



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ PARA EL
CONTROL DE UN RESPIRADOR MECÁNICO DE PRESIÓN
POSITIVA TIPO AMBU**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTORES:

BRYAN ANDRE MONTALVO TORRES

AXCEL RAY FUENMAYOR ROCA

Riobamba – Ecuador

2023



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ PARA EL
CONTROL DE UN RESPIRADOR MECÁNICO DE PRESIÓN
POSITIVA TIPO AMBU**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

AUTORES:

AXCEL RAY FUENMAYOR ROCA

BRYAN ANDRE MONTALVO TORRES

DIRECTOR: Ing. DIEGO RAMIRO ÑACATO ESTRELLA

Riobamba – Ecuador

2023

© 2023, Axcel Ray Fuenmayor Roca y Bryan Andre Montalvo Torres.

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

Nosotros, **Axcel Ray Fuenmayor Roca** y **Bryan Andre Montalvo Torres**, declaramos que el presente trabajo de titulación es de nuestra autoría y los resultados de este son auténticos. Los textos en el documento que 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, día de mes de año



Axcel Ray Fuenmayor Roca

0502924350



Bryan Andre Montalvo Torres

1726691239

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMATICA Y ELECTRONICA

CARRERA ELECTRONICA Y AUTOMATIZACION

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular ; Tipo: Proyecto Técnico, “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ PARA EL CONTROL DE UN RESPIRADOR MECÁNICO DE PRESIÓN POSITIVA TIPO AMBU**”, realizado por los señores: **AXCEL RAY FUENMAYOR ROCA** y **BRYAN ANDRE MONTALVO TORRES**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

FIRMA

FECHA

Ing. Fabricio Javier Santacruz Sulca. Mgts.



07-11-2023

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. Diego Ramiro Ñacato Estrella. Mgts.



07-11-2023

**DIRECTOR DEL TRABAJO DE
INTEGRACIÓN CURRICULAR**

Ing. Nancy Del Rocio Velazco Erazo. Mgts.



07-11-2023

**ASESOR DEL TRABAJO DE
INTEGRACIÓN CURRICULAR**

DEDICATORIA

Con profundo agradecimiento y humildad, dedico esta tesis a Dios y a mis amados padres. A Dios, mi fuente de fortaleza y guía, agradezco por su constante presencia en mi vida, por iluminar mi camino y por brindarme sabiduría y discernimiento en cada paso de esta travesía académica. A mis queridos padres, su amor incondicional, apoyo inquebrantable y sacrificio incansable han sido la piedra angular de mi formación. Su confianza en mí ha sido mi mayor inspiración y motor para perseguir mis sueños. Este logro no solo es mío, sino también suyo. Que esta dedicación refleje mi gratitud eterna hacia Dios y mis padres por su amor, fe y apoyo incondicionales en mi camino hacia la excelencia académica.

Bryan Andre Montalvo Torres

A mi madre quien me ayudo a comenzar y concluir mis estudios, a mi padre quien me dio el valor y me llenó de esperanza de continuar, a mis hermanos que me brindaron la inspiración para alcanzar esta meta de mi vida y a mi familia que nunca dejó de confiar en mí.

Axcel Ray Fuenmayor Roca

AGRADECIMIENTO

En este momento de culminación académica, quiero expresar mi sincero agradecimiento a Dios, quien ha sido mi fuente inagotable de fortaleza y sabiduría en este viaje. A mis amados padres, les debo mi gratitud eterna por su amor incondicional y apoyo constante, que han sido la base de mis logros. A mis respetados profesores, agradezco su dedicación y sabiduría, que han sido faros de inspiración en mi búsqueda del conocimiento. La tesis que presento hoy es un reflejo de la influencia positiva de Dios, mis padres y mis profesores en mi vida, y les estoy profundamente agradecido.

Bryan Andre Montalvo Torres

El más grande agradecimiento a todas las personas que me ayudaron a alcanzar esta meta en mi vida, a mis padres por su apoyo incondicional, a mis hermanos que siempre me brindaron su amor y a toda mi familia por siempre estar ahí cuando más lo necesitaba.

Axcel Ray Fuenmayor Roca

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	X
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	XI
ÍNDICE DE ANEXOS.....	XIV
RESUMEN.....	XV
SUMMARY	XVI
INTRODUCCIÓN	1

CAPITULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA.....	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Planteamiento del problema.....	3
1.3. Justificación del trabajo de titulación	3
1.4. Objetivos	5
1.4.1. <i>Objetivo general</i>	5
1.4.2. <i>Objetivos específicos</i>	5

CAPITULO II

2. REVISIÓN DE LA LITERATURA O FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	6
2.1 Antecedentes de la investigación.....	6
2.2 Fundamentación teórica	9
2.2.1 <i>Aparato respiratorio</i>	9
2.2.2 <i>Procesos de la respiración</i>	10
2.2.3 <i>Asistencia respiratoria</i>	10
2.2.4 <i>Tipos de asistencia respiratoria</i>	11
2.2.5 <i>Métodos de respiración artificial</i>	12
2.2.6 <i>AMBU</i>	13
2.2.7 <i>OxyGEN</i>	13
2.2.8 <i>Consideraciones para la respiración artificial</i>	13
2.2.9 <i>Sensores para la implementación de mecanismos</i>	15

2.2.10	<i>Tipos de sensores para la respiración artificial</i>	15
2.2.11	<i>Mecanismos de alerta</i>	16
2.2.12	<i>Tipos de alertas</i>	16
2.2.13	<i>Sistemas de alerta inalámbrica</i>	17
2.2.14	<i>Consideraciones para el desarrollo de alertas</i>	18
2.2.15	<i>Desarrollo de Interfaces</i>	18
2.2.16	<i>Consideraciones para diseño de interfaz para uso medico</i>	19
2.2.17	<i>Tipos de interfaces</i>	19
2.2.18	<i>Monitoreo de señales</i>	20
2.2.19	<i>Indicador de oximetría del pulso</i>	21
2.2.20	<i>Tarjetas de desarrollo</i>	21
2.2.21	<i>Normativas para la validación de dispositivos</i>	22

CAPITULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	24
3.1	Requerimientos del sistema	24
3.2	Elementos del mecanismo	26
3.2.1	<i>Plancha de acrílico</i>	26
3.2.2	<i>Motor DC</i>	27
3.2.3	<i>Display</i>	28
3.2.4	<i>Fuente de alimentación de 12 V</i>	29
3.2.5	<i>Fuente de alimentación de 5 V</i>	29
3.2.6	<i>Driver Controlador Motor Bts7960 43A</i>	30
3.2.7	<i>Buzzer YL-44</i>	30
3.2.8	<i>AMBU</i>	31
3.2.9	<i>Modulo RS-485</i>	32
3.2.10	<i>Sensor Max30102</i>	33
3.2.11	<i>Sensor MPX5010DP</i>	34
3.2.12	<i>Sensor Infrarrojo E18-D80NK-N</i>	34
3.2.13	<i>Tarjeta de desarrollo (Raspberry Pi 3)</i>	35
3.2.14	<i>Tarjeta de desarrollo (Arduino Uno)</i>	37
3.2.15	<i>Tarjeta de desarrollo (Arduino Nano)</i>	37
3.3	Diseño de la placa PCB del circuito del mecanismo	38
3.4	Software:	39
3.4.1	<i>Arduino IDE:</i>	40

3.4.2	<i>Raspberry PI OS:</i>	40
3.4.3	<i>Python:</i>	40
3.4.4	<i>MIT App Inventor:</i>	40
3.5	Selección de elementos de maniobra.....	41
3.6	Esquema de conexiones.....	41
3.7	Esquema de control de presión del mecanismo (Tubo de Venturi)	44
3.8	Esquema de control de velocidad del mecanismo.....	44
3.9	Diagrama de flujo de funcionamiento de software.....	50
3.9.1	<i>Programación Raspberry</i>	51
3.9.2	<i>Programación Arduino</i>	53
3.10	Programación de la aplicación del dispositivo móvil en App Inventor	55
3.11	Diseño de la interfaz del mecanismo.....	57
3.12	Comunicación del equipo con dispositivo móvil.....	60
3.13	Sistema de alerta auditiva	60
3.14	Diseño estructural del mecanismo	60
3.12.1.	<i>Diseño de acoples para dispositivos externos.</i>	63

CAPITULO IV

4.	RESULTADOS	66
4.1.	Pruebas de las respiraciones por minuto del dispositivo	68
4.1.1.	<i>Modo Manual</i>	68
4.1.2.	<i>Modo Automático</i>	70
4.2.	Pruebas del sensor SpO2	72
4.3.	Pruebas del sensor de presión	75
4.4.	Encuesta de validación de funcionamiento	77
	CONCLUSIONES	80
	RECOMENDACIONES	82

BIBLIOGRAFIA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3- 1 Comparación entre material acrílico y MDF.	26
Tabla 3- 2 Características del motor DC de 12 V.	27
Tabla 3- 3 Características de pantalla LCD de 7 pulgadas de Raspberry.	28
Tabla 3- 4 Características de fuente de alimentación de 12 V.	29
Tabla 3- 5 Características del controlador Bts7960 43A	30
Tabla 3- 6 Características del buzzer YL-44 de Arduino.....	31
Tabla 3- 7 Característica del módulo RS-485	32
Tabla 3- 8 Características del sensor Max30102.....	33
Tabla 3- 9 Características del sensor MPX5010DP.	34
Tabla 3- 10 Características del sensor inductivo.....	35
Tabla 3- 11 Características de la tarjeta de desarrollo Raspberry Pi 3.....	36
Tabla 3- 12 Características de la tarjeta de desarrollo Arduino uno.	37
Tabla 3- 13 Características de la tarjeta de desarrollo Arduino nano.....	38
Tabla 3- 14 Conexiones elemento a elemento del dispositivo.	42
Tabla 4- 1 Pruebas de normalidad de las respiraciones por minuto del modo manual.	68
Tabla 4- 2 Prueba T de las respiraciones por minuto del modo manual.	69
Tabla 4- 3 Error absoluto y relativo de las respiraciones por minuto en modo manual.....	69
Tabla 4- 4 Pruebas de normalidad de las respiraciones por minuto del modo automático.	71
Tabla 4- 5 Prueba T de las respiraciones por minuto del modo automático.	71
Tabla 4- 6 Error absoluto y relativo de las respiraciones por minuto en modo automático.....	71
Tabla 4- 7 Pruebas de normalidad del sensor SpO2.....	73
Tabla 4- 8 Prueba T del sensor SpO2.....	73
Tabla 4- 9 Error absoluto y relativo del sensor SpO2.	74
Tabla 4- 10 Pruebas de normalidad del sensor de presión.	75
Tabla 4- 11 Prueba T del sensor de presión.	75
Tabla 4- 12 Error absoluto y relativo del sensor de presión.....	76

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1- 1 Esquema general de conexión de la interfaz para el respirador artificial mecánico tipo AMBU	5
Ilustración 2- 1 Partes del dispositivo AMBU.....	13
Ilustración 3- 1 Pregunta 1 realizada a personal médico de la salud.	24
Ilustración 3- 2 Pregunta 2 realizada a personal médico de la salud.	25
Ilustración 3- 3 Pregunta 3 realizada a personal médico de la salud.	25
Ilustración 3- 4 Pregunta 4 realizada a personal médico de la salud.	25
Ilustración 3- 5 Planchas de acrílico.....	27
Ilustración 3- 6 Motor DC	28
Ilustración 3- 7 Display Raspberry	28
Ilustración 3- 8 Fuente de 12 Voltios	29
Ilustración 3- 9 Fuente de 5 voltios	29
Ilustración 3- 10 Modulo PWM.....	30
Ilustración 3- 11 Buzzer YL-44.....	31
Ilustración 3- 12 Dispositivo de asistencia respiratoria de presión positiva.....	31
Ilustración 3- 13 3 Modulo RS-485.....	32
Ilustración 3- 14 Sensor SPO2.....	33
Ilustración 3- 15 Sensor MPX5010DP	34
Ilustración 3- 16 Sensor Infrarrojo E18-D80NK-N.....	35
Ilustración 3- 17 Raspberry Pi 3	36
Ilustración 3- 18 Arduino Uno.....	37
Ilustración 3- 19 <i>Arduino Nano</i>	38
Ilustración 3- 20 Placa principal.....	39
Ilustración 3- 21 Placa secundaria	39
Ilustración 3- 22 Esquema de conexiones	41
Ilustración 3- 23 <i>Tubo de Venturi</i>	44
Ilustración 3- 24 Envío de datos del Arduino uno por medio de la aplicación PLX-DAQ a Excel.	45
Ilustración 3- 25 Importación a MatLab de la base de datos recolectada en Excel.	45
Ilustración 3- 26 Datos y variables (set point e insuflaciones) para cálculo del PID en Matlab.	46

Ilustración 3- 27 Importación de las variables Set point e Insuflaciones al ident (System Identification) de Matlab para el modelamiento de la función de transferencia.	46
Ilustración 3- 28 Establecimiento de polos y ceros para la estimación de la función de transferencia en el dominio del tiempo.	47
Ilustración 3- 29 Función de transferencia creada por medio del ident (System identification) de Matlab.	47
Ilustración 3- 30 Envío de la función de transferencia obtenida en el ident (System Identification) al PID Tuner para obtención del PID del modo automático del respirador mecánico.	48
Ilustración 3- 31 Gráfica de la función de transferencia obtenida del ident (System Identification) de Matlab sin control PID.	48
Ilustración 3- 32 Calibración de PID por medio de la App PID Tuner de Matlab.	49
Ilustración 3- 33 Gráfica de la función de transferencia aplicado la calibración del control PID.	49
Ilustración 3- 34 Variables obtenidas de la App PID Tuner para el control del modo automático del respirador.....	50
Ilustración 3- 35 Ambiente de programación APP Inventor para el diseño de la aplicación móvil.	55
Ilustración 3- 36 Declaración e inicialización de variables, asignación de permisos y dirección bluetooth en App Inventor.	56
Ilustración 3- 37 Separación de tramas y asignación a las variables declaradas en App Inventor.	56
Ilustración 3- 38 Proyección de las variables en la aplicación móvil.	57
Ilustración 3- 39 Interfaz gráfica de la pantalla de inicio del respirador mecánico.	57
Ilustración 3- 40 Interfaz gráfica de la pantalla de control manual del respirador mecánico. ...	58
Ilustración 3- 41 Interfaz gráfica de la pantalla del control automático del respirador mecánico	58
Ilustración 3- 42 Interfaz gráfica de la aplicación de la alarma y envío de datos con el dispositivo móvil.	59
Ilustración 3- 43 Diseño estructural del respirador mecánico tipo Ambu diseñado por OxyGen	61
Ilustración 3- 44 Estructura de la base para el respirador tipo Ambu de OxyGen	61
Ilustración 3- 45 Estructura armada tentativa del modelo del respirador tipo Ambu de OxyGen	62
Ilustración 3- 46 Estructura con la base del modelo del respirador tipo AMBU de Oxygen	62
Ilustración 3- 47 Ensamble de los soportes del medidor de SpO2 del respirador mecánico.	63
Ilustración 3- 48 Tapa superior del medidor de SpO2 del respirador mecánico.	63
Ilustración 3- 49 Tapa inferior del medidor de SpO2 del respirador mecánico.	64

Ilustración 3- 50 Parte inferior del case para protección del Arduino nano.	64
Ilustración 3- 51 Parte superior del case para protección del Arduino nano	64
Ilustración 3- 52 Diseño del tubo de Venturi para el respirador mecánico.	65
Ilustración 4- 1 Diagrama de procesos de protocolo de pruebas del respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU.	67
Ilustración 4- 2 Pregunta 1 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.	77
Ilustración 4- 3 Pregunta 2 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.	78
Ilustración 4- 4 Pregunta 3 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.	78
Ilustración 4- 5 Pregunta 4 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.	79
Ilustración 4- 6 Pregunta 5 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.	79

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: Perspectivas del dispositivo.

ANEXO B: Código de Programación en Python

ANEXO C: Código de Programación del Arduino Uno

ANEXO D: Código de Programación del Arduino Nano

ANEXO E: Manual de Usuario.

ANEXO F: Manual Técnico.

ANEXO G: Certificado de Evaluación del Dispositivo Medico.

ANEXO H: Encuesta para Selección de Elementos.

ANEXO I: Encuesta para Validación del Equipo.

RESUMEN

El diseño del respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU originalmente cuenta solo con control analógico a través de una resistencia variable que regula la velocidad a la que se realiza el proceso de bombeo, por lo cual no permite conocer de manera anticipada la cantidad de respiraciones por minuto que serán generadas por el equipo limitando su configuración a la experiencia del operador sobre el uso del dispositivo, además de no contar con ningún sensor o alarma que verifique su correcto funcionamiento o interfaz que permita un monitoreo constante del equipo y el paciente, por lo tanto, el objetivo del presente proyecto técnico fue el "Diseño e implementación de una interfaz para el control de un respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU". La metodología implementada tuvo un enfoque cualitativo y cuantitativo, debido a que se buscó desarrollar interfaces de fácil comprensión y manipulación para el personal médico que estuviera a cargo del equipo, así como también se desarrolló métodos para el control de la velocidad de bombeo a través de las interfaces diseñadas, de igual manera se realizó una aplicación para dispositivos móviles la cual permitiera la visualización de parámetros relevantes del funcionamiento del dispositivo, oxigenación del usuario y mecanismos de alerta correspondientes. Mediante este proceso se logró el desarrollo de un dispositivo que cuenta con interfaces intuitivas, lo que ayuda a una fácil comprensión y aplicación en ambientes donde este dispositivo sea requerido. Bajo lo anteriormente mencionado se concluye que la interfaz desarrollada permite una mayor comprensión del funcionamiento del equipo y a su vez al contar con sistemas de alerta no requiere de supervisión constante no limitando en consecuencia las labores del personal de la salud a cargo.

Palabras clave: <RESPIRADOR MECÁNICO>, <INTERFAZ>, <AMBU>, <OXIGENACIÓN>, <CONTROL>, <PRESIÓN POSITIVA>



1740-DBRA-UPT-2023

SUMMARY

The design of the AMBU positive pressure mechanical ventilator initially has only analog control through a variable resistor that regulates the speed at which the pumping process occurred, As a result, it does not allow to know in advance the number of breaths per minute that the equipment will generate, limiting its functionality, its configuration limited to the operator's experience with the using the device, in addition the equipment does not have any sensors or alarms to verify the correct operation or interface that enables continuous monitoring of both the equipment and the patient, therefore , the aim of this technical project was the “Design and implementation of an interface for the control of a positive pressure mechanical ventilator of the AMBU type”, The methodology implemented had a qualitative and quantitative approach, as it aimed to develop interfaces that are easy to understand and manipulate for the medical personnel in charge of the equipment, Additionally, methods for controlling the pumping speed through the designed interfaces were developed, a mobile application was developed to enable the visualization of relevant parameters related to the device's operation, user's oxygenation, and corresponding alert mechanisms. Through this process, a device with intuitive interfaces was developed, which aids in easy understanding and application in environments where this device is required. Based on those mentioned above, it is concluded that the developed interface provides a better understanding of the equipment's operation and at the same time, alert systems do not require constant supervision, thus not limiting the tasks of the healthcare personnel in charge.

Keywords: <MECHANICAL VENTILATOR>, <INTERFACE>, <AMBU>, <OXYGENATION>, <CONTROL>, <POSITIVE PRESSURE>.



Lenin Iván Lara Olivo
0602546103

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de grado titulado “Diseño e implementación de una interfaz para el control de un respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU” se desarrolla a partir de un diseño ya validado por la empresa Oxygen, sin embargo, este diseño base no cuenta con una interfaz para el control de su funcionamiento, sino que se desenvuelve de manera analógica mediante el uso de un potenciómetro para variar la velocidad a la que el mecanismo bombea el dispositivo AMBU, limitando el control y cuidado del paciente así como también la verificación de su propio funcionamiento. Por este motivo se tiene como objetivo diseñar e implementar una interfaz para el control de un respirador mecánico de presión positiva, desarrollándose mediante la investigación de los métodos de respiración y sistemas inalámbricos para el desarrollo de interfaz de alerta inalámbrica, así como también la investigación del diseño de un método para realizar el control de la velocidad del respirador mediante una interfaz, la implementación de un sensor de SpO2 y una alerta inalámbrica para el operador del equipo, la validación de la funcionabilidad de la interfaz correspondiente al dispositivo de respiración artificial y del sistema de alarma vinculado a este y desarrollo de un protocolo de pruebas que permita validar el correcto funcionamiento del respirador de presión positiva en un muñeco de pruebas de respiración.

En el campo de dispositivos de soporte respiratorio se han desarrollado varios prototipos, sin embargo, estos tienen mayor enfoque en el cuidado estacionario de pacientes, no cuentan con interfaces que permitan la visualización de los signos vitales del paciente o el costo de desarrollo e implementación es excesivo para centros de salud con escasa inversión económica.

El dispositivo contará con dos modos de funcionamiento “manual” y “automático”, el modo manual variará la velocidad en un rango entre 0 y 100, donde el personal encargado verificará de manera visual que las revoluciones de giro del motor sean las correctas, mientras que en el modo automático se presentarán rpm establecidas en función de las respiraciones por minuto normales en personas y mediante un control programado se mantendrá dichas revoluciones por minuto dentro del rango determinado.

El proyecto tiene como finalidad ser implementado en centros de salud o ambulancias pertenecientes a la provincia de Morona Santiago, ya que estos cuentan con escasos recursos tecnológicos y económicos; esta provincia se caracteriza por la lejanía entre pueblos, comunidades y ciudades, provocando que el traslado de pacientes entre centros de salud o desde comunidades hasta un centro de salud tome trayectos de más de una hora, donde en casos de pacientes que requieran soporte respiratorio a través del uso del dispositivo AMBU el proceso de bombeo sea llevado a cabo de manera manual en favor de la resistencia física del personal a cargo, por lo que el dispositivo resulta de utilidad en ambulancias para sustituir el bombeo manual.

Además, para mejor cuidado del paciente por parte del personal médico, la interfaz cuenta con la visualización de parámetros como la oxigenación en la sangre.

El dispositivo que se piensa desarrollar es de bajo costo a comparación de sus semejantes en el mercado, mantiene sus funciones por tiempo indefinido mientras que sea de utilidad, consta de un modo de funcionamiento manual y otro automático, ambos con sistemas de alarma auditiva, visual a través de la interfaz e inalámbrica y verifica el estado del paciente a través de un sensor de SpO2 mediante la oxigenación.

CAPITULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

En el presente capítulo se desarrollan antecedentes del tema de titulación, así como también temas generales como lo son planteamiento de problemas y objetivos, los cuales son necesarios para comprender de mejor manera el proyecto.

1.1. Antecedentes

El dispositivo AMBU es ampliamente utilizado en el campo de la medicina principalmente en casos de necesidad de atención inmediata como los que ocurren en ambulancias o salas de emergencias, trabajo que es realizado de manera manual por un operador que normalmente suele ser paramédico, enfermero o doctor. El principal inconveniente ocurre cuando el proceso debe ser realizado durante largos periodos de tiempo por un mismo operador, lo que da lugar a posibles fallos ya que el proceso depende de la resistencia del operador y la consistencia del bombeo del dispositivo AMBU, además que durante este proceso el operador ve limitadas sus acciones a realizar dicha actividad. Este inconveniente se ve mayormente reflejado en ambulancias y centros de salud con poco equipamiento y personal.

La provincia de Morona Santiago ubicada en el centro sur del Ecuador es parte de la Amazonia, sus principales actividades económicas son el turismo, agricultura y el comercio. Dentro de esta provincia existen diversos cantones, entre los que están: Morona, Gualaquiza, Huamboya, Limón Indaza, Logroño, Pablo Sexto, etc. En la provincia habitan tres nacionalidades indígenas amazónicas: Achuar, Shiwiar y Shuar. Los hospitales públicos de esta provincia se encuentran ubicados en sus ciudades más importantes, como lo son: Macas, Sucúa, Palora y Gualaquiza. A pesar de contar con centros de salud, existen muchas comunidades que se encuentran “aisladas” de estas instalaciones, por lo que, para tener atención médica en casos que lo requieran, se deben realizar trayectos largos en ambulancia y se necesita equipamiento de fácil transporte para los operarios de estas unidades. Sin embargo, equipar las unidades mencionadas se requiere generalmente de una gran inversión económica por lo que en algunos casos se decide implementar únicamente equipamiento básico.

1.2. Planteamiento del problema

¿Es posible diseñar e implementar una interfaz para el control de un respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU?

1.3. Justificación del trabajo de titulación

El trabajo de titulación será validado, sustentado de manera teórica y práctica alrededor de la investigación de procesos para respiración artificial mediante el uso de una estructura mecánica para la respiración de presión positiva, con la finalidad de que este dispositivo ayude durante intervenciones médicas permitiendo complementar el trabajo realizado manualmente, con un

proceso automatizado de comportamiento efectivo, así como también será implementado de manera física, con la finalidad de comprobar su correcto funcionamiento.

