperatura corporal (termómetro comercial)	Error absoluto temperatura	Frecuencia respiratoria (prototipo MON-AC)	Frecuencia respiratoria (auxiliar de enfermería)	Error absoluto frecuencia respiratoria
	°C	°C	°C	RPM	RPM	RPM
1	35,8	35,8	0	28	28	0
2	35,89	35,8	0,09	28	30	2
3	36,13	36,1	0,03	32	34	2
4	35,31	35,2	0,11	24	24	0
5	35,53	35,4	0,13	28	28	0
6	35,31	35,3	0,01	24	24	0
7	35,31	35,3	0,01	28	28	0
8	35,47	35,4	0,07	28	28	0
9	35,53	35,5	0,03	32	30	2
10	35,6	35,6	0	20	24	4
Media	35,588	35,54		27,2	27,8	
Desviación estándar	0,27539	0,28363		3,67575	3,19026	
Coefficiente de variación (%)	0,77383	0,79805		13,51377	11,47577	

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Las mediciones en la tabla 3-3, del infante de cinco años de edad en comparación con la información de la tabla 3-1 se encuentran dentro del rango normal. Para la validación se obtiene un error máximo 0,13°C de la temperatura y para la frecuencia respiratoria un error absoluto máximo de 4 RPM. Los valores de dispersión de datos de temperatura corporal medidos por el prototipo MON-AC son menores a 5% siendo óptimo y los valores de frecuencia respiratoria son menores al 20% que están dentro del nivel aceptable como se establece en párrafos anteriores según autores.

En la tabla 4-3, se puede observar los datos de un segundo niño de cinco años de edad. En el anexo K se observa al niño con el prototipo MON-AC durante las mediciones.

Tabla 4-3: Comparación de mediciones de la temperatura corporal y frecuencia respiratoria del segundo niño de cinco años de edad.

N°	Temperatura corporal (prototipo MON-AC)	Temperatura corporal (termómetro comercial)	Error absoluto temperatura	Frecuencia respiratoria (prototipo MON-AC)	Frecuencia respiratoria (auxiliar de enfermería)	Error absoluto frecuencia respiratoria
	°C	°C	°C	RPM	RPM	RPM
1	36,44	36,40	0,04	28	28	0
2	35,93	36,00	0,07	20	24	4
3	36,20	36,10	0,1	28	28	0
4	36,33	36,40	0,07	20	24	4
5	35,93	35,90	0,03	24	28	4
6	35,77	35,80	0,03	28	28	0
7	36,09	36,00	0,09	24	24	0
8	35,96	36,00	0,04	28	26	2
9	36,20	36,20	0	36	32	4
10	36,27	36,40	0,13	24	26	2
Media	36,1200	36,12000		26,00000	26,80000	
Desviación estándar	0,21144	0,22010		4,71405	2,52982	
Coefficiente de variación (%)	0,58551	0,60936		18,13094	9,43963	

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Las mediciones en la tabla 4-3, del segundo niño de cinco años de edad en comparación con la información de la tabla 3-1 se encuentran dentro del rango normal. Para la validación se obtiene un error absoluto máximo de 0,13°C de la temperatura y para la frecuencia respiratoria un error absoluto máximo de 4 RPM. Los valores de dispersión de datos de temperatura corporal medido por el prototipo MON-AC son menores a 5% siendo óptimo y los valores de frecuencia respiratoria son menores al 20% que están dentro del nivel aceptable como se establece en los párrafos anteriores según autores.

En conclusión, ante los resultados mostrados en las tablas 1-3, 2-3, 3-3 y 4-3, el error máximo presentado de todas las mediciones de temperatura corporal es de 0,13°C, este se encuentra dentro del rango de error del sensor MLX90614 detallado en el capítulo anterior en la tabla 3-2 y el error máximo presentado de las mediciones de frecuencia respiratoria es de 4RPM, siendo aceptable

ya que el incremento base es de 4RPM durante el tiempo de medición de los quince segundos como se especifica en el funcionamiento del sistema en el capítulo anterior.

3.1.2 Prueba estadística para validación del prototipo electrónico

Por la naturaleza del estudio y las características de los datos, se decide emplear la prueba estadística T-student para muestras independientes. La muestra cumple al tener menos de 30 datos y más de 10 datos de cada síntoma registrado con el prototipo MON-AC y de los datos adquiridos con el dispositivo comercial para la temperatura corporal y de forma manual para la frecuencia respiratoria.

Para el análisis estadístico es necesario establecer la normalidad de Shapiro-Wilk (Dittami; 2009) de los datos adquiridos durante las mediciones que se observan en las tablas 1-3, 2-3, 3-3 y 4-3; en el caso de ser los datos normales se aplica la prueba T-student para muestras independientes por tratarse de dos grupos de datos el primero adquiridos con el prototipo MON-AC y el otro con ayuda de un termómetro infrarrojo y un auxiliar de enfermería. Se establece el nivel de fiabilidad de 95% y un nivel de significancia o error de 0,05 (Gómez-Gómez et al.; 2013), esto garantiza que los datos no sean sesgados (Guillén Serra et al.; 2006) y permite comprobar la hipótesis planteada donde la temperatura corporal y frecuencia respiratoria medidas con el prototipo electrónico MON-AC no presentan diferencias significativas de los valores adquiridos por el termómetro infrarrojo y el auxiliar de enfermería.

3.1.2.1 Análisis estadístico del paciente uno

Para elaborar el análisis estadístico se considera la tabla 1-3 de la primera paciente de dos años de edad. Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la temperatura. En la figura 3-3a. se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 3-3b. la prueba de normalidad de los datos del dispositivo comercial.

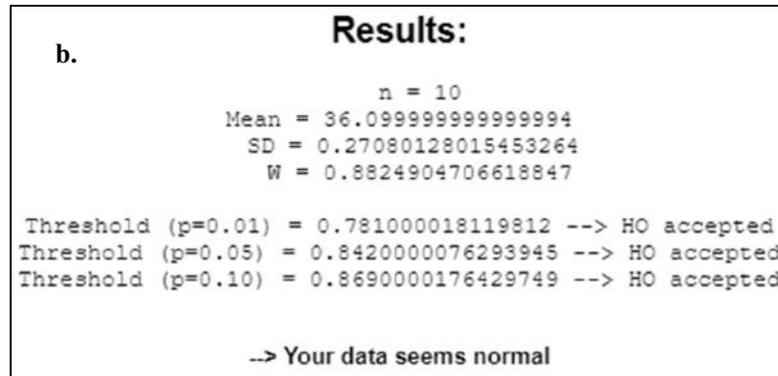
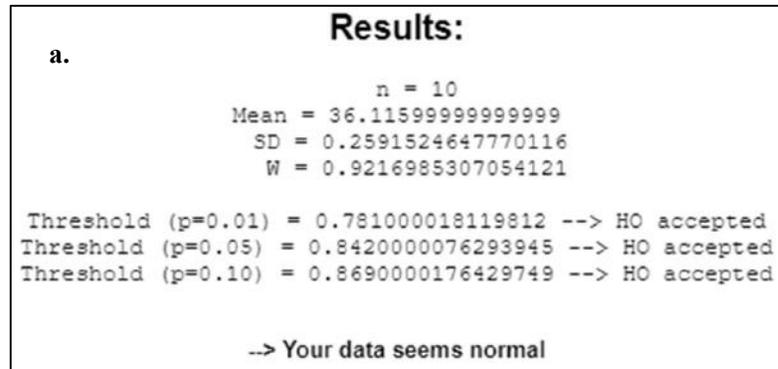


Figura 3-3: Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del primer paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la temperatura son normales según la figura 3-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 5-3 se observan los resultados.

Tabla 5-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la temperatura de prototipo y termómetro infrarrojo comercial.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>Df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	0,11853	0,13499	18	0,44706	1,73406			no	0,03180
Two Tail	0,11853	0,13499	18	0,89412	2,10092	-0,23302	0,26502	no	0,03180

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 5-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el t-stat=0,13499 es menor al t-crit=2,10092, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la frecuencia respiratoria. En la figura 4-3a se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 4-3b la prueba de normalidad de los datos medidos manualmente.

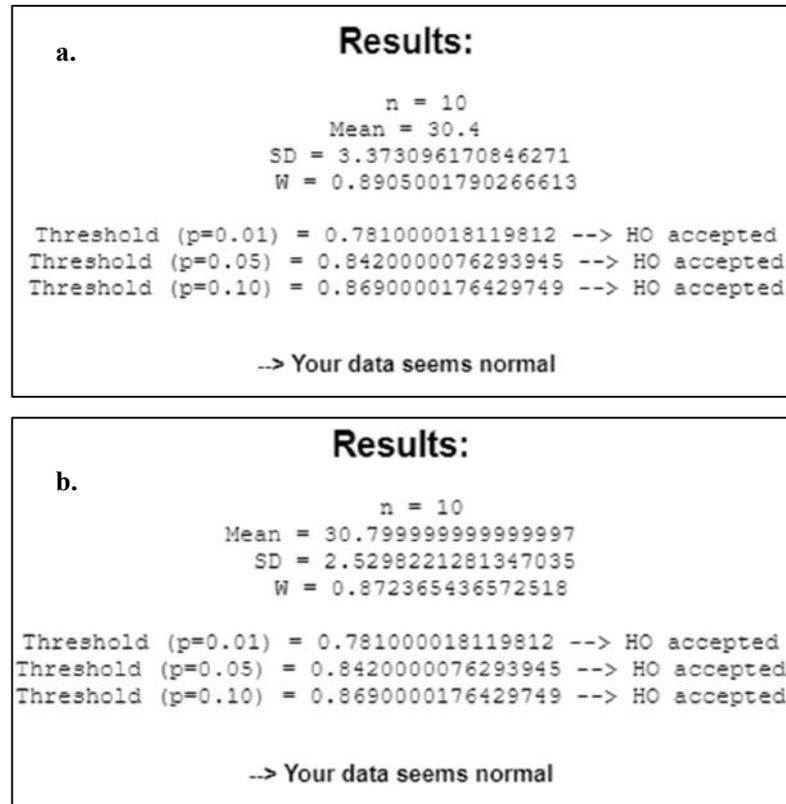


Figura 4-3: Prueba de normalidad del Shapiro Wilk del primer paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la frecuencia respiratoria son normales según la figura 4-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 6-3 se observan los resultados.

Tabla 6-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la frecuencia respiratoria adquiridos por el prototipo MON-AC y el auxiliar de enfermería.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>Df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	1,33333	0,3	18	0,38381	1,73406			no	0,07053
Two Tail	1,33333	0,3	18	0,76761	2,10092	-3,20123	2,40123	no	0,07053

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 6-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el $t\text{-stat}=0,3$ es menor al $t\text{-crit}=2,10092$, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

3.1.2.2 Análisis estadístico del paciente dos

Para elaborar el análisis estadístico se considera la tabla 2-3 de la segunda paciente de tres años de edad. Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la temperatura. En la figura 5-3a se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 5-3b la prueba de normalidad de los datos del dispositivo comercial.

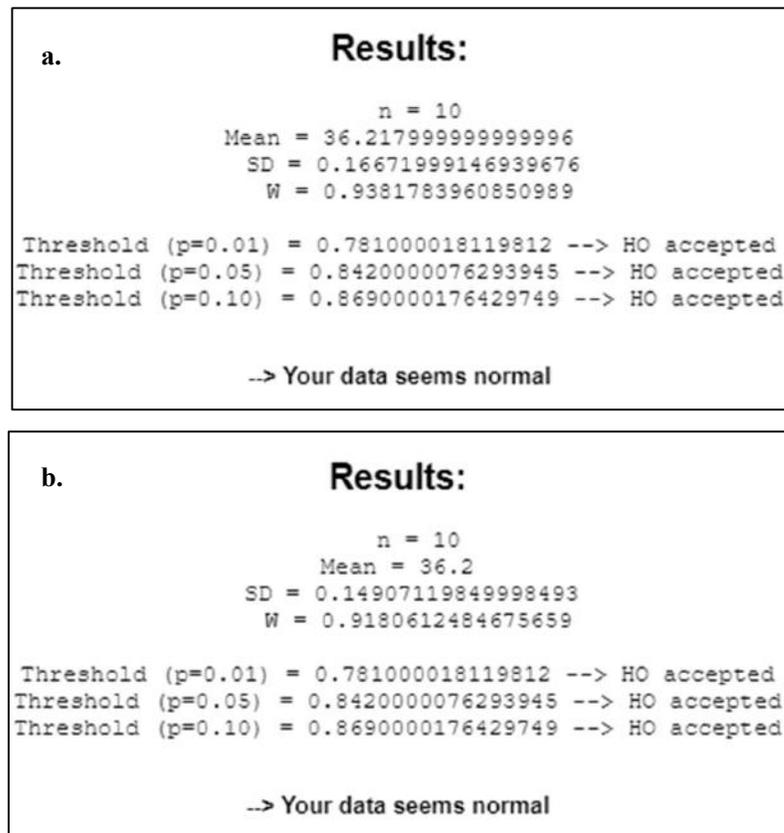


Figura 5-3: Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del segundo paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la temperatura son normales según la figura 5-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 7-3 se observan los resultados.

Tabla 7-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la temperatura de prototipo MON-AC y termómetro infrarrojo comercial del segundo paciente.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	0,07072	0,25451	18	0,40099	1,73406			no	0,05988
Two Tail	0,07072	0,25451	18	0,80198	2,10092	-0,13058	0,16658	no	0,05988

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 7-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el $t\text{-stat}=0,25451$ es menor al $t\text{-crit}=2,10092$, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la frecuencia respiratoria. En la figura 6-3a se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 6-3b la prueba de normalidad de los datos medidos manualmente.

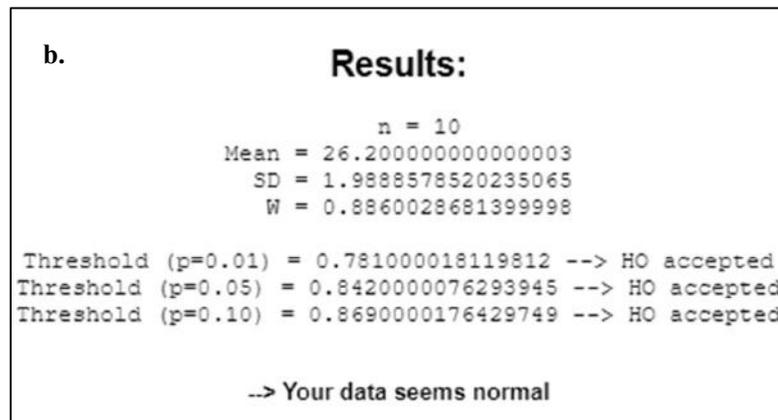
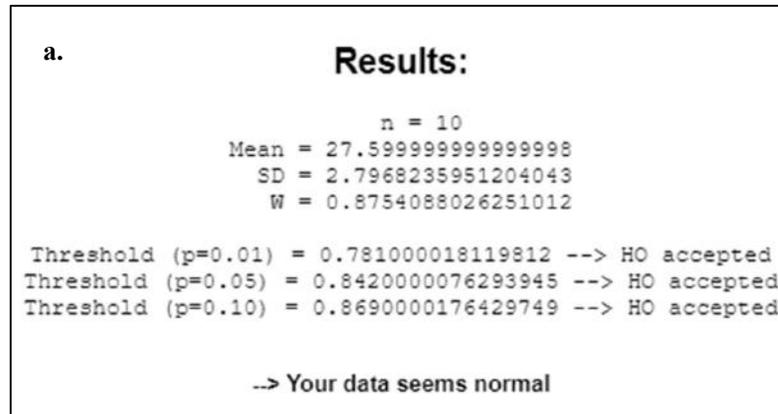


Figura 6-3: Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del segundo paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la frecuencia respiratoria son normales según la figura 6-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 8-3 se observan los resultados.

Tabla 8-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la FR del prototipo MON-AC y el auxiliar de enfermería del segundo paciente.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	1,08525	1,29002	18	0,10669	1,73406			no	0,29091
Two Tail	1,08525	1,29002	18	0,21337	2,10092	-0,88004	3,68004	no	0,29091

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 8-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el $t\text{-stat}=1,29002$ es menor al $t\text{-crit}=2,10092$, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

3.1.2.3 Análisis estadístico de paciente tres

Para elaborar el análisis estadístico se considera la tabla 3-3 del tercer paciente de cinco años de edad. Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la temperatura. En la figura 7-3a se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 7-3b la prueba de normalidad de los datos del dispositivo comercial.