Se busca implementar una interfaz que sea capaz de medir los niveles de saturación de oxígeno en la sangre del paciente, y de ser necesario, que emita una alerta al operador, para tomar las medidas necesarias según sea el caso. El equipo debe poseer una interfaz gráfica sencilla y de fácil uso.

Uno de los principales enfoques con el desarrollo del presente dispositivo surge debido a una de las problemáticas relacionadas durante el auge de la pandemia debido a la COVID-19, donde el personal debía centrar su atención en mantener la respiración de pacientes inconscientes o con problemas de igual o mayor gravedad mediante el uso de dispositivos de asistencia respiratoria de presión positiva como lo es el AMBU, realizando este trabajo de manera manual y no poder realizar otras actividades de vital importancia para el paciente.

Aunque actualmente la pandemia debido al COVID-19 no representa el mismo nivel de problemática, aún suceden similares situaciones con pacientes debido a otros conflictos, por lo que es necesario el uso de dispositivos de asistencia respiratoria de presión positiva durante situaciones donde no sea posible el uso de maquinaria especializada para realizar dicha acción, principalmente en instalaciones donde no se posean recursos físicos o económicos necesarios para la implementación de equipamiento avanzado de asistencia.

El presente proyecto tiene como objetivo desarrollar una interfaz amigable con el usuario, de fácil comprensión del funcionamiento, incorporando una alarma inalámbrica con la finalidad de que el operador conozca si se presenta algún inconveniente del estado del paciente, permitiendo así que el operador se enfoque en tareas que sean de igual o mayor importancia durante el cuidado del paciente.

El dispositivo debe contar con un módulo que permitirá la visualización de variables necesarias para el control del paciente y del sistema, como lo es el nivel de oxígeno del paciente y la velocidad a la que gira el motor del respirador, debido a que la deficiencia de oxígeno en la sangre del paciente puede repercutir en problemas que no necesariamente estén relacionados con la problemática original. Mediante esta interfaz, se debe realizar el control del funcionamiento del dispositivo.

A su vez es necesario que cuente con un módulo de alarma inalámbrica, al presentarse variables como algún fallo del sistema o caída de los niveles de oxígeno del paciente que representen una amenaza a la salud, es necesario el envío de alertas al operador o personal a cargo de dicho dispositivo para se tomen las medidas correspondientes.

En el diagrama de la Ilustración. 1-1, se presenta el esquema tentativo para el desarrollo del proyecto técnico, que puede estar sujeto a cambios según los requerimientos necesarios para el desarrollo efectivo de la propuesta. Los cambios estarán sujetos al cumplimiento correcto del dispositivo con relación a los objetivos planteados.

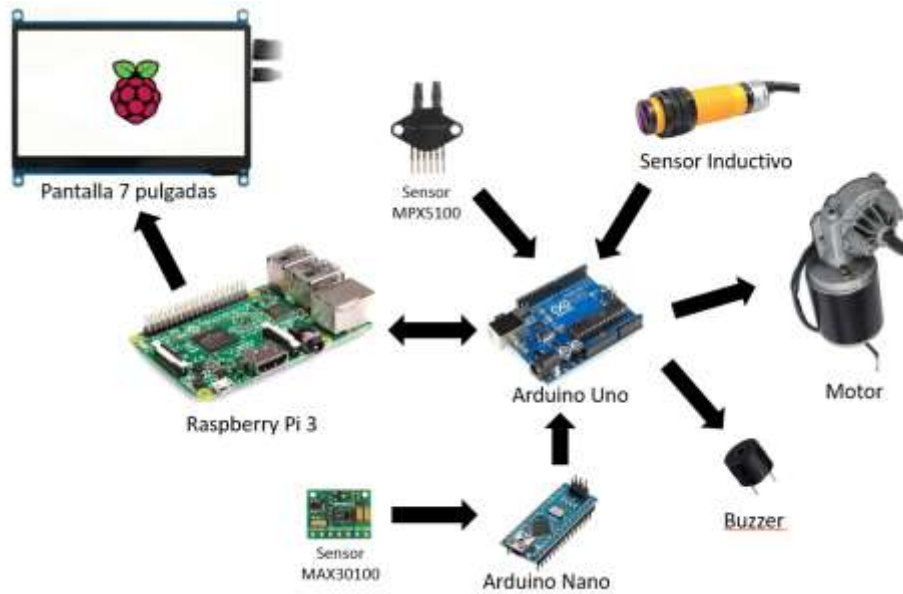


Ilustración 1- 1 Esquema general de conexión de la interfaz para el respirador artificial mecánico tipo AMBU

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar e implementar una interfaz para el control de un respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU.

1.4.2. Objetivos específicos

- Investigar los métodos de respiración positiva, y los sistemas inalámbricos para el desarrollo de interfaz de alerta inalámbrica.
- Diseñar un método para realizar el control de la velocidad del respirador mecánico mediante una interfaz.
- Implementar un sensor de SPO2 al respirador mecánico tipo AMBU y una interfaz de alerta inalámbrica para el operador del equipo.
- Validar la funcionalidad de la interfaz correspondiente al dispositivo de respiración artificial y del sistema de alarma vinculado a este.
- Desarrollo de un protocolo de pruebas que permita validar el correcto funcionamiento del respirador de presión positiva tipo AMBU en un muñeco de pruebas de respiración.

CAPÍTULO II

2. REVISIÓN DE LA LITERATURA O FUNDAMENTOS TEÓRICOS

En el presente capítulo se abarcan temáticas relacionadas con el desarrollo del dispositivo, como lo son antecedentes de equipos desarrollados o definiciones básicas necesarias para el entendimiento del correcto funcionamiento del prototipo.

2.1 Antecedentes de la investigación

Existe gran variedad de proyectos realizados en base al tratamiento de pacientes con problemas de respiración, desarrollados con la finalidad del cuidado del paciente de manera inalámbrica mediante aplicaciones móviles, con la finalidad de realizar un estudio continuo de los niveles de oxígeno del paciente, cuidado del paciente en su propia estancia, equipamiento de bajo costo para personas de bajos recursos o con poco acceso a la tecnología o incluso en el cuidado de pacientes que padezcan COVID-19. Sin embargo, el desarrollo de estos equipos se ve únicamente enfocado en ambientes controlados donde el paciente se encuentre bajo cuidado continuo de uno o varios especialistas en el área, por lo que si se busca llevar a cabo una aplicación en ambientes pocos favorables como lo es el de una ambulancia puede que se presente uno o varios errores de funcionamiento, lo que, en lugar de facilitar el trabajo a los operadores, lo retrasaría o estorbaría (Romero y Espinoza 2021),(Serrano et al. 2017),(Paulina, Rivadeneira y Valarezo 2015).

En el artículo científico *"IARespira: experiencias en el diseño y desarrollo de un Ventilador Mecánico No Invasivo para COVID-19"* se evalúa parámetros como lo son la presión, flujo, corriente y oxigenación, así como también se realiza la configuración mediante una interfaz por el personal médico; para el desarrollo del prototipo realizado se hace uso de dos placas de desarrollo: una Raspberry pi 3 en la lógica de supervisión y manejo de alarmas del dispositivo y un microcontrolador para el sistema de control PID y el monitoreo de señales. Se realiza de esta manera debido a que al tener capacidades limitadas de procesamiento y requerir una actualización constante en los valores controlados, recibidos, etc., al momento de cargar todas las necesidades en un solo microcontrolador su velocidad de respuesta disminuiría alterando el funcionamiento general del dispositivo según se encuentra explicado en la página 67 de dicho artículo. (Salibe et al. 2021)

En el artículo científico: *"Diseño y evaluación de un ventilador mecánico"* el sistema del ventilador mecánico se desarrolla dividiendo los requerimientos en tres partes: el sistema de control y monitoreo, el sistema mecánico motriz y el sistema del paciente. A pesar de existir tres sistemas diferentes se hace uso de un único controlador con mayor robustez como lo es un PLC. El sistema de control y monitoreo presenta un HMI en el cual los parámetros pueden ser visualizados y monitoreados en función a las necesidades del paciente, se miden valores como tiempo de inspiración, tiempo de espiración y frecuencia respiratoria realizando el control

mediante este último parámetro, el sistema mecánico motriz presenta un mecanismo cilindro émbolo para el bombeo en el dispositivo AMBU y finalmente el circuito del paciente se compone de la máscara para conducir y permitir la salida del aire.(Heredia et al. 2021)

En la tesis *“Implementación de un mecanismo de sincronización aplicando Bluetooth para optimizar el uso del Ambu en los hospitales del Perú”* se desarrolla un sistema mecánico controlado mediante bluetooth con una aplicación móvil y un Arduino nano. Para el sistema de control del dispositivo se presenta un sistema de control de lazo abierto evaluando una sola variable la cual es los rpm (respiraciones por minuto) variando la velocidad del giro del motor mediante una aplicación móvil. Este proyecto hace uso de comunicación bluetooth debido a que facilita la conexión entre el dispositivo y la placa ya que no requiere control de direcciones de red, permisos u otros aspectos que lleguen a interferir con dicha comunicación.(Criollo Sánchez 2020)

En la tesis “Desarrollo e implementación de un prototipo de respirador artificial controlada por una aplicación móvil para pacientes con enfermedades respiratorias” se hace principal énfasis en el monitoreo en tiempo real del paciente mediante el uso de una aplicación móvil, la cual se ajustará al tipo de paciente es decir adulto o niños. Además, cuenta con un sensor de presión el cual acciona una alerta en caso de existir niveles anormales en la presión del dispositivo. En el hardware del dispositivo se hace uso de dos tarjetas de desarrollo para su funcionamiento las cuales son un Arduino mega y una ESP-32, el Arduino se encarga del sistema de control del dispositivo mientras que la ESP-32 se usa para el sistema de comunicación con el aplicativo móvil.(Felix Romero y Palate Espinoza 2021)

En el artículo *“Ventilación mecánica”*, un ventilador mecánico es descrito como una máquina capaz de brindar soporte vital a través de intercambio gaseoso y facilitando el trabajo respiratorio de los pacientes. Generaliza los requerimientos que debe tener un dispositivo de ventilación mecánica, mencionando principalmente la versatilidad de modos de trabajo, la facilidad y seguridad en su uso, cumplimiento del objetivo del intercambio gaseoso, intuitivo y fácil de usar, no requiere de gran número de pruebas de control ni complejas pruebas de laboratorio y no compromete la salud del paciente ni su integridad física. Todos los parámetros mencionados son considerados indispensables para el desarrollo de ventiladores mecánicos eficientes no solo en el desarrollo de su trabajo, sino también, en la puesta en marcha por parte del equipo médico responsable. (Gutiérrez Muñoz 2011)

En la tesis *“Diseño de un ventilador mecánico de bajo costo para el tratamiento de pacientes con insuficiencia respiratoria”* mediante investigación documental para un sistema biela-pistón para el flujo de aire de un ventilador mecánico se llega a la conclusión de que los parámetros más influyentes durante el diseño fueron la fracción de aire inspirada y la frecuencia respiratoria. Además, el prototipo diseñado en la ciudad de Trujillo-Perú tuvo un coste final de \$19,347.38 o lo que equivale a \$5127.85; esto debido a que para el hardware se hace uso de un PLC, HMI junto

con válvulas y pistones correspondientes. El prototipo final resulta ser estacionario ya que es para el tratamiento de pacientes hospitalizados con insuficiencia respiratoria. (Garay Izquierdo 2021)

En el artículo científico "*Ventilación mecánica: indicaciones, modalidades y programación y controles*" se especifica el funcionamiento que debe cumplir un dispositivo de ventilación mecánica el cual debe alcanzar objetivos tales como mantener el intercambio gaseoso y disminuir o sustituir el trabajo respiratorio del paciente. También indica que la ventilación mecánica debe proporcionar la ayuda mínima para que el paciente logre conseguir la oxigenación y ventilación pulmonar necesaria para mejorar el estado de este, con la menor intervención en la integridad del individuo. Este artículo indica que una intervención muy agresiva por parte del ventilador mecánico puede incluso empeorar la condición actual del paciente; a su vez muestra los rangos de frecuencia respiratoria según las edades de los pacientes haciendo alusión que en neonatos es de 40 a 60 rpm (respiraciones por minuto), lactantes de 30 a 40 rpm, niños es de 20 a 30 rpm y adolescentes y adultos de 12 a 20 rpm. (López-Herce y Carrillo 2008)

En el artículo científico "*Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente Volumen 12 N° 2*" nos indica los valores normales de los signos vitales en los adultos, indicando que la frecuencia respiratoria en los adultos se establece en un rango de entre 15 a 20 ciclos por minuto en condiciones normales y considerando una frecuencia respiratoria por sobre 25 o menor a 12 como anormal o de cuidado. El artículo también menciona que generalmente el aumento o disminución de la frecuencia respiratoria se da debido a lesiones en la estructura de la caja torácica; sin embargo, es necesario mantener la fase de inspiración y espiración activa ya que la ausencia de estas puede llevar a condiciones más graves que la actual. (Villegas González, Villegas Arenas y Villegas González 2012)

En base a la bibliografía revisada se pudo notar que el desarrollo de equipos de soporte respiratorio también llamados ventiladores o respiradores mecánicos especializados, poseen equipo o hardware de nivel industrial (PLC, HMI, sensores, etc.) esto debido a la gran cantidad de información y procesos que se realizan de manera continua, así como también la variedad de signos vitales que son analizados. Toda esta información debe estar al alcance del personal médico responsable, así como también debe ser de fácil interpretación y lectura para facilitar el trabajo y su aplicación bajo cualquier entorno.

Los equipos médicos desarrollados a nivel industrial, por sus componentes de software y hardware, tienen precios que superan los 5000 dólares por unidad, por lo cual son de difícil adquisición para centros de salud pequeños o con bajo presupuesto.

Los equipos desarrollados mediante proyectos de investigación al no contar con el equipamiento industrial limitaron las funciones de control en un único parámetro que abarca a los demás, como lo son la oxigenación, la frecuencia cardíaca o el tiempo de inspiración y espiración, este parámetro fundamental son las "respiraciones por minuto" o rpm. Mediante la documentación

revisada se conoce que la cantidad de rpm varía según la etapa de vida, es decir en niños es de 20 a 30 rpm y adolescentes y adultos de 12 a 20 rpm; a su vez la documentación indica que el ventilador mecánico debe brindar la ayuda mínima necesaria para promover la recuperación e independencia que requiera el paciente, por ello en adultos se considera 16 rpm el valor base para el soporte vital. Además, el respirador mecánico desarrollado debe contar con los instrumentos de alerta pertinentes audibles, visuales e inalámbricas y deben ser activadas por parámetros leídos por elementos del sistema como lo son el sensor de presión que indique si es que existe alguna obstrucción en la manguera de conducción de aire al paciente o también el sensor de SpO2 cuando lea valores anormales como menores al 86 %.

De igual manera, mediante los artículos revisados se llega a conocer que los dispositivos desarrollados constan de tres partes: el sistema de control y monitoreo, el sistema mecánico motriz y el sistema del paciente; en dispositivos industriales por la robustez de su hardware todos los sistemas pueden ser procesados por un mismo controlador el cual es un PLC mientras que en dispositivos que no posean esta tecnología se requiere de un controlador independiente para cada sistema, es decir se necesita una tarjeta de desarrollo para la lógica de supervisión y manejo de alarmas del dispositivo y un microcontrolador en manera de esclavo para el sistema de control PID. Se desarrolla de esta manera debido a que al tener las tarjetas de desarrollo capacidades limitadas de procesamiento y requerir en el sistema una actualización constante en los valores controlados, recibidos, etc., al momento de cargar todas las necesidades en un solo microcontrolador su velocidad de respuesta disminuye alterando el funcionamiento general del dispositivo.

2.2 Fundamentación teórica

Para el desarrollo de un equipo relacionado con la ventilación mecánica, es necesario conocer las variables con las que este equipo trabajará, es decir, variables en las que intervendrá como el sistema respiratorio y sus derivados, así como también los elementos a desarrollar como los tipos de interfaces, tipos de alertas, tarjetas de desarrollo, etc.

2.2.1 Aparato respiratorio

El sistema respiratorio tiene como finalidad proporcionar oxígeno a la sangre, esto lo realiza gracias a su estructura y su relación con las funciones que estas realizan permiten cumplir este objetivo.

Principalmente su estructura se clasifica en función de sus vías aéreas, es decir, en vía aérea alta y baja; sin embargo, tomando otro punto de vista, se las conoce también como vía aérea extratorácica a la vía aérea alta y como vía aérea intratorácica a la baja.

2.2.2 *Procesos de la respiración*

Dentro de las principales funciones del sistema respiratorio consta el intercambio gaseoso, es decir, obtener oxígeno del medio ambiente y circular este para conseguir la producción de energía, también es necesario mencionar que se da la eliminación del dióxido de carbono del organismo. El flujo de aire desde el ambiente hasta los pulmones se da gracias a los músculos respiratorios, controlados por el sistema nervioso central.

Otra de las funciones que se realiza en el sistema respiratorio es la fonación, es decir, la generación de sonidos mediante la circulación de aire a través de las cuerdas vocales. También cuenta con mecanismos de defensa, necesarios debido a la exposición a microorganismos, partículas y gases inhalados de manera constante; el acondicionamiento del aire se da inicialmente en la nariz, ya que es en esta parte donde el aire es humidificado y calentado, esto junto con la filtración de partículas mediante los bellos nasales y la participación del mucus.

Por último, se cuenta con el metabolismo donde los pulmones tradicionalmente se consideraban inactivos. Sin embargo, en la actualidad se ha descubierto que en los pulmones se puede llevar a cabo procesos de metabolización, distinción de sustratos y aportación de sustratos y nutrientes para sí mismos. (Sánchez y Concha 2021)

2.2.3 *Asistencia respiratoria*

También conocida como ventilación mecánica, es un conjunto de técnicas mediante las cuales al realizar el flujo de gas desde y hacia los pulmones mediante el uso de equipos externos conectados directamente al paciente se ayuda con la circulación de oxígeno al sistema para evitar mayores complicaciones médicas debido a la ausencia del elemento mencionado.

De manera general existe gran número de aplicaciones para la ventilación mecánica, entre las que se tiene: mantener el intercambio de gases, reducir o sustituir el trabajo del sistema respiratorio, disminuir el consumo de oxígeno, permitir la sedación, anestesia y relajación muscular, estabilización de la pared torácica, etc. (Muñoz Bonet 2003)

Al ocurrir algún fallo severo en el proceso de respiración, hará que sea imprescindible la atención del personal médico encargado y capacitado para el tratamiento del sujeto. Este tratamiento podrá ser brindado de manera prehospitolaria u hospitalaria, por lo que se debe conocer cuándo es necesario realizar este proceso de soporte vital avanzado, así como también los principios

fisiológicos de la asistencia respiratoria, efectos positivos y negativos que la asistencia respiratoria pueda generar con su uso. Es un tratamiento de soporte vital, en el que se facilita el intercambio gaseoso y el trabajo respiratorio de los pacientes con insuficiencia respiratoria. (Gutiérrez Muñoz 2011)

El dispositivo de asistencia respiratoria deberá cumplir con determinadas funciones como proveer gas al paciente según determinadas condiciones de volumen, presión, flujo y tiempo; así como también deberá tener la capacidad de monitorear la ventilación del paciente y su mecánica respiratoria mediante el uso de interfaces digitales o gráficas.

El operador deberá tener acceso a un sistema de alarmas audiovisuales, que al presentarse condiciones no deseadas o inesperadas sean capaces de informar al operador mencionado.

Entre los objetivos clínicos que deberá cumplir el mecanismo de ventilación mecánica están: revertir la hipoxemia mediante el aumento de la presión arterial de oxígeno mediante el aumento de la ventilación pulmonar o disminuyendo el consumo de oxígeno, revertir la acidosis respiratoria aguda para corregir una acidemia que ponga en riesgo la vida del usuario, revertir la fatiga muscular ventilatoria que se logra poniendo en reposo los músculos respiratorios, etc.(Gutiérrez Muñoz 2011)

2.2.4 Tipos de asistencia respiratoria

La asistencia respiratoria puede darse de dos maneras diferentes, mediante presión negativa extratorácica o presión positiva intermitente.

Los dispositivos de asistencia respiratoria que trabajan a presión negativa son aquellos que logran hacer ingresar gas a los pulmones a través de una diferencia de presión mayor en el exterior, introducido por primera vez en 1832 por el médico, John Dalziel. Sin embargo, el primer respirador eléctrico de presión negativa que fue usado de manera exitosa fue presentado en 1928, y popularmente conocido como “pulmón de acero”, el cual consistía en una cámara de acero en la cual se introducía un adulto. (Rodríguez 2012)

Los dispositivos de asistencia respiratoria que trabajan a presión positiva son sistemas que generan flujo de gas a través de las vías aéreas de manera activa. Los dispositivos pueden trabajar en diversos modos, como lo son VPS (Ventilación con Presión de Soporte) inspiratorio, CPAP y BiPAP. Estos dispositivos pueden usarse de manera espontánea para facilitar la coordinación del paciente con el respirador y mejorar la tolerancia.

Es necesario mencionar que cualquier modo de ventilación puede ser usado, ya que no se presentan mayores ventajas entre sí.

Los dispositivos de asistencia de respiración positiva deben ser aplicados en unidades o salas donde la monitorización sea mínima, y de fácil uso para el personal con experiencia. Los lugares

más comunes donde son usados son en unidades de cuidados intensivos o intermedios. (León Jiménez y Jiménez 2000)

2.2.5 Métodos de respiración artificial

Como ya se mencionó en apartados anteriores, existen dos diferentes tipos de respiración artificial, de presión positiva y de presión negativa.

Dentro de los sistemas de ventilación de presión negativa se ha desarrollado que se basa a la exposición de presiones subatmosféricas durante la inspiración a la superficie torácica y en ocasiones también al abdomen.

Entre los diferentes sistemas de ventilación negativa existentes, principalmente se puede mencionar:

- a) Ventilador tipo tanque: también conocido como pulmón de acero, fue usado hasta finales de los años cincuenta, el cual consiste en un cilindro rígido, donde el paciente es introducido hasta cubrir su cuello, cerrándose mediante un collarín de cuero herméticamente, capaz de producir presiones de hasta 60 cm H₂O.
- b) Ventilador tipo coraza: Este sistema consiste en un caparazón, en su mayoría plástica, aplicado a la superficie del tórax y abdomen, el cual se conecta mediante un tubo flexible al generador que produce la presión negativa intermitente. Presenta menor tamaño que el ventilador tipo tanque, sin embargo, es de difícil adaptación al paciente si es que este presenta deformidades en su caja torácica.
- c) Ventilador tipo traje ajustado: Este sistema también conocido como ventilador tipo poncho, desarrollado a partir de los años 50, consiste en un aplicador de parrilla rígida, la cual es colocada al nivel de tórax y abdomen, y se sella sobre el cuello, muñecas y abdomen.
- d) Otros tipos de ventiladores: incorporan sensores nasales de flujo o de presión, lo que permite que se realicen las aspiraciones según la necesidad de cada paciente, es decir, presenta sistemas de lazo cerrado donde la ventilación pasa a ser tipo asistida.

Los sistemas de ventilación de presión positiva consisten en dispositivos que generan variaciones de presión, mediante generadores o reguladores, desde el acceso a la vía aérea hasta los alveolos.

La generación en estos sistemas de ventilación puede ser controlada mediante presión, flujo o volumen, y una vez terminado el proceso inspiratorio se procede con el proceso de espiración de manera pasiva, mediante el sistema respiratorio del propio individuo.

Existe gran diversidad de sistemas de ventilación de presión positiva, sin embargo, todos estos trabajan bajo el principio de flujo limitado y ciclado, controlado como se mencionó con

anterioridad por presión, flujo volumen o tiempo. Manejando los diversos modos de ventilación como la IPPV asistida / controlada, CPAP, BiPAP, PSV, etc. (García Fernández 2009)

2.2.6 *AMBU*

El AMBU (Aire Manual Breathing Urgencia) es un dispositivo manual de uso médico diseñado para casos de emergencia el cual genera oxígeno por medio de ventilación con presión positiva mientras se oprime la bolsa (balón autoinchable) para suministrarlo por vía aérea. (Blanco, Sales y Moya 2019)

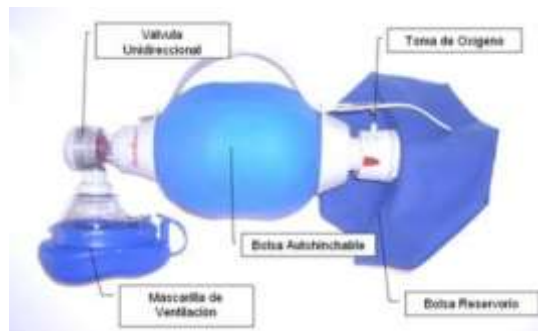


Ilustración 2- 1: Partes del dispositivo AMBU

Realizado por: (Jiménez 2013)

Como se aprecia en la ilustración 2- 1 consta de una válvula unidireccional, una máscara de ventilación la cual ira conectada al paciente, una toma de oxígeno, una bolsa auto hinchable y una bolsa de reservorio. (Hagberg et al. 2005)

2.2.7 *OxyGEN*

Es un trabajo de hardware colaborativo que inicio por Protofy.xyz, una compañía que está ubicada en Barcelona la cual incentiva a la innovación dentro de Corps y SME mediante el desarrollo de soluciones de hardware y software.

Por lo que crearon un respirador de emergencia de hardware abierto, bajo costo y baja tecnología que utiliza un resucitador manual (AMBU) para casos de emergencia que contribuya a salvar vidas. (Protofy.xyz 2020)

2.2.8 *Consideraciones para la respiración artificial*

Al momento de aplicar dispositivos de asistencia respiratoria a un paciente que los requiera es necesario tener en cuenta las condiciones "actuales" que este presenta. En términos médicos, las

necesidades de oxígeno del paciente son asignados al término por fracción inspirada de oxígeno, es decir, el porcentaje de oxígeno que el paciente requiera por cada inhalación.

El tratamiento al que se hace mención es comúnmente llamado oxigenoterapia y se presentan en dos tipos de sistemas:

- **Sistemas de alto flujo:** Los sistemas de alto flujo proporcionan fracciones inspiradas de oxígeno constantes y precisas. Estos sistemas suministran estas fracciones inspiradas de manera independiente a las inhalaciones del paciente. Comúnmente los sistemas de alto flujo son invasivos es decir en su mayoría son entubaciones o tubos endotraqueales. Estos sistemas son capaces de brindar hasta un 100 % de oxígeno por cada inhalación y son utilizados en individuos que presentan alto estrés cardiopulmonar.
- **Sistemas de bajo flujo:** Se utilizan mayoritariamente en pacientes que presentan respiración espontánea, son sistemas basados en mascarar faciales simples o con reservorio y cánulas. Estos sistemas no brindan un flujo de oxígeno constante y la frecuencia de bombeo de aire se basa en la frecuencia de inspiraciones y exhalaciones del paciente.

De acuerdo con la necesidad de fracciones inspiradas de oxígeno que tenga el paciente se puede elegir entre un sistema o el otro, si esta necesidad es menor al 40 % se procederá con sistemas de bajo flujo; en caso de ser mayor al 40 % se requiere proceder con sistemas de alto flujo. (Gutierrez Noyola, Druyet Castillo y Ruiz Suárez 2003)

Existen tratamientos diferentes a la oxigenoterapia como lo son: humidificación de aire inspirado y la administración de fármacos aerosolizados.

La humidificación de aire inspirado es utilizada en pacientes con sistemas para tratamiento domiciliario, es un método no invasivo solo recomendado en pacientes que requieran flujos mayores a 4 lt/min. Naturalmente el aire se humidifica y calienta, es decir, se acondiciona en las vías respiratorias altas, este proceso se da durante las inspiraciones. De igual manera se da el proceso contrario en las espiraciones, es decir, se extrae la humedad y el calor del aire exhalado. Es necesario conocer que la humedad del aire inspirado debe ser de 48 mg/ml.

Aunque es un tratamiento en su mayoría no invasivo, también es usado en pacientes con traqueotomía ya que al omitir la vía aérea alta el aire ingresado no se humidifica naturalmente lo que puede repercutir en enfermedades o afecciones pulmonares. (Rodríguez González-Moro et al. 2011)

Por su parte, los dispositivos para la administración de fármacos aerosolizados son sistemas para el tratamiento de infecciones en las vías respiratorias y existen principalmente tres tipos: nebulizadores, inhaladores con cartucho presurizado e inhaladores de polvo.

El suministrar fármacos mediante las vías respiratorias son las primeras acciones tomadas para combatir enfermedades como la enfermedad obstructiva crónica. (Fernández Tena y Casan Clarà 2012)

2.2.9 Sensores para la implementación de mecanismos

Los sensores son dispositivos sensibles a un tipo de energía específica ya sea luminosa, cinética, térmica o a la medición de una cantidad física de la que se necesite tomar medidas, como la velocidad, corriente, voltaje, aceleración, presión, etc.

Los sensores de presencia se dividen en dos grupos: capacitivos e inductivos los cuales según su tipo ayudan a detectar diferentes materiales estos pueden ser metales y no metales en el caso de los capacitivos reaccionan ante metales y no metales su funcionamiento se basa en el cambio de capacitancia de la placa detectora que se encuentra en la parte frontal del sensor la cual se le denomina cara sensible por el contrario los sensores inductivos reaccionan ante metales ferrosos, no necesitan contacto físico con el material y estos se dividen en tres tipos oscilación de alta frecuencia, magnético y cambios en la capacidad eléctrica. (Reyes Flores 2019)

Es necesario comprender que los sensores no siempre cuentan con las características eléctricas adecuadas para ser utilizados de manera directa, por lo cual es indispensable un sistema de control donde la señal de salida de este debe ser ajustada al inicio de su lectura para lo cual se hace uso de un circuito de interfaz para conducir y amplificar la señal mencionada para que esta pueda ser leída por el controlador. (Wendling 2010)

2.2.10 Tipos de sensores para la respiración artificial

Los sensores orientados a asistencia respiratoria se enfocan en mediciones de parámetros específicos como lo son volumen, frecuencia, presión y flujo aéreo; esto con la finalidad de comprender y analizar aspectos como lo son capacidad pulmonar, volumen de aire y funcionamientos de los dispositivos de asistencia respiratoria. (Ashby 2006)

Dentro de los sensores de flujo aéreo tenemos sensores de hilo caliente, sensores de pantalla, sensores de orificio variable y sensores tipo vórtice.

- Los sensores de hilo caliente basan su funcionamiento en la medición de la velocidad del aire a través de la transferencia de calor desde un filamento sensor hasta el flujo circundante. Son comúnmente utilizados en el estudio de fluidos sometidos a diferentes condiciones, poseen gran precisión en la medición de la velocidad, así como también frecuencias de respuesta en rangos muy amplios. (Schenone 2022)
- Los sensores de pantalla o neumotacógrafos sirven para medir el flujo gaseoso, transformando el flujo mencionado en presión diferencial proporcional. Las mediciones se realizan según el

tipo de neumotacógrafo aplicado, sin embargo, sus funcionamientos tienen el mismo principio, la diferencia de presión generada se analiza mediante un transductor o un procesador. (Lucerna 2004)

- Los sensores de orificio variable son aquellos que constan de una membrana flexible que permite una mayor o menor apertura en función del flujo de aire al que esta sea sometida, este flujo a través de la membrana genera una diferencia de presión antes y después de esta. La diferencia de presión es medida y analizada por medio de un transductor el cual da como salida un comportamiento lineal. (Madomo 2017)
- Los sensores tipo vórtice o tipo vórtex son utilizados para el monitoreo y medición de flujo de fluidos o gases como lo es el aire a través de mangueras o tuberías. Este dispositivo utiliza el principio de tipo vórtex, estos vórtices son creados antes del sensor siguiendo el mismo principio de velocidad del fluido a una frecuencia proporcional a la velocidad mencionada, la relación entre la velocidad del fluido y la frecuencia es lineal. (DISAI Automatic Systems y M-Zert 2013)

2.2.11 Mecanismos de alerta

El principal requerimiento para el desarrollo de una alerta en dispositivos donde se ha desarrollado una automatización es que el dispositivo cuente con sistemas, ya sea mediante software o hardware, capaces de advertir al usuario o controlador acerca de posibles fallos, errores o estados no deseados sin intervención manual. Los mecanismos de alerta pueden estar acompañados de indicadores como lo son pantallas, focos o leds, dispositivos audibles entre otros buscando siempre que estos sean fácilmente identificables tanto para el operador como para las demás personas. (Cuzco Carrión y Layana Vallejo 2012)

2.2.12 Tipos de alertas

Como se mencionó en el apartado anterior existen diferentes tipos de dispositivos de alertas entre las que destacan inalámbricas y cableadas.

- Las alarmas inalámbricas son aquellas que constan de un módulo de alimentación, un módulo de comunicación que pueden ser bluetooth, wifi e incluso infrarrojo. Este dispositivo de alerta también consta de uno o varios dispositivos que generan frecuencias audibles que resulten poco confortables o indicadores visuales que sean llamativos con la finalidad de ser fácilmente identificables para el usuario y operador.
- Las alarmas cableadas están directamente unidas al mecanismo o sistema, así como también todos sus módulos, dependiendo del ambiente para el que se diseñe dicha alarma los elementos a utilizar serán de mayor o menor robustez. (Cajo Díaz y Galarza Rosas 2010)

2.2.13 Sistemas de alerta inalámbrica

El uso de sistemas inalámbricos de alerta en ambientes hospitalarios es fundamental, ya que a través de este medio se garantiza una comunicación rápida entre el mismo personal médico y también entre pacientes y personal médico.

Los sistemas de alerta no solo son usados en situaciones donde el paciente requiera atención inmediata, sino también donde este requiera asistencia especializada como lo es en caso de personas con dificultades para moverse, las cuales hacen uso de estos sistemas para solicitar asistencia al personal a cargo y poder realizar las actividades que necesiten.

Entre los sistemas inalámbricos más comunes utilizados se tienen:

- **Sistema de llamada de enfermería inalámbrica:**
Este sistema es de uso principal para los pacientes, ya que físicamente consta de un botón inalámbrico que es usado por dichos pacientes y un receptor ubicado en estaciones de enfermería. Funciona a través del uso de una red ZigBee, microcontroladores y un módulo GSM SIM900, cuando se activa el sistema se envía un mensaje de texto a través del módulo GSM SIM900 para que notificar al personal médico, además el sistema puede contar con interfaces LCD, sensores y dispositivos de procesamiento de señales. (González y Vargas Sellan 2019)
- **Sistema de monitoreo de pacientes inalámbrico:**
Este sistema es utilizado para recopilar y/o monitorear datos de los pacientes de forma remota. Funciona gracias al uso de sensores inalámbricos que son colocados en el cuerpo del paciente para medir diferentes variables fisiológicas como lo son frecuencia cardiaca, presión arterial, etc., estos datos son enviados a un dispositivo central a través de una red wifi, donde este procesa los datos y los envía a un servidor remoto para su procesamiento y análisis. (Ortiz y Filippova 2016)
- **Sistema de llamada de código azul:**
Es utilizado principalmente por médicos o enfermeros para alertar a demás personal de la salud en situaciones de emergencia como paros cardíacos o eventos críticos. Su funcionamiento se basa en un receptor de señal, un dispositivo central encargado de recibir y procesar la señal de alerta el cual está ubicado en una estación de enfermería o un sistema de gestión de emergencias, sistema de comunicación inalámbrica la cual puede ser ZigBee o GSM para transmitir la señal de alerta y una vez que se recibe la señal de alerta el sistema emite una alarma sonora y visual para alertar al personal médico sobre la emergencia. El sistema también puede enviar notificaciones a dispositivos móviles o sistemas de comunicación interna. (Zavala de Paz et al. 2017)

Además de los sistemas mencionados, también existen sistemas de localización de personal, sistemas de alarma de caídas, sistemas de alerta de seguridad del paciente, sistemas de alarmas de incendios, sistemas de llamada médico a médico, sistema de alerta de temperatura de refrigeradores de medicamentos, sistemas de seguimiento de activos médicos, etc.

2.2.14 Consideraciones para el desarrollo de alertas

Hay que tener en consideración varios aspectos al momento de desarrollar una alerta, teniendo en cuenta el ambiente al que va enfocado, los posibles operadores, las condiciones del lugar y la estructura a la que va vinculada dicha alarma.

De manera general las alarmas deben ser:

- Fáciles de configurar ya que el personal podrá no estar capacitado para realizar una configuración o programación minuciosa.
- Fáciles de operar debido a que el operador deberá poder cambiar parámetros o cambiar niveles en que actúan las alertas.
- Desarrollo intuitivo para que el operador pueda familiarizarse de manera eficaz con el sistema de alarma.
- Estado de activación y desactivación al alcance del operador.
- La intensidad del sonido deberá ser mayor al ruido ambiental, ya que este deberá ser de manera fácilmente identificable. (Niubó Jorge y Cruz Hernández 2001)
- El ruido en un hospital de 50 a 60 decibelios en un hospital y en salas de emergencia de 65 a 70 dB.

2.2.15 Desarrollo de Interfaces

Una interfaz es parte fundamental en la fabricación ya que esta es el medio de unión entre el usuario y el equipo desarrollado, por lo cual es fundamental que la interfaz tenga una configuración clara y simple que pueda facilitar el uso en su medio.

Dentro de la interfaz deben constar de dos componentes principales, los cuales son las entradas y las salidas del sistema y gracias a estas componentes se puede dar la conexión y el trabajo en conjunto del usuario y el equipo.

Mediante las entradas del sistema, el operador establecerá las necesidades que deberá satisfacer el equipo, así como las necesidades de posibles alertas que se deberán recibir de ser que se del caso.

A través de las salidas, la interfaz deberá “comandar” el sistema, para optimizar su funcionamiento y modificar las variables necesarias para que esta responda a las necesidades establecidas mediante el ingreso de información a través de las entradas del sistema.

La interfaz a su vez debe limitar a cambiar las propiedades necesarias para el desarrollo del trabajo. Sin embargo, las propiedades que se modifican no deberán alterar en mayor proporción las funcionalidades del equipo, ya que esto podría llevar a fallos y desperfectos en la estructura física.

Se considera la interfaz como el software donde el usuario podrá tener interacción, es decir, podrá en el presente proyecto ser mediante la cual el equipo especializado como médicos, paramédicos u otros puedan establecer parámetros y comprobar que el funcionamiento será el adecuado.

Las interfaces pueden desempeñarse de diferentes maneras, mediante un teclado físico es lo más común. Sin embargo, el desarrollo de interfaces mediante paneles táctiles con pantalla o Displaye incluido es cada vez más común, debido a que estas son capaces de facilitar el trabajo para el desarrollador, al no ser necesario emprender una conexión manual y programación de igual manera. (Batirtela 2003)

2.2.16 Consideraciones para diseño de interfaz para uso medico

En la medicina, una interfaz debe tener un diseño simple además de mostrar gráficamente las variables necesarias para el estudio de pacientes como lo son los niveles de oxígeno o velocidad de motores para los sistemas de asistencia respiratoria.

Además de constar con parte gráfica, también es necesario una interfaz auditiva la cual deberá estar vinculada con la interfaz principal y el sonido que deberá producir el equipo deberá estar entre 65 y 70 dB ya que, en el ambiente médico, el sonido deberá ser distinguible del resto de ruidos ambientales dentro del área de trabajo médico. (Peris-Fajarnés et al. 2018)

2.2.17 Tipos de interfaces

La interfaz al ser la conexión directa entre el usuario y el dispositivo debe tener varias especificaciones para su óptimo funcionamiento, por lo que según las características de dicha interfaz se puede clasificar el tipo de interfaz usada:

- Interfaz de lenguaje natural:

Las interfaces de lenguaje natural hacen referencia a aquellas en las que el usuario mediante lenguaje cotidiano hace uso de la interfaz para complacer o encontrar respuesta a sus dudas. Ejemplos claros de interfaces de lenguaje natural son los dispositivos Alexa, y Google Home, dispositivos con los cuales mediante un comando de activación que comúnmente es el nombre

mismo del dispositivo seguido de una consulta o solicitud de acción; los comandos dirigidos a estas interfaces son realizadas con lenguaje cotidiano, es decir, no es necesario que el usuario conozca de terminología específica para llevar a cabo el uso del dispositivo. (Rojas Hernández 2016)

El principal inconveniente de este tipo de interfaces es la riqueza lingüística que presenta el idioma en el que se trabaje y las diversas situaciones en las que el usuario trabaje, ya que incluso ambigüedades pueden llegar a afectar su desarrollo GAT. (Porras et al. 2018)

- Interfaz gráfica de usuario:

Este tipo de interfaz toma más en cuenta el tipo de usuario al que va referido el dispositivo, por lo que toma más consideraciones al momento de su diseño, ya que aspectos como lo es la memoria del usuario también puede influir en su desempeño, ya que este puede olvidar el funcionamiento de ciertos parámetros del dispositivo, por lo que esta interfaz debe ser intuitiva y de simple comprensión para el usuario.

Ya conociendo las limitaciones de usuario, la interfaz desarrollada debe contar con características tales como la familiaridad con el usuario, es decir, debe manejar gráficas y terminología ya conocidos por el usuario, uniformidad al momento de desarrollar submenús o agregar funciones a la interfaz principal, debe presentar variaciones mínimas para que el usuario comprenda en todo momento lo que ocurre en la interfaz, recuperación de datos ya que el usuario puede cometer errores, por lo que se debe proporcionar al usuario maneras de corregirlos, guía de usuarios para facilitar la familiarización del usuario con el entorno de la interfaz, diversidad de usuarios debido a que no siempre va a hacer uso del dispositivo el mismo usuario, generar una sensación de control del sistema para el usuario, percepción de color y tamaño claro de los elementos para evitar posibles confusiones o errores inesperados y en conjunto con esta característica, también es importante la legibilidad de textos presentes en la interfaz. (Albornoz 2014)

- Interfaz de preguntas y respuestas:

Esta interfaz, como su nombre lo dice, es la más simple que se puede presentar ya que se presenta una serie de preguntas consecutivas que el usuario deberá responder para acceder a la respuesta de la consulta que este esté realizando. Es uno de los más simples, ya que todas las acciones posibles o preguntas consecuentes ya estarán prediseñadas para continuar con un proceso preestablecido, minimizando así la cantidad de fallos que se puedan presentar, así como también situaciones adversas que se puedan dar. (Maidana, Ayala y Arrua 2018)

2.2.18 Monitoreo de señales

El monitoreo de señales hace referencia al estudio de las señales adquiridas; estas señales pueden ser adquiridas mediante sensores digitales o analógicos usados en la medición de parámetros físicos como temperatura, presión, frecuencia, flujo, etc.

Ya adquiridas las señales, el estudio y análisis de estas se puede llevar a cabo mediante gráficas, tablas, ecuaciones, entre otras. La finalidad de realizar el monitoreo de señales suele ser comprender el comportamiento de un entorno, sistema o usuario como lo es en el caso de dispositivos médicos, donde en gran medida suelen monitorearse señales como el ritmo cardiaco, niveles de oxígeno, presión sanguínea, entre otros.

Este proceso se lleva a cabo siempre que la finalidad del sistema sea comprender el comportamiento de parámetros específicos en el ambiente donde el sistema mencionado sea aplicado. (Mesa Lara, Rosales Agredo y Maury Atencia 2019)

2.2.19 Indicador de oximetría del pulso

La oximetría de pulso se refiere a métodos no invasivos de análisis de la saturación de oxígeno en la sangre que presenta un paciente.

En general, este método es usado para saber si el paciente está recibiendo en su cuerpo el suficiente oxígeno mediante el proceso natural de respiración o si este necesita métodos de soporte, como lo son los dispositivos de presión positiva.

Gracias a este dispositivo, es posible saber la cantidad de oxígeno que es necesario suministrar al paciente sin realizar métodos invasivos que puedan afectar su estado.

Los oxímetros de pulso poseen dos sensores mediante los cuales se emiten luz, uno emite luz infrarroja y otro sensor para la R, además de un fotodiodo detector.

El oxímetro trabaja mediante la lectura de valores lumínicos que envía la sangre arterial, detectando a la vez la frecuencia cardiaca del paciente. La cantidad de luz absorbida por la sangre cambia de acuerdo con la presencia de gases como el oxígeno en estas.

Los lugares más comunes para la medición de oxígeno en la sangre en pacientes normalmente son los dedos de la mano, aunque también se puede realizar este proceso en el dedo gordo del pie y el lóbulo de la oreja, en neonatos y lactantes puede realizarse en palmas de las manos y las plantas de los pies. (Mejía Salas y Mejía Suarez 2012)

2.2.20 Tarjetas de desarrollo

En el mundo de las tarjetas de desarrollo aparecen como ayuda al aprendizaje para una fácil comprensión de la programación base por lo cual este tipo de aplicaciones venían acompañado de la experimentación.

Para el desarrollo de múltiples sistemas o dispositivos, normalmente son requeridas tarjetas de desarrollo las cuales nos ayudan con un amplio manejo de información que a su vez gestionan

datos en donde es necesario saber las características del proyecto que estas manejaran por lo que es importante conocer el número de entradas (sensores) y salidas.

Con el paso del tiempo fueron apareciendo un número amplio de marcas y modelos que las fueron desarrollando como son: Arduino, Raspberry, Audio Smart 2-Mic, SensorTile, Samsung ARTIK 710, Thunderboard entre muchas más por lo que hay muchas de donde escoger según su capacidad de procesamiento estudiando el datasheet de cada una de ellas. (Bernal Burgos 2014)

La Raspberry Pi 3 es una de las más conocidas en el mundo al igual que la más utilizada en proyectos de la electrónica ya que se le puede dar el nombre de mini PC por que cuenta con un módulo wifi, un módulo bluetooth, una entrada ethernet, cuatro entradas USB tipo A, una salida de HDMI, un procesador Cortex-A53 a 64-bits de 1.4 GHz, 1 GB de memoria RAM al igual que varias salidas y entradas las cuales nos ayuda para el control de diferentes procesos por medio de los sensores que se le pueda implementar. (Raspberry 2015)

La tarjeta de desarrollo Arduino Uno es una plataforma de hardware libre y de código abierto que se utiliza para crear proyectos interactivos. La plataforma consta de una placa de circuito impresa con un microcontrolador y una serie de pines de entrada/salida que se pueden programar para interactuar con el mundo exterior. Se utiliza en una amplia variedad de proyectos, desde el control de nivel de líquido de un tanque hasta la creación de juegos basados en hardware y software libre, así como en la modernización de laboratorios de microprocesadores. (Chavez Jaldin et al. 2020)

2.2.21 Normativas para la validación de dispositivos

Existen diferentes normativas para la validación de dispositivos, las cuales se pueden enfocar en la validación por cada parte del equipo, es decir, separa los elementos que conforman el equipo y valida cada uno de manera individual como lo es en la ISO 80601-2-61:2019 la cual fue desarrollada por “Joint Working Group of Technical Committee ISO/TC 121” y “Technical Committee IEC/TC 62”, grupos enfocados en dispositivos anestésicos, equipos respiratorios, ventiladores pulmonares y equipos relacionados, lanzando como primera versión la norma “ISO 60601-2-61:2005”; y otras normativas que validan el funcionamiento en conjunto del dispositivo, como lo es en el caso de la ISO 5725-2:2019 la cual deja a criterio de un profesional evaluador la verificación del dispositivo, sus partes y correcto funcionamiento en base del propósito para el que fue desarrollado tomando en cuenta criterios como lo es la repetibilidad y reproducibilidad los cuales sirven para determinar el error relativo en dispositivos médicos a través de la puesta en marcha del equipo por un solo operador “repetibilidad” y por diferentes operadores o entornos “reproducibilidad”. (Quaresima y Ferrari 2020; Palma 2008)

Para mayor certeza de funcionamiento del equipo desarrollado se hará uso de ambas normas mencionadas con la finalidad de validar elemento a elemento las partes del equipo. Se hace uso

de la norma ISO 80601-2-61:2019 debido a que enfoca su validación en sensores de oxigenación o SpO2 e indica como tope máximo para el error relativo de pruebas y mediciones entre dispositivos ya validados y el dispositivo desarrollado un valor de 4%, indicando así (si los valores son menores a este porcentaje) que el sensor oxímetro del dispositivo funciona de manera adecuada; por otra parte, al hacer uso de la norma ISO 5725-2:2019, se toman en cuenta criterios de repetibilidad y reproducibilidad para verificar que el dispositivo funcione correctamente bajo todos los estándares indicados por el profesional a cargo de la evaluación.

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo proporciona una guía de la investigación y el desarrollo del respirador mecánico automatizado tipo AMBU.

3.1 Requerimientos del sistema

El presente trabajo busca la automatización de un dispositivo de respiración asistida de presión positiva, el cual funcione de manera adecuada y facilite el trabajo de paramédicos o personal de la salud que haga posterior uso de este.

Para cumplir con esta meta, se deben tener en cuenta varios requerimientos iniciales para poder deducir que el trabajo fue correctamente completado, los cuales son:

- Presentar una interfaz para el control del dispositivo mecánico de presión positiva tipo AMBU.
- Realizar un control de velocidad para el respirador mecánico a través de la interfaz diseñada.
- Implementar un sensor de SPO2 que facilite el control y cuidado del paciente.
- Implementar una alerta inalámbrica dirigida al paramédico.

Los requerimientos serán de uso para el desarrollo del prototipo planteado, además a partir de estos se tomará en cuenta las decisiones u opiniones de expertos en el área para parámetros como el nivel de ruido de la alarma, dispositivos inalámbricos de alerta y tamaño de la interfaz.