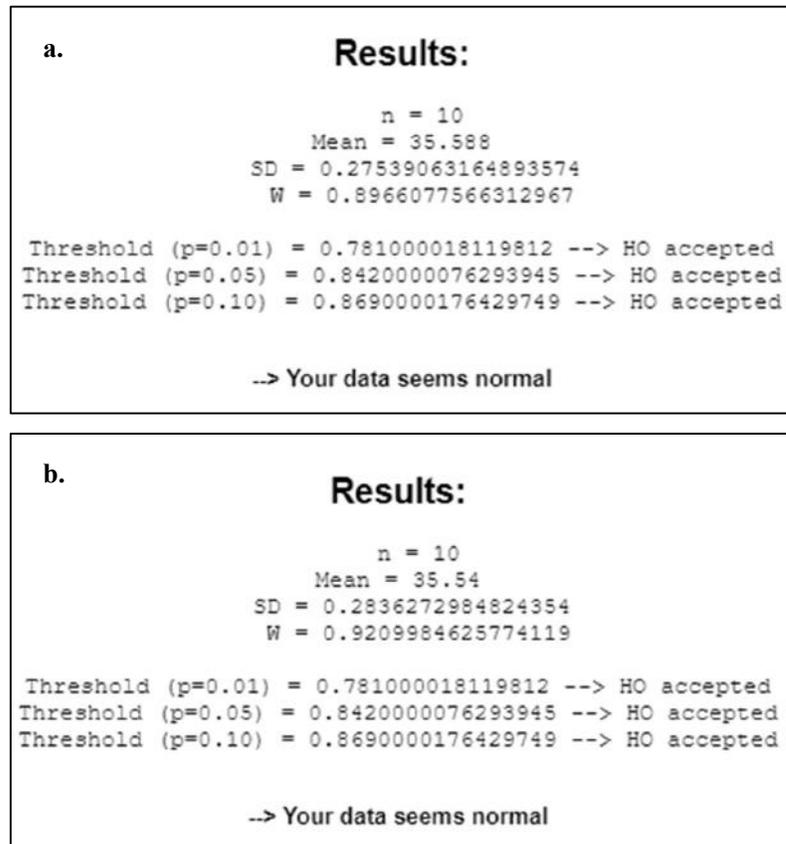


Figura 7-3: Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del tercer paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la temperatura son normales según la figura 7-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 9-3 se observan los resultados.

Tabla 9-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la temperatura de prototipo MON-AC y termómetro infrarrojo comercial del tercer paciente.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	0,12501	0,38396	18	0,35275	1,73406			no	0,09013
Two Tail	0,12501	0,38396	18	0,70551	2,10092	-0,21464	0,31064	no	0,09013

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 9-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el $t\text{-stat}=0,38396$ es menor al $t\text{-crit}=2,10092$, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la frecuencia respiratoria. En la figura 8-3a se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 8-3b la prueba de normalidad de los datos medidos manualmente.

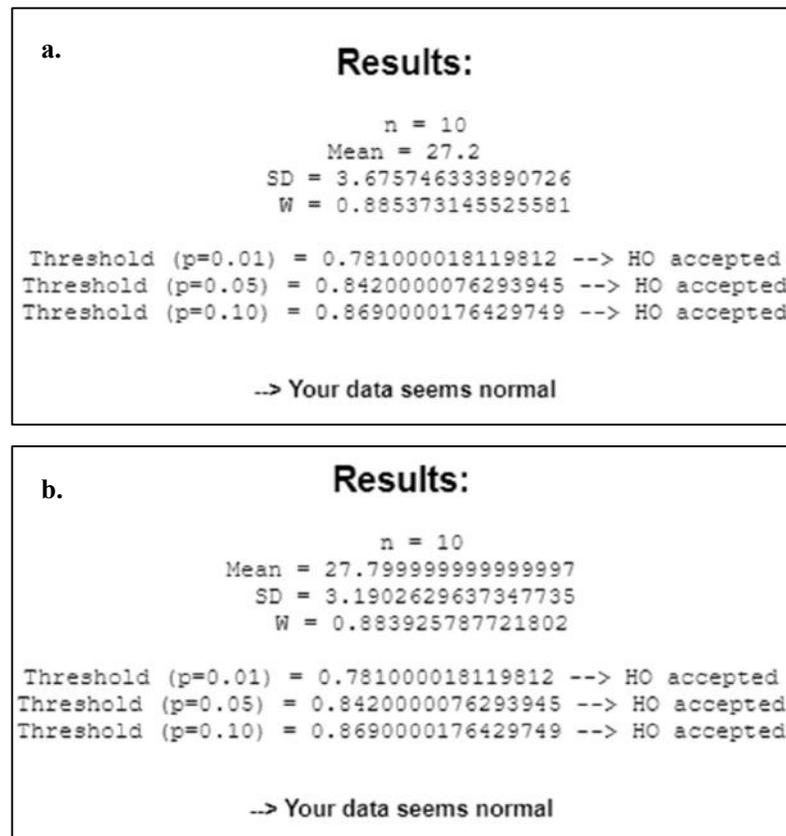


Figura 8-3: Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del tercer paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la frecuencia respiratoria son normales según la figura 8-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 10-3 se observan los resultados.

Tabla 10-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la FR de prototipo MON-AC y el auxiliar de enfermería del tercer paciente.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	1,53912	0,38983	18	0,35062	1,73406			no	0,09150
Two Tail	1,53912	0,38983	18	0,70123	2,10092	-3,83357	2,63357	no	0,09150

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 10-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el $t\text{-stat}=0,38983$ es menor al $t\text{-crit}=2,10092$, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

3.1.2.4 *Análisis estadístico del paciente cuatro*

Para elaborar el análisis estadístico se considera la tabla 4-3 del cuarto paciente de cinco años de edad. Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la temperatura. En la figura 9-3a se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 9-3b la prueba de normalidad de los datos del dispositivo comercial.

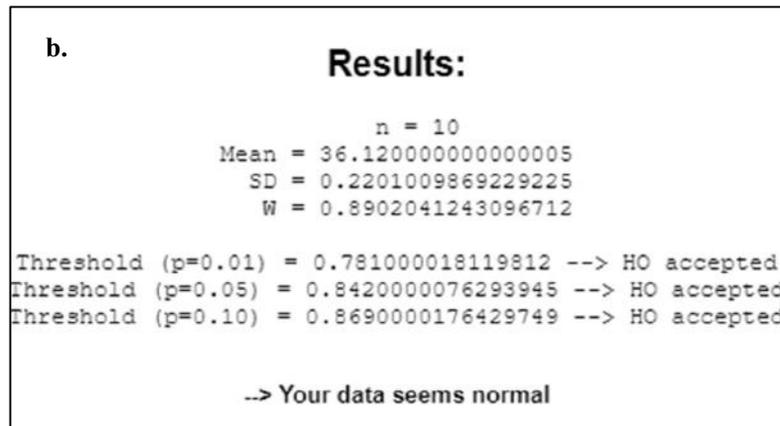
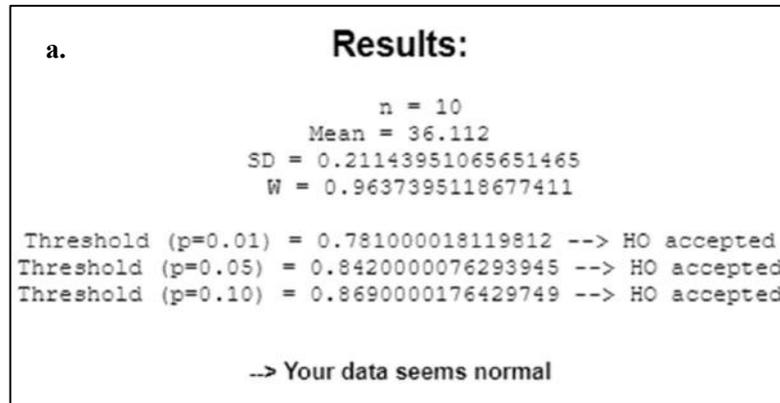


Figura 9-3: Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del cuarto paciente a. temperatura del prototipo b. temperatura del termómetro infrarrojo comercial.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la temperatura son normales según la figura 10-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 11-3 se observan los resultados.

Tabla 11-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la temperatura de prototipo MON-AC y termómetro infrarrojo comercial del cuarto paciente.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	0,09651	0,08289	18	0,46743	1,73406			no	0,01953
Two Tail	0,09651	0,08289	18	0,93485	2,10092	-0,21077	0,19477	no	0,01953

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 11-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el $t\text{-stat}=0,08289$ es menor al $t\text{-crit}=2,10092$, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

Se realiza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk de la frecuencia respiratoria. En la figura 10-3a se observa la prueba de normalidad de datos medidos con el prototipo MON-AC y en la figura 10-3b la prueba de normalidad de los datos medidos manualmente.

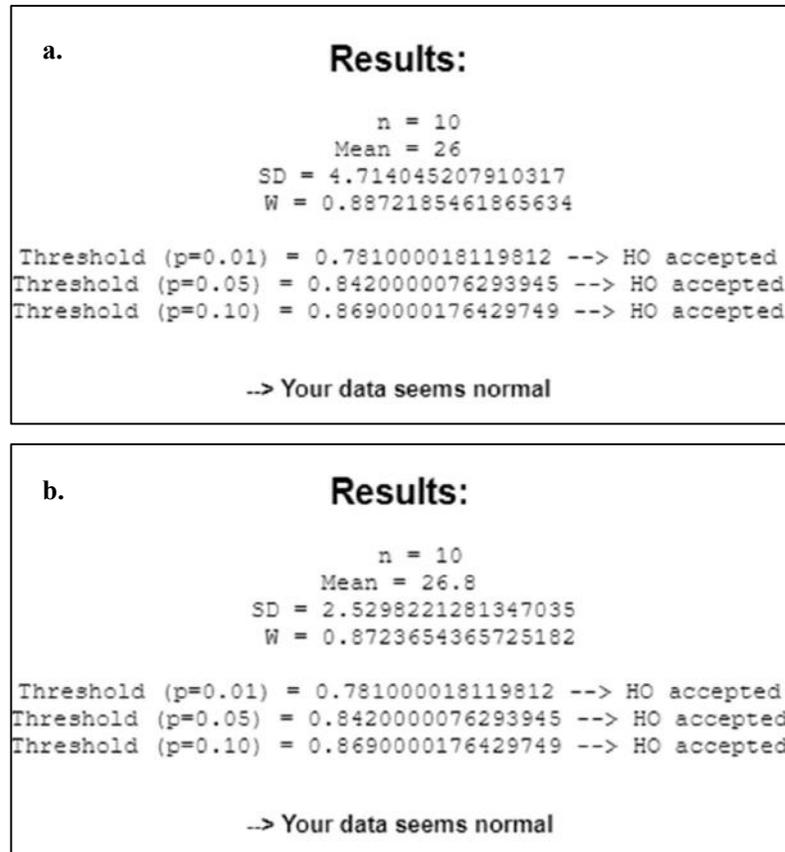


Figura 10-3: Prueba de normalidad de Shapiro Wilk del cuarto paciente a. FR del prototipo b. FR medidos por el auxiliar de enfermería.

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Los datos de la frecuencia respiratoria son normales según la figura 12-3.a.b y por las características de los datos se empleará la prueba T-student para muestras independientes. En la tabla 12-3 se observan los resultados.

Tabla 12-3: Resultado de prueba T-student de los datos de la FR de prototipo y auxiliar de enfermería del cuarto paciente.

	<i>std err</i>	<i>t-stat</i>	<i>df</i>	<i>p-value</i>	<i>t-crit</i>	<i>lower</i>	<i>upper</i>	<i>sig</i>	<i>effect r</i>
One Tail	1,69181	0,47287	18	0,32100	1,73406			no	0,11077
Two Tail	1,69181	0,47287	18	0,64199	2,10092	-4,35436	2,75436	no	0,11077

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En la tabla 12-3, se indica que no existen diferencias significativas entre los dos tipos de mediciones. Es decir, que el $t\text{-stat}=0,47287$ es menor al $t\text{-crit}=2,10092$, esta diferencia estadística indica que la afirmación planteada es verdadera con un nivel de confianza del 95% en las mediciones del prototipo.

En conclusión, se afirma que la hipótesis planteada en párrafos anteriores es verdadera para cada grupo de datos medidos en los niños que se visualizan en las tablas de resultados de la prueba T-student, esto garantiza que los datos obtenidos por el prototipo MON-AC, con un nivel de confianza de 95%, siendo el nivel de error máximo el 5% que en comparación con un porcentaje mayor tiene más probabilidades de que los datos medidos sean debidos a la casualidad (Guillén Serra et al.; 2006).

3.2 Validación de alcance de la transmisión inalámbrica Wi-Fi del prototipo MON-AC

Transmitir los datos medidos con el prototipo y acceder a la información de los niños teniendo en cuenta que para las mediciones se debe permanecer en un área definida, limitando el movimiento del paciente, es necesario verificar la zona de cobertura de transmisión inalámbrica del Wi-Fi entre el *router* y el prototipo MON-AC. En la tabla 14-3 se puede apreciar las distancias a las cuales el prototipo MON-AC obtuvo conexión.

Tabla 13-3: Distancia de conexión inalámbrica del prototipo.

N°	Distancia (m)	Conexión
1	5	Si
2	10	Si
3	15	Si
4	20	Si
5	25	Si
6	30	Si
7	35	Si
8	40	Si
9	45	Si
10	50	Si
11	55	No
12	60	No

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

En base a la tabla 13-3, se concluye que el prototipo MON-AC tiene una zona de cobertura de 50 metros con conexión estable, esto permite que el prototipo pueda ser utilizado en ambientes hospitalarios debido a que según (González; 2010) para el interior de un centro médico la cobertura de red Wi-Fi por lo general tiene un alcance menor a 50 metros con una calidad aceptable puesto que este tipo de construcciones utilizan para ciertas áreas materiales que aíslan señales electromagnéticas de varios equipos médicos que contribuyen con la atenuación de las señales inalámbricas total o parcialmente.

3.3 Validación de integridad de envío de datos

Esta prueba consiste en medir los síntomas de temperatura y frecuencia respiratoria en los niños para comprobar que los datos enviados por el prototipo sean los mismos receptados por la base de datos, en la tabla 14-3 se observa los datos y error absoluto.

Tabla 14-3: Datos de conexión inalámbrica del prototipo electrónico a la base de datos.

N°	Datos enviados		Datos recibidos en la BD		Error absoluto
	FR(RPM)	T(°C)	FR(RPM)	T(°C)	FR
1	28	36,15	28	36,15	0
2	20	36,31	20	36,31	0
3	20	36,27	20	36,27	0
4	24	35,92	24	35,92	0
5	20	36,14	20	36,14	0
6	24	36,02	24	36,02	0
7	28	36,13	28	36,13	0
8	28	36,29	28	36,29	0
9	24	35,55	24	35,55	0
10	28	35,60	28	35,60	0

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Como resultado de la tabla 14-3, obtenemos un error absoluto de 0 en el envío y recepción de diez datos del prototipo a la base de datos, demostrando que existe un 0% de pérdida en la transmisión de información asegurando que el prototipo MON-AC tiene una transferencia de datos exitosa.

3.4 Análisis de duración de la batería ion-litio

En la tabla 15-3 se puede apreciar los tiempos de duración que tiene el prototipo MON-AC funcionando sin interrupciones y enviando datos a la base de datos mediante Wi-Fi, hasta que el prototipo indique que necesita una recarga de batería. Además, se obtiene el tiempo de duración que toma la recarga conectada a una fuente de 5V 1A mediante un cable USB, hasta que la batería indique que está completamente cargada.

Tabla 15-3: Tiempo de descarga y carga de la batería del prototipo.

N°	Tiempo descarga (h)	Tiempo de carga (h)
1	11h10min	1h17min
2	10h55min	1h11min
3	10h40min	1h09min
4	10h15min	1h04min
5	10h20min	1h08min
Promedio	10h40min	1h10min

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Se concluye que el prototipo tiene una autonomía energética promedio de 10 horas y 40 minutos de uso, teniendo una eficiencia de la batería de 62,5% tomando en cuenta la duración calculada en el capítulo anterior y el tiempo de carga promedio es de 1 hora 10 minutos siendo este muy eficiente para tener completamente cargado el prototipo MON-AC.

3.5 Análisis de costos del prototipo electrónico

En la tabla 16-3, se muestra el análisis de costos para la construcción del prototipo electrónico MON-AC del presente trabajo de titulación. Se detalla los precios de hardware, software y las estructuras utilizadas, el cual fue financiado por los tesistas.

Tabla 16-3: Análisis económico de construcción de prototipo electrónico.

<i>Hardware</i>			
Nº Item	Descripción	Cantidad	Precio
1	Tarjeta ESP32	1	\$ 12,00
2	Módulo GY-906 con sensor MLX90614	1	\$14,00
3	Módulo GY-521 con sensor MPU6050	1	\$3,50
4	Módulo de carga TP4056	1	\$3,00
5	Pantalla Oled 0,96" I2C	1	\$7,50
6	Batería ion-Litio 3,7V 4800mAh	1	\$4,00
8	Varios componentes electrónicos	1	\$ 3,25
<i>Software</i>			
Nº Item	Descripción		Precio
1	SolidWorks (Versión de prueba de 30 días)	1	Gratuito
2	Eagle (Versión Educativa)	1	Gratuito
3	MySQL (Versión gratuita)	1	Gratuito
Estructura			
Nº Item	Descripción	Cantidad	Precio
1	Impresión 3D armazón de elementos electrónicos	1	\$15,00
2	Impresión 3D armazón sensor temperatura	1	\$6,00
3	Placa PCB del circuito electrónico	1	\$6,00
4	Banda elástica con velcro	1	\$1,75
TOTAL			\$76,00

Realizado por: Acosta, Luis; Chango, Erika; 2021.