Los resultados de la encuesta aplicada, la cual consta de 4 preguntas, son los siguientes:

- Primera pregunta: En relación al sonido de la alarma de un dispositivo médico. ¿Qué nivel de volumen sería el óptimo para brindar notificaciones?



Ilustración 3- 1: Pregunta 1 realizada a personal médico de la salud.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Considerando que en el ambiente médico una alerta de bajo nivel de volumen es 40 dB, medio 60 dB y alto son 95 dB, el nivel de ruido seleccionado es de 60 dB para el desarrollo de la alarma audible. (Morales y Reyes 2017)

- Segunda pregunta: Dentro del área laboral del personal de la salud, ¿qué dispositivos electrónicos están permitidos su uso?



Ilustración 3- 2: Pregunta 2 realizada a personal médico de la salud.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

- Tercera pregunta: De los dispositivos seleccionados o mencionados anteriormente, ¿cuál elegiría para recibir notificaciones sobre el estado (nivel de oxígeno) del paciente?



Ilustración 3- 3: Pregunta 3 realizada a personal médico de la salud.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

- Cuarta pregunta: ¿Qué tamaño de interfaz (pantalla) sería el adecuado para que un dispositivo sea fácilmente transportado?



Ilustración 3- 4: Pregunta 4 realizada a personal médico de la salud.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Para la selección de elementos como la interfaz inalámbrica, el tamaño del display y el nivel de ruido de una alerta auditiva se toman en cuenta los resultados de la encuesta realizada al personal de la salud, donde se logra determinar que el dispositivo electrónico con mayor permisibilidad de uso es el celular por lo cual será tomado como base para el diseño de la interfaz de alerta inalámbrica, de igual manera se determinó que la dimensiones adecuadas para el respirador mecánico es de 7 pulgadas y finalmente el nivel de ruido adecuado para una alerta auditiva dentro del ambiente medico es de 60 dB.

3.2 Elementos del mecanismo

Con los requerimientos del proyecto ya especificados, se puede proceder con la selección de elementos para satisfacerlos.

Los elementos para el mecanismo (hardware) serán descritos en los apartados siguientes:

3.2.1 Plancha de acrílico

Para la elaboración de la estructura física del respirador automatizado se hace uso de las planchas de acrílico, ya que estas presentan peso reducido y facilidad de limpieza a comparación con otros materiales como el MDF.

Además de las diferencias ya mencionadas, también es necesario tener en cuenta las propiedades mencionadas en la tabla 3-1.

Debido a las características mencionadas, tomando en cuenta que el ambiente donde sea aplicado el dispositivo puede presentar humedad o durante el mantenimiento (limpieza) el dispositivo puede ser expuesto a materiales líquidos resulta mejor opción el uso de acrílico ya que este no presenta deformaciones en su estructura.

Tabla 3- 1: Comparación entre material acrílico y MDF.

Características:	Acrílico	MDF
Composición	Plástico translucido	Fibra de madera unido con resina
Resistencia al agua	Impermeable	Permeable
Durabilidad	Poca resistencia a impactos	Mayor resistencia a impactos
Estabilidad dimensional en presencia de humedad	No presenta encogimiento, expansión o deformaciones	Puede presentar expansión o deformaciones

Fuente: (Silva, Aznar y Aznar 2021), (Contreras Zavaleta y Custodio Puelles 2021)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

La forma en la que serán cortadas las planchas de acrílico será tomando con varios diseños realizados en 3D descritos en el apartado 3.14.



Ilustración 3- 5: Planchas de acrílico

Fuente: (Madigraf 2022)

3.2.2 Motor DC

La aplicación del motor DC será dar el movimiento del mecanismo que bombeará de manera constante el dispositivo AMBU, el cuál es el encargado de generar la presión positiva en el usuario/paciente en el que se aplique el dispositivo automatizado. Presenta una alimentación de 12V y genera hasta 50 revoluciones por minuto, lo cual supera el requerimiento mínimo para la cantidad de flujo de aire por minuto que puede llegar a necesitar un paciente adulto.

Tabla 3- 2: Características del motor DC de 12 V.

Datos	Características
Voltaje:	12 VDC
Corriente sin carga:	1.6 A
Corriente con máxima eficiencia:	5.4 A
Velocidad sin carga:	240 RPM
Velocidad máxima eficiencia:	207 RPM
Par máxima eficiencia:	1.3 Nm

Fuente: (Pep Boys 2021)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

En términos de fuerza y durabilidad, el motor DC con caja reductora ofrece un alto torque y es adecuado para este dispositivo ya que requiere una alta fuerza de salida, y bajas velocidades.

Un motor de escobillas sería menos eficiente y duradero en comparación al motor DC con caja reductora y a un motor paso a paso. En cambio, el motor paso a paso ofrece una alta precisión, pero tiene menos torque en comparación con al motor DC con caja reductora.



Ilustración 3- 6: Motor DC

Fuente: (Mechanical components online shop 2022)

3.2.3 Display

Raspberry presenta un “ecosistema” para aplicación con sus tarjetas de desarrollo. En el presente proyecto se hará uso de una interfaz de 7” touchscreen, la cual será el vínculo con el usuario para la configuración del dispositivo y su posterior puesta en funcionamiento, así como también la visualización de las variables adquiridas por parte de los sensores según fueran ubicados por el operador o paramédico.

Tabla 3- 3: Características de pantalla LCD de 7 pulgadas de Raspberry.

Datos	Características
Tipo de Pantalla:	LCD TFT
Tamaño de Pantalla	1 x 7 pulgadas
Definición de Pantalla	1024x600 pixeles
Tensión de alimentación:	VCOM: 3.3 - 3.8 V, AVDD: 9.6 VÑ, VGH: 18 V, VGL: -6 V
Dimensiones externas:	164.9 x 100 x 3.5 mm

Fuente: (Raspberry Pi 2018b)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)



Ilustración 3- 7: Display Raspberry

Fuente: (Raspberry Pi 2018b)

3.2.4 Fuente de alimentación de 12 V

Esta fuente fue seleccionada con la finalidad de que el sistema tenga una correcta alimentación para la puesta en funcionamiento del motor, módulos de visualización etc. Es capaz de transformar el voltaje mural de 115 V a 60 Hz a los 12 V DC que requiere el sistema.

Las características específicas de la fuente utilizada son indicadas en la tabla a continuación:

Tabla 3- 4 Características de fuente de alimentación de 12 V.

Datos	Características
Alimentación:	115/230 V AC 50-60 Hz.
Voltaje de salida:	12 V DC.
Corriente de salida:	10 A.
Potencia de salida:	500 W.
Dimensiones:	15 x 10 x 8.5 cm.
Peso:	0.3 kg.

Fuente: (Xtech 2022)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)



Ilustración 3- 8: Fuente de 12 Voltios

Fuente: (Xtech 2022)

3.2.5 Fuente de alimentación de 5 V

Dentro de todo el mecanismo la tarjeta de desarrollo deberá ser alimentada a 5 voltios y máximo de 2 amperios, recordando que esta va a ser la que controle y alimente los sensores implementados y la tarjeta de desarrollo a usar.



Ilustración 3- 9: Fuente de 5 voltios

Fuente: (Delta-eu 2022)

3.2.6 Driver Controlador Motor Bts7960 43A

Es un módulo de potencia utilizado para controlar motores de corriente continua (DC) de alta potencia. A continuación, se presenta las características destacadas y razones por las cuales se utiliza para este dispositivo.

Tabla 3- 5: Características del controlador Bts7960 43A

Datos	Características
Voltaje de Alimentación:	5 V.
Voltaje de salida para el motor:	6 V a 27 V.
Corriente Máxima:	43 A.
Capacidad Máxima de PWM:	25 kHz.

Fuente: (Arias Robalino 2023)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

- El BTS7960 43A es un controlador de motor de puente H de alta corriente que puede manejar hasta 43 amperios de corriente continua.
- Es capaz de controlar la velocidad y dirección del motor mediante la modulación por ancho de pulso (PWM)
- El controlador tiene protección contra sobrecalentamiento, sobrecarga y cortocircuito.
- Es una opción económica y eficiente para controlar motores de alta corriente.
- Es fácil de usar y se puede controlar con un microcontrolador como Arduino.
- El controlador tiene una amplia gama de aplicaciones, incluidos vehículos eléctricos, robots y sistemas de automatización industrial. (Ikhmal Rosli 2016)



Ilustración 3- 10: Modulo PWM

Fuente: (Arias Robalino 2023)

3.2.7 Buzzer YL-44

El buzzer para Arduino es un dispositivo que se utiliza para generar sonidos en proyectos de electrónica. A continuación, se presentan algunas de sus características:

- El buzzer es un dispositivo electromecánico que convierte señales eléctricas en sonidos audibles.

- Se puede conectar directamente a una placa Arduino sin necesidad de componentes adicionales.
- Puede generar diferentes tonos y frecuencias de sonido.
- Facilidad de uso y programación.

El zumbador para Arduino se utiliza como alarma audible del dispositivo, ya que genera un sonido de hasta 138 dB para indicar la alerta de estado emergencia. Por ejemplo, cuando el nivel de oxigenación del paciente disminuye el límite establecido o cuando el nivel de presión indica posible obstrucción o mala conexión de la manguera al dispositivo AMBU. (Terneus Páez 2019)

Tabla 3- 6: Características del buzzer YL-44 de Arduino

Datos	Características
Voltaje de alimentación:	3.3 V a 5 V.
Corriente Nominal:	30 mA
Frecuencia Audible:	2300 ± 300 Hz (138 dB ± 18 dB)
Dimensiones:	33 x 13 mm

Fuente: (Benítez Pina 2022)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)



Ilustración 3- 11: Buzzer YL-44.

Fuente:(Benítez Pina 2022)

3.2.8 *AMBU*

El dispositivo AMBU es el encargado de producir el bombeo de aire al paciente, a través de su bomba presente en el medio del cuerpo del dispositivo, y mediante el cual el sistema funcionará de la manera deseada.



Ilustración 3- 12: Dispositivo de asistencia respiratoria de presión positiva

Fuente: (Rehaliza 2018)

3.2.9 Modulo RS-485

El módulo RS485 se utiliza para la transmisión de datos en una red de comunicación. Es un estándar de comunicación que se utiliza para la transmisión de datos en serie a través de largas distancias. El RS485 es un protocolo de comunicación que permite la transmisión de datos en una red de hasta 32 dispositivos. Este tipo de sensor se utiliza en una amplia variedad de aplicaciones, como en sistemas de automatización de edificios, sistemas de control de acceso, sistemas de seguridad y sistemas de control de procesos industriales. El sensor RS485 es capaz de transmitir datos a velocidades de hasta 10 Mbps y puede funcionar a distancias de hasta 1200 metros.



Ilustración 3- 13 Modulo RS-485

Fuente: (Maxim Integrated TM 2014)

Tabla 3- 7: Característica del módulo RS-485

Datos	Características
Conector:	2 Header de 4 pines serial TTL
Voltaje de alimentación:	5 V
Consumo de corriente:	500 uA
Potencia de operación:	830 mW
Tipo de comunicación:	Half-duplex
Velocidad máxima a 12 m:	10 Mbits//s
Alcance máximo a 100 kbits/s:	1200 m
Temperatura de operación mínima:	-10 °C
Temperatura de operación máxima:	85 °C
Dimensiones:	5.7 cm X 1.4 cm X 2 cm

Fuente: (Maxim Integrated TM 2014)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Este módulo es utilizado debido a que, se hace uso de la comunicación serial por defecto de la placa Arduino uno para el envío y recibimiento de datos con la placa Raspberry Pi 3, por lo que fue necesario realizar una comunicación Full – Duplex a través de la implementación de 2 módulos RS – 485 entre la placa Arduino uno y la placa Arduino nano, ya que gracias a este módulo se establece comunicación serial entre ambas placas para el envío y recibimiento de datos.

3.2.10 Sensor Max30102

Es un sensor foto pletismógrafo (PPG) que puede medir la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal. Consiste en un emisor de fuente y un fotodetector receptor que emite luz infrarroja y mide los cambios en la intensidad de la luz causados por cambios en el volumen sanguíneo.

Tabla 3- 8: Características del sensor Max30102.

Datos	Características
Tipos de mediciones:	Frecuencia cardíaca y temperatura corporal
Longitud de luz:	660 nm luz roja - 880 nm luz infrarroja
Precisión de medición:	97 % frecuencia cardíaca y 99 % temperatura corporal.
Compatibilidad:	Tarjetas de desarrollo como Arduino o NodeMCU12e.
Voltaje de operación	5 V.
Regulador de voltaje en placa	3.3 V y 1.8 V
Protocolo de comunicación	I2C
Frecuencia:	50 Hz a 60 Hz
Temperatura de trabajo	-40 ° C a 85 ° C
Dimensiones	21 mm x 15 mm

Fuente: (Naylamp Mechatronics 2023)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Este sensor es el encargado en registrar e indicar los niveles de oxígeno que pueda llegar a tener el paciente y si presenta variación en su estado, es decir, si empeora o mejora su condición. Es una buena opción para medir la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal debido a su alta precisión y capacidad para medir ambos parámetros simultáneamente. También es versátil en cuanto a su conexión a microcontroladores y su capacidad para medir señales corporales vitales en diferentes lugares del cuerpo. Se ha utilizado en varias aplicaciones, como dispositivos de monitoreo de frecuencia cardíaca, y puede ser útil en entornos de atención médica para el monitoreo de pacientes. (Muthmainnah, Deni Bako y Imam 2022)



Ilustración 3- 14: Sensor SPO2

Fuente: (Naylamp Mechatronics 2023)

3.2.11 Sensor MPX5010DP

Sensor de presión de silicio con doble puerto en su encapsulado tipo SIP de 6 pines el cual utiliza una técnica avanzada de micro mecanizado, metalización de película delgada y procesamiento bipolar donde entrega una señal analógica la cual es proporcional a la presión aplicada, donde se lo utilizara para saber el nivel de presión del dispositivo y así realizar el control diferencial de manera automática. (Motorola 1997)

Tabla 3- 9: Características del sensor MPX5010DP.

Datos	Características
Rango de presión:	0 a 10 kPa
Presión Máxima	40 kPa
Temperatura de funcionamiento:	-40°C a 125°C
Voltaje de alimentación	4,75 V a 5,25 V.
Voltaje de salida	0.2 V a 4.7 V
Dimensión del tubo	4,93 mm
Precisión	±1.5% de la escala completa

Fuente: (APARICIO GARCIA et al. 2017)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Este sensor es de utilidad en aplicaciones que requieren medición de presión diferencial, como en sistemas de control de flujo de aire, sistemas de calefacción, ventilación, y sistemas de monitoreo de filtros de aire. El sensor posee gran precisión y tiene una amplia gama de temperatura de funcionamiento, lo que lo hace adecuado para su implementación en una gran variedad de entornos. Además, su salida de voltaje proporcional a la presión diferencial medida lo hace fácil de integrar en sistemas electrónicos. (APARICIO GARCIA et al. 2017)



Ilustración 3- 15: Sensor MPX5010DP

Fuente: (Motorola 1997)

3.2.12 Sensor Infrarrojo E18-D80NK-N

Para el control de velocidad se ubica un sensor infrarrojo que detecta la presencia de la leva y la frecuencia con la que esta gira, definiendo así las RPM (revoluciones por minuto) que esta

presenta, y de esta manera proceder con el control PID realizado en MATLAB, el cual será especificado en el apartado 3.8.

Tabla 3- 10: Características del sensor inductivo.

Datos	Características
Voltaje de alimentación:	5 V.
Corriente:	100 mA.
Distancia de medición:	3 - 80 cm (ajustable)
Niveles de control en alto:	2.3 V a 5 V.
Niveles de control en bajo	-0.3 V a 1.5 V.

Fuente: (ETT CO. 2022)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Se utilizó el sensor inductivo E18-D80NK-N debido a que el sistema tiene que reconocer la presencia de una leva hecha de material acrílico dentro de una distancia de 10 cm desde un punto de base, además de que el voltaje de alimentación al ser de 5 voltios coincide con la alimentación que pueden ofrecer las tarjetas de desarrollo utilizadas, lo que facilita su implementación y complementa el diseño requerido.



Ilustración 3- 16: Sensor Infrarrojo E18-D80NK-N.

Fuente:(Robotronik 2023)

3.2.13 Tarjeta de desarrollo (Raspberry Pi 3)

La tarjeta de desarrollo a utilizar es una Raspberry Pi 3, la cual será utilizada ya que posee módulos Bluetooth y Wi-fi integrados, lo que facilita su aplicación y disminuye los elementos externos que podrían llegar a ser necesarios.

En la tarjeta de desarrollo, se procederá a cargar la interfaz al igual que el sistema de alerta inalámbrica por lo que la tarjeta Raspberry cuenta con su propio ambiente de programación.

Tabla 3- 11: Características de la tarjeta de desarrollo Raspberry Pi 3

Datos	Características
Procesador:	ARM Cortex-A53 de cuatro núcleos a 1,2 GHz.
Memoria RAM:	1 GB.
Voltaje de alimentación:	5 V.
Corriente de alimentación:	2.5 A
Conectividad:	Wi-Fi 802.11n, Bluetooth 4.1, Ethernet, 4 puertos USB 2.0, HDMI, conector de audio de 3.5 mm, puerto de cámara CSI y puerto de pantalla DSI.
Almacenamiento:	Tarjeta microSD.
Sistema operativo:	Puede ejecutar varios sistemas operativos, incluyendo Raspbian, una distribución de Linux basada en Debian.

Fuente: (Raspberry Pi 2018a)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Se eligió la Raspberry pi 3 debido a su facilidad de implementación en proyectos enfocados en el monitoreo de señales o variables en conjunto con el control de actuadores gracias a su velocidad de procesamiento, debido a esta característica posee popularidad en proyectos enfocados en la medicina ya que es una tarjeta de desarrollo de bajo costo que permite a los usuarios crear proyectos de hardware y software de manera fácil y accesible. La Raspberry Pi 3 es muy versátil y se puede utilizar en una amplia variedad de proyectos, desde sistemas de procesamiento de imágenes médicas hasta sistemas de bombeo de oxígeno o en uso de sensores para monitoreo de un paciente como lo es el respirador artificial. La Raspberry Pi 3 se puede utilizar para controlar el flujo de aire y la presión, así como también para monitorear al paciente y ajustar el respirador en consecuencia. (Lizarazo Bayona y Ramírez Caro 2018)



Ilustración 3- 17: Raspberry Pi 3

Fuente: (Raspberry Pi 2018a)

3.2.14 Tarjeta de desarrollo (Arduino Uno)

El Arduino Uno es una placa de microcontrolador basada en el ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada/salida digital, 6 entradas analógicas, un cristal de cuarzo de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, un cabezal ICSP y un botón de reinicio. El Arduino Uno se utiliza como dispositivo esclavo debido a su capacidad para interactuar con sensores y otros dispositivos, donde ayuda a recopilar datos de sensores que controlan los signos vitales, como la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno. Estos datos se transmiten mediante conexión serial a la tarjeta de desarrollo maestra (Raspberry Pi 3) para su análisis y diagnóstico. Su bajo costo y facilidad de uso lo convierten en una opción atractiva para proyectos médicos. Además, la naturaleza de código abierto de la plataforma Arduino permite una fácil personalización y modificación para adaptarse a las necesidades específicas del proyecto.

Tabla 3- 12: Características de la tarjeta de desarrollo Arduino uno.

Datos	Características
Voltaje de Trabajo:	5 V.
Voltaje de Alimentación:	7 V a 12 V.
Intensidad de corriente continua:	40 mA E/S
Memora SRAM	2 Kbytes
Memoria flash	32 Kbytes

Fuente: (Spohn, Chabatura Neto y Tironi Fassini 2020)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)



Ilustración 3- 18: Arduino Uno.

Fuente:(Arduino Documentation 2015)

3.2.15 Tarjeta de desarrollo (Arduino Nano)

El Arduino Nano es una placa de microcontrolador pequeña y versátil que se usa comúnmente en proyectos de electrónica. Estas son algunas de sus especificaciones técnicas:

Tabla 3- 13: Características de la tarjeta de desarrollo Arduino nano.

Datos	Características
Voltaje de Trabajo:	5 V.
Voltaje de Alimentación:	7 V a 12 V.
Intensidad de corriente continua:	20 mA E/S
Memora SRAM	2 Kbytes
Memoria flash	32 Kbytes

Fuente: (Arduino 2023)

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

El Arduino Nano es una buena opción para usar en proyectos médicos como dispositivo esclavo debido a su pequeño tamaño, bajo consumo de energía y versatilidad. Se puede integrar fácilmente en una variedad de dispositivos médicos y se puede programar para realizar una amplia gama de funciones, como registro de datos, monitoreo de sensores y control de actuadores. Además, Arduino Nano es relativamente económico y está ampliamente disponible, lo que lo convierte en una opción accesible para investigadores y profesionales médicos. Su naturaleza de código abierto también permite una fácil personalización y modificación para adaptarse a las necesidades específicas del proyecto. Se lo utiliza para el envío de datos del sensor de SpO₂ ya que este posee una comunicación I2C y esta tiene una distancia máxima sin pérdida de información de un metro en condiciones ideales, por esto se realizó una conexión directa entre el Arduino nano y el Arduino Uno por medio de conexión serial así no se genera una pérdida de información y hace que se reciban los datos del sensor SpO₂ en tiempo real y sin demora. (Castilla Acosta y Martínez 2019)



Ilustración 3- 19: *Arduino Nano.*

Fuente:(Arduino 2023)

3.3 Diseño de la placa PCB del circuito del mecanismo

Para el manejo del circuito del sistema, se realiza mediante placas PCB para la ubicación de todos los elementos necesarios, así como la integración de las placas utilizadas. (Ñacato Estrella et al. 2023)

En primera instancia se utiliza una placa principal para el posicionamiento de la placa Arduino UNO, la cual es la que desarrolla la conexión entre la placa Raspberry Pi 3 y la placa Arduino

NANO, así como también es la encargada de realizar el procesamiento de las señales ingresadas mediante código, y proceder a el control y cambio de estado de os elementos externos.

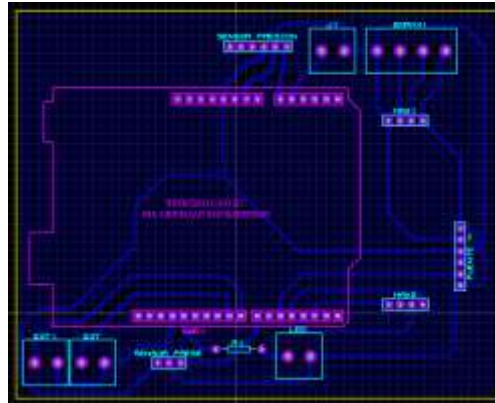


Ilustración 3- 20: Placa principal

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

La placa PCB secundaria es utilizada para el control exclusivo del sensor de SpO2, mediante un Arduino NANO, ya que el sensor implementado hace uso de la comunicación I2C, la cual posee una longitud máxima de transmisión sin pérdida de señal de hasta un metro, mientras que la longitud necesaria para la transmisión de información en el dispositivo supera esta medida; por lo cual se optó por enviar la señal del sensor a un Arduino NANO y a través de este enviar la información por una comunicación serial entre ambos Arduino para que llegue correctamente a la placa maestra (Raspberry).

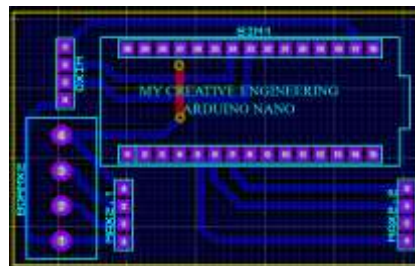


Ilustración 3- 21: Placa secundaria

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

3.4 Software:

Para el diseño del prototipo se utilizarán varios tipos de software para cumplir todo lo propuesto. En primera instancia se tendrá el software “Raspberry PI OS” perteneciente a la empresa Raspberry, que moverá a su vez Python el cual posee el ambiente de programación que es capaz de ejecutar la tarjeta de desarrollo “Raspberry Pi 3” donde se dará el soporte de la interfaz y la conexión para poder enviar mensajes de alerta por medio de la tarjeta wifi que esta incorpora; por otra parte también se hará uso de la tarjeta de desarrollo Arduino la cual puede ejecutar el software de Arduino IDE para el control del sensor de SPO2 y la velocidad de giro del motor para el respirador.