Según el análisis económico realizado en la tabla 16-3, se determina que el costo de desarrollo del prototipo MON-AC es de \$76,00 sin contemplar mano de obra. En comparación con un prototipo similar desarrollado por la Universidad Ricardo Palma de Perú con tema “Diseño de un prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes”, se concluye que el prototipo MON-AC es 35,71% más caro, pero contando con mejoras como autonomía energética, interfaz de usuario y una base de datos.

CONCLUSIONES

- Se diseñó y construyó un prototipo electrónico denominado MON-AC para la detección de los síntomas de la neumonía mediante sensores que se encargan de medir frecuencia respiratoria y la temperatura corporal de pacientes menores a cinco años de edad, el cual tiene una interfaz de usuario con una base de datos que almacena la información de los niños y los usuarios que la manejan.
- Al estudiar sobre los síntomas de la neumonía se determinó que la mejor técnica para medir la temperatura corporal es la radiación térmica y para la frecuencia respiratoria es el movimiento de la pared torácico-abdominal.
- Al evaluar las mediciones de temperatura corporal adquiridas por el prototipo se obtuvo un coeficiente de variación máximo de 0,774% el cual es menor al 5%, es decir se encuentra dentro del rango óptimo de precisión de datos para investigaciones.
- Al evaluar las mediciones de frecuencia respiratoria adquiridas por el prototipo MON-AC se obtuvo un coeficiente de variación máximo de 18,131% el cual es menor al 20%, es decir se encuentra dentro del rango aceptable de precisión de datos para investigaciones.
- Al realizar la prueba estadística T-student de los datos de temperatura corporal y frecuencia respiratoria de los pacientes se obtuvo un nivel de confianza del 95% con un error del 5%, el cual nos indica que los datos no son producto de la casualidad, por lo cual no existe una diferencia significativa entre el prototipo MON-AC y los métodos de medición para la comparación.
- Las pruebas de alcance de transmisión de datos determinaron que el prototipo tiene un radio de alcance de 50 metros para el envío estable de la información hacia la base de datos, cubriendo la distancia menor a 50 metros en entornos hospitalarios cuando presentan obstáculos.
- Las pruebas de integridad de envío de datos mediante Wi-Fi determinaron que el prototipo MON-AC tiene un error de 0% garantizando que los síntomas enviados llegan en su totalidad a la base de datos.
- Se concluye que el prototipo tiene una autonomía energética promedio de 10 horas 40 minutos de uso continuo lo que permite tomar mediciones sin la necesidad de recargar

durante ese tiempo. El tiempo promedio de carga mediante cualquier fuente externa de 5V 1A es de 1 hora 10 minutos.

- Al analizar los costos de producción del prototipo, sin considerar mano de obra, se obtuvo que tiene un valor de \$76,00 comparado con otro prototipo desarrollado de similares características con un costo de \$56,00, resultando ser un 35,71% más caro, pero justificando su precio debido a que presenta mejoras en sus prestaciones y componentes electrónicos.

RECOMENDACIONES

- Aumentar el tiempo de pruebas para la implementación de mejoras para el prototipo electrónico y la interfaz de usuario.
- Se recomienda la implementación de un sistema de inteligencia artificial para el análisis de los datos que permita establecer un diagnóstico de cada paciente.
- Realizar un estudio para la reducción de tamaño de estructura en forma de muñequera y componentes electrónicos, integrando toda la parte electrónica en un solo chip.
- Realizar un estudio para la disminución del tamaño de la batería, pero sin la pérdida de tiempo de funcionamiento y síntomas medidos.

BIBLIOGRAFÍA

ANDRADE, R., Diseño de un prototipo electrónico para detección temprana contra la neumonía en infantes. [en línea]. S.l.: Universidad Ricardo Palma. 2015. [Consulta: 13 agosto 2020]. Disponible en: <http://repositorio.urp.edu.pe/handle/URP/2130>.

ANDRÉS MARTÍN, A. et al., Etiología y diagnóstico de la neumonía adquirida en la comunidad y sus formas complicadas. Anales de Pediatría [en línea], vol. 76, no. 3, pp. 162.e1-162.e18. 2012. [Consulta: 15 diciembre 2020]. ISSN 16954033. DOI 10.1016/j.anpedi.2011.09.011. Disponible en: <https://www.analesdepediatria.org/es-etilogia-diagnostico-neumonia-adquirida-comunidad-articulo-S1695403311004875>.

ARCSA, Modificación de Registro Sanitario de Dispositivos Médicos de Fabricación Nacional | Ecuador - Guía Oficial de Trámites y Servicios. [en línea]. 2021. [Consulta: 6 junio 2021]. Disponible en: <https://www.gob.ec/arcsa/tramites/inscripcion-registro-sanitario-dispositivos-medicos-fabricacion-nacional-extranjera>.

ARDUINO, Arduino. [en línea]. 2019. [Consulta: 15 diciembre 2019]. Disponible en: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>.

BARTOLOMÉ, M., Visual Studio Code. Configuración recomendada para el curso Programación web en PHP. [en línea]. 2019. [Consulta: 12 septiembre 2021]. Disponible en: <https://www.mclibre.org/consultar/php/otros/vsc-php-configuracion.html>.

BOTERO, J., Caracterización de baterías de Polímero de Ion-Litio para estimar el tiempo de descarga en sistemas con carga constante. STSIVA 2012 - 17th Symposium of Image, Signal Processing, and Artificial Vision [en línea], pp. 128-131. 2012. [Consulta: 16 septiembre 2021]. DOI 10.1109/STSIVA.2012.6340569. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/261267537>.

CARDENAS, J.E., Análisis comparativo de dos bases de datos SQL y dos bases de datos no SQL [en línea]. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira. 2014. [Consulta: 14 junio 2021]. Disponible en: <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/handle/11059/5119/0057565S161.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

CASTILLO, J.N. et al., Base de Datos NoSQL: MongoDB vs. Cassandra en operaciones CRUD (Create, Read, Update, Delete). Revista Publicando [en línea], vol. 4, no. 11(1), pp. 79-107. 2017. [Consulta: 14 junio 2021]. ISSN 1390-9304. Disponible en: <https://revistapublicando.org/revista/index.php/crv/article/view/398>.

COUCEIRO, J.A., Valoracion del niño y reonomiento del niño gravemente enfermo. Pediatría Integral [en línea], vol. 15, no. 1, pp. 7-16. 2013. ISSN 1098-6596. Disponible en: <https://www.pediatriaintegral.es/wp-content/uploads/2012/03/Pediatría-Integral-XV-Suplemento-1.pdf>.

DÍAZ GARCÍA, A. de los Á., Desarrollo de un sensor de temperatura remoto basado en la radiación infrarroja. [en línea], 2012. [Consulta: 31 agosto 2021]. Disponible en: <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/16632>.

DITTAMI, S., Shapiro Wilk Test (Web version). Biometrika [en línea]. 2009. [Consulta: 11 septiembre 2021]. Disponible en: <http://sdittami.altervista.org/shapirotest/ShapiroTest.html>.

DURÁN, C.M. & CASTRO, R.A., Comunicacion inalámbrica basada en tecnología Bluetooth para la automatización de procesos industriales. Folia clinica internacional, vol. 17, no. 10, pp. 497-501. 2012. ISSN 00155527. DOI 10.14409/cc.v1i10.2131.

ENRÍQUEZ, F.J. et al., Sistema embebido para validar el funcionamiento de la tarjeta de adquisición de datos USB-6009 de national instruments. Informacion Tecnologica [en línea], vol. 27, no. 5, pp. 191-200. 2016. [Consulta: 11 octubre 2020]. ISSN 07180764. DOI 10.4067/S0718-07642016000500021. Disponible en: https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-07642016000500021&lng=es&nrm=iso&tlng=n.

ESPINOSA H., F., Guía didáctica para taller: Toma de signos vitales. [en línea]. Loja: 2013. [Consulta: 8 junio 2021]. Disponible en: https://esalud.utpl.edu.ec/sites/default/files/pdf/guia_taller_tomas_de_signos_vitales_0.pdf.

ESPRESSIF, ESP32 Wi-Fi y Bluetooth MCU I Sistemas Espressif. ESPRESSIF SYSTEMS (SHANGHAI) CO., LTD [en línea]. 2020. [Consulta: 22 junio 2021]. Disponible en: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>.

ESPRESSIF. Guía de usuario ESP32-S2-Saola-1 [en línea]. S.l.: s.n. [sin fecha]. [Consulta: 11 octubre 2020]. Disponible en: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32s2/hw-reference/esp32s2/user-guide-saola-1-v1.2.html>.

ESPRESSIF SYSTEMS, ESP32 Series Datasheet. Espressif Systems [en línea], pp. 1-61. 2019. [Consulta: 22 junio 2021]. Disponible en: <https://www.espressif.com/en/support/download/documents>.

FLOR, P. & ROJAS, R., DESARROLLO DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO PARA EL MONITOREO DE NIÑOS DENTRO DE UN ÁREA ESTABLECIDA EN ESPACIOS PÚBLICOS [en línea]. S.l.: Univevrsidad Politécnica Salesiana. 2017. [Consulta: 14 julio 2021]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/14536/1/UPS-ST003187.pdf>.

GIMA, S. p. A., Monitor de Signos Vitales Modelo: PC-900 Tipo: Monitor de Signos Vitales-S. [en línea], 2017. [Consulta: 15 julio 2021]. Disponible en: www.gimaitaly.com.

GÓMEZ-GÓMEZ, M. et al., Cómo seleccionar una prueba estadística (primera parte). Revista Mexicana de Pediatría [en línea], vol. 80, no. 2, pp. 81-85. 2013. [Consulta: 15 septiembre 2021]. ISSN 00350052. Disponible en: www.medigraphic.org.mxhttp://www.medigraphic.com/rmp.

GONZALES L., P.L., Analisis comparativo entre base de datos relacionales y base de datos NOSQL. S.l.: Universidad de Huanuco. 2016.

GONZÁLEZ, D., Red telemática para servicios de telemedicina móviles: Red troncal inalámbrica [en línea]. S.l.: s.n. 2010. [Consulta: 15 septiembre 2021]. Disponible en: http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/5201/1/dgonzalezb_memoria.pdf.

GORDÓN-MENDOZA, R. & CAMARGO-BUITARGO, I., Selección de estadísticos para la estimación de la precisión experimental en ensayos de maíz. Agronomía Mesoamericana [en línea], vol. 26, no. 1, pp. 55. 2015. [Consulta: 14 septiembre 2021]. ISSN 2215-3608. DOI 10.15517/am.v26i1.16920. Disponible en: <https://www.scielo.sa.cr/pdf/am/v26n1/a06v26n1.pdf>.

GUILLÉN SERRA, A. et al., Fases del análisis estadístico de los datos de un estudio. Métodos estadísticos para enfermería nefrológica [en línea], pp. 247-260. 2006. [Consulta: 15 septiembre 2021]. Disponible en: <https://www.revistaseden.org/files/17-CAP17.pdf>.

INSTITUTO DE SALUD PÚBLICA MINISTERIO DE SALUD DE CHILE. Guía para la clasificación de dispositivos médicos según riesgo [en línea]. S.l.: s.n. 2018. [Consulta: 6 junio 2021]. Disponible en: https://www.ispch.cl/sites/default/files/Guia_de_Clasificacion_de_Dispositivos_Medicos_Segun_riesgo_Formato_Institucional.pdf.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO), ISO 14971:2019(en) Medical devices — Application of risk management to medical devices. Online Browsing Platform [en línea]. 2019. [Consulta: 6 junio 2021]. Disponible en: <https://www.iso.org/obp/ui#iso:std:iso:14971:ed-3:v1:en>.

INVENSENSE, MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4 MPU-6000/MPU-6050 Product Specification. [en línea]. S.l.: 2013. [Consulta: 22 junio 2021]. Disponible en: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>.

ISO, 13485:2016 *Medical devices — Quality management systems — Requirements for regulatory purposes* [en línea]. 2016. S.l.: s.n. 2016. [Consulta: 3 junio 2021]. Disponible en: <https://www.iso.org/obp/ui#iso:std:iso:13485:ed-3:v1:en>.

LAST MINUTE ENGINEERING, In-Depth: Interface OLED Graphic Display Module with Arduino. [en línea]. 2018. [Consulta: 24 junio 2021]. Disponible en: <https://lastminuteengineers.com/oled-display-arduino-tutorial/>.

LUGMAÑA, G. et al., Registro Estadístico de Defunciones Generales. Informe provisional 2019. [en línea]. S.l.: 2020. [Consulta: 1 noviembre 2020]. Disponible en: https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Poblacion_y_Demografia/Nacimientos_Defunciones/2020/Boletin_tecnico_EDG_2019_prov.pdf.

LUJÁN, S., Módulo 9: MySQL. phpMyAdmin. PHP: acceso a una base de datos MySQL. [en línea]. 2013. [Consulta: 12 septiembre 2021]. Disponible en: <http://desarrolloweb.dlsi.ua.es/idesweb-2a-ed/modulo-09>.

MALA, K. et al., A wearable diagnostic device to combat children's pneumonia. GHTC 2016 - IEEE Global Humanitarian Technology Conference: Technology for the Benefit of Humanity, Conference Proceedings, pp. 654-659. 2016. DOI 10.1109/GHTC.2016.7857348.

MASSARONI, C. et al., Contact-based methods for measuring respiratory rate. 2 febrero 2019. S.l.: MDPI AG. 2019.

MATHWORKS, A Smart Jacket That Could Save Millions of Children's Lives | Medical Design and Outsourcing. [en línea]. 2016. [Consulta: 30 julio 2020]. Disponible en: <https://www.medicaldesignandoutsourcing.com/a-smart-jacket-that-could-save-millions-of-childrens-lives/>.

MELEXIS, MLX90614 family Single and Dual Zone Infra Red Thermometer in TO-39 [en línea]. 2009. S.l.: s.n. 2009. [Consulta: 22 junio 2021]. ISBN 3901090614. Disponible en: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Temperature/SEN-09570-datasheet-3901090614M005.pdf>.

MELNYK, M., Neumonía vector, gráfico vectorial © Maryna_Melnyk imagen #34681063. [en línea]. 2013. [Consulta: 13 agosto 2021]. Disponible en: <https://sp.depositphotos.com/34681063/stock-illustration-pneumonia.html>.

MSP/OPS. Protocolo de vigilancia de neumonías y meningitis bacterianas en niños menores de 5 años [en línea]. S.l.: s.n. 2007. [Consulta: 30 julio 2020]. ISBN 9789978924853. Disponible en: <https://iris.paho.org/handle/10665.2/49175?locale-attribute=es>.

MUÑOZ, M.T. et al., Estado nutricional en adolescentes deportistas. Revista Española de Pediatría, vol. 59, no. 3, pp. 222-231. 2003. ISSN 0034947X.

MURCIA, J.A. & BUITRAGO, J.D., SISTEMA ELECTRÓNICO PARA MONITOREO Y ALERTA DE TEMPERATURA CORPORAL. . S.l.: 2014.

NANJING TOP POWER ASIC CORP, TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8. Data Sheet [en línea], pp. 3. 2019. [Consulta: 22 junio 2021]. Disponible en: <https://dlmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf>.

NIETO, N. & VEGA, M.L., Diseño de un prototipo de medición de señales fisiológicas utilizadas en biofeedback. Universidad Nacional de Córdoba [en línea]. S.l.: 2017. Disponible en: <https://rdu.unc.edu.ar/handle/11086/4808>.

NTE INEN, NTE INEN-ISO 13485:2019. [en línea]. 2019. [Consulta: 3 junio 2021]. Disponible en: https://drive.google.com/file/d/1uZ55Dp9V7MBMkn4-0P70B3_jSJhN6HOp/view.

ORDÓÑEZ, R., Comparación de rendimiento entre MySQL, Cassandra y Ethereum [en línea]. S.l.: Universidad de Málaga. 2020. [Consulta: 13 junio 2021]. Disponible en: [https://riuma.uma.es/xmlui/bitstream/handle/10630/19415/Ordoñez Alba Rafael Memoria.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://riuma.uma.es/xmlui/bitstream/handle/10630/19415/Ordoñez_Alba_Rafael_Memoria.pdf?sequence=1&isAllowed=y).

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD, Neumonía. WHO [en línea]. 2019. [Consulta: 30 julio 2020]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/pneumonia>.

PRIETO, J. Introducción a los sistemas de comunicación inalámbricos [en línea]. S.l.: s.n. 2019. [Consulta: 9 junio 2021]. Disponible en: [https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_\(Modulo_1\).pdf](https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_(Modulo_1).pdf).

QUERALT GORGAS, M., Sistemas de medición de temperaturas. [en línea], pp. 1-23. 2009. Disponible en: <chrome-extension://efaidnbmninnibpcajpcgclclefindmkaj/viewer.html?pdfurl=https%3A%2F%2Fbotplusweb.portalfarma.com%2Fdocumentos%2F2008%2F1%2F15%2F32503.pdf&cLen=40886&chunk=true>.

QUINTERO, V. et al., Baterías de Ion Litio: características y aplicaciones Lithium Ion Batteries: features and applications. [en línea], vol. 17, no. 1. 2021. Disponible en: <https://revistas.utp.ac.pa/index.php/id-tecnologico/article/view/2907>.

RASPBERRY PI FOUNDATION, Raspberry Pi Foundation - About Us. Raspberry Pi Foundation [en línea]. 2016. [Consulta: 16 diciembre 2019]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.org/about/>.