3.4.1 Arduino IDE:

Es un entorno de desarrollo compuesto de un grupo de herramientas, las cuales consisten en un compilador, depurador, editor y constructor para las tarjetas de desarrollo de Arduino donde se puede realizar y ejecutar cualquier código para el funcionamiento requerido. El lenguaje de programación es basado en software Processing donde, si el programa fue realizado en lenguaje C++ o Java, lleva la programación a lenguaje C ya que a pesar de que el programa es diseñado en Arduino IDE, es leído por un microcontrolador ATmega328P. (Peña 2020)

3.4.2 Raspberry PI OS:

También conocido como Raspbian, la cual es una “distro” de Linux, es decir, presenta las mismas características de este sistema operativo, pero ocupando un menor espacio de memoria y disminuyendo su capacidad de procesamiento. A su vez se hace uso de Debian, el cual de igual manera está optimizado para tarjetas de desarrollo “Raspberry” pero funciona con un procesador ARM el cual es capaz de liberar todo su potencial sin errores.

3.4.3 Python:

Python es un lenguaje de programación interpretado de alto nivel que se usa ampliamente en varios campos, incluida la computación científica, el análisis de datos, el desarrollo web y la medicina. Fue creado a fines de la década de 1980 por Guido van Rossum y lleva el nombre del grupo de comedia británico Monty Python. (Arévalo Ovalle, Bernal Yermanos y Posada Restrepo 2021) Python es conocido por su simplicidad, legibilidad y facilidad de uso, lo que lo convierte en una opción popular tanto para principiantes como para programadores experimentados. (Carvalho 2011)

Python tiene una gran biblioteca estándar que proporciona muchos módulos y funciones útiles para diversas tareas, como E/S de archivos, expresiones regulares y redes. Además, hay muchas bibliotecas de terceros disponibles que amplían la funcionalidad de Python, como NumPy para computación científica, Pandas para análisis de datos y Django para desarrollo web.

Python es un lenguaje orientado a objetos, lo que significa que permite a los usuarios definir clases y objetos. También es compatible con la programación funcional, lo que permite a los usuarios escribir código de una forma más concisa y expresiva. (Melchor y Correa 2015)

En general, Python es un lenguaje de programación versátil que se puede usar para una amplia gama de tareas, desde scripts simples hasta aplicaciones complejas. Su simplicidad y facilidad de uso lo convierten en una opción popular para principiantes, mientras que sus poderosas bibliotecas y marcos lo convierten en una herramienta valiosa para programadores experimentados.

3.4.4 MIT App Inventor:

MIT App Inventor es una herramienta de programación visual que permite a los usuarios crear aplicaciones móviles para dispositivos Android sin necesidad de grandes conocimientos de programación. Consta de dos elementos principales: un diseñador de componentes y un editor de

Tal como se indica en la ilustración 3 – 22 para llevar a cabo la conexión de hardware del sistema se procedió de la siguiente manera:

Tabla 3- 14: Conexiones elemento a elemento del dispositivo.

Elemento 1	Elemento 2	Conexión
Pantalla LCD	Raspberry Pi 3	Mediante cable HDMI
Raspberry Pi 3	Arduino Uno	Serial mediante cable USB tipo B a tipo A
Arduino Uno	Buzzer	<ul style="list-style-type: none"> • GND a entrada negativa del buzzer • Pin 8 digital a entrada positiva de buzzer.
Arduino Uno	MPX 2010DP	<ul style="list-style-type: none"> • GND a Pin 1 del Sensor. • Entrada Analógica A0 a Pin 2 del Sensor. • Alimentación 5V a Pin 3 del Sensor.
Arduino Uno	E18-D80NK-N	<ul style="list-style-type: none"> • Alimentación 5V a cable rojo Sensor • GND a cable verde Sensor • Pin 7 digital a cable amarillo Sensor.
Arduino Uno	Driver Bts7960 43A	<ul style="list-style-type: none"> • GND a R_IS del Driver. • Alimentación 5V a L_EN del Driver. • Pin 5 digital a R_PWM del Driver.
Driver Bts7960 43 ^a	Motor DC de 12 V.	<ul style="list-style-type: none"> • Pin M+ a un polo del motor DC. • Pin M- al polo opuesto del motor DC.

Elemento 1	Elemento 2	Conexión
Arduino Uno	Modulo RS485 (uno)	<ul style="list-style-type: none"> • Pin 4 digital a DI del módulo. • Pin 3 digital a DE y RE del módulo. • Pin 2 digital a RO del modulo
Modulo RS485 (uno)	Modulo RS485 (dos)	<ul style="list-style-type: none"> • VCC a VCC • GND a GND • Pin A a Pin A • Pin B a Pin B
Modulo RS485 (dos)	Arduino Nano	<ul style="list-style-type: none"> • DI del modulo al Pin 4 digital. • DE y RE a Pin 3 digital. • RO a Pin 2 digital.
Arduino Nano	Max 30102	<ul style="list-style-type: none"> • 3V3 a Pin 4 del sensor (Vin). • Pin analógico A4 a Pin 3 del sensor (SDA) • Pin analógico 5 a Pin 2 (SCL) del sensor • GND al Pin 1 (GND) del sensor
Fuente de alimentación de 12 V de 500 W	Driver Bts7960 43A	<ul style="list-style-type: none"> • Vcc de la fuente a Pin 7 (Vcc) del Driver • GND de la fuente a Pin 8 (GND) del Driver

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Para administrar energía al dispositivo se cuenta con dos fuentes una que es la de 12 V de 500 watts que está encargada de suministrar únicamente al motor DC ya que para lograr el torque y velocidad es necesario toda la potencia de esta y la otra fuente será la de 5 V propia de la Raspberry la cual da energía a todos los demás elementos del dispositivo.

3.7 Esquema de control de presión del mecanismo (Tubo de Venturi)

El tubo de Venturi es un mecanismo en donde la presión de un fluido en movimiento disminuye cuando aumenta su velocidad y se realizan varios análisis a partir de este comportamiento como la determinación de la presión generada por el flujo del fluido.

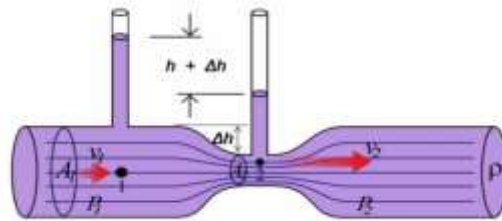


Ilustración 3- 23: Tubo de Venturi

Fuente: (Castañeda et al. 2020)

Para determinar el flujo de fluido, es necesario tener en cuenta la relación existente entre el área 1, el área 2, la velocidad del fluido cuando atraviesa el área 1 y la velocidad de fluido en el área 2. Todos estos parámetros determinados por la siguiente ecuación:

$$Q = v_1 A_1 = v_2 A_2 \quad (1)$$

Teniendo estos valores en cuenta, se puede conocer de igual manera la diferencia de presión generada tomando el valor de la densidad del fluido:

$$P_1 - P_2 = \frac{\rho}{2} (v_2^2 - v_1^2) \quad (2)$$

3.8 Esquema de control de velocidad del mecanismo

Para el diseño del control de velocidad del mecanismo se procedió con la adquisición de datos determinando un “Set point” de revoluciones por minuto, el cual el mecanismo tratará de alcanzar mediante la lectura realizada por el sensor infrarrojo aumentando y disminuyendo mediante programación la cantidad de revoluciones que el motor genera por cada minuto. Al no poseer un control retroalimentado, el sistema demora en acercarse al valor correspondiente y posee un margen de error de más de dos unidades y no se establece completamente en el valor requerido, estos valores se pueden observar en la ilustración 3 – 24. De esta manera se genera una base de datos de la cual se puede comenzar con el diseño del control PID, la base de datos es generada de manera automática gracias al uso del software PLX-DAQ, ya que este permite la recepción de valores directamente de la tarjeta de desarrollo enfocada en el control del motor (Arduino Uno) y el envío para la generación la base de datos en Excel.

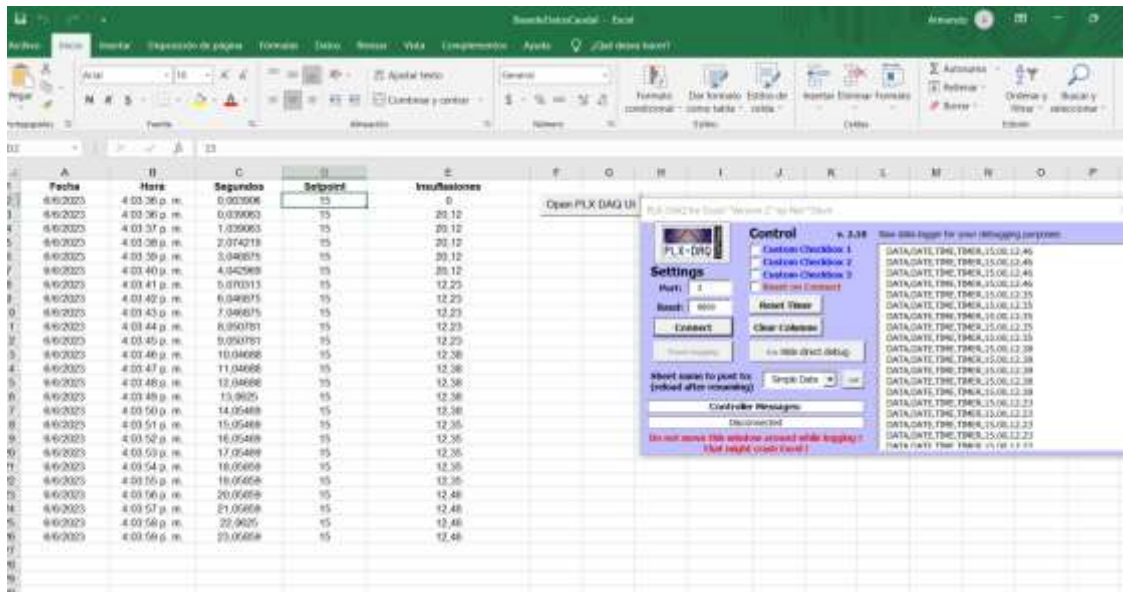


Ilustración 3- 24: Envío de datos del Arduino uno por medio de la aplicación PLX-DAQ a Excel.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Una vez adquirida la base de datos, se procede con la exportación desde Excel hacia Matlab, donde se harán uso de los valores de Set Point y las insuflaciones leídas para generar una función, este proceso se puede observar en la ilustración 3 – 25.

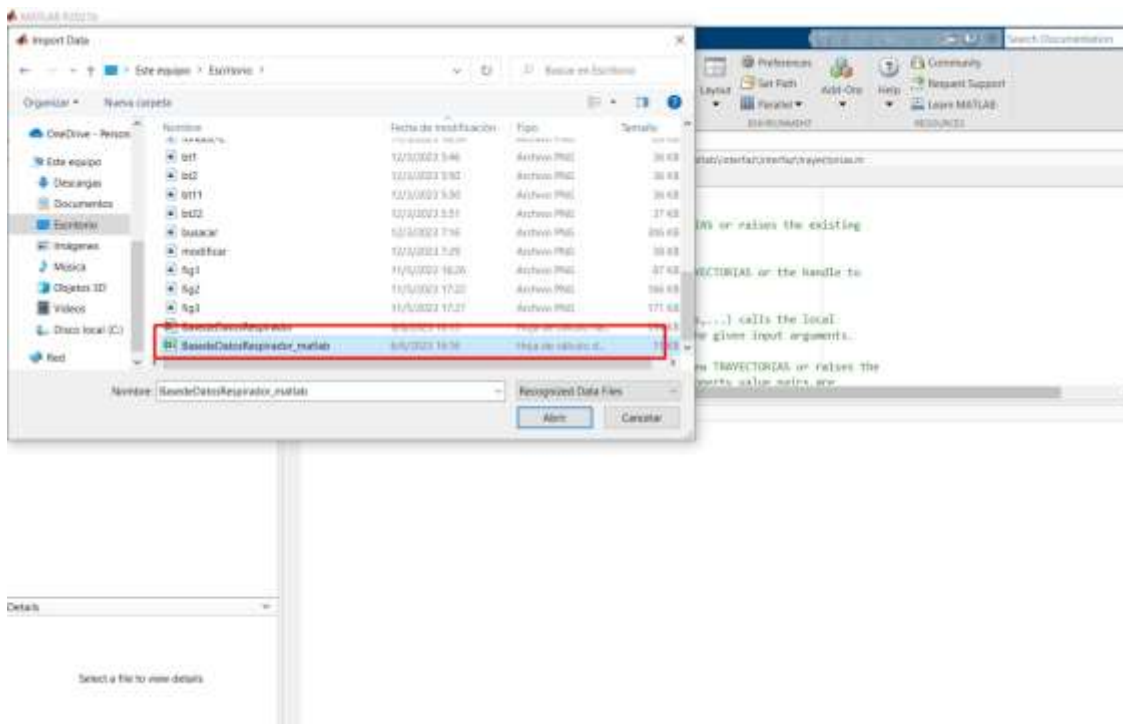


Ilustración 3- 25: Importación a MatLab de la base de datos recolectada en Excel.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Para poder determinar la función de transferencia se establecen la cantidad de polos y ceros que se consideran necesarios tomando en cuenta que estos manipulan el comportamiento de la función a través del tiempo.

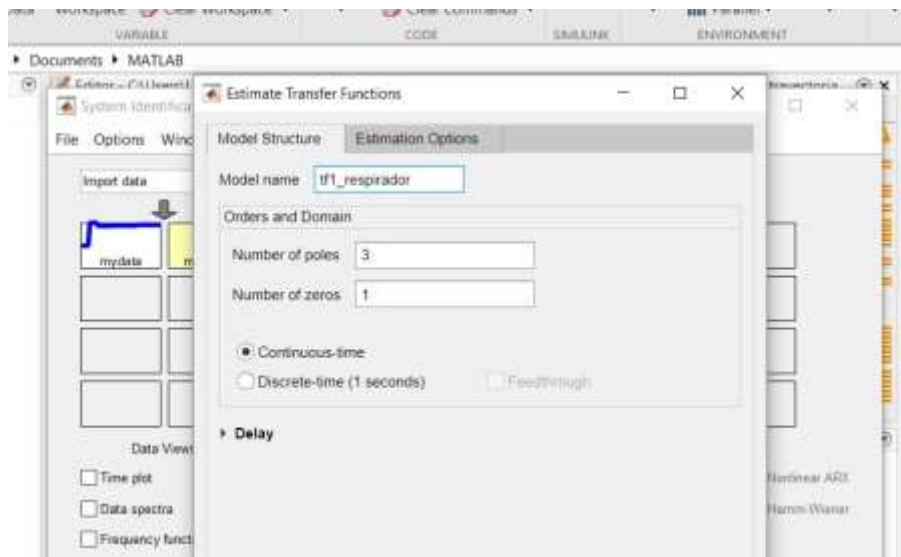


Ilustración 3- 28: Establecimiento de polos y ceros para la estimación de la función de transferencia en el dominio del tiempo.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Gracias al proceso anterior, el resultado obtenido es una función de transferencia con 1 cero y 3 polos que ejemplifican el comportamiento de la función a través del tiempo, pero ya determinado con valores numéricos como se observa en la ilustración 3 – 29, a partir de los cuales se puede proceder con la calibración del control PID a través de los propios submenús de Matlab.

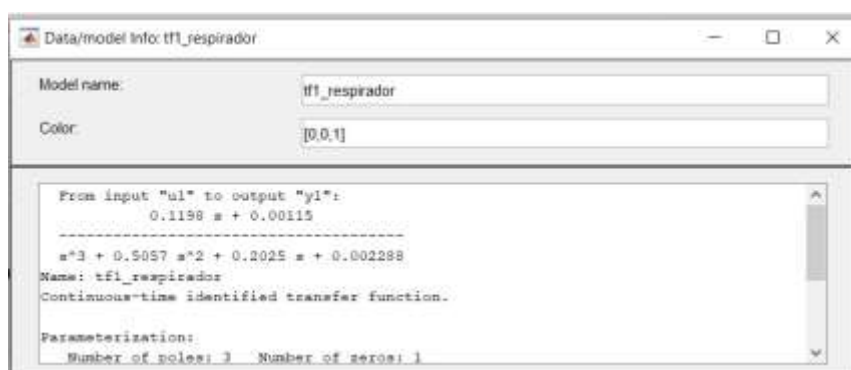


Ilustración 3- 29: Función de transferencia creada por medio del ident (System identification) de Matlab.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

$$H(s) = \frac{0.1198s+0.00115}{s^3+0.5057s^2+0.2025s+0.002288} \quad (3)$$

Obtenida la ecuación de transferencia del sistema, se procede con el diseño del control PID mediante PID Tuner, integrando la ecuación 3 obtenida de esta manera se genera automáticamente un control PID donde se asignan valores automáticos y de manera gráfica demuestra el comportamiento de la función con el control ya asignado.

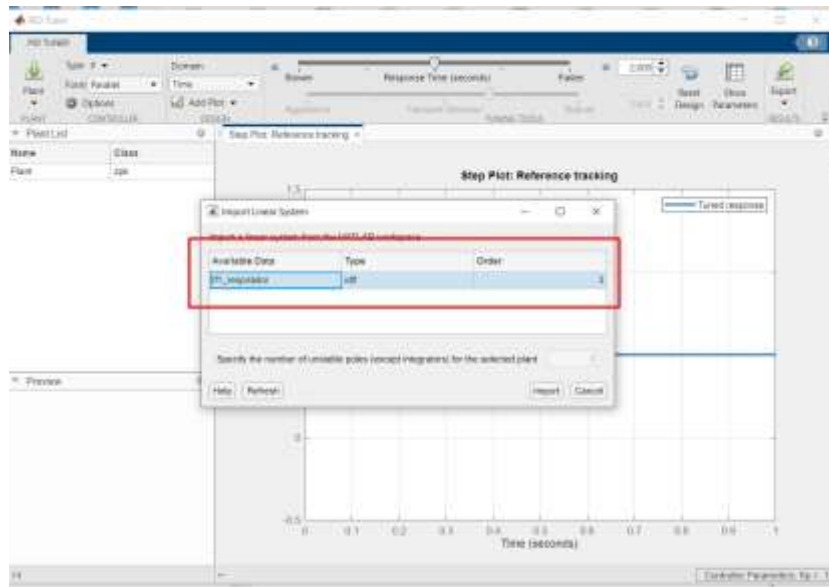


Ilustración 3- 30: Envío de la función de transferencia obtenida en el ident (System Identification) al PID Tuner para obtención del PID del modo automático.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

En primera instancia con los valores predeterminados de Matlab se prioriza el tiempo de respuesta, por lo que la normalización del comportamiento de la función y en consecuencia del sistema toma cambios demasiado bruscos, lo cual puede afectar la integridad física del mecanismo.

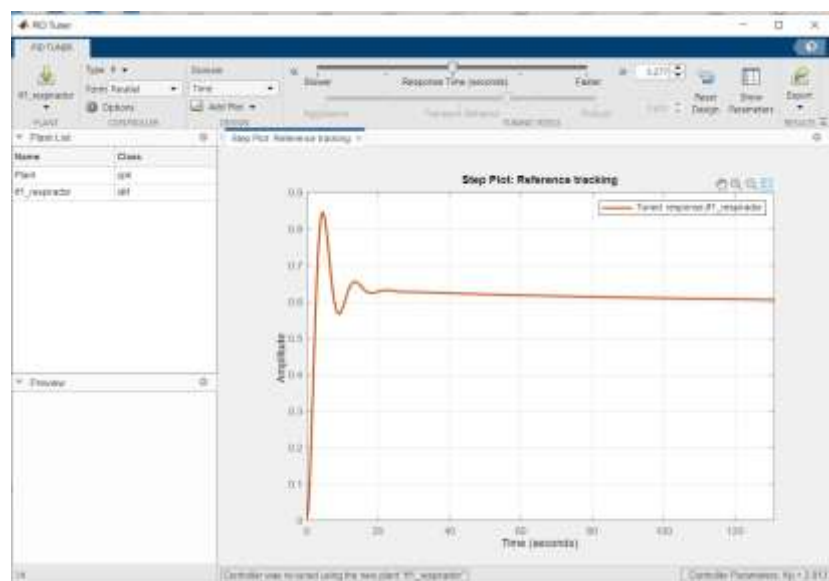


Ilustración 3- 31: Gráfica de la función de transferencia obtenida del ident (System Identification) de Matlab sin control PID.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Ya que un cambio brusco no es lo óptimo para el sistema, se procedió con la calibración de las variables del controlador PID mediante las barras de desplazamiento ajustando el tiempo de respuesta y el comportamiento transitorio, suavizando así la respuesta mediante el control obteniendo de igual manera un resultado óptimo.

El cambio de respuesta se puede observar en la ilustración 3 – 32, así como también los valores de las constantes proporcional, integral y derivativa del control PID.

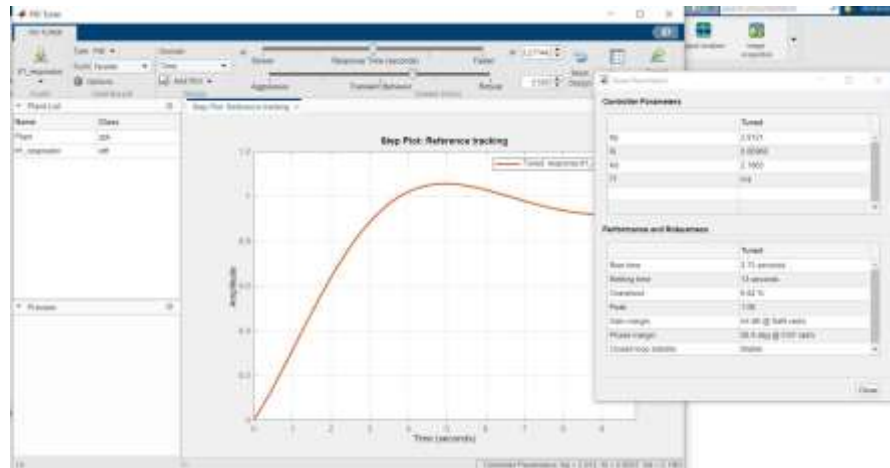


Ilustración 3- 32: Calibración de PID por medio de la App PID Tuner de Matlab.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

A pesar de que la respuesta adquirida cumplía con las necesidades del sistema, es necesario continuar con la calibración de tiempo de respuesta y del comportamiento transitorio para conseguir que el sistema se establezca en el menor tiempo posible exponiendo al mínimo la integridad física del sistema. De esta manera, se consiguió valores de las constantes que brindan un comportamiento amortiguado como se puede observar en la ilustración 3 – 33.

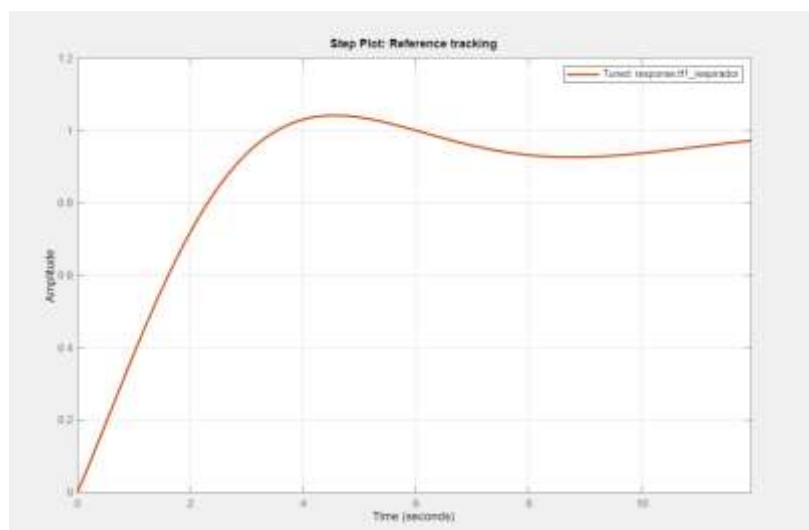


Ilustración 3- 33: Gráfica de la función de transferencia aplicado la calibración del control PID.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Los valores adquiridos mediante la simulación y calibración en Matlab del sistema se pueden aplicar como control del sistema físico teniendo en cuenta las constantes proporcional, integral y derivativa conseguidas como se puede observar en la ilustración 3 – 34.

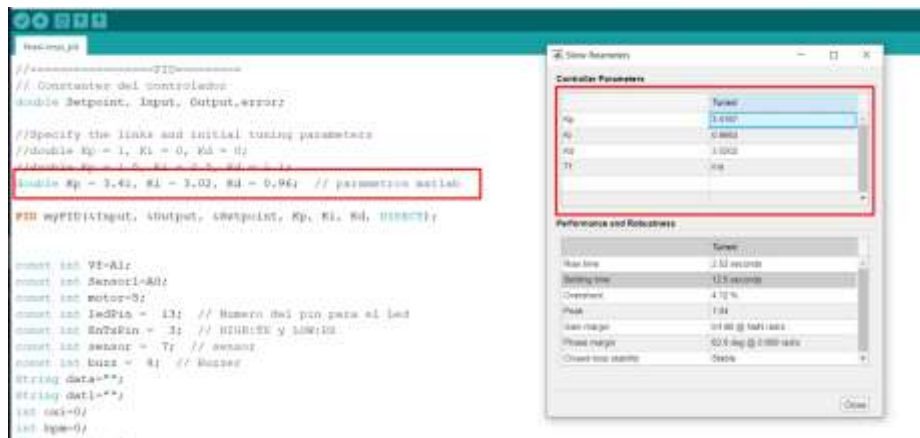


Ilustración 3- 34 Variables obtenidas de la App PID Tuner para el control del modo automático del respirador.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

El efecto que produce el control PID es observable mediante los valores entregados por el sistema en ejecución, donde se puede notar que la velocidad se estabiliza con mayor rapidez y con valores más precisos variando solo en décimas, como se puede observar en la ilustración 3 – 33.

3.9 Diagrama de flujo de funcionamiento de software

Para la programación se debe tener en cuenta la parte de funcionamiento del sistema para ello el sistema se plantea así:

- El sistema tendrá dos niveles de control: manual y automático.
- En el modo manual contendrá dos botones de control (empezar y detener), una barra de desplazamiento de velocidad donde se asignará la misma y un botón de activación y desactivación para la alarma.
- En la pantalla de automático solo se podrá configurar las respiraciones por minuto para niño o para adulto con valores predefinidos dentro de un rango, cabe recalcar que estos datos es el setpoint para el sistema de este que se dará marcha mediante un botón de "EMPEZAR" y se detendrá mediante un botón de "DETENER".

Para obtener el diseño del control de velocidad en el dispositivo a través de las interfaces de modo automático y manual, es necesario conocer el diagrama de flujo correspondiente ya que de esta manera se conoce en que punto interviene cada variable como lo es el set point de velocidad y la velocidad actual. Además, es necesario comprender el funcionamiento del tipo de control que se ejerce en cada modo individualmente para de esta manera cumplir con el segundo requerimiento enfocado en el control de velocidad del respirador mecánico mediante una interfaz.

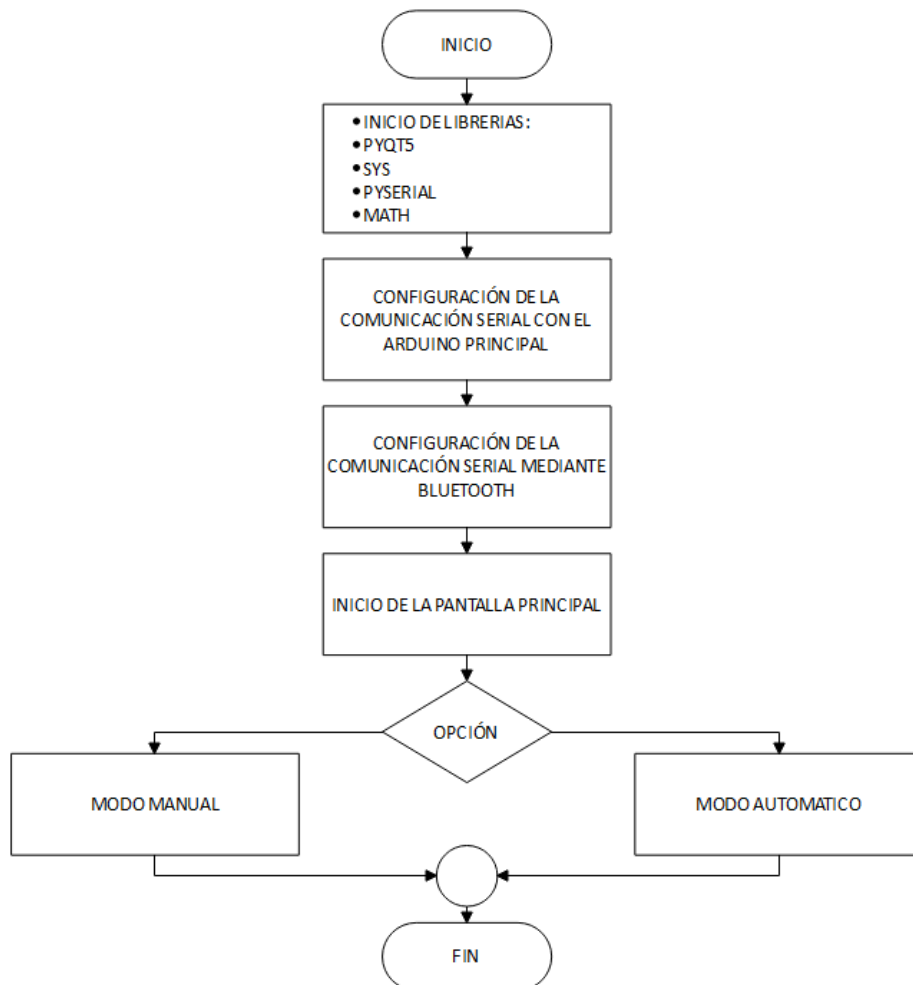
3.9.1 Programación Raspberry

Como se dijo en el apartado 3.9 existe 3 partes:

Pantalla Principal: Dentro de este diagrama o sección se obtiene el menú principal del sistema además del inicio de todas las librerías que se ocuparan para el proceso, dentro de las principales librerías se encuentran:

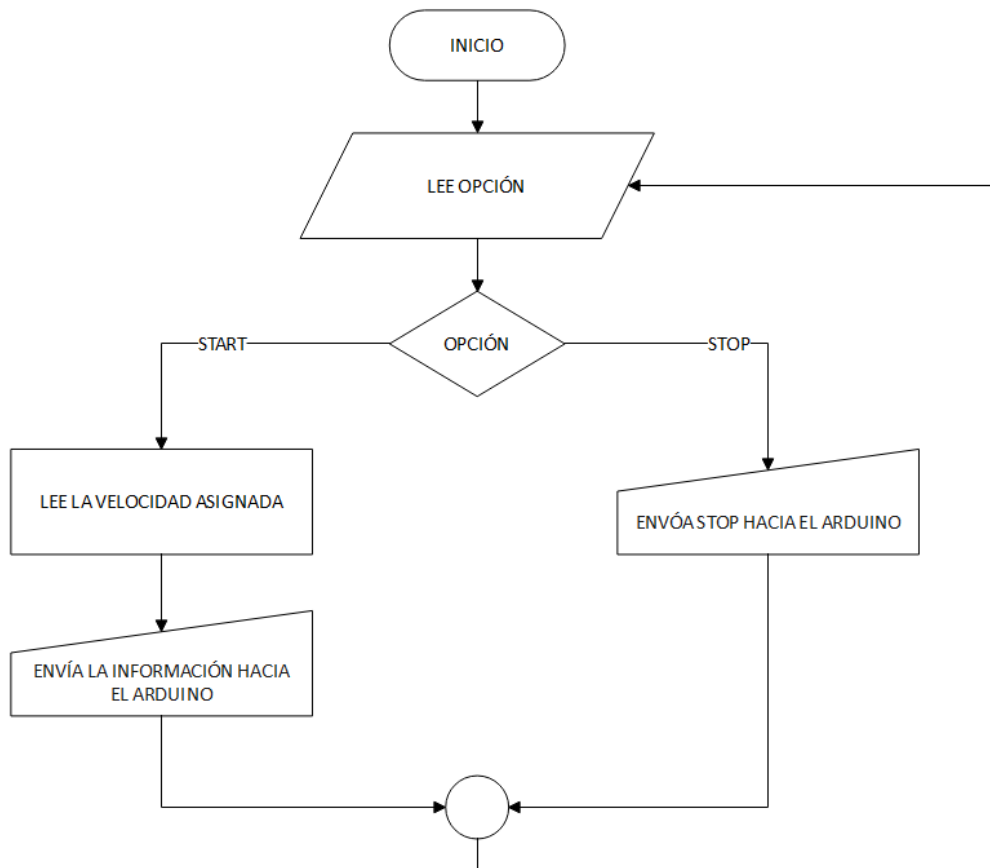
- Pyqt5. - encarga de la administración de la aplicación móvil.
- Pyserial. - librería encargada de la administración serial entre el Arduino y la Raspberry.
- Math. - librería encargada de comandos matemáticos.

Además del inicio de la comunicación tanto del bluetooth como de la comunicación del Arduino además es el proceso donde se puede escoger el modo de operación de la máquina, mediante el acceso a subfunciones creadas.



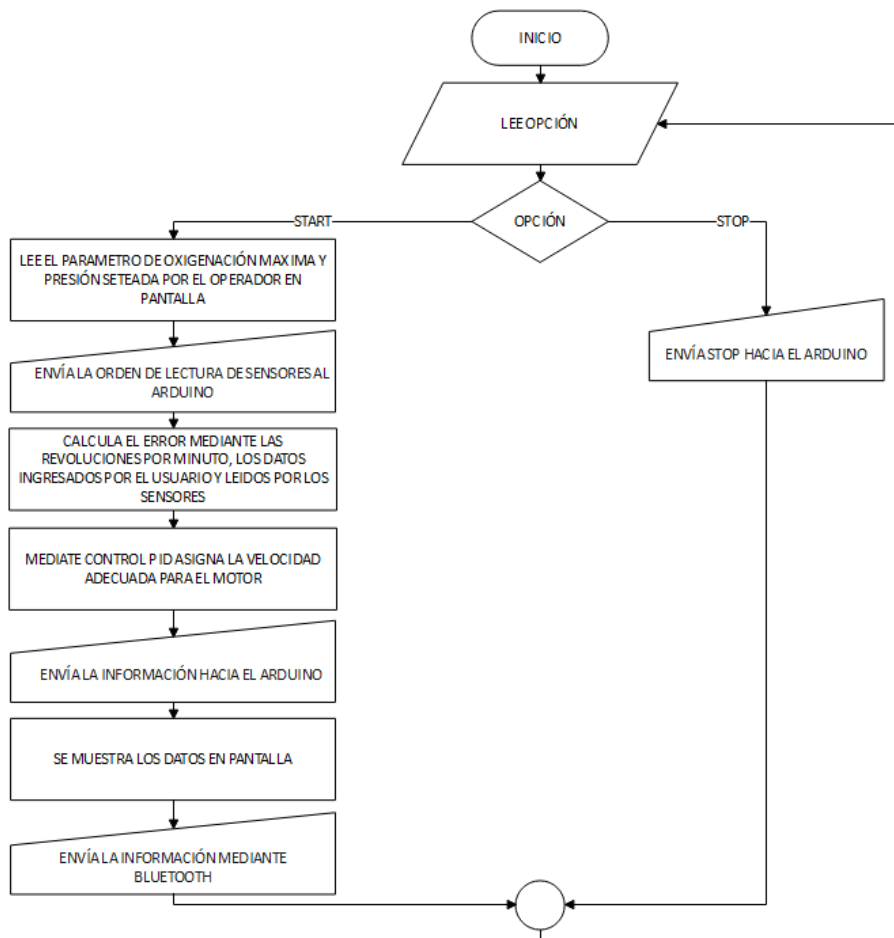
Modo manual: Este proceso es relativamente básico ya que no posee un control complejo debido que únicamente lee desde pantalla la velocidad en porcentaje que el operario coloque y lo envía mediante comunicación serial al Arduino utilizando un control mediante modulación por ancho

de pulso (PWM) para el movimiento de la leva que genero el motor DC de 12 V, además de la orden de parada cuando el operador lo necesite.



Modo Automático: Para la parte automática en primer lugar se establece parámetros como el tipo de usuario (niño o adulto), las insuflaciones por minuto (cantidad de inhalaciones por minuto) que definirán el set point para el control PID definido en el apartado 3.8 que a su vez establecerá la velocidad de bombeo que va a brindar el dispositivo, y los valores en los cuales se activará la alarma. Dicha alarma está diseñada para ser activada al obtener valores inferiores a la oxigenación establecida o al medir una presión superior a los límites indicados para lo cual se utiliza un sistema a partir de un tubo de Venturi explicado en el apartado 3.7.

El sistema inicia cuando se presiona EMPEZAR donde el sistema prepara y envía la orden mediante comunicación serial al Arduino para que empiece el proceso de medición de los sensores además de la recepción de los datos en la Raspberry, una vez realizado este paso el siguiente es la obtención del error del sistema mediante los datos ingresados por el usuario y a continuación se realiza el control PID para obtener la velocidad adecuada para mantener las medidas establecidas, y finalmente envía los valores de sensores hacia la pantalla para su monitoreo.



3.9.2 Programación Arduino

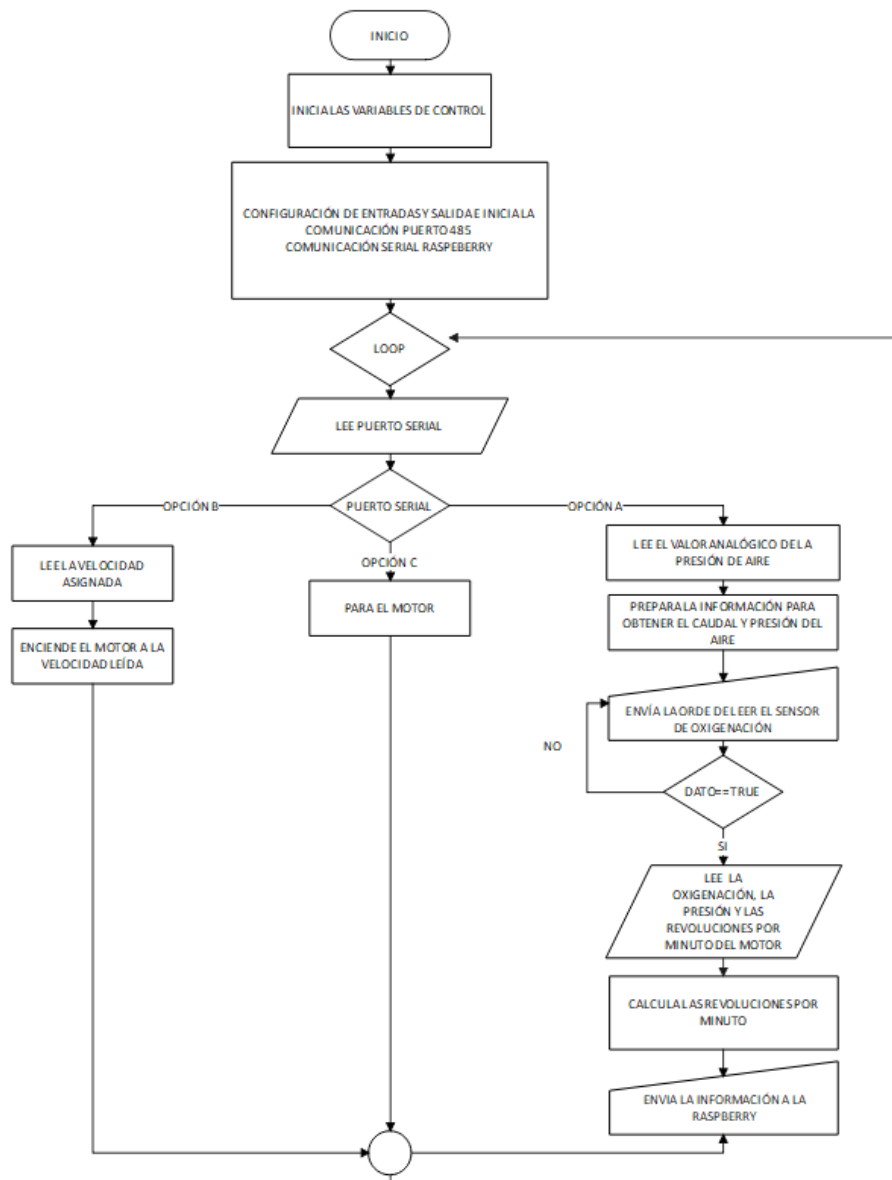
Para la programación en Arduino debido a que se necesitó usar un Arduino adicional debido a la longitud de lectura del sensor de oxigenación la parte de programación en el Arduino se amplió a dos diagramas de control.

Arduino UNO

En este diagrama se puede observar el proceso que realiza el Arduino principal el cual como finalidad controlar en sí el prototipo.

Como primer punto se define las variables de control, no se tiene librerías especiales y que utilizar protocolos de envío serial tanto para el envío y recepción de datos a la Raspberry como al Arduino secundario. Se configura entradas y salidas del sistema y se inicia las comunicaciones seriales, una vez realizado esto se procede al paso del void LOOP en el cual se tiene un case o menú de 3 acciones básicas que realiza,

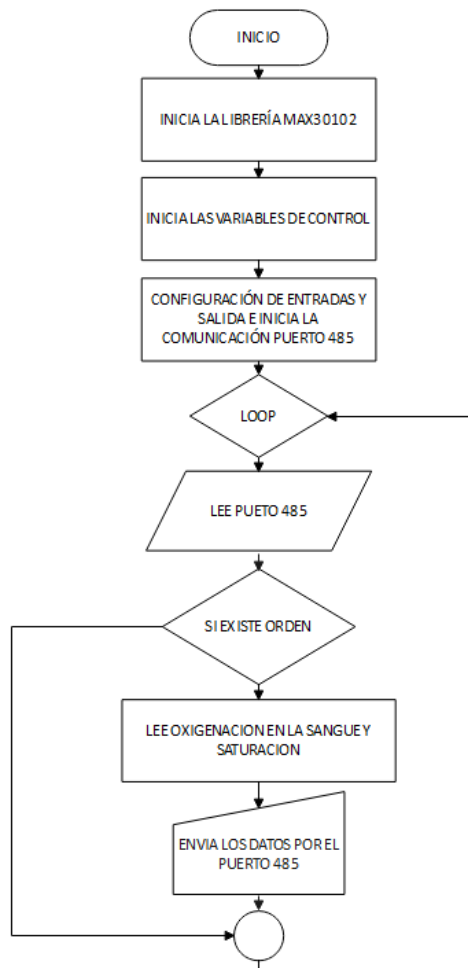
1. El accionamiento del motor
2. Detención del motor y sistema en sí.
3. Y la lectura de los sensores y envío al dispositivo central.



Arduino Nano

De igual manera que el anterior diagrama inicia por la declaración de variables y Librería para el sensor, después llega la parte de configuración en la cual se inicia el sensor y se plantea la comunicación 485 que no es más que un tipo de comunicación serial de largo alcance.

Después el dispositivo espera la orden del Arduino principal para leer y enviar esos datos hacia él, cuando llega la orden realiza este proceso y termina enviándolo.



3.10 Programación de la aplicación del dispositivo móvil en App Inventor

Para desarrollar la aplicación es necesario crear diferentes imágenes que formaran parte del diseño de la interfaz como lo son los cuadros donde se ubicará el texto, así como también las variables enviadas desde la interfaz del equipo de asistencia respiratoria. También se ubica el botón correspondiente para establecer la comunicación bluetooth.



Ilustración 3- 35: Ambiente de programación APP Inventor para el diseño de la aplicación móvil.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Para desarrollar la programación de la interfaz en primera instancia es necesario declarar las variables correspondientes de los valores que van a ser leídos. También es necesario activar los permisos para la vinculación bluetooth del dispositivo móvil a través de la programación en App Inventor y asignar la dirección de la tarjeta de desarrollo raspberry pi 3.

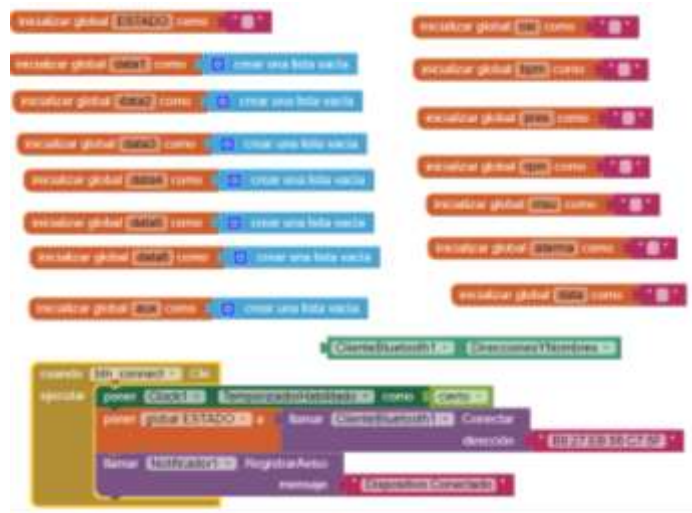


Ilustración 3- 36: Declaración e inicialización de variables, asignación de permisos y dirección bluetooth en App Inventor.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Una vez adquiridas las variables, es necesario dividir las tramas de datos leídos ya que a través de bluetooth se reciben todas las variables como un único valor. Ya divididas las tramas de valores, es necesario asignar cada valor a su variable correspondiente declarada en primera instancia.

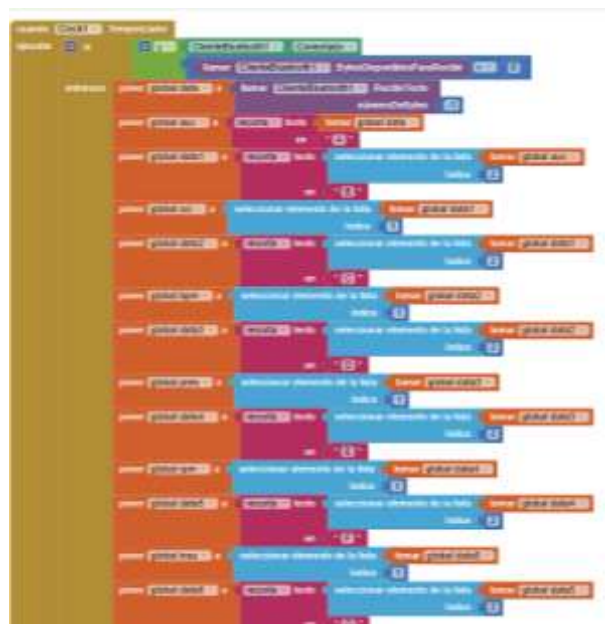


Ilustración 3- 37: Separación de tramas y asignación a las variables declaradas en App Inventor.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Ya obtenidas las variables con su valor correspondiente, se procede a mostrarlas en la interfaz diseñada.

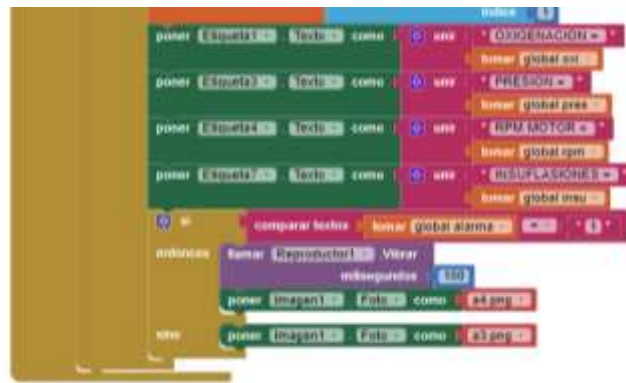


Ilustración 3- 38: Proyección de las variables en la aplicación móvil.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

3.11 Diseño de la interfaz del mecanismo

Para el control del respirador automatizado se hace uso de una interfaz HMI desde la cual el usuario o personal médico puede definir el modo de funcionamiento y con ello la velocidad a la que se efectúa el bombeo del dispositivo AMBU.



Ilustración 3- 39: Interfaz gráfica de la pantalla de inicio del respirador mecánico.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

El dispositivo cuenta con dos modos de funcionamiento: Modo Manual y Modo Automático, donde el modo manual permite aumentar y disminuir la velocidad a la que se efectúa el bombeo, así como también permite la visualización de variables requeridas por el personal médico, como lo son las Respiraciones por minuto producidas por el motor, las pulsaciones por minuto del paciente, la oxigenación del paciente leídas por el sensor oxímetro, así como también permite establecer los límites de activación de las alarmas, como lo es la oxigenación mínima permitida del paciente, o la presión máxima que podrá soportar el equipo antes de determinar si el sistema falla o tiene alguna obstrucción.



Ilustración 3- 40: Interfaz gráfica de la pantalla de control manual del respirador mecánico.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

El modo automático cuenta con respiraciones por minuto ya establecidas, las cuales son generadas por el motor a través de un PWM donde, se tienen dos modos de funcionamiento, para niños y para adultos. Para los niños, a través de bibliografía ya descrita en el marco teórico, se conoce que van en un rango de 20 a 30 las respiraciones por minuto, mientras que, para adultos, las respiraciones por minuto van desde 12 a 20 en condiciones normales. Estas velocidades son establecidas de esta manera debido a que a criterio del personal médico el paciente puede requerir que el dispositivo realice más o menos respiraciones por minuto. De igual manera, el modo automático permite la visualización de las variables como la oxigenación del paciente, lectura de las respiraciones por minuto generadas, pulsaciones por minuto del paciente y también permite establecer valores a los que se activarán las alarmas, como lo es en el caso de la oxigenación mínima permitida y lectura de presión para determinar si existe un bloqueo o mal funcionamiento.