REGISTRO OFICIAL, Norma Técnica Sanitaria Sustitutiva para el Registro Sanitario y Control de Dispositivos Médicos de Uso Humano y de los Establecimientos en donde se Fabrican, Importan, Dispensan, Expenden y Comercializan [en línea]. 2017. S.l.: s.n. 2017. Disponible en: https://www.controlsanitario.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/01/Resolución_ARCSA-026-YMIH-Dispositivos-Médicos.pdf.

ROMERO ZEA, O.V., Influencia de la guía práctica clínica de neumonía para mejorar la frecuencia respiratoria en niños. [en línea], 2017. [Consulta: 30 agosto 2021]. Disponible en: https://repositorio.ucv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12692/16399/Romero_ZOV.pdf?sequenc

e=1&isAllowed=y.

RUSTOM, A. Estadística descriptiva, probabilidad e inferencia [en línea]. S.l.: s.n. 2012. [Consulta: 14 septiembre 2021]. ISBN 978-956-19-0790-4. Disponible en: http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/120284/Rustom_Antonio_Estadistica_descriptiva.pdf?sequence=1.

SALAZAR, J., Redes inalámbrica. [en línea]. S.l.: [sin fecha]. [Consulta: 10 junio 2021]. Disponible en: <http://www.techpedia.eu>.

SENPLADES, Plan Nacional de Desarrollo 2017-2021. [en línea]. 2017. [Consulta: 1 noviembre 2020]. Disponible en: https://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/10/PNBV-26-OCT-FINAL_0K.compressed1.pdf.

SOLIDWORKS, INTRODUCCIÓN A SOLIDWORKS. [en línea], 2015. [Consulta: 12 septiembre 2021]. Disponible en: https://my.solidworks.com/solidworks/guide/SOLIDWORKS_Introduction_ES.pdf.

SOLOMON SYSTECH, SOLOMON SYSTECH SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA SSD1306 128 x 64 Dot Matrix OLED/PLED Segment/Common Driver with Controller. [en línea]. S.l.: 2008. [Consulta: 24 junio 2021]. Disponible en: <http://www.solomon-systech.com>.

TALAMAS, J., Toma de signos vitales. Universidad Juarez del Estado de Durango [en línea], vol. 1, no. 1, pp. 14. 2016. [Consulta: 6 junio 2021]. ISSN 0368-3001. Disponible en: http://famen.ujed.mx/doc/manual-de-practicas/a-2016/03_Prac_01.pdf.

TORRES-ORTEGA, H., Guía de diseño de PCB con EAGLE Introducción y recomendaciones generales. [en línea], 2014. [Consulta: 11 septiembre 2021]. Disponible en: www.hetpro.com.mx.

ULTRAFIRE, Ultrafire BRC 18650 3.7V 3000MAH Batería de litio recargable sin protección (2PS) (Flat Top) . [en línea]. 2021. [Consulta: 10 septiembre 2021]. Disponible en: [https://www.ultrafire.com/Batteries-c854/Ultrafire-BRC-18650-3.7V-3000MAH-Rechargeable-Lithium-Battery-Without-Proteccion-\(2PCS\)- \(Flat-Top\) .](https://www.ultrafire.com/Batteries-c854/Ultrafire-BRC-18650-3.7V-3000MAH-Rechargeable-Lithium-Battery-Without-Proteccion-(2PCS)- (Flat-Top) .)

UNICEF, Un niño muere de neumonía cada 39 segundos, según advierten varias organizaciones. [en línea]. 2019. [Consulta: 30 julio 2020]. Disponible en:

<https://www.unicef.org/es/comunicados-prensa/nino-muere-neumonía-39-segundos-advierten-organizaciones>.

VELASTEGUÍ, E. & SÁNCHEZ, C., La gestión de cobranza y la automatización por una base de datos. *Visionario Digital* [en línea], vol. 1, no. 3, pp. 41-54. 2017. [Consulta: 14 junio 2021]. ISSN 2602-8506. DOI 10.33262/visionariodigital.v1i3.257. Disponible en: <https://cienciadigital.org/revistacienciadigital2/index.php/VisionarioDigital/article/view/257>.

VERA, M., "FACTORES DE RIESGO Y FRECUENCIA DE NEUMONÍA EN NIÑOS. [en línea]. S.l.: 2015. [Consulta: 14 junio 2021]. Disponible en: http://repositorio.ug.edu.ec/bitstream/redug/48090/1/CD_504-VERA_RIVERA_MARIELA.pdf.

VERGARA, L., Fabricación y Caracterización de Bolómetros de Ge, Si : O Utilizando Técnicas de Micromecanizado del Silicio. [en línea], 2000. [Consulta: 3 septiembre 2021]. Disponible en: http://oa.upm.es/473/1/Proyecto_Fin_de_Carrera_Lucia_Vergara_Herrero.pdf.

VILORIA NÚÑEZ, C. et al., Análisis comparativo de tecnologías inalámbricas para una solución de servicios de telemedicina. *Revista Científica Ingeniería y Desarrollo*, vol. 25, no. 25. 2011. ISSN 2145-9371.

ZAMBRANO, A., Neumonía - Síntomas y causas - Mayo Clinic. [en línea]. 2018. [Consulta: 15 diciembre 2020]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/pneumonia/symptoms-causes/syc-20354204>.

ZUMBA, E.M., Factores de riesgo de la neumonía en niños de hasta 4 años [en línea]. Guayaquil: Universidad de Guayaquil. 2017. Disponible en: http://repositorio.ug.edu.ec/bitstream/redug/33293/1/CD_2117-ZUMBA_DUCHE_EVELYN_MARIUXI.pdf.

ANEXOS

Anexo A: Características del ESP32.

DOIT ESP32 DevKit V1 Placa de desarrollo WIFI + Bluetooth

La placa de desarrollo DOIT ESP32 DevKit V1, desarrollada por la empresa DOIT, tiene **características de 36 pines**, dispuestos de la misma manera que la placa ESP32 DevKit V1. Dual Core a una velocidad de 160MHz con SRAM 512K, memoria Flash para cargar el tamaño del programa 16M, pin GPIO de 30 pines, Resolución de lectura ADC de 12 bits, capaz de escribir programas a través de Arduino IDE como escribir Arduino.

Comparación entre ESP3266 y ESP-32

Specificación	ESP3266	ESP32
MCU	ArmCortex-M33 Core 32-bit 1.8GHz	ArmCortex-M32 Core 32-bit 1.8GHz
802.11 b/g/n Wi-Fi	Yes, HT20	Yes, HT40
Bluetooth	None	Bluetooth 4.2 and later
Typical Frequency	80 MHz	80 MHz
SRAM	512 Kbytes	512 Kbytes
Flash	SR Flash, up to 9.4Mbytes	SR Flash, up to 16 Mbytes
GPIO	37	36
Hardware / Software PWM	None / 8 Channels	1 / 8 Channels
SPI / I2C / UART	3 / 2 / 2	3 / 2 / 2
ADC	10-bit	12-bit
CAN	None	1
Ethernet MAC interface	None	1
Touch Sensor	None	Yes
Temperature Sensor	None	Yes
Working Temperature	-40°C ~ 125°C	-40°C ~ 125°C

El módulo USB TTL y ESP-32 integrado es similar al NodeMCU, por lo que no se requiere soldadura ni cables adicionales. Instale la placa en el Arduino IDE y conecte el cable USB para programarlo. Y use un chip IC convertidor de USB a UART No. CP2102 de Silicon Labs. Puede ingresar al modo de carga automática de programas usando un circuito nodemcu. Hay una ROM de 4 MB (o 32 Mbit) en el pin VIN, usando un número IC del regulador LDO AMS1117-3.3. Admite voltaje de entrada de 7-12 V, puede suministrar corriente hasta 700 mA y puede alimentarse y comunicarse a través del puerto MicroUSB.

DOIT ESP32 DevKit V1 de mesa Especificaciones

El ESP32 es de doble núcleo, con 2 procesadores funcionando al mismo tiempo.

- Tiene Wi-Fi y Bluetooth 4.2.
- Funciona en 32 bits
- Frecuencia de reloj hasta 240 Mhz
- Memoria RAM 512 KB
- Hay 30 pines en total, 15 a cada lado.
- Hay muchas otras capacidades como Táctil capacitivo, Sensor Hall, ADC, DAC, UART, SPI, I2C y otros.

Resumen del dispositivo

- Microcontrolador: CPU Xtensa LX6 de Tensilica de 32 bits de uno o dos núcleos
- Voltaje de funcionamiento: 3,3 V
- Voltaje de entrada: 7-12 V
- Pines de E / S digitales (GPIO): 25
- Pines de entrada analógica (ADC): 6
- Pines de salidas analógicas (DAC): 2
- UART: 3
- SPI: 2
- I2C: 3
- Memoria flash: 4 MB
- SRAM: 520 KB
- Velocidad de reloj: 240 Mhz
- Wi-Fi: IEEE 802.11 b / g / n / e / i;
- Interruptor TR integrado, balun, LNA, amplificador de potencia y red correspondiente
- Autenticación WEP o WPA / WPA2, o redes abiertas

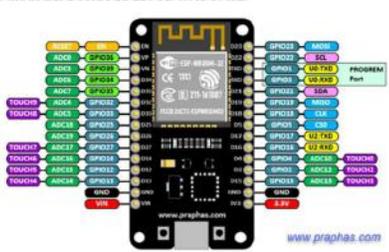
Poder

La alimentación del DOIT Esp32 DevKit v1 se suministra a través del conector USB Micro B integrado o directamente a través del pin "VIN". La fuente de alimentación se selecciona automáticamente.

El dispositivo puede funcionar con un suministro externo de 6 a 20 voltios. Si usa más de 12V, el regulador de voltaje puede sobrecalentarse y dañar el dispositivo. El rango recomendado es de 7 a 12 voltios.



Pinout del DevKit de ESP32 WROOM32



Características de los periféricos ESP32

- 18 canales de convertidor analógico a digital (ADC)
- 10 GPIO de detección capacitiva
- 3 interfaces UART
- 3 interfaces SPI
- 2 interfaces I2C
- 16 canales de salida PWM
- 2 convertidores de digital a analógico (DAC)
- 2 interfaces I2S

Pines GPIO

ESP32 Wroom32 DevKit tiene un total de 25 GPIO de esos pocos pines son pines de solo entrada.

Pines de entrada solamente

- GPIO 34
- GPIO 35
- GPIO 36
- GPIO 39

No todos los pines tienen pullup de entrada, necesita un pullup externo en estos pines cuando se usa como pullup de entrada.

Pines con pull up interno INPUT_PULLUP

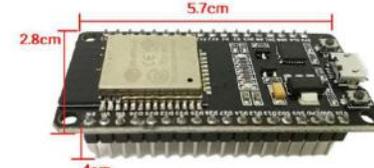
- GPIO14
- GPIO16
- GPIO17
- GPIO18
- GPIO19
- GPIO21
- GPIO22
- GPIO23

Pines sin pull up interno

- GPIO13
- GPIO25
- GPIO26
- GPIO27
- GPIO32
- GPIO33

En arduino para usar estos pines, simplemente puede usar comandos comunes

Dimensiones:



Weight: 8g



Anexo B: Características GY-521(MPU6050).

DESCRIPCIÓN

El MPU-6050 combina un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes con un procesador de movimiento digital (DMP) integrado en un módulo GY-521 de bajo costo.

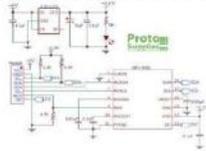
CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DEL MÓDULO DE SENSOR GYRO Y ACCEL DE 3 EJES MPU-6050 GY-521:

- Acelerómetro MEMS de 16 bits de 3 ejes con rango programable
- Giroscopio MEMS de 16 bits de 3 ejes para detectar la rotación con rango programable
- Procesador de movimiento digital MotionFusion (DMP) de 9 ejes
- Rango del sensor de temperatura de -40 a + 85C
- Salida de interrupción
- Interfaz I2C
- Funcionamiento a 5 V (el regulador integrado de 3,3 V alimenta el dispositivo MPU-6050)

El MPU-6050 es una opción de giroscopio y acelerómetro de bajo costo para usar en aplicaciones tales como reconocimiento de gestos en juegos, robots de autoequilibrio, juguetes, teléfonos celulares, navegación de vehículos, monitoreo de condición física y aplicaciones similares donde se detecta la dirección y magnitud del movimiento a lo largo con rotación se desea.

Tanto el acelerómetro como el giroscopio utilizan tres ADC de 16 bits con cuatro rangos programables para una alta sensibilidad. También se proporciona un sensor de temperatura incorporado para medir la temperatura del chip y tiene un amplio rango de medición de -40 ° C a + 85 ° C.

Las comunicaciones entre el sensor y la MCU se realizan a través de la interfaz I2C.



El sensor MPU-6050 opera a 3.3V, pero el módulo GY-521 contiene un regulador de 3.3V, por lo que el módulo debe recibir 5V en el pin VCC. Dado que el módulo usa I2C, que es de drenaje abierto con pull-ups a 3.3V, la traducción de nivel generalmente no se considera necesaria cuando se usa con una MCU de 5V.

El módulo es relativamente fácil de poner en marcha y capturar la salida de datos sin procesar del dispositivo. Manipular los datos en algo significativo es más un desafío, pero hay algunas buenas bibliotecas disponibles para usar el dispositivo.

Medición de temperatura

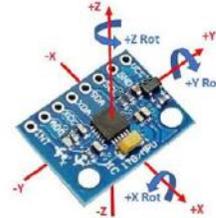
El MPU-6050 puede medir la temperatura en el rango de -40 a 85 ° C.

La medida es del propio troquel y normalmente estará cerca de la temperatura ambiente. Esta temperatura se puede utilizar para compensar la calibración del acelerómetro y el giro o puede proporcionar una indicación general de la temperatura ambiente y los cambios de temperatura. La precisión es de aproximadamente ± 1 ° C en todo el rango.

Medición de la aceleración

El MPU-6050 puede medir la aceleración usando su acelerómetro en chip con cuatro rangos de escala completa programables de ± 2g, ± 4g, ± 8g y ± 16g que puede configurar el usuario.

Los ADC integrados de 16 bits muestrean simultáneamente los 3 ejes de movimiento (X, Y, Z).



La X, Y y Z son relativos a cómo se coloca el chip en el módulo como se muestra a la derecha y, en última instancia, dependerá de la orientación del módulo en su proyecto.

La tolerancia de calibración inicial es ± 3% con no linealidad típicamente 0.5%.

Medición de la rotación

El MPU-6050 puede medir la rotación utilizando su giroscopio en chip con cuatro rangos de escala completa programables de ± 250 ° / s, ± 500 ° / s, ± 1000 ° / s y ± 2000 ° / s que puede configurar el usuario.

Los ADC integrados de 16 bits muestrean simultáneamente los 3 ejes de rotación alrededor de los ejes X, Y y Z. La frecuencia de muestreo se puede ajustar de 3,9 a 8000 muestras por segundo.

Los ejes de rotación son relativos a las X, Y y Z que se muestran a la derecha.

Procesador de movimiento digital (DMP)

El MPU-6050 tiene un procesador de movimiento digital integrado que se puede utilizar para descargar el cálculo de los algoritmos de procesamiento de movimiento de la MCU, dejándolo libre para hacer otras cosas.

Utiliza los datos del acelerómetro, giroscopio e incluso sensores externos como magnetómetros. Puede procesarlo a alta velocidad y ponerlo a disposición de la MCU anfitriona.

Uso de la interfaz I2C

El módulo utiliza la interfaz I2C para comunicarse con la MCU. Admite dos direcciones I2C diferentes; 0x68 y 0x69. Eso permite usar dos dispositivos en el mismo bus o en caso de que haya un conflicto de dirección con otro dispositivo en el bus.

El pin ADO determina la dirección I2C que se utilizará. Este pin tiene una resistencia pull-down de 4.7K incorporada en el módulo. Si el pin se deja desconectado, la línea se reducirá y la dirección I2C predeterminada será 0x68. Para seleccionar 0x69, conecte el pin ADO a 3.3V. Los pines SCL y SDA se conectan a los pines SCL y SDA en la MCU.

Conexiones del módulo

El módulo presenta las siguientes conexiones.

1 x 7 encabezado

- VCC = 5 V nominal. Conéctese a la salida de 5 V de la MCU
- GND = Tierra
- SCL = Reloj (SCL / SCK) para I2C y SPI
- SDA = Datos (SDA / SDI) para I2C y SPI
- YDA = bus auxiliar I2C (SDA) para conectar sensores externos
- XCL = bus auxiliar I2C (SCL) para conectar sensores externos
- ADO = Selección de dirección para I2C
- INT = Salida de interrupción

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

Clasificaciones de funcionamiento	de	
Vcc	Módulo	5V (típico)
Acelerómetro	Rangos	± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, ± 16 g
Giroscopio	Rangos	± 250 ° / s, ± 500 ° / s, ± 1000 ° / s, ± 2000 ° / s
La temperatura	Abarcar	-40 hasta + 85 ° C
Tolerancia a golpes	Max	10,000g
Dimensiones	Largo x ancho (PCB)	21 x 16 mm (0,8 x 0,63 ")
Ficha de datos	TDK InvenSense	MPU-6050

Anexo C: Características Módulo GY-906 MLX90614.