Ilustración 3- 41: Interfaz gráfica de la pantalla del control automático del respirador mecánico

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

En ambos modos la alarma se genera de manera auditiva por medio de un buzzer con una intensidad de sonido de 60 dB, esta alarma se puede activar y desactivar solo de manera manual desde la interfaz, más no desde el dispositivo móvil ya que significa que el paciente puede presentar oxigenación por debajo del límite establecido o el dispositivo no está funcionando adecuadamente.

Ya realizadas las tres interfaces correspondientes al Display del respirador observables en las ilustraciones 3 - 39, 3 - 40 y 3 - 41 se cumple con el primer requerimiento el cual consiste con el diseño de una interfaz para el control del respirador mecánico. Desde esas interfaces se puede modificar el comportamiento del respirador mecánico a través de la selección de modos de funcionamiento explicados a lo largo de los apartados 3.9.1 y 3.9.2.

En la aplicación móvil se permite la visualización de todas las variables visibles en el display como se muestra en la ilustración 3 - 42 integrado al dispositivo mediante conexión bluetooth. En la interfaz del dispositivo móvil solo se permite la visualización de variables más no la modificación de los modos de funcionamiento ya que pueden generarse contactos o cambios involuntarios durante la manipulación del dispositivo móvil. La comunicación Bluetooth entre el dispositivo y la aplicación móvil se describe en detalle en el apartado 3.12.

Como se puede ver en este apartado se cumple con el tercer requerimiento el cual es un sistema de alerta inalámbrica para el operador (doctor o personal a cargo), donde el diseño permite mostrar las variables del dispositivo en la interfaz móvil y a su vez si existe algún problema se enviará mediante comunicación bluetooth la alerta la cual provoca que el celular vibre y muestre de manera visual el estado de alerta.

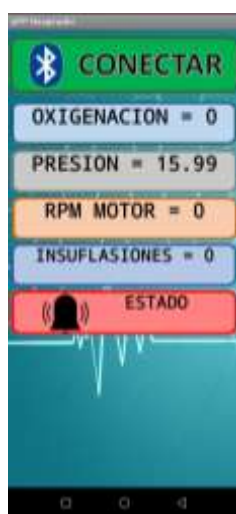


Ilustración 3- 42: Interfaz gráfica de la aplicación de la alarma y envío de datos con el dispositivo móvil.

Fuente: Autores.

3.12 Comunicación del equipo con dispositivo móvil

Como fue mencionado dentro del marco teórico, para la aplicación desarrollada es necesario tener en cuenta los protocolos de comunicación inalámbrica como lo es Wifi, bluetooth o infrarrojo. Debido a que la comunicación mediante Wifi requiere de varios permisos ajenos al conocimiento del personal que se encargará de la puesta en marcha y posterior uso del dispositivo, no resulta beneficioso, y la comunicación mediante infrarrojo no presenta estabilidad para mantenerse conectado al dispositivo móvil y ya no viene integrado en la mayoría de los dispositivos, por lo cual no es beneficioso para su uso. Por estos motivos, se hará uso de la comunicación mediante bluetooth, además de que gracias a la placa de desarrollo Raspberry, se permite el uso sin la intervención de dispositivos ajenos.

La comunicación bluetooth es de gran utilidad debido a que los dispositivos móviles presentan esta utilidad integrada además de que el rango de conexión de la placa Raspberry pi 3 que cuenta con bluetooth v4.1 es de 10 metros por lo cual es de gran utilidad ya que la manipulación del dispositivo se realiza dentro de un ambiente controlado como habitaciones o ambulancias.

3.13 Sistema de alerta auditiva

Para el sistema de alerta auditiva se hará uso de un Buzzer, el cual presentará un sonido intermitente mientras el dispositivo o el paciente lo requiera. Este sonido tendrá una frecuencia auditiva de 60 dB, la cual es la frecuencia requerida dentro de un hospital en el área de emergencias.

Teniendo en cuenta que el Buzzer utilizado alcanza una frecuencia auditiva de hasta 85 dB o 2300 Hz, es más que suficiente para cubrir con las necesidades del dispositivo implementado.

Este sistema de alerta será activado en casos específicos como lo es la hipoxemia u oxigenación menor al 86%, la presión medida indique taponamiento o mal funcionamiento del AMBU. Y será posible la desactivación de dicha alarma únicamente mediante la interfaz implementada como mecanismo de seguridad cuando el personal lo requiera.

3.14 Diseño estructural del mecanismo

La estructura al ya estar validada por la empresa OxyGen, fue tomada como referencia para su elaboración, teniendo en cuenta las especificaciones y necesidades del ambiente donde se va a aplicar, siendo tomado como base para su armado el material acrílico ya que es de fácil mantenimiento como se muestra en la ilustración 3- 43.

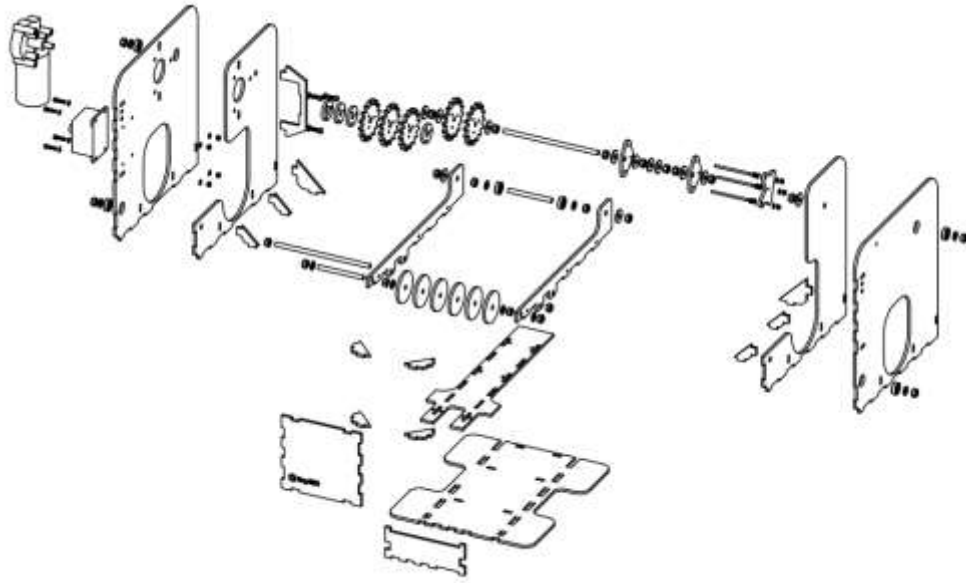


Ilustración 3- 43: Diseño estructural del respirador mecánico diseñado por OxyGen.

Fuente: (Protofy.xyz 2020)

Además de la estructura ya mencionada, se realizó una base reforzada hecha de hierro con la finalidad de proteger la base de la estructura como se muestra en la siguiente ilustración, así como también integrar dentro de esta estructura las tarjetas de desarrollo usadas, la interfaz correspondiente y demás materiales que deben estar bajo protecciones para evitar su desgaste o que se vean afectados directamente por agentes externos. (López Ayala et al. 2023)

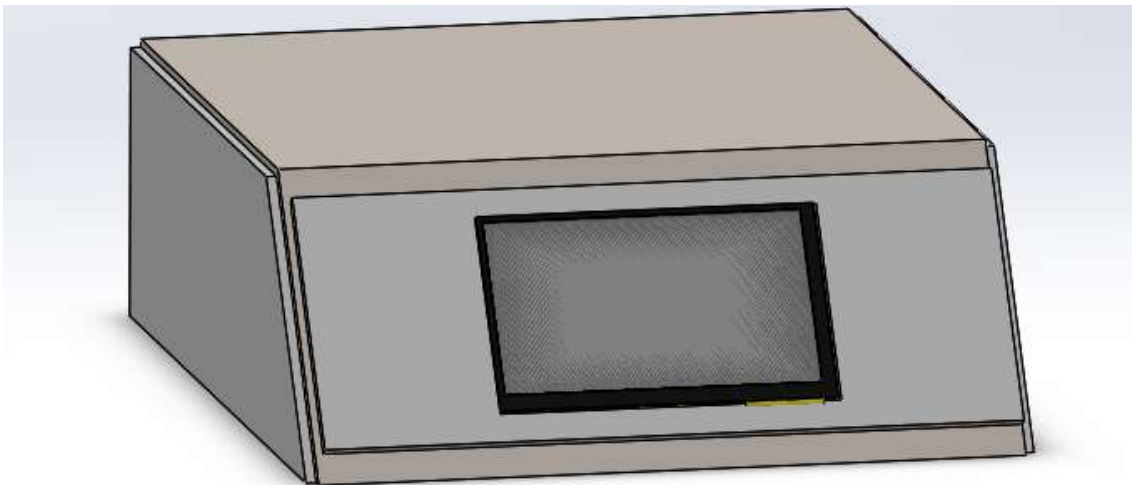


Ilustración 3- 44: Estructura diseñada de la base para el respirador

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

El diseño proporcionado por la empresa OxyGen ya armado correspondería ya a la siguiente forma:

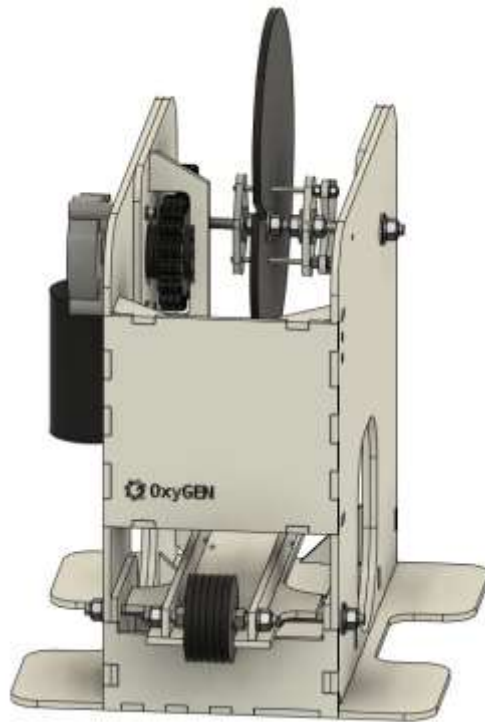


Ilustración 3- 45: Estructura armada tentativa del modelo del respirador tipo Ambu de OxyGen

Fuente: (Protofy.xyz 2020)

La estructura con la protección mencionada con anterioridad para la parte electrónica del dispositivo automatizado corresponde a las siguientes ilustraciones:

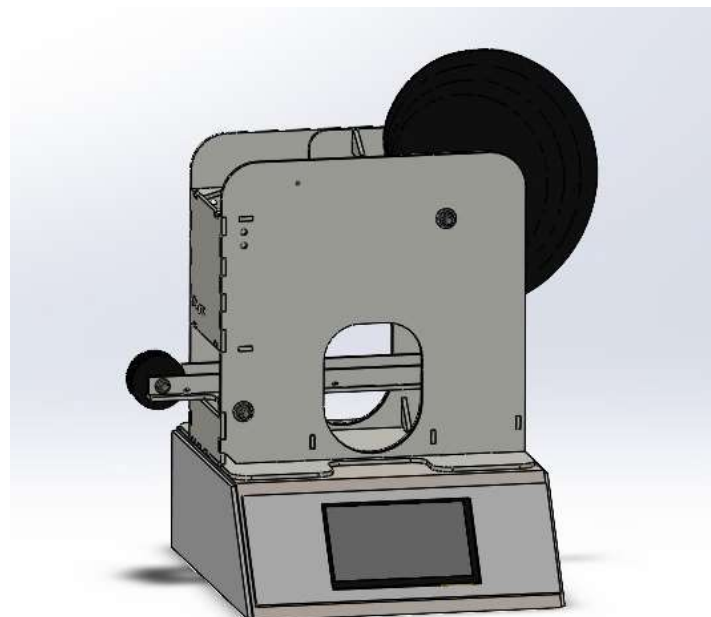


Ilustración 3- 46: Estructura con la base del modelo del respirador tipo AMBU de Oxygen

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

3.12.1.1. *Diseño de acoples para dispositivos externos.*

Se desarrollaron varios acoples en 3D para su posterior impresión ya que existen elementos que quedan expuestos, como lo es el sensor oxímetro, un Arduino nano e incluso fue necesario diseñar una estructura de tubo de Venturi para realizar las mediciones.

Para el diseño del soporte para el sensor oxímetro fue necesario realizar una estructura capaz de adaptarse a la forma de un dedo con la finalidad de que posicione en el lugar correcto al sensor además de mantenerlo firme para una lectura de valores correcta.

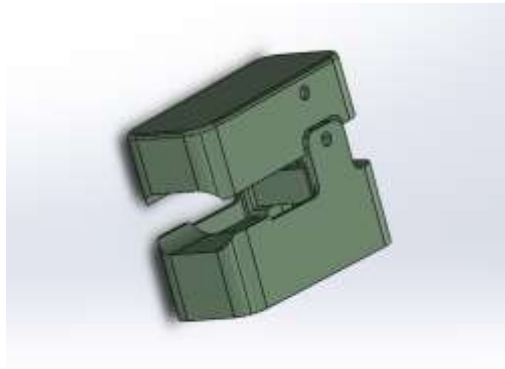


Ilustración 3- 47: Ensamble de los soportes del medidor de SpO2 del respirador mecánico.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Esta estructura fue diseñada como dos partes, una superior y otra inferior, en la cual puede entrar fácilmente el cableado necesario además del sensor sin interferir con la integridad física del paciente o del sensor. Al diseñar un mecanismo capaz de albergar el sensor de SpO2 y a su vez permitir la correcta lectura de oxigenación para el envío de datos a las tarjetas de desarrollo para su posterior análisis se cumple con el tercer requerimiento el cual es la implementación de un sensor SpO2 para el dispositivo explicando su programación en el apartado 3.9.2. Para el diseño del soporte para el sensor adaptable al dedo se tomó como referencia a oxímetros comerciales.

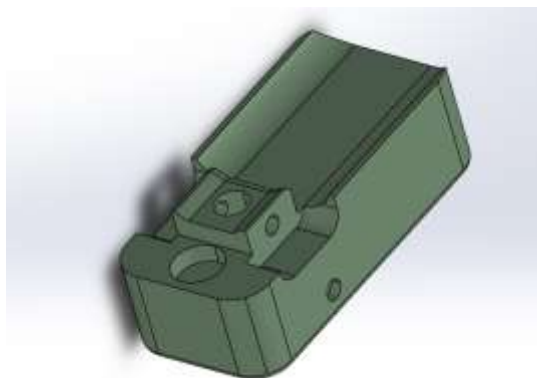


Ilustración 3- 48: Tapa superior del medidor de SpO2 del respirador mecánico.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)



Ilustración 3- 49: Tapa inferior del medidor de SpO2 del respirador mecánico.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como segundo acople se realizó un case protector para el Arduino nano, ya que este debe estar conectado a corta distancia del sensor oxímetro, por lo cual se optó por un diseño similar a una caja protectora o "case" en el cual se realizó dos aperturas para la entrada y salida de cableado correspondiente.

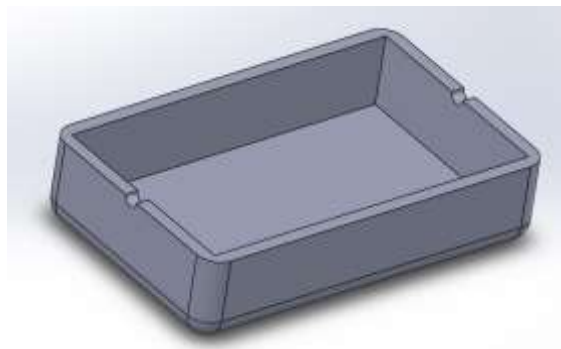


Ilustración 3- 50: Parte inferior diseño protección del Arduino nano.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

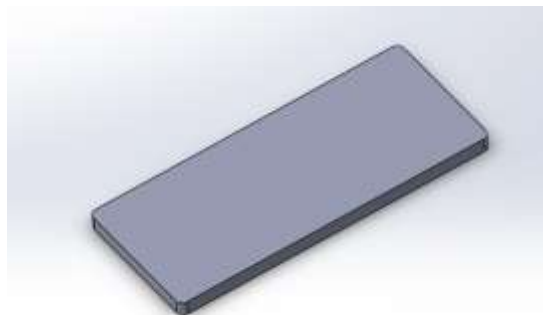


Ilustración 3- 51: Parte superior diseño protección del Arduino nano

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como tercer diseño se tiene el tubo de Venturi, cuyo funcionamiento ya fue descrito dentro del marco teórico. Este tubo se diseñó para ser conectado a la manguera del dispositivo AMBU, donde está a su vez conectado al sensor *MPX5010DP* el cual es el responsable de enviar la información sobre el estado del dispositivo, para saber si funciona de manera correcta o posee alguna obstrucción.

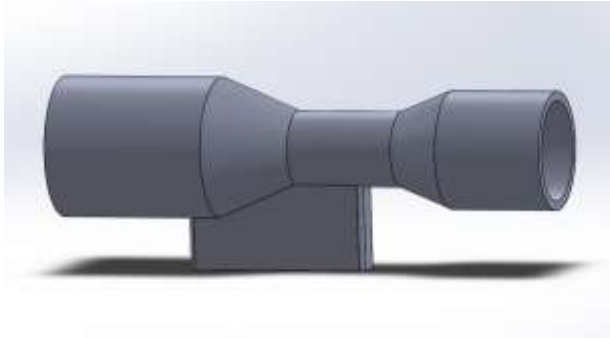


Ilustración 3- 52: Diseño del tubo de Venturi.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos con el dispositivo realizado, así como los valores estadísticos para la validación de este, deduciendo a través de métodos matemáticos que los datos sean válidos para encontrar el error relativo de cada sensor. Para la correcta recolección de datos, es necesario seguir el protocolo de pruebas correspondiente paso a paso como se indica a continuación:

- 1 • Conexión de cable de alimentación, sensor oxímetro y dispositivo AMBU.
- 2 • Encendido del equipo a través del interruptor ubicado en el lateral derecho del dispositivo verificando el encendido del led interno.
- 3 • Comprobar el encendido del equipo a través de la alerta sonora y el encendido de la interfaz.
- 4 • Comprobar el correcto funcionamiento de la interfaz. (Responde a los impulsos táctiles).
- 5 • Comprobar la accesibilidad a ambos modos de funcionamiento.
- 6 • Comprobar que se genere una conexión bluetooth entre el equipo y el dispositivo móvil.
- 7 • Acceder al modo de funcionamiento "Manual Mode".
- 8 • Comprobar que la barra de desplazamiento responda correctamente.
- 9 • Ajustar la velocidad deseada a través de la barra de desplazamiento .
- 10 • Ajustar los rangos de activación de alerta a través de los símbolos "+" y "-".
- 11 • Verificar que la viñeta junto al texto "Activar Alarma" esté seleccionada.
- 12 • Ubicar el sensor oxímetro en el dedo índice de la mano del sujeto de pruebas.
- 13 • Colocar la máscara facial sobre el rostro del muñeco de pruebas, cubriendo nariz y boca.
- 14 • Seleccionar el botón "Empezar" y verificar que el dispositivo comience su funcionamiento.
- 15 • Una vez iniciado la puesta en marcha del dispositivo, verificar que las variables de oxigenación, presión de funcionamiento, respiraciones por minuto y RPM del motor sean leídas.
- 16 • Comprobar la recepción de las variables de oxigenación, presión de funcionamiento, respiraciones por minuto y RPM del motor en el dispositivo móvil.
- 17 • Comprobar el funcionamiento de las alertas del equipo y del dispositivo móvil retirando el sensor oxímetro del dedo del sujeto de pruebas.
- 18 • En caso de funcionar correctamente los mecanismos de alerta, comprobar que se puede activar y desactivar mediante la elección de la viñeta de "Activar Alarma".



Ilustración 4- 1: Diagrama de procesos de protocolo de pruebas del respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Según los pasos 15, 16, 31 y 32 del protocolo de pruebas presentado, se realizó la toma de valores para el cálculo de las variables de error relativo y error absoluto para la verificación de funcionamiento a partir del método de normalización de Shapiro-Wilk y prueba T para validación de variables.

4.1. Pruebas de las respiraciones por minuto del dispositivo

Para validar la lectura de las respiraciones por minuto generadas por el respirador automático es necesario realizar pruebas de normalidad de los valores medidos tomando como base el método de Shapiro-Wilk para la significancia de los datos y la prueba T para validar o rechazar la propuesta realizada acerca de los elementos utilizados.

4.1.1. Modo Manual

Para el modo manual, el control de la velocidad se realizó a través de una señal modulada por ancho de pulso que fue controlada a través de una barra de desplazamiento, la velocidad generada por el motor es medida a su vez mediante un sensor externo que permitió conocer la cantidad de veces que el dispositivo AMBU fue bombeado, es decir, las respiraciones por minuto (RPM) que fueron generadas, y gracias al uso de un muñeco de pruebas se llegó a conocer la cantidad de respiraciones por minuto recibidas.

A través de estos valores, se pudo realizar la adquisición de datos de manera confiable por lo cual para probar de manera matemática que si estos datos son significativos y la “hipótesis” o dispositivo es válido se procedió con los siguientes cálculos:

$H_0: \mu_D = 0$ (Ambos dispositivos dan las mismas mediciones de respiraciones por minuto)

$H_a: \mu_D \neq 0$ (Ambos dispositivos dan diferentes mediciones de respiraciones por minuto)

$$\alpha = 0,05$$

Tabla 4- 1: Pruebas de normalidad de las respiraciones por minuto del modo manual.

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
RPM_Tesis	,102	30	,200 [*]	,954	30	,217
RPM_Muñeco	,094	30	,200 [*]	,950	30	,165

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Dado que las muestras son menores a 30, según el estadístico de Shapiro-Wilk, las probabilidades 0.217 y 0.165 son mayores al nivel de significancia, concluyendo que los datos siguen una distribución normal.

Tabla 4- 2: Prueba T de las respiraciones por minuto del modo manual.

Prueba de muestras emparejadas									
		Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	RPM_Tesis - RPM_Muñeco	-,26667	,73968	,13505	-,54287	,00953	-1,975	29	,058

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Según la tabla de la prueba t de muestras emparejadas, la probabilidad 0.058 que es mayor al nivel de significancia, concluyendo que no se rechaza la hipótesis nula, es decir, el dispositivo y el muñeco de pruebas dan las mismas mediciones de respiraciones por minuto (RPM).

Como se detalló en la normativa para la validación través de la norma ISO 5725-2:2019 explicada en el apartado 2.2.20, se conoce que el equipo puede ser validado en función del criterio de un profesional de la salud tomando en cuenta parámetros como la repetitividad y la reproductividad del equipo, de manera que el margen de error relativo admisible para el funcionamiento de la lectura de la cantidad de respiraciones por minuto generadas a través del modo de funcionamiento manual puede tener una variación máxima del 4% al igual que lo dicta la norma ISO 80601-2-61:2019, es decir que la lectura puede tener variación de ± 0.7 respiraciones por minuto es decir, ya que la lectura de respiraciones por minuto se toman bajo valores enteros aproximados, la variación máxima admisible es de ± 1 respiraciones por minuto, por lo cual bajo el criterio del personal encargado, el error relativo de 3,42% resultante de realizar los cálculos necesarios presentes en la tabla 4-3 se encuentra dentro del rango permitido para su validación.

Además de presentar un error relativo de 3,42% en el modo de funcionamiento manual, el dispositivo también presenta un error absoluto de 0,53%, lo que permite conocer de mejor manera el margen de error que se puede presentar durante la puesta en marcha del equipo.

Tabla 4- 3: Error absoluto y relativo de las respiraciones por minuto en modo manual.

MODO MANUAL RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM)				
Número	Respiraciones por minuto respirador tesis	Respiraciones por minuto muñeco de pruebas	Error Absoluto	Error Relativo
1	12	12	0	0,00
2	13	12	1	0,08
3	13	14	1	0,07
4	12	13	1	0,08
5	14	14	0	0,00
6	15	15	0	0,00
7	12	14	2	0,14
8	13	12	1	0,08
9	15	16	1	0,06

10	15	15	0	0,00
11	14	13	1	0,08
12	16	17	1	0,06
13	17	17	0	0,00
14	17	18	1	0,06
15	16	16	0	0,00
16	16	16	0	0,00
17	18	17	1	0,06
18	18	18	0	0,00
19	16	16	0	0,00
20	17	17	0	0,00
21	18	18	0	0,00
22	17	18	1	0,06
23	19	20	1	0,05
24	20	20	0	0,00
25	20	21	1	0,05
26	19	20	1	0,05
27	21	21	0	0,00
28	19	19	0	0,00
29	18	19	1	0,05
30	20	20	0	0,00
Promedio del Error			0,53%	3,42%
Error Absoluto				0,53%
Error Relativo				3,42%

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

4.1.2. Modo Automático

Para el modo automático, el control de la velocidad fue realizado a través de una señal modulada por ancho de pulso y fue ajustada mediante la retroalimentación de dicha señal hacia un control PID, la velocidad generada por el motor se midió a su vez mediante un sensor externo que permitió conocer la cantidad de veces que el dispositivo AMBU fue bombeado, es decir, las respiraciones por minuto (RPM) que fueron generadas, y gracias al uso de un muñeco de pruebas llegó a conocer la cantidad de respiraciones por minuto recibidas.