Módulo de termómetro de precisión sin contacto GY-906 MLX90614

DESCRIPCIÓN

El GY-906 MLX90614 es un módulo de termómetro infrarrojo sin contacto de alta precisión con interfaz I2C y operación de 5V o 3.3V.

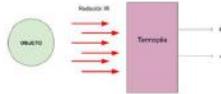
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

Clasificaciónes de funcionamiento		
Rango Vcc:	3,3 - 6 V	
Corriente de funcionamiento	2 mA	
Rango de medición de	Temperatura del objeto	-70 a + 380 ° C (-94 a + 720 ° F)
Rango de operación de	Temperatura del sensor	-40 hasta 125 ° C
Medición	Precisión en un rango de 0 a 50 ° C	± 0,5 ° C
	Resolución	± 0,2 ° C
	Distancia	1cm (típico)
Dimensiones	Largo x ancho (PCB)	17 x 11 mm (0,67 x 0,43 ")
	Ficha de datos	Módulo MLX90614

FUNCIONAMIENTO ELÉCTRICO DEL TERMÓMETRO DE INFRARROJOS

Si bien el principio que se esconde detrás del termómetro infrarrojo es relativamente sencillo, la tecnología que hace que estos dispositivos funcionen es ciertamente compleja y se sale fuera de mis conocimientos.

Para poder detectar la luz o radiación infrarroja, el termómetro IR apunta al objeto del cual quiere medir la temperatura. Toda esa radiación se canaliza hacia un detector que se conoce como termopila.



Este detector, termopila, se encarga de convertir la radiación infrarroja en calor y luego se convierte en electricidad. Esta electricidad es proporcional a la radiación infrarroja.

Por lo tanto, si medimos adecuadamente la electricidad que genera la termopila, podremos saber la temperatura del objeto. A parte de la termopila, el termómetro infrarrojo tiene otros componentes eléctricos que permiten hacer toda esta conversión de forma adecuada.

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL MLX90614 Y CONEXIÓN

El nombre MLX90614 hace referencia a una familia de termómetros infrarrojos. Dentro de esta familia hay varios modelos. Se identifican por un sufijo de 3 letras. Lo puedes identificar si miras el canto del MLX90614. Lo típico es que este tipo de módulos tengan el MLX90614BAA pero asegúrate del sensor ya que las características técnicas del termómetro infrarrojo varían según esta numeración.

- VIN: pin de alimentación. Dependerá del regulador de tensión, pero lo normal es que puedes alimentar con 5V o con 3V3.
- GND: pin de tierra o 0V.
- SCL: pin de señal de reloj de la interfaz I2C.
- SDA: pin de señal de datos de la interfaz I2C.



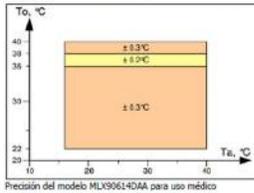
MLX90614 RANGO DE TEMPERATURAS Y PRECISIÓN

El modelo BAA del termómetro infrarrojo MLX90614 admite un rango de temperaturas de -40°C a 125°C para la temperatura ambiente y de -70°C a 380°C para la temperatura en la superficie de objetos. Respecto a la precisión depende del rango de temperaturas que esté midiendo.

En el eje X se representan las temperaturas ambientales (Ta). En el eje Y se representa la temperatura del objeto (To).



Existe una versión del MLX90614 con una precisión adecuada para aplicaciones médicas. La ventaja de este modelo es que en el rango entre 16°C y 40°C tiene una precisión de ±0,3°C.



Precisamente ese es el rango de la temperatura normal del cuerpo humano.

ALIMENTACIÓN Y CONSUMO DEL TERMÓMETRO INFRARROJO MLX90614

La información que voy a mostrar a continuación hace referencia al modelo BAA.

Operación	Vcc	Consumo	Temperatura ambiente (Ta)	Temperatura del objeto (To)	Precisión
Operación normal	5V	2 mA	-40 a 125 ° C	-70 a 380 ° C	± 0,5 ° C
Operación normal	3,3V	2 mA	-40 a 125 ° C	-70 a 380 ° C	± 0,5 ° C
Operación normal	5V	2 mA	16 a 40 ° C	16 a 40 ° C	± 0,3 ° C
Operación normal	3,3V	2 mA	16 a 40 ° C	16 a 40 ° C	± 0,3 ° C

Como puedes ver en la imagen anterior, el voltaje de operación del modelo MLX90614BAA es de entre 2,6V y 3,6V. Recomendado alimentar con un voltaje de 3V.

Compatible con las típicas placas de Arduino y con la placa del ESP8266, NodeMCU. Sin embargo, leerás en muchos blogs que el MLX90614 se puede alimentar con un voltaje de 5V.

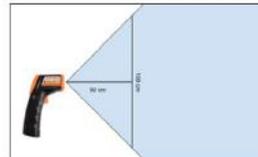
CAMPO DE VISIÓN Y TAMAÑO DEL OBJETO

Un factor crítico en los termómetros infrarrojos es el campo de visión y la distancia del objeto que se desea medir. Estos dos factores afectan directamente en la precisión del dispositivo.

Cada termómetro infrarrojo tiene un campo de visión conocido como FOV (del inglés Field Of View) que no es más que un ángulo de visión en el que se promedian todas las temperaturas que ve el sensor. Por norma general, el campo de visión de los termómetros infrarrojos tiene forma de cono.

El MLX90614 en la versión BAA tiene un campo de visión relativamente amplio. Unos 90°. Esto quiere decir que por cada centímetro que se aleja de un objeto, el área de detección aumenta dos centímetros.

Si por ejemplo el termómetro infrarrojo está a 50 cm del objeto, el área de detección será de 100 cm o 1 metro.



Lo recomendable es tomar medidas lo más cerca posible del objeto para que no afecte a la precisión.

Anexo D: Características Pantalla Oled 1306 128x64.

Módulos OLED (Diodos Orgánicos) 128x64, 0.96", SSD1306, I2C

Display Oled SSD1306 I2C de 128x64 0.96 es un dispositivo electrónico tipo led, que permite controlar cada píxel individualmente y mostrar tanto texto como gráficos. Además, por ser de tipo OLED no necesita de retroiluminación (Backlight) como los LCD, lo que hace que su consumo de energía sea mucho menor y aumenta su contraste.

Tenemos dos tipos de pantalla oled de 128x64 SSD1306 que se diferencian por el color de los píxeles, contamos con la versión de color blanco y azul de acuerdo a tus proyectos podrá elegir el color que más te guste ya que las dos pantallas son monocromas y del mismo tamaño solo cambia el color de los píxeles.

Funcionamiento Display Oled SSD1306

Para hacer funcionar el Display Oled es necesario utilizar un microcontrolador. Para esta placa el driver es el SSD1306, con una librería que permite mostrar texto, mapas de bits, píxeles, rectángulos, círculos y líneas.

La interfaz de comunicación es de tipo I2C y puede trabajar con sistemas desde 3V hasta 5V debido a su regulador de voltaje. Debemos tener en cuenta que los pines I2C son diferentes para cada modelo de Arduino. Para el Arduino Uno, Nano y Pro Mini, los pines del SDA es el pin A4 y el SCL el pin A5.

DIBUJO

ESPECIFICACIONES

Función interfaz Pin

No.	Símbolo	Función
1	VCC	Power supply input: 2.8 - 5.2V
2	GND	Ground
3	SCL	The serial clock input.
4	SDA	The serial data input/output.

Datos mecánicos

Elemento	Dimensión	Unidad
Matriz de puntos	128 x 64	Dots
Dimensión del módulo	27.30 x 27.30 x 2.37	mm
zona activa	21.74 x 10.86	mm
Tamaño del punto	0.148 x 0.148	mm
Distancia entre puntos	0.17 x 0.17	mm
Modo de visualización	Matriz pasiva	
Color de la pantalla	Monocromos	
Drive Duty	1/64 Duty	
IC	SSD1306	
Interfaz	I2C	
Tamaño	0.96 pulgada	

Valores nominales máximos absolutos.

Parameter	Símbolo	Valor mín.	Valor máx.	Unidad
Supply Voltage for Logic	VCC	1.65	5.3	V
Operating Temperature	TOP	-40	+80	°C
Storage Temperature	TSTG	-40	+85	°C

Características electrónicas

Elemento	Símbolo	Condición	Valor mín.	Valor típico	Valor máx.	Unidad
Supply Voltage for Logic	VCC	—	2.8	3.3	5.2	V
Input High Volt.	VIH	—	0.8×VCC	—	VCC	V
Input Low Volt.	VIL	—	0	—	0.2×VCC	V
Output High Volt.	VOH	—	0.9×VCC	—	VCC	V
Output Low Volt.	VOL	—	0	—	0.1×VCC	V
50% Check Board operating Current	ICC	Vcc=3.3V	—	12.0	20.0	mA

Anexo E: Características Modulo TP4056.

MÓDULO DE CARGA TP4056

Este módulo está diseñado para cargar baterías de litio recargables utilizando el método de carga de corriente constante / voltaje constante (CC / CV). Además de cargar de forma segura una batería de litio, el módulo también proporciona la protección necesaria que requieren las baterías de litio. Consulta a continuación las funciones de protección que ofrece este módulo.

Funciones de protección

Este módulo utiliza el IC controlador de carga de iones de litio TP4056 / TC4056 y un IC de protección independiente. Hay otros tipos de módulos en el mercado que usan el TP4056 / TC4056 pero carecen de circuitos de protección o circuitos integrados para proporcionar la protección necesaria que se necesita con las baterías de litio. Este módulo utiliza el IC de protección de batería de iones de litio TP4056 / TC4056 y DW01A, que juntos en combinación proporcionan las siguientes características de protección:

- Administra la carga de corriente constante a voltaje constante de una batería de litio conectada.
- Protección contra sobrecarga: evita que la batería se descargue por debajo de 2,4 V, un nivel de voltaje mínimo saludable para la batería.

Si una batería conectada se ha descargado por debajo de 2,4 V, el módulo cortará la potencia de salida de la batería hasta que el voltaje de la batería se haya recargado por encima de 3,0 V (el voltaje de liberación de sobrecarga), que en ese momento el módulo permitirá nuevamente la descarga, de energía de la batería a una carga conectada. Aunque el módulo corta la energía de salida de la batería durante una situación de sobrecarga, aún permite que la carga de la batería ocurra a través del diodo parásito del MOSFET de control de descarga (FS8205A Dual MOSFET).

- Protección contra sobrecorriente: el módulo cortará la batería de forma segura a 4,2 V.
- Protección contra sobrecorriente y cortocircuito: el módulo cortará la salida de la batería si la tasa de descarga excede los 3A o si ocurre una condición de cortocircuito.
- La protección de arranque suave limita la corriente de inrush.
- Carga lenta (recondicionamiento de la batería): si el nivel de voltaje de la batería conectada es inferior a 2,9 V, el módulo utilizará una corriente de carga lenta de 130 mA hasta que el voltaje de la batería alcance los 2,9 V, momento en el que la corriente de carga aumentará linealmente a la corriente de carga configurada.

Se puede alimentar, para cargar, desde un cable USB (USB Micro o USB C) o las conexiones + y - de la fuente de alimentación debe poder proporcionar al menos 1 A para que el cargador cargue correctamente una batería conectada. La mayoría de los cargadores de teléfonos / USB modernos pueden proporcionar 1A o más; consulte la etiqueta del cargador de su teléfono para verificar. Si usa un cable USB, asegúrese de que esté hecho para transportar al menos 1A. Incluye dos LED indicadores. El LED rojo indica que se está cargando. El LED azul indica que la carga se completó.

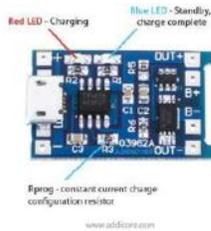
El módulo usa una cantidad muy pequeña de corriente (en los microamperios) siempre que está conectado a una batería. Está bien dejarlo conectado a una batería durante períodos prolongados, pero si planea no cargar la batería en cuatro meses, le recomendamos que desconecte el módulo de la batería.

Puede conectar dos celdas de batería de litio en paralelo para formar una batería de celda única equivalente con una capacidad total del doble de las celdas individuales, pero no recomendamos conectar más de dos celdas a la vez a este módulo.

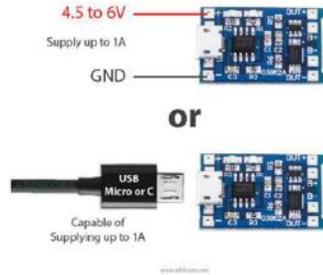
ESPECIFICACIONES:

Controlador de carga	TP4056 / TC4056
IC de protección	DW01A
MOSFET de control de carga / descarga	FS8205A
Método de carga	Corriente constante / voltaje constante (CC / CV)
Voltaje de suministro de entrada	4,5 ~ 6,0 V
Corriente de carga constante	1 A Configurable con resistencia Rprog (R3, ver diagramas y hoja de datos TP4056 / TC4056)
Voltaje de carga completa (flotante)	4,2 V ± 1,5%
Protección de sobrecarga	
Voltaje de detección de sobrecarga	4,3 V ± 50 mV
Voltaje de liberación de sobrecarga	4,1 V ± 50 mV
Protección contra descarga excesiva	
Voltaje de detección de sobrecarga	2,4 V ± 100 mV
Voltaje de liberación de sobrecarga	3,0 V ± 100 mV
Protección contra la sobretensión	
Umbral de protección contra sobrecorriente	3 A
Retardo de corte por sobrecorriente	10 ~ 20 ms
Retardo de corte de cortocircuito	5 ~ 50 us
Carga lenta (recondicionamiento de la batería)	
Voltaje de umbral de carga lenta	2,9 V ± 0,1 V
Corriente de carga lenta	130 mA ± 10 mA
Dimensiones	
Largo	28 mm (~ 1,103 ")
Diámetro	17 mm (~ 0,669 ")
Peso	1,6 g (0,057 onzas)

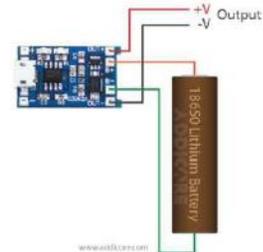
LED INDICADORES Y RESISTENCIA DE CONFIGURACIÓN



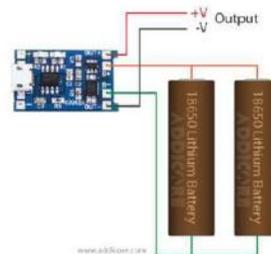
OPCIONES DE SUMINISTRO DE ENERGÍA



CONEXIÓN DE CELDA ÚNICA



CONEXIÓN EN PARALELO DE DOS CELDAS



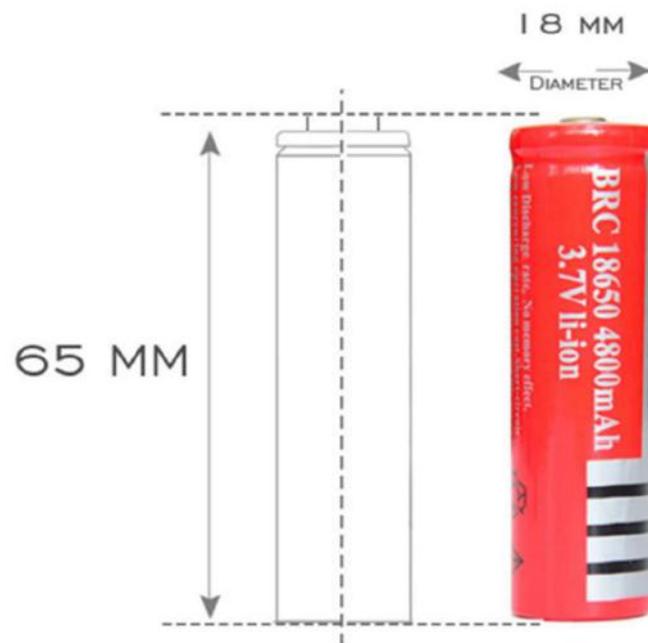
Anexo F: Características Batería de Ion-Litio BRC 18650.

Batería Recargable Ultrafire 18650 3.7V 4800mAh Li-Ion

Diseñado para su uso en dispositivos que requieren una salida de corriente significativa, es ampliamente utilizado en computadoras portátiles, linternas potentes, pistolas de aturdimiento, herramientas eléctricas, etc.

Características

- Pila Recargable
- Marca: UltraFire
- Modelo 18650
- Capacidad: 4800 mAh
- Voltaje: 3.7 v
- Tipo: li-ion
- Medidas: 6,6 cm de altura x 1,8 cm diámetro



Anexo G: Termómetro infrarrojo comercial.



TERMÓMETRO INFRARROJO MODELO HG01



Característica:

El termómetro infrarrojo del cuerpo sin contacto es muy fácil de usar.

Simplemente apunte y presione el botón y leerá la temperatura tan fácilmente.

Temperatura de medición rápida de 0.5 segundos, puede medir el cuerpo humano.

Medición de la temperatura corporal: apuntando hacia la frente con una distancia de 5-13 cm.

Color de retroiluminación diferente para diferentes rangos de temperatura en el modo Cuerpo
Asegurarse de que no haya vello, transpiración, cosméticos o gorro cubierto en la frente.

Luz de fondo de la pantalla.

La temperatura corporal cambia en diferentes momentos del día y también se ve afectada por otras condiciones externas, como la edad, el sexo.

Datos técnicos:

Nombre del producto: termómetro infrarrojo

Rango de medición: 32-43 (89.6-109.4)

Gente aplicable: ilimitada

Precisión de medición: ± 0.2 ° C (± 0.4 ° F)

Distancia de medición: 5-13 cm

Apagado automático: dentro de 8S

Tamaño del producto: 165 mm x 95 mm x 45 mm

Baterías: 2XAAA

Cód. SAP 200003002001



MAX-SERVICE



WWW.MAXSERVICE.CL

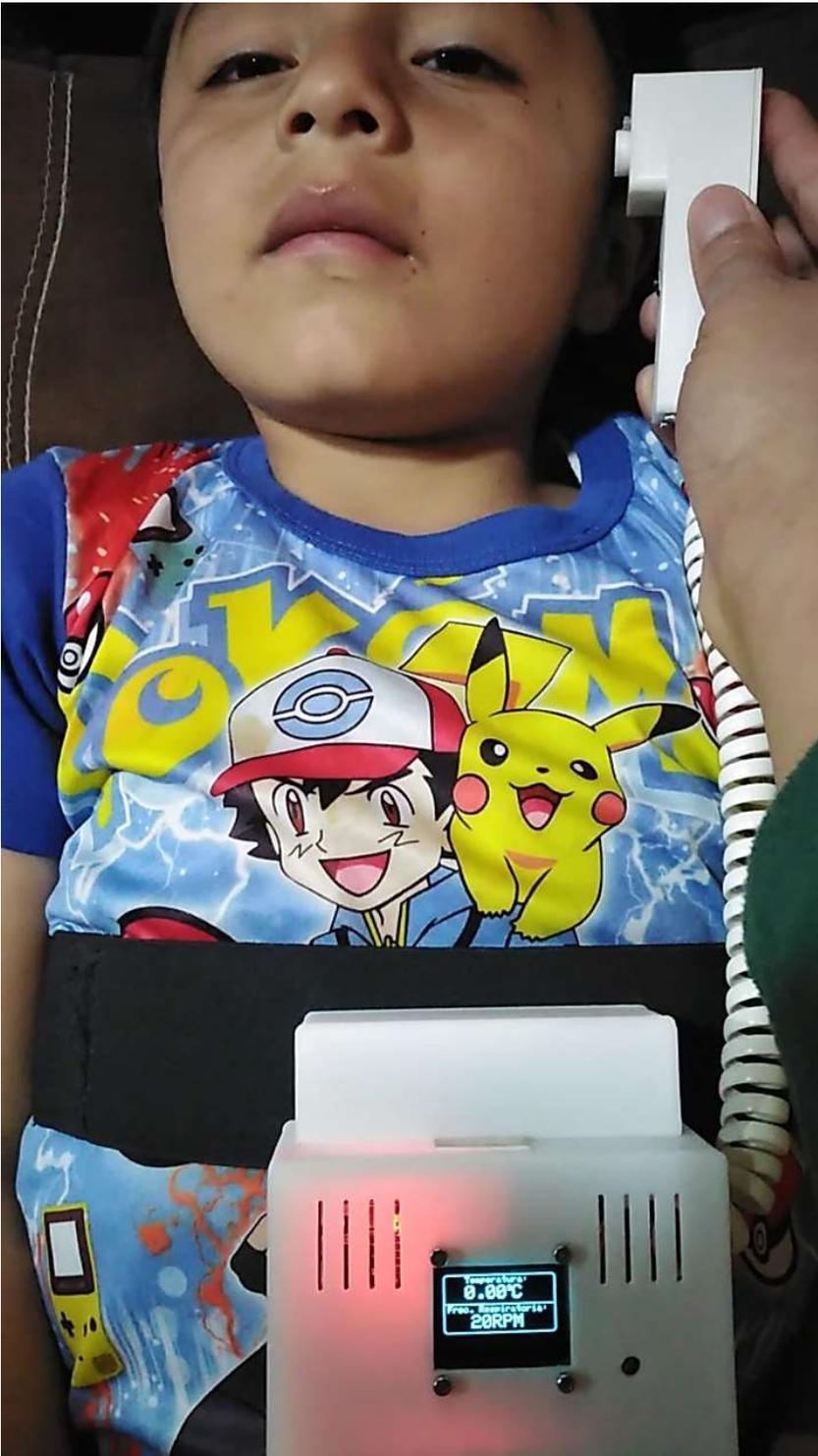
Anexo H: Primer paciente niña de dos años de edad.



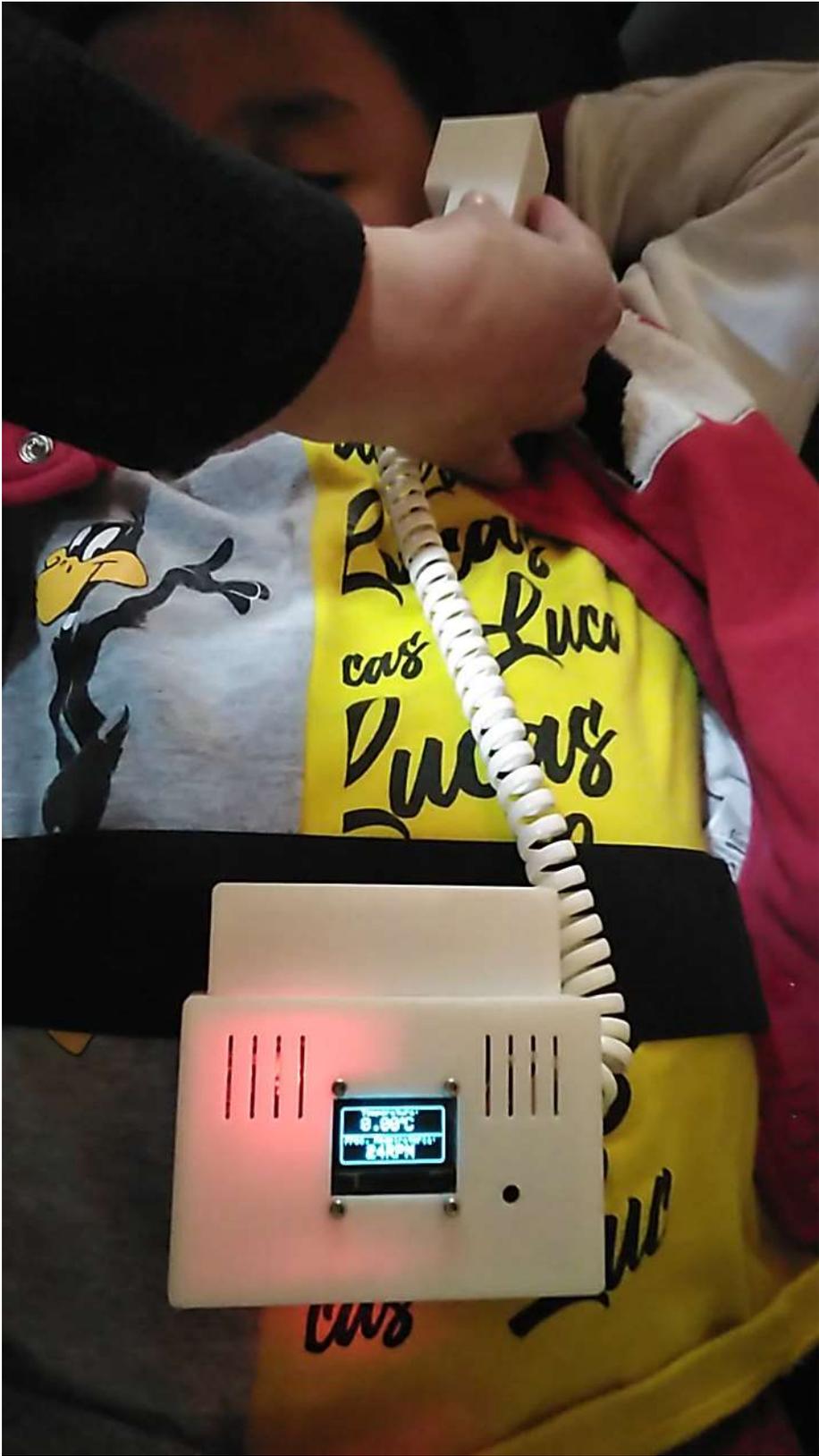
Anexo I: Segundo Paciente niña de 3 años de edad.



Anexo J: Tercer Paciente niño de 5 años de edad.



Anexo K: Cuarto Paciente niño de 5 años de edad.



Anexo L: Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de una niña de dos años de edad.

REGISTRO DE SIGNOS DE LOS PACIENTES

Paciente: 3
Nombre: Monsewath Celeste Sánchez Palacios C.I.: 1851500585
Edad: 2 años
Fecha: 23/07/2021

N° mediciones	Temperatura	Frecuencia Respiratoria
1	35,8	32
2	36,3	32
3	36,0	32
4	36,4	30
5	36,5	32
6	36,3	32
7	36,2	30
8	36,0	30
9	36,0	32
10	36,3	29
11	36,0	28
12	35,9	30
13	35,8	32
14	35,8	32
15	36,0	32


.....
Firma Representante


.....
Firma Auxiliar Enfermería

Anexo M: Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de una niña de tres años de edad.

REGISTRO DE SIGNOS DE LOS PACIENTES

Paciente:6.....
Nombre: Ana Isabella Castro Sanchez C.I.: 4851440451
Edad: 3 años
Fecha: 26/07/2021

N° mediciones	Temperatura	Frecuencia Respiratoria
1	36,4	24
2	36,4	24
3	36,3	24
4	36,3	24
5	36,2	26
6	36,2	24
7	36,1	24
8	36,1	24
9	36,0	26
10	36,0	24
11	35,9	24
12	35,9	24
13	36,0	24
14	36,0	26
15	36,1	24

.....
Firma Representante

.....
Firma Auxiliar Enfermería

Anexo N: Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de un niño de cinco años de edad.

REGISTRO DE SIGNOS DE LOS PACIENTES

Paciente: 1

Nombre: David Alejandro Sánchez Palacios

C.I.: 1851070811

Edad: 5 años

Fecha: 23/07/2021

N° mediciones	Temperatura	Frecuencia Respiratoria
1	35,8	30
2	36,2	24
3	35,6	24
4	35,8	28
5	35,8	24
6	35,2	28
7	35,2	28
8	35,8	24
9	35,5	24
10	35,4	24
11	35,3	24
12	35,3	24
13	35,4	34
14	35,5	28
15	35,5	24



Firma Representante



Firma Auxiliar Enfermería

Anexo O: Datos de la temperatura con el termómetro comercial y frecuencia respiratoria medido manualmente por un auxiliar de enfermería de otro niño de **cinco** años de edad.

REGISTRO DE SIGNOS DE LOS PACIENTES

Paciente: 4

Nombre: Nicolás Emiliano Sánchez Avalos

C.I.: 18.511.16754

Edad: 5 años

Fecha: 24/07/2021

N° mediciones	Temperatura	Frecuencia Respiratoria
1	36,4	28
2	36,4	24
3	36,4	28
4	36,0	28
5	36,1	28
6	36,2	24
7	36,0	26
8	36,0	26
9	35,9	24
10	35,8	32
11	36,1	24
12	36,1	28
13	36,0	24
14	36,0	24
15	36,0	24


Firma Representante


Firma Auxiliar Enfermería


```

    0x00, 0x7f, 0xff, 0xe0, 0x00, 0x00, 0x7f, 0xff, 0xc1, 0xff, 0xff, 0xff, 0xc0, 0x00, 0x00,
    0x00, 0x7f, 0xff, 0xe0, 0x00, 0x00, 0xff, 0x81, 0xff, 0xff, 0xff, 0x80, 0x00, 0x00,
    0x00, 0xff, 0xc0, 0x00, 0x00, 0xff, 0x83, 0xff, 0xff, 0xff, 0x80, 0x00, 0x00,
    0x00, 0xff, 0xc0, 0x00, 0x01, 0xff, 0x03, 0xff, 0xff, 0xff, 0x80, 0x00, 0x00,

    0x00, 0xff, 0xff, 0xc0, 0x00, 0x01, 0xff, 0x07, 0xff, 0xff, 0xff, 0x00, 0x00, 0x00,
    0x01, 0xff, 0x80, 0x00, 0x03, 0xff, 0xfe, 0x07, 0xff, 0xff, 0xff, 0x00, 0x00, 0x00,
    0x01, 0xff, 0xff, 0x80, 0x00, 0x03, 0xff, 0xfe, 0x0f, 0xff, 0xff, 0xfe, 0x00, 0x00, 0x00,
    0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
    0x00,

};

int encendido = 6000;
int apagado = 2000;
unsigned long tiempo1 = 0;
unsigned long tiempo2 = 0;
unsigned long tiempo3 = 0;

//*****LIBRERIAS Comunicacion WiFi*****//
#include "HTTPClient.h"
#include "WiFi.h"

//*****PARAMETROS CONEXION WIFI*****//
const char* ssid = "dlink"; // SSID
const char* password = "Admin12342@"; // CONTRASEÑA
const char* host = "192.168.0.101"; // IP
const int port = 80; // PUERTO
const int watchdog = 15000; // WATCHDOG FRECUENCIA
unsigned long anterior = millis();

//*****Librerias para sensor temperatura MLX90614*****//
#include <Adafruit_MLX90614.h>
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();
float medida=0; //capturar 5 medidas para promediar
float medida1=0;
float medida2=0;
float medida3=0;

```

```

float medida4=0;
float medida5=0;
float t=0; //temperatura objeto
float T=0; //temperatura cuerpo

//*****Librerias para MPU6050*****//
#include <MPU6050.h>//Libreria acelerometro
MPU6050 mpu; //declaramos el sensor
int I6_t ax, ay, az, gx, gy, gz; //variables del sensor
const int numReadings = 20; //numero de muestras para promedio
int readings[numReadings]; //Lecturas de la entrada
int inde = 0; //El indice de la lectura actual
int total = 0; //Total
float averageY = 0; //Promedio

//*****FRECUENCIOMETRO*****//
long rango = 5;
long ultimamedicion; //contiene el valor de la última medición
int ciclo = 0; //1=alto 0=bajo
int cambiodeciclo = 0;
int picodetension;
int valledetension = 1023;
long contadorciclo;
//*****//
boolean estadoRPM = true; //guarda el estado
boolean estadoLed = true; //guarda el estado
int intervaloEncendido = 100;
int IntervaloApagado = 100;

int IntervaloRPM = 15000; // tiempo en milisegundos de medición
int IntervaloRPM2 = 1;

```

```

unsigned long tiempoAnteriorEncendido = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar
unsigned long tiempoAnteriorApagado = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar
unsigned long tiempoAnteriorRPM = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar
unsigned long tiempoAnteriorRPM2 = 0; //guarda tiempo de referencia para comparar
//*****//
int pulsos = 0;
int pulsos2 = 0;
int senal = 0;
int R = 0; //variable guardar valor de frecuencia respiratoria

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  mlx.begin();
  for (int thisReading = 0; thisReading < numReadings; thisReading++) // Iniciamos todas las
lecturas a la entrada 0
  readings[thisReading] = 0;
  mpu.initialize(); //Iniciamos acelerometro
  if (!mpu.testConnection())
  {
    while (1);
  }

  oled.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C); //inicializa pantalla con direccion 0x3C

  oled.clearDisplay();
  oled.drawRoundRect(10, 10, 108, 44, 2, WHITE);
  oled.drawRoundRect(0, 0, 128, 64, 4, WHITE);
  oled.setTextColor(WHITE); //establece color al unico disponible(pantalla monocromo)
  oled.setCursor(12,20); //ubica cursor en inicio de coordenadas 12,20
  oled.setTextSize(3); // establece tamano de texto en 3
  oled.print("MON-AC");
  oled.display(); //muestra en pantalla todo lo establecido anteriormente

```

```

delay(1500);
oled.clearDisplay(); //limpia pantalla
oled.drawLine(0, 16, 128, 16, WHITE);
oled.drawRoundRect(0, 0, 128, 64, 4, WHITE);
oled.setCursor(30,1);
oled.setTextSize(2);
oled.println("ESPOCH");
oled.drawBitmap(0, 0,128, 64, 1);
oled.display();
delay(1500);
oled.clearDisplay();
oled.setFont(&FreeSerif9pt7b);
oled.drawLine(0, 20, 128, 20, WHITE);
oled.drawRoundRect(0, 0, 128, 64, 4, WHITE);
oled.setCursor(20,13);
oled.setTextSize(1);
oled.println("AUTORES:");
oled.setCursor(8,35);
oled.setTextSize(1); //establece tamano de texto en 1
oled.println("Erika Chango");
oled.setCursor(8,50);
oled.setTextSize(1); //establece tamano de texto en 1
oled.println("Andres Acosta");
oled.display();
oled.setFont();
delay(1000);

//*****CONEXION A LA RED WIFI*****//
WiFi.begin(ssid, password);
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED)
{
  delay(500);

```

```

Serial.print(".");
}

//*****IMPRESION DIRECCION IP*****//
Serial.println("");
Serial.println("WiFi connected");
Serial.println("IP address: ");
Serial.println(WiFi.localIP());
delay(700);
}

void loop()
{
//*****Toma de valores de la temperatura*****//
medida1=mlx.readObjectTempC();
medida2=mlx.readObjectTempC();
medida3=mlx.readObjectTempC();
medida4=mlx.readObjectTempC();
medida5=mlx.readObjectTempC();
medida=(medida1+medida2+medida3+medida4+medida5)/5;
t=medida+0.6;
//*****TRANSFORMAR la temperatura objeto a cuerpo*****//
if (t>26.59 and t<39.8){
if (t<=39.79 and t>=36.4){
T=1.1203*t-2.8057;
}
}
if (t<=36.39 and t>=35){
T=0.97*t+2.2;
}
}
if (t<=34.99 and t>=33.4){
T=t+2.1;
}
}

```

```

if (t<=33.39 and t>=30.8){
  T=0.3165*t+25.758;
}
if (t<=30.79 and t>=30){
  T=35.4;
}
if (t<=29.99 and t>=28.4){
  T=-(0.4129*t)+(24.697*t)-333.95;
}
/*if (t<=28.39 and t>=26.6){
  T=1.141*t+1.868;
}*/
T=T+0.2; //compensación segun Datasheet MLX90614
}
//*****Toma de valores frecuencia respiratoria*****//
mpu.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz); //obtenemos variables del sensor
gy = (gy /10); //arriba - abajo mapear monitor

//*****FILTRO EJE "GY"*****//
total = total - readings[inde]; //Restamos la ultima lectura
readings[inde] = gy; //Leemos del sensor
total = total + readings[inde]; //Añadimos la lectura al total
inde = inde + 1; //Avanzamos a la proxima posicion del array

// Si estamos en el final del array...
if (inde >= numReadings)
  //volvemos al inicio:
  inde = 0;

//Calculamos el promedio:
averageY = total / numReadings;
averageY=averageY+averageY;

```

```

if(averageY<=50)
{
  averageY=30;
}
Serial.print("Señal: ");
Serial.print(averageY);
//*****RPM*****//
Serial.print(" FRECUENCIA RESPIRATORIA: ");
R = pulsos2*4;
Serial.println(R);

//*****CALCULO FRECUENCIA
RESPIRATORIA*****//
senal=averageY; //guardamos el valor en la variable senal
//*****//
if (senal >= ( ultimamedicion+30) )
{
  ultimamedicion = senal;
  ciclo=1;
  if (senal>picodetension)
  {
    picodetension=senal;
  }
}

if (senal <= ( ultimamedicion-30))
{
  ultimamedicion = senal;
  ciclo=0;
  if (senal<valledetension)
  {
    valledetension=senal;
  }
}

```

```

}

//*****1 minuto*****//
if(millis()-tiempoAnteriorRPM>=IntervaloRPM){
  estadoRPM=false;
  pulsos2=pulsos;
  tiempoAnteriorRPM=millis();
  pulsos=0;
}
if(millis()-tiempoAnteriorRPM2>=IntervaloRPM2){
  estadoRPM=true;
  tiempoAnteriorRPM2=millis();
}
//*****//
if((millis()-tiempoAnteriorEncendido>=intervaloEncendido)&&estadoLed==true &&
ciclo==0)
{
  estadoLed=false;
  picodetension=senal;
  valledetension=senal;
  tiempoAnteriorApagado=millis();
}

if((millis()-tiempoAnteriorApagado>=IntervaloApagado)&&estadoLed==false && ciclo==1)
{
  pulsos++;
  picodetension=senal;
  valledetension=senal;
  estadoLed=true;
  tiempoAnteriorEncendido=millis();
}
tiempo2 = millis();
if((tiempo2-tiempo3) > encendido)

```

```

{
    tiempo3=tiempo2;
    oled.clearDisplay();
    oled.drawLine(0, 32, 128, 32, WHITE);
    oled.drawRoundRect(0, 0, 128, 64, 4 ,WHITE);
    oled.setCursor(25,2);
    oled.setTextSize(1);
    oled.print("Temperatura:");
    oled.setCursor (25,12);
    oled.setTextSize(2);
    oled.print(T);
    oled.print("");
    oled.setTextSize(1); // establece tamano de texto en 1
    oled.cp437(true);
    oled.write(167);
    oled.setTextSize(2); // establece tamano de texto en 2
    oled.print("C");
    oled.setCursor(5,34);
    oled.setTextSize(1); // establece tamano de texto en 1
    oled.print("Frec. Respiratoria:");
    oled.setCursor(32,44);
    oled.setTextSize(2); // establece tamano de texto en 2
    oled.print(R);
    oled.print("");
    oled.print("RPM");
    oled.display();

}

if( millis() >= (tiempo1 + apagado))
{
    tiempo1 = millis();
    T=T-T;
}

```

```

oled.clearDisplay();
oled.drawLine(0, 32, 128, 32, WHITE);
oled.drawRoundRect(0, 0, 128, 64, 4, WHITE);
oled.setCursor(25,2);
oled.setTextSize(1);
oled.print("Temperatura:");
oled.setCursor (25,12);
oled.setTextSize(2);
oled.print(T);
oled.print("");
oled.setTextSize(1); // establece tamaño de texto en 1
oled.cp437(true);
oled.write(167);
oled.setTextSize(2); // establece tamaño de texto en 2
oled.print("C");
oled.setCursor(5,34);
oled.setTextSize(1); // establece tamaño de texto en 1
oled.print("Frec. Respiratoria:");
oled.setCursor(32,44);
oled.setTextSize(2); // establece tamaño de texto en 2
oled.print(R);
oled.print("");
oled.print("RPM");
oled.display();
}
Serial.println(T);

//*****CONEXION A LA BASE DE DATOS*****//
unsigned long actual = millis();

if ( actual - anterior > watchdog )
{

```

```
anterior = actual;
WiFiClient client;
if (!client.connect(host, port))
{
    Serial.println("Fallo al conectar");
    return;
}

String url = "/tesis/valventana3.php?temp=";
url += T;
url += "&frec=";
url += R;

//*****ENVIO DE LA PETICION AL SERVIDOR*****//
client.print(String("GET ") + url + " HTTP/1.1\r\n" +
    "Host: " + host + "\r\n" +
    "Connection: close\r\n\r\n");
unsigned long timeout = millis();
while (client.available() == 0)
{
    if (millis() - timeout > 15000)
    {
        Serial.println(">>> Client Timeout !");
        client.stop();
        return;
    }
}

//*****RESPUESTA DEL SERVIDOR*****//
while(client.available())
{
    String line = client.readStringUntil('\r');
```

```
Serial.print(line);  
}  
}  
}
```

Anexo Q: Programación interfaz en html y php.

```

//*****ventana1.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form method="POST" action="validarventana1.php">
      <h1>Login</h1>
      <div>
        <input type="text" name="nombreusuario" placeholder="Nombre de usuario">
        <input type="password" name="contraseña" placeholder="Contraseña">
      </div>
      <div>
        <input type="submit" name="boton1" value="Inicio de sesion">
        <input type="submit" name="boton2" value="Registrar">
      </div>
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****valventana1.php*****//
<?php
$boton1="";
$boton2="";
$nombreusuario="";
$contraseña="";

if(isset($_POST['boton1']))$boton1=$_POST['boton1'];
if(isset($_POST['boton2']))$boton2=$_POST['boton2'];
if(isset($_POST['nombreusuario']))$nombreusuario=$_POST['nombreusuario'];

```

```
//*****ventana1.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form method="POST" action="validarventana1.php">
      <h1>Login</h1>
      <div>
        <input type="text" name="nombreusuario" placeholder="Nombre de usuario">
        <input type="password" name="contraseña" placeholder="Contraseña">
      </div>
      <div>
        <input type="submit" name="boton1" value="Inicio de sesion">
        <input type="submit" name="boton2" value="Registrar">
      </div>
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****valventana1.php*****//
<?php
$boton1="";
$boton2="";
$nombreusuario="";
$contraseña="";

if(isset($_POST['boton1']))$boton1=$_POST['boton1'];
if(isset($_POST['boton2']))$boton2=$_POST['boton2'];
if(isset($_POST['nombreusuario']))$nombreusuario=$_POST['nombreusuario'];
```

```
//*****ventana1.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form method="POST" action="validarventana1.php">
      <h1>Login</h1>
      <div>
        <input type="text" name="nombreusuario" placeholder="Nombre de usuario">
        <input type="password" name="contraseña" placeholder="Contraseña">
      </div>
      <div>
        <input type="submit" name="boton1" value="Inicio de sesion">
        <input type="submit" name="boton2" value="Registrar">
      </div>
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****valventana1.php*****//
<?php
$boton1="";
$boton2="";
$nombreusuario="";
$contraseña="";

if(isset($_POST['boton1']))$boton1=$_POST['boton1'];
if(isset($_POST['boton2']))$boton2=$_POST['boton2'];
if(isset($_POST['nombreusuario']))$nombreusuario=$_POST['nombreusuario'];
```

```
//*****ventana1.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form method="POST" action="validarventana1.php">
      <h1>Login</h1>
      <div>
        <input type="text" name="nombreusuario" placeholder="Nombre de usuario">
        <input type="password" name="contraseña" placeholder="Contraseña">
      </div>
      <div>
        <input type="submit" name="boton1" value="Inicio de sesion">
        <input type="submit" name="boton2" value="Registrar">
      </div>
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****valventana1.php*****//
<?php
$boton1="";
$boton2="";
$nombreusuario="";
$contraseña="";

if(isset($_POST['boton1']))$boton1=$_POST['boton1'];
if(isset($_POST['boton2']))$boton2=$_POST['boton2'];
if(isset($_POST['nombreusuario']))$nombreusuario=$_POST['nombreusuario'];
```

```
//*****ventana1.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form method="POST" action="validarventana1.php">
      <h1>Login</h1>
      <div>
        <input type="text" name="nombreusuario" placeholder="Nombre de usuario">
        <input type="password" name="contraseña" placeholder="Contraseña">
      </div>
      <div>
        <input type="submit" name="boton1" value="Inicio de sesion">
        <input type="submit" name="boton2" value="Registrar">
      </div>
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****valventana1.php*****//
<?php
$boton1="";
$boton2="";
$nombreusuario="";
$contraseña="";

if(isset($_POST['boton1']))$boton1=$_POST['boton1'];
if(isset($_POST['boton2']))$boton2=$_POST['boton2'];
if(isset($_POST['nombreusuario']))$nombreusuario=$_POST['nombreusuario'];
```

```

?>
<h3 class="ok">¡Te has registrado correctamente!</h3>
<?php
include("registrar.php");
}
else{
?>
<h3 class="bad">Usuario duplicado</h3>
<?php
include("registrar.php");
}
}
if($boton4){
include("ventana1.php");
}
?>

//*****\ventana1_1.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
<meta charset="UTF-8">
<meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
<meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
<title>Menu principal</title>
<link rel="stylesheet" href="estilos.css">
</head>
<body>
<div class="formulario">
<form action="valventana1_1.php" method="POST">
<?php
$nu=fopen('datosnu.txt','r');
$nombreusuario=fgets($nu,50);

echo "Hola ". $nombreusuario. "<br>";
?>
<h1>Bienvenido al sistema de adquisición de datos</h1>

```

```
<input type="submit" name="boton5" value="Registrar datos del paciente">
<input type="submit" name="boton6" value="Ingresar datos prototipo">
<input type="submit" name="boton7" value="Mostrar datos">
<input type="submit" name="boton8" value="Ayuda">
<input type="submit" name="boton9" value="Cerrar sesion">
</form>
</div>
</body>
</html>
```

```
//*****valventana1_1.php*****//
```

```
<?php
```

```
$boton5="";
$boton6="";
$boton7="";
$boton8="";
$boton9="";
```

```
if(isset($_POST['boton5']))$boton5=$_POST['boton5'];
if(isset($_POST['boton6']))$boton6=$_POST['boton6'];
if(isset($_POST['boton7']))$boton7=$_POST['boton7'];
if(isset($_POST['boton8']))$boton8=$_POST['boton8'];
if(isset($_POST['boton9']))$boton9=$_POST['boton9'];
```

```
if($boton5){
    include("ventana2.php");
}
```

```
if($boton6){
    include('ventana3.php');
}
```

```
if($boton7){
    include('ventana4.php');
}
```

```
if($boton8){
```

```

include('ayuda.php');
}

if($boton9){
include('ventana1.php');
}

?>

//*****ventana2.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
<meta charset="UTF-8">
<meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
<meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
<title>Registro de datos del paciente</title>
<link rel="stylesheet" href="estilos.css">
</head>
<body>
<div class="formulario">
<form action="valentana2.php" method="POST">
<h1>Registro de datos de pacientes</h1>
<input type="text" name="nombre" placeholder="Nombre completo">
<input type="text" name="edad" placeholder="Edad del paciente">
<input type="text" name="cedula" placeholder="Cedula del paciente">
<input type="submit" name="boton10" value="Registrar">
<input type="submit" name="boton11" value="Menu principal">
</form>
</div>

</body>
</html>

//*****valentana2.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">

```

```

include('ayuda.php');
}

if($boton9){
include('ventana1.php');
}

?>

//*****ventana2.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
<meta charset="UTF-8">
<meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
<meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
<title>Registro de datos del paciente</title>
<link rel="stylesheet" href="estilos.css">
</head>
<body>
<div class="formulario">
<form action="valentana2.php" method="POST">
<h1>Registro de datos de pacientes</h1>
<input type="text" name="nombre" placeholder="Nombre completo">
<input type="text" name="edad" placeholder="Edad del paciente">
<input type="text" name="cedula" placeholder="Cedula del paciente">
<input type="submit" name="boton10" value="Registrar">
<input type="submit" name="boton11" value="Menu principal">
</form>
</div>

</body>
</html>

//*****valentana2.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">

```

```
}
else
{

?>
<h3 class="bad">¡Ups ha ocurrido un error!</h3>
<?php
include('ventana2.php');

}
}
else {

?>
<h3 class="bad">¡Por favor complete los campos!</h3>
<?php
include('ventana2.php');
}
include('cerrar.php');
}

if($boton1){
include('ventana1_1.php');
}

?>
</body>
</html>

//*****ventana3.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
<meta charset="UTF-8">
<meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
<meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
<title>Registro de datos del prototipo</title>
```

```

    <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
</head>
<body>
    <div class="formulario">
    <form action="cedula.php" method="POST">
        <h1>Ingreso de datos</h1>
        <input type="text" name="cedula" placeholder="Cedula del paciente">
        <input type="submit" name="boton12" value="Registrar">
        <input type="submit" name="boton13" value="Menu principal">
    </form>
    </div>
</body>
</html>

//*****valventana3.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
    <meta charset="UTF-8">
    <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
    <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
    <title>Prototipo</title>
    <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
</head>
<body>
</body>
</html>
<?php
include("conexion.php");
$ci=fopen('datosci.txt', 'r');
$cedula= fgets($ci, 11);
$cedula= (int)$cedula;
$nu=fopen('datosnu.txt', 'r');
$nombreusuario= fgets($nu, 50);
$res = mysqli_query($conexion, "SELECT id FROM usuario WHERE nombreusuario = $nombreusuario");
if($res->num_rows==1){

```

```

while($row = $res->fetch_array()) {
    $id=$row['id'];
}
} else {
    $id='0';
}
fclose($ci);
$temperatura = $_GET['temp'];
$frecuencia = $_GET['frec'];
$fecha=date('Y-m-d');
if($temperatura>='38' && $frecuencia>='50'){
    $sobs="FR Y T Anormales - Pase a especialista";
}
else {
    $sobs="FR Y T Normales";
}
//error_reporting(E_ALL ^ E_NOTICE);
    $consulta = "INSERT INTO sintomas (ci, temperatura, frecuencia, fechasintomas, id_usua
rio, observacion) VALUES ('$cedula', '$temperatura', '$frecuencia', '$fecha', '1', '$sobs)";
    $resultado = mysqli_query( $conexion, $consulta);
    include("cerrar.php");
?>

//*****cedula.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
    <meta charset="UTF-8">
    <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
    <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
    <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
    <title>Ingreso DB</title>
</head>
<body>
<?php
$boton12="";
$boton13="";

```

```
if(isset($_POST['boton12']))
{
    $boton12=$_POST['boton12'];
}
if(isset($_POST['boton13']))
{
    $boton13=$_POST['boton13'];
}
if(isset($_POST['cedula']))
{
    $cedula=$_POST['cedula'];
}
if($boton12){
    if($cedula>0){
        $ci=fopen('datosci.txt','w+');
        fputs($ci, $cedula);
        fclose($ci);
        ?>
        <h3 class="ok">Ingresado correctamente!</h3>
        <?php
        include('ventana3.php');
    }
    else{
        ?>
        <h3 class="bad">¡Por favor complete los campos!</h3>
        <?php
        include('ventana3.php');
    }
}
if($boton13){
    include('ventana1_1.php');
}
?>
</body>
</html>
```

```
//*****\ventana4.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html>
<head>
  <title>Visualizacion de datos de pacientes</title>
  <meta charset="utf-8">
  <link rel="stylesheet" type="text/css" href="estilos.css">
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form action="valentana4.php" method="POST">
      <h1>SIGNOS DEL PACIENTE</h1>
      <h2>Ingrese el ID del paciente:</h2>
      <input type="text" name="cedula" placeholder="CI del paciente">
      <input type="submit" name="Boton14" value="Mostrar">
      <input type="submit" name="Boton15" value="Menu Principal">
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****\valentana4.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <?php
  $boton14="";
  $boton15="";
  $boton16="";
  $cedula="";
```

```
//*****\ventana4.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html>
<head>
  <title>Visualizacion de datos de pacientes</title>
  <meta charset="utf-8">
  <link rel="stylesheet" type="text/css" href="estilos.css">
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form action="valventana4.php" method="POST">
      <h1>SIGNOS DEL PACIENTE</h1>
      <h2>Ingrese el ID del paciente:</h2>
      <input type="text" name="cedula" placeholder="CI del paciente">
      <input type="submit" name="Boton14" value="Mostrar">
      <input type="submit" name="Boton15" value="Menu Principal">
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****\valventana4.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <?php
  $boton14="";
  $boton15="";
  $boton16="";
  $cedula="";
```

```
//*****\ventana4.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html>
<head>
  <title>Visualizacion de datos de pacientes</title>
  <meta charset="utf-8">
  <link rel="stylesheet" type="text/css" href="estilos.css">
</head>
<body>
  <div class="formulario">
    <form action="valentana4.php" method="POST">
      <h1>SIGNOS DEL PACIENTE</h1>
      <h2>Ingrese el ID del paciente:</h2>
      <input type="text" name="cedula" placeholder="CI del paciente">
      <input type="submit" name="Boton14" value="Mostrar">
      <input type="submit" name="Boton15" value="Menu Principal">
    </form>
  </div>
</body>
</html>

//*****\valentana4.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
  <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
  <title>Document</title>
</head>
<body>
  <?php
  $boton14="";
  $boton15="";
  $boton16="";
  $cedula="";
```

```
        include('ventana1_1.php');
    }
    if($boton16){
        include("ventana4.php");
    }
    ?>
</body>
</html>
```

```
//*****ayuda.php*****//
```

```
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
    <meta charset="UTF-8">
    <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
    <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
    <title>Ayuda</title>
    <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
</head>
<body>
    <div class = "formulario">
    <form action="valayuda.php" method="POST">
        <h1>Botones del menu principal</h1>
        <br>1. "Registro de datos"
        <br>En este apartado se deben incluir los datos
        del paciente como son el nombre, edad y cedula de identidad.
        <br>2. "Toma de datos"
        <br>Al presionar el boton se realizan las mediciones en el prototipo colocado en el pacient
e.
        <br>3. "Mostrar datos"
        <br>Al presionar el boton se muestra los datos del paciente solicitado, al ingresar el id del
paciente.
        Se visualizan los datos en una tabla con la informacion del paciente.
        <br>
        <br>
```

```
<br>
<input type="submit" name="Boton" value="Regresar">
</form>
</div>
</body>
</html>

//*****valayuda.php*****//

<?php
$boton="";
if(isset($_POST['Boton']))$boton=$_POST['Boton'];
if($boton){
    include("ventana1.php");
}
?>

//*****conexion.php*****//

<?php

$usuario = "root";
$password = "";
$server = "localhost";
$dbname = "prototipo";

$conexion = mysqli_connect( $server, $usuario, "" ) or die ("No se ha podido conectar al servidor de Base de datos");
$db = mysqli_select_db( $conexion, $dbname ) or die ( "No se ha podido seleccionar la base de datos" );
?>

//*****estilos.css*****//
*{
margin: 0;
padding: 0;
```

```
<br>
<input type="submit" name="Boton" value="Regresar">
</form>
</div>
</body>
</html>

//*****valayuda.php*****//

<?php
$boton="";
if(isset($_POST['Boton']))$boton=$_POST['Boton'];
if($boton){
    include("ventana1.php");
}
?>

//*****conexion.php*****//

<?php

$usuario = "root";
$contrasena = "";
$servidor = "localhost";
$basededatos = "prototipo";

$conexion = mysqli_connect( $servidor, $usuario, "" ) or die ("No se ha podido conectar al servidor de Base de datos");
$db = mysqli_select_db( $conexion, $basededatos ) or die ( "No se ha podido seleccionar la base de datos" );
?>

//*****estilos.css*****//
*{
margin: 0;
padding: 0;
```

```
<br>
<input type="submit" name="Boton" value="Regresar">
</form>
</div>
</body>
</html>

//*****valayuda.php*****//

<?php
$boton="";
if(isset($_POST['Boton']))$boton=$_POST['Boton'];
if($boton){
    include("ventana1.php");
}
?>

//*****conexion.php*****//

<?php

$usuario = "root";
$contrasena = "";
$servidor = "localhost";
$basededatos = "prototipo";

$conexion = mysqli_connect( $servidor, $usuario, "" ) or die ("No se ha podido conectar al servidor de Base de datos");
$db = mysqli_select_db( $conexion, $basededatos ) or die ( "No se ha podido seleccionar la base de datos" );
?>

//*****estilos.css*****//
*{
    margin: 0;
    padding: 0;
```

```
<br>
<input type="submit" name="Boton" value="Regresar">
</form>
</div>
</body>
</html>

//*****valayuda.php*****//

<?php
$boton="";
if(isset($_POST['Boton']))$boton=$_POST['Boton'];
if($boton){
    include("ventana1.php");
}
?>

//*****conexion.php*****//

<?php

$usuario = "root";
$contrasena = "";
$servidor = "localhost";
$basededatos = "prototipo";

$conexion = mysqli_connect( $servidor, $usuario, "" ) or die ("No se ha podido conectar al servidor de Base de datos");
$db = mysqli_select_db( $conexion, $basededatos ) or die ( "No se ha podido seleccionar la base de datos" );
?>

//*****estilos.css*****//
*{
margin: 0;
padding: 0;
```

```

while($row = $res->fetch_array()) {
    $id=$row['id'];
}
} else {
    $id='0';
}
fclose($ci);
$temperatura = $_GET['temp'];
$frecuencia = $_GET['frec'];
$fecha=date('Y-m-d');
if($temperatura>='38' && $frecuencia>='50'){
    $sobs="FR Y T Anormales - Pase a especialista";
}
else {
    $sobs="FR Y T Normales";
}
//error_reporting(E_ALL ^ E_NOTICE);
    $consulta = "INSERT INTO sintomas (ci, temperatura, frecuencia, fechasintomas, id_usua
rio, observacion) VALUES ('$cedula', '$temperatura', '$frecuencia', '$fecha', '1', '$sobs)";
    $resultado = mysqli_query( $conexion, $consulta);
    include("cerrar.php");
?>

//*****cedula.php*****//
<!DOCTYPE html>
<html lang="en">
<head>
    <meta charset="UTF-8">
    <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
    <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">
    <link rel="stylesheet" href="estilos.css">
    <title>Ingreso DB</title>
</head>
<body>
<?php
$boton12="";
$boton13="";

```

Anexo R: Manual de usuario.



MON-AC

Manual de usuario

Versión: 0001

Fecha: 7 de septiembre de 2021

Autores: Acosta S. Luis A.; Chango C. Erika F.

Índice

1	DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA	3
1.1	Introducción	3
1.2	Alcance	3
1.3	Características	3
2	SOFTWARE	4
2.1	Instalación del servidor	4
2.2	Requisitos para uso de la interfaz de usuario	5
3	DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA	6
4	REFERENCIAS	11

1 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

1.1 Introducción

La detección temprana de sintomatología de enfermedades de tipo respiratorio como la neumonía en niños menores a cinco años de edad se ha convertido en una prioridad al ser una de las principales causas de mortalidad infantil, según la OMS. La utilización de equipos para la medición de síntomas característicos de la neumonía es beneficioso para mejorar la recolección de los datos del infante (Organización Mundial de la Salud, 2019).

1.2 Alcance

MON-AC es un prototipo electrónico diseñado para la medición de la temperatura y frecuencia respiratoria en infantes menores a cinco años de edad. Este prototipo se encarga de tomar datos en 15 segundos y enviar de manera inalámbrica a una base de datos.

Para el manejo de la información del prototipo MON-AC, se tiene una interfaz de usuario, donde los usuarios del personal médico pueden ingresar nuevos pacientes, los datos provenientes del prototipo y la visualización.

1.3 Características

En la figura 1, se encuentra la imagen del prototipo MOC-AC, que se detallan a continuación las características principales:

Voltaje para cargar el prototipo:	5V
Modelo de tarjeta de control:	ESP32
Interruptor:	Sí
Visualización:	Pantalla OLED de 0.96"
Batería Recargable:	Ion-Litio 3.7V 4800mAh
Síntomas:	Temperatura Frecuencia respiratoria
Dimensiones:	9 x 8.4 x 4 cm



Figura 1: Prototipo MON-AC

2 SOFTWARE

2.1 Instalación del servidor

Para instalar el programa en el servidor es necesario considerar los siguientes pasos:

1. Descargar e instalar el programa XAMPP en el siguiente enlace:
<https://www.apachefriends.org/es/index.html>
2. Ejecutar y encender las opciones de Apache y MySQL, en la figura 2, se observa la interfaz de XAMPP y los botones que se deben pasar de START a STOP.

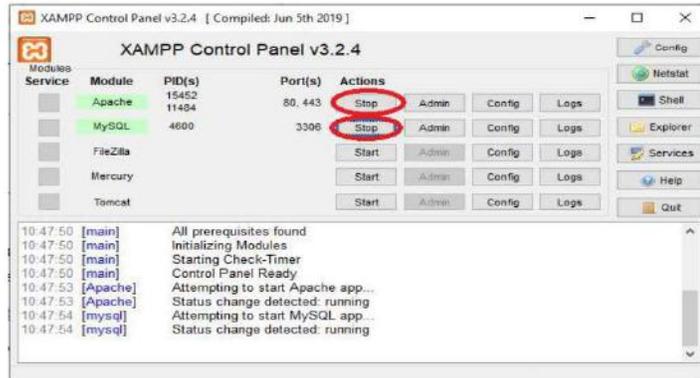


Figura 2: Ventana de XAMPP.

3. Para permitir el acceso a otros dispositivos a la base de datos vamos a:
Panel de Control > Firewall de Windows > Permitir un programa a través de Firewall de Windows > Cambiar configuración
4. En la ventana emergente seleccionar Examinar y buscar:
C:\xampp\xampp-control.exe
Y dar clic en aceptar.
5. En la Ventana de aplicaciones y características permitidas activar las opciones de privada y pública.
6. Entrar de nuevo en Cambiar la configuración
7. En la ventana emergente seleccionar Examinar y buscar:
C:\xampp\apache\bin\httpd.exe
Y dar clic en aceptar.
8. En la Ventana de aplicaciones y características permitidas activar las opciones de privada y pública.
9. Finalmente comprobar desde otro dispositivo ingresando a la dirección IP del equipo que está configurado como servidor.

Nota: En caso de no funcionar alguno de los pasos seguir el siguiente video:

<https://www.youtube.com/watch?v=eWozquQyFRE>

2.2 Requisitos para uso de la interfaz de usuario

Para poder manejar la interfaz de usuario del prototipo MON-AC, es necesario tener a consideración lo siguiente:

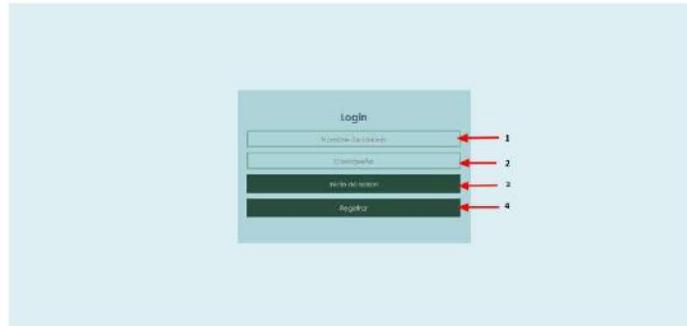


Figura 4: Ventana de Login.

2. Registro de usuarios (En caso de no contar con un usuario y contraseña)

En la figura 5, se observa la ventana de registro para usuarios nuevo donde se debe completar con información personal para el acceso al sistema.

- 1) Escribir nombre completo
- 2) Ingresar nombre de usuario
- 3) Número de cédula de identidad del usuario nuevo
- 4) Dirección
- 5) Número de celular
- 6) Correo electrónico
- 7) Contraseña
- 8) Se debe seleccionar un Rol de usuario, según corresponda. Hay la opción de PEDIATRA y ENFERMERA/O.
- 9) Es el botón de registro. Si el registro se realizó de manera adecuada se mostrará un mensaje en verde que dice "Usuario registrado correctamente". En caso de ingresar un usuario duplicado el ingreso será erróneo y se mostrara un mensaje en rojo que dice "Usuario duplicado".
- 10) El botón de regresar nos dirige a la ventana de Login.

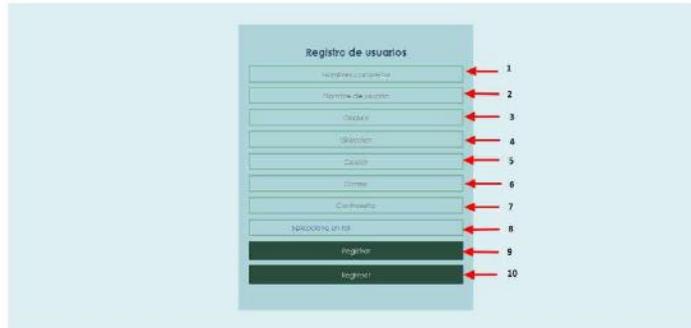


Figura 5: Ventana de registro de usuarios nuevos.

3. Menú principal para usuario

En la figura 6, se encuentra el menú de usuario, después de haber ingresado de manera correcta el usuario y contraseña. A continuación, se detallan cada uno de los botones que contiene el menú:

- 1) El botón 1 direcciona a la ventana donde se realiza el registro de los datos personales del paciente.
- 2) El botón 2 redirecciona a la ventana para ingreso de datos del MON-AC.
- 3) El botón 3 envía a la ventana para la visualización de los datos.
- 4) El botón 4 es de ayuda, donde se encuentra una guía rápida de usuario.
- 5) El botón 5, es para cerrar sesión y redirecciona a la ventana de Login.



Figura 6: Ventana de menú principal de usuario.

4. Ingreso de datos de pacientes

En la figura 7, se encuentra los datos que se deben ingresar en registro de los datos personales de los pacientes. Formada por los siguientes elementos a completar:

- 1) Nombre completo del paciente.
- 2) Edad.
- 3) Cédula de identidad.
- 4) El botón de registro se encarga de guardar la información en la base de datos.
- 5) El botón de menú principal regresa a la página principal del usuario (literal 4)



Figura 7: Ventana de registro de datos de pacientes.

5. Ingreso de datos de síntomas del paciente

A continuación, se detalla cada uno de los elementos de la ventana de ingreso de los datos adquiridos por el prototipo que se pueden visualizar en la figura 8.

Nota: Para la correcta medición de los datos, es necesario ingresar primero el número de cédula y proceder con la medición con MON-AC.

- 1) Campo del número de cédula.
- 2) Botón "Registro", registro del dato de la cédula del paciente.
- 3) Botón "Menú principal", retorna a la ventana principal del usuario (literal 4).

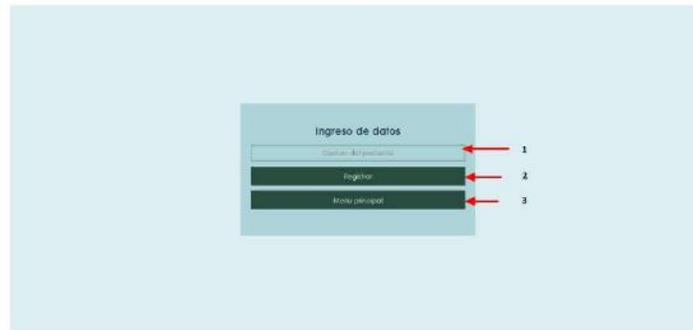


Figura 8: Ventana de ingreso de datos del prototipo MON-AC.

6. Visualización de información

Para la visualización de la información según el paciente se encuentra la siguiente ventana mostrada en la figura 9.



Figura 9: Ventana de visualización de datos.

- 1) Ingreso del número de cédula de identidad del paciente de quien se desea ver la información.
- 2) El botón "2" nos guía a una ventana con la información del paciente. En caso de el paciente no tener completa la información no se visualizará.
- 3) En botón "3" redirecciona a la ventana de "Menú principal para usuario"

4 REFERENCIAS

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD, 2019. Neumonía. *WHO* [en línea]. [Consulta: 30 julio 2020]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/factsheets/detail/pneumonia>.



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO

DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS DEL
APRENDIZAJE



UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 10 / 11 / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR	
Nombres – Apellidos: ACOSTA SÁNCHEZ LUIS ANDRÉS CHANGO CAISABANDA ERIKA FERNANDA	
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL	
Facultad: INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA	
Carrera: INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES INDUSTRIALES	
Título a optar: INGENIERO EN ELECTRÓNICA CONTROL Y REDES INDUSTRIALES	
f. Analista de Biblioteca responsable:	 Firmado electrónicamente por: ELIZABETH FERNANDA AREVALO MEDINA