A través de estos valores, se pudo realizar la adquisición de datos de manera confiable por lo cual para probar de manera matemática si son datos significativos y la “hipótesis” o dispositivo es válido se procedió con los siguientes cálculos:

$H_0: \mu_D = 0$ (Ambos dispositivos dan las mismas mediciones de saturación de oxígeno)

$H_a: \mu_D \neq 0$ (Ambos dispositivos dan diferentes mediciones de saturación de oxígeno)

$$\alpha = 0,05$$

Tabla 4- 4: Pruebas de normalidad de las respiraciones por minuto del modo automático.

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
RPM_TesisAuto	,138	30	,152	,939	30	,084
RPM_MuñecoAuto	,118	30	,200 [*]	,971	30	,564

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Dado que las muestras son menores a 30, según el estadístico de Shapiro-Wilk, las probabilidades 0.084 y 0.564 son mayores al nivel de significancia, concluyendo que los datos siguen una distribución normal.

Tabla 4- 5: Prueba T de las respiraciones por minuto del modo automático.

Prueba de muestras emparejadas									
		Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	RPM_TesisA - RPM_MuñecoA	-,13333	,50742	,09264	-,32281	,05614	-1,439	29	,161

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Según la tabla de la prueba t de muestras emparejadas, la probabilidad 0.161 que es mayor al nivel de significancia, concluyendo que no se rechaza la hipótesis nula, es decir, ambos sensores dan las mismas mediciones de respiraciones por minuto (RPM).

Tabla 4- 6: Error absoluto y relativo de las respiraciones por minuto en modo automático.

RESPIRACIONES POR MINUTO (RPM) MODO AUTOMÁTICO					
Número	Respiraciones por minuto respirador tesis	Respiraciones por minuto muñeco de pruebas	Error Absoluto	Error Relativo	
1	12	11	1	0,09	
2	12	12	0	0,00	
3	12	13	1	0,08	
4	13	13	0	0,00	
5	13	13	0	0,00	
6	14	14	0	0,00	
7	14	14	0	0,00	
8	14	15	1	0,07	
9	14	14	0	0,00	
10	14	15	1	0,07	
11	15	15	0	0,00	
12	15	16	1	0,06	
13	15	15	0	0,00	
14	15	15	0	0,00	

15	14	14	0	0,00
16	16	16	0	0,00
17	16	16	0	0,00
18	16	16	0	0,00
19	17	17	0	0,00
20	17	17	0	0,00
21	17	17	0	0,00
22	18	18	0	0,00
23	18	17	1	0,06
24	18	18	0	0,00
25	19	19	0	0,00
26	19	19	0	0,00
27	19	20	1	0,05
28	20	20	0	0,00
29	20	20	0	0,00
30	20	21	1	0,05
Promedio del Error			0,27%	1,73%
Error Absoluto				0,27%
Error Relativo				1,73%

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como se detalló en la normativa para la validación través de la norma ISO 5725-2:2019 explicada en el apartado 2.2.20, se conoce que el equipo puede ser validado en función del criterio de un profesional de la salud tomando en cuenta parámetros como la repetividad y la reproductividad del equipo, de manera que el margen de error relativo admisible para el funcionamiento de la lectura de la cantidad de respiraciones por minuto generadas a través del modo de funcionamiento automático puede tener una variación máxima del 4% al igual que lo dicta la norma ISO 80601-2-61:2019, es decir que la lectura puede tener variación de ± 0.7 respiraciones por minuto es decir, ya que la lectura de respiraciones por minuto se toman bajo valores enteros aproximados, la variación máxima admisible es de ± 1 respiraciones por minuto, por lo cual bajo el criterio del personal encargado, el error relativo de 1,73% resultante de realizar los cálculos necesarios presentes en la tabla 4-6 se encuentra dentro del rango permitido para su validación

Además de presentar un error relativo de 1,73% en el modo de funcionamiento automático, el dispositivo también presenta un error absoluto de 0,27%, lo que permite conocer de mejor manera el margen de error que se puede presentar durante la puesta en marcha del equipo.

4.2. Pruebas del sensor SpO2

Para la validación del sensor oxímetro implementado, fue necesario la comparación de este junto con un sensor comercial que anteriormente ya fue validado y comprobado para su distribución al público. De esta manera se procedió con la recolección simultanea de datos medidos por ambos sensores en un mismo sujeto para verificar el margen de error generado entre ambas mediciones. Para este procedimiento se siguió la misma metodología que en los casos anteriores para poder

validar los valores siguiendo la prueba de normalidad y la prueba t para corroborar que la “hipótesis” es decir, el sensor utilizado fue el adecuado.

$H_0: \mu_D = 0$ (Ambos dispositivos dan las mismas mediciones de saturación de oxígeno)

$H_a: \mu_D \neq 0$ (Ambos dispositivos dan diferentes mediciones de saturación de oxígeno)

$$\alpha = 0,05$$

Tabla 4- 7: Pruebas de normalidad del sensor SpO2.

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
SpO2_Tesis	,186	30	,010	,937	30	,075
SpO2_Valido	,161	30	,046	,952	30	,195

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Dado que las muestras son menores a 30, según el estadístico de Shapiro-Wilk, las probabilidades 0.075 y 0.195 son mayores al nivel de significancia, concluyendo que los datos siguen una distribución normal.

Tabla 4- 8: Prueba T del sensor SpO2.

Prueba de muestras emparejadas									
		Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	SpO2_Tesis - SpO2_Valido	,16667	,94989	,17343	-,18803	,52136	,961	29	,344

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Según la tabla de la prueba t de muestras emparejadas, la probabilidad 0.344 que es mayor al nivel de significancia, concluyendo que no se rechaza la hipótesis nula, es decir, ambos sensores dan las mismas mediciones de SpO2.

Tabla 4- 9: Error absoluto y relativo del sensor SpO2.

CALCULO DE ERROR DEL SENSOR SpO2				
Número	SpO2 Tesis	SpO2 Valido	Error Absoluto	Error Relativo
1	95	95	0	0,00
2	94	92	2	0,02
3	92	91	1	0,01
4	92	92	0	0,00
5	90	91	1	0,01
6	94	92	2	0,02
7	89	90	1	0,01
8	91	92	1	0,01
9	93	94	1	0,01
10	94	93	1	0,01
11	90	91	1	0,01
12	93	92	1	0,01
13	92	93	1	0,01
14	93	93	0	0,00
15	91	91	0	0,00
16	94	93	1	0,01
17	93	93	0	0,00
18	94	93	1	0,01
19	93	92	1	0,01
20	91	91	0	0,00
21	90	91	1	0,01
22	91	90	1	0,01
23	88	89	1	0,01
24	93	92	1	0,01
25	93	93	0	0,00
26	94	93	1	0,01
27	89	89	0	0,00
28	92	92	0	0,00
29	95	94	1	0,01
30	89	90	1	0,01
Promedio Error			0,77%	0,84%
Error Absoluto				0,77%
Error Relativo				0,84%

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como se detalló en la normativa para la validación través de la norma ISO 80601-2-61:2019 explicada en el apartado 2.2.20, se conoce que el equipo debe ser validado en función del margen de error relativo admisible para el funcionamiento de la lectura del porcentaje de oxígeno puede tener una variación máxima del 4% es decir, partiendo del valor mínimo normal de oxigenación en la sangre (86%), la variación máxima admisible es de $\pm 3.44\%$ SpO2, ya que el error relativo es de 0,84% resultante de realizar los cálculos necesarios presentes en la tabla 4- 9, se puede determinar que se encuentra dentro del rango permitido para su validación.

Además de presentar un error relativo de 0,84% en el modo de funcionamiento automático, el dispositivo también presenta un error absoluto de 0,77%, lo que permite conocer de mejor manera el margen de error que se puede presentar durante la puesta en marcha del equipo.

4.3. Pruebas del sensor de presión

Para la validación del sensor de presión implementado, al igual que en el caso del sensor oxímetro fue necesario la comparación de este junto con un sensor comercial que anteriormente ya fuera validado y comprobado su funcionamiento para su venta al público. De esta manera se procedió con la recolección simultánea de datos medidos por ambos sensores en el sistema para verificar el margen de error generado entre ambas mediciones. Para este procedimiento se siguió la misma metodología que en los casos anteriores para poder validar los valores siguiendo la prueba de normalidad y la prueba t para corroborar que la “hipótesis” es decir, el sensor utilizado fuese el adecuado.

$H_0: \mu_D = 0$ (Ambos dispositivos dan las mismas mediciones de saturación de oxígeno)

$H_a: \mu_D \neq 0$ (Ambos dispositivos dan diferentes mediciones de saturación de oxígeno.

$$\alpha = 0,05$$

Tabla 4- 10: Pruebas de normalidad del sensor de presión.

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Presion_Tesis	,132	30	,194	,933	30	,059
Presion Valido	,124	30	,200	,947	30	,139

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Dado que las muestras son menores a 30, según el estadístico de Shapiro-Wilk, las probabilidades 0.059 y 0.139 son mayores al nivel de significancia, concluyendo que los datos siguen una distribución normal.

Tabla 4- 11: Prueba T del sensor de presión.

Prueba de muestras emparejadas									
		Diferencias emparejadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	Presion_Tesis - Presion Valido	,02667	,21485	,03923	-,05356	,10689	,680	29	,502

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Según la tabla de la prueba t de muestras emparejadas, la probabilidad 0.502 que es mayor al nivel de significancia, concluyendo que no se rechaza la hipótesis nula, es decir, ambos sensores dan las mismas mediciones de presión (cmH2O).

Tabla 4- 12: Error absoluto y relativo del sensor de presión.

CALCULO DE ERROR DEL SENSOR DE PRESIÓN (cmH2O)				
Número	Sensor de Presión Tesis	Sensor de Presión Valido	Error Absoluto	Error Relativo
1	15,9	16	0,1	0,01
2	16,8	16,8	0	0,00
3	16,6	16,7	0,1	0,01
4	15,9	15,9	0	0,00
5	15,6	15,5	0,1	0,01
6	16,6	16,5	0,1	0,01
7	16,7	16,7	0	0,00
8	15,9	16,1	0,2	0,01
9	15,8	15,7	0,1	0,01
10	17,8	17,6	0,2	0,01
11	16,9	16,9	0	0,00
12	16	16	0	0,00
13	17,8	17,6	0,2	0,01
14	15,5	15,5	0	0,00
15	16,6	16,7	0,1	0,01
16	16,7	16,8	0,1	0,01
17	16,6	16,6	0	0,00
18	15,9	15,8	0,1	0,01
19	17,2	17,3	0,1	0,01
20	16,4	16,6	0,2	0,01
21	17,1	17,3	0,2	0,01
22	17,8	17,7	0,1	0,01
23	16,5	16,5	0	0,00
24	15,7	15,7	0	0,00
25	16,9	15,9	1	0,06
26	16	16	0	0,00
27	16,3	16,4	0,1	0,01
28	16,2	16,2	0	0,00
29	15,7	15,8	0,1	0,01
30	16,6	16,4	0,2	0,01
Promedio Error			0,11%	0,69%
Error Absoluto				0,11%
Error Relativo				0,69%

Realizado por: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como se detalló en la normativa para la validación través de la norma ISO 5725-2:2019 explicada en el apartado 2.2.20, se conoce que el equipo puede ser validado en función del criterio de un profesional de la salud tomando en cuenta parámetros como la repetividad y la reproductividad del equipo, de manera que el margen de error relativo admisible para el funcionamiento de la

lectura de la presión generada por el dispositivo puede tener una variación aproximada del 4% al igual que lo dicta la norma ISO 80601-2-61:2019, es decir que la lectura puede tener variación de ± 0.8 cmH₂O es decir, por lo cual bajo el criterio del personal encargado, el error relativo de 0,69% resultante de realizar los cálculos necesarios presentes en la tabla 4-12 se encuentra dentro del rango permitido para su validación.

Además de presentar un error relativo de 0,69%, el dispositivo también presenta un error absoluto de 0,11%, lo que permite conocer de mejor manera el margen de error que se puede presentar durante la puesta en marcha del equipo.

4.4. Encuesta de validación de funcionamiento

Se realizó una encuesta para verificar bajo el criterio de profesionales del área de la salud y personas con conocimiento en manejo de equipos electrónicos el funcionamiento del dispositivo en relación a su uso, configuración y puesta en marcha.

A través de esta encuesta se procedió a validar los diferentes apartados desarrollados como lo es funcionamiento de la interfaz, modos de funcionamiento, configuración, puesta en marcha en los modos de funcionamiento manual y automático y la alarma correspondiente. De esta manera se adquirieron los siguientes resultados:

- Primera pregunta: ¿Cuál cree usted que fue el nivel de complejidad durante el manejo de la interfaz del dispositivo presentado?

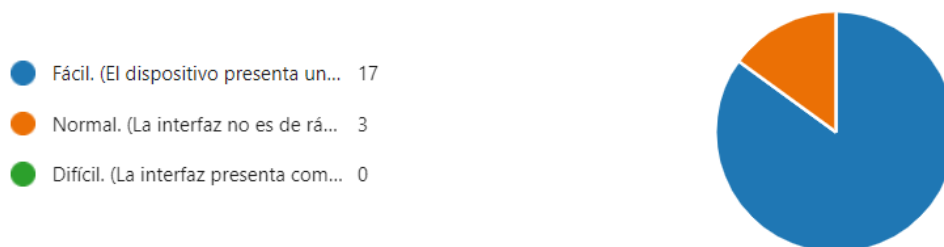


Ilustración 4- 2: Pregunta 1 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como se muestra en la ilustración 4- 2 de los resultados de la encuesta realizada al personal médico se pudo determinar que la interfaz del respirador mecánico es intuitiva y de fácil comprensión para su uso teniendo una aceptación del 85% de entre los especialistas encuestados.

- Segunda pregunta: ¿El equipó varió la velocidad de forma adecuada para generar la cantidad de respiraciones por minuto planteadas a través de la configuración del modo de funcionamiento manual?

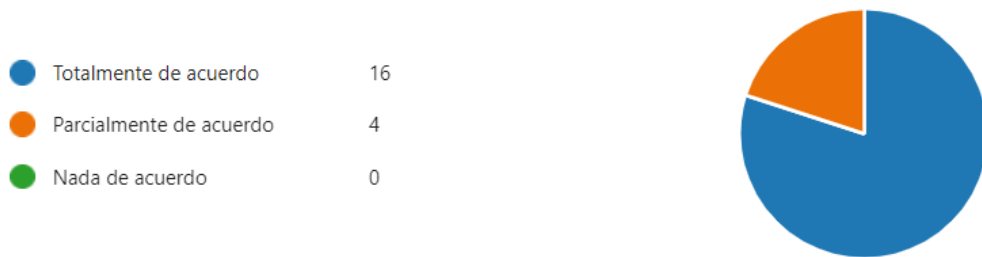


Ilustración 4- 3: Pregunta 2 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como se muestra en la ilustración 4- 3 de los resultados de la encuesta realizada al personal médico se puede comprobar que las respiraciones por minuto generadas en modo manual por el respirador mecánico son acordes al valor configurado y aceptadas para su uso teniendo una aceptación del 80% de entre los especialistas encuestados.

- Tercera pregunta: ¿El equipo generó la cantidad de respiraciones por minuto configuradas a través de la interfaz en el modo de funcionamiento automático?

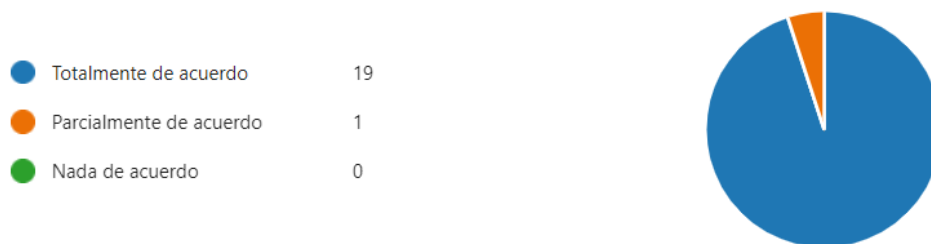


Ilustración 4- 4: Pregunta 3 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.

Fuente: (Fuenmayor A, Montalvo B, 2023)

Como se muestra en la ilustración 4- 4 de los resultados de la encuesta realizada al personal médico se puede comprobar que las respiraciones generadas en modo automático por el respirador mecánico son acordes al valor configurado y aceptadas para su uso teniendo una aceptación del 95% de entre los especialistas encuestados.

- Cuarta pregunta: Las mediciones realizadas por el oxímetro integrado, ¿presentan valores adecuados y lecturas confiables?

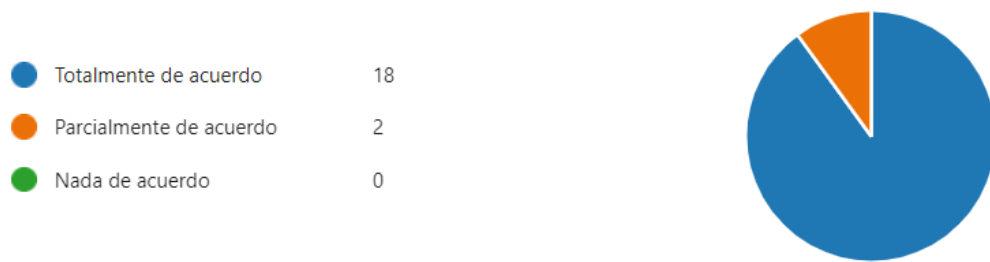


Ilustración 4- 5: Pregunta 4 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.

Fuente: Autores

Como se muestra en la ilustración 4- 5 de los resultados de la encuesta realizada al personal médico se puede comprobar que las mediciones generadas por el sensor que integra el respirador mecánico son adecuadas y confiables para su uso teniendo una aceptación del 90% de entre los especialistas encuestados.

- Quinta pregunta: En relación con la alarma integrada, ¿presenta facilidad de uso y configuración intuitiva?

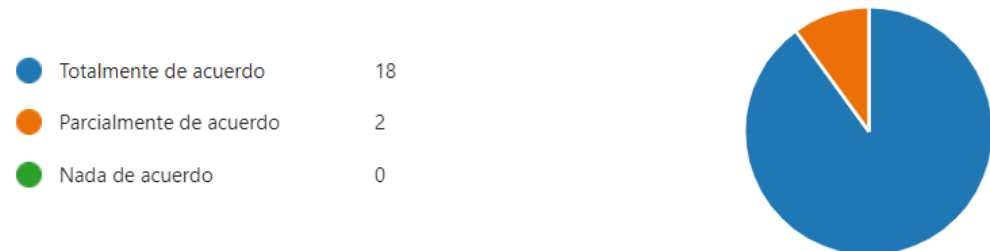


Ilustración 4- 6: Pregunta 5 de la encuesta de validación realizada a personal médico de la salud.

Fuente: Autores

Como se muestra en la ilustración 4- 6 de los resultados de la encuesta realizada al personal médico se pudo comprobar que la alarma con el que cuenta el respirador mecánico presenta una facilidad para su uso teniendo una aceptación del 90% de entre los especialistas encuestados.

CONCLUSIONES

A través de la interfaz implementada, se logró desarrollar dos modos de funcionamiento para el control de velocidad del respirador mecánico tipo AMBU. El primer modo de funcionamiento es "Manual Mode", donde la velocidad se controla a través de una barra de desplazamiento la cual aumenta o disminuye la velocidad de manera proporcional a la posición de la barra, donde el operador puede ajustar dicha velocidad en función de las necesidades del paciente. El segundo modo de funcionamiento es "Automatic Mode", en este modo se tienen 2 opciones según el tipo de paciente que requiera la asistencia respiratoria, al seleccionar el tipo de paciente, de manera automática se ubicaron velocidades predeterminadas de funcionamiento con rangos preestablecidos, manteniendo la velocidad seleccionada a través del uso de un control PID.

Se realizó la investigación de varios métodos de respiración positiva, los cuales se pueden clasificar en primera instancia como invasivos y no invasivos, el dispositivo desarrollado en el presente trabajo de titulación puede funcionar bajo cualquiera de los dos métodos, ya que hace uso de una máscara facial o también mediante un tubo endotraqueal para realizar la maniobra de soporte respiratorio. El dispositivo pertenece al grupo de los sistemas de bajo flujo debido a que el aire bombeado por el dispositivo AMBU es el presente en el ambiente el cual contiene 21% de oxígeno, y a través de investigación se llegó a conocer que todo dispositivo capaz de enviar por cada inspiración de aire una cantidad de oxígeno mayor al 40% es considerado un sistema de alto flujo.

Se implementó un sensor de SpO₂, donde a través de programación se logró la adquisición constante del nivel de oxigenación en la sangre perteneciente al paciente sobre el cual se pone en funcionamiento el dispositivo, los datos son enviados para su lectura dentro de la interfaz en ambos modos de funcionamiento y en el dispositivo inalámbrico para un mejor cuidado del paciente. A través del dispositivo móvil se implementó un sistema de alerta, donde es posible la lectura de las variables presentes en la interfaz integrada a través de comunicación bluetooth. Al accionarse la alarma del dispositivo solo es posible desactivarlo a través de la interfaz integrada al equipo para así asegurar el control y cuidado del paciente o del dispositivo en caso de requerirlo.

En función de las respuestas obtenidas a través de la encuesta realizada para la validación del funcionamiento del equipo, se pudo determinar que la interfaz diseñada es de fácil comprensión y presenta un modo de uso intuitivo. También se pudo determinar que cada modo de funcionamiento permite al usuario la verificación visual de la cantidad de respiraciones por minuto que se están generando, además de entregar la respuesta esperada en función de las características de cada uno. A su vez, se llegó a comprender que las mediciones realizadas por el sensor oxímetro implementado presenta valores coherentes y adecuados, permitiendo así un mejor cuidado del paciente. Finalmente, se llegó a la conclusión del que el mecanismo de alarma desarrollado es de fácil configuración, activación y desactivación según sea requerido.

Gracias al protocolo de pruebas realizado, se llegó a un proceso adecuado para la verificación del equipo mediante una secuencia de pasos dentro de los cuales se prueba el correcto funcionamiento de cada una de las partes que integran el dispositivo desarrollado, permitiendo identificar posibles fallos o errores durante la puesta en marcha. Además, al realizar de manera adecuada el protocolo de pruebas, se pudo validar las lecturas de los sensores a través de la adquisición de datos y tabulación de estos mediante los métodos planteados a lo largo del capítulo de resultados, permitiendo de esta manera comprobar los errores relativos y absolutos generados durante su funcionamiento y teniendo en cuenta las normativas usadas para la validación de estas lecturas se pudo llegar a la conclusión de que los elementos integrados en el dispositivo funcionan de manera apropiada.

RECOMENDACIONES

Dentro del modo automático, durante la puesta en marcha del equipo existe un tiempo de estabilización de alrededor de 5 segundos debido a que se hace uso de un sistema en lazo cerrado para el control de la velocidad y debido a las características físicas del motor y su fuente de alimentación fue necesario la implementación de un tipo de respuesta amortiguada. Por este motivo es recomendable al momento de ubicar la máscara de oxígeno o colocar el tubo endotraqueal al paciente esperar el tiempo mencionado para que las respiraciones por minuto generadas por el dispositivo sean las mismas que las configuradas por la interfaz.

Para desarrollar el monitoreo de más variables de interés para el cuidado del paciente como lo son frecuencia cardíaca o temperatura se podría hacer uso de la tarjeta Healthy Pi, la cual se puede integrar directamente a la Raspberry pi 3 donde al contar con wifi y comunicación con la nube permite el análisis de datos, monitoreando no solo la saturación de oxígeno en la sangre sino también la frecuencia cardíaca, datos de electrocardiograma, temperatura entre otros. Es necesario recordar o tener en cuenta que existen una serie de sensores, actuadores e interfaces ya diseñadas para la aplicación de la tarjeta de desarrollo Healthy Pi.

A pesar de contar con mecanismos de alerta es recomendable el monitoreo continuo del paciente a través de vigilia constante de la interfaz del equipo para garantizar la seguridad de la persona sobre la que se esté haciendo uso del sistema de asistencia respiratoria en razón a cualquier posible percance que pueda presentar el dispositivo o posibles complicaciones de la salud de la persona intervenida.

Es necesario tener en cuenta que el dispositivo desarrollado es un modelo no profesional, por lo que no sustituye el uso de equipamiento especializado y debe ser utilizado únicamente en casos de emergencia, asistencia médica o cuidado ambulatorio.

BIBLIOGRAFÍA

ALBORNOZ, M., 2014. Diseño de interfaz gráfica de usuario. *Workshop de Investigadores en Ciencias de la Computación.*,

APARICIO GARCIA, R.S., JUAREZ GRACIA, G., ALVAREZ CEDILLO, J.A., SANDOVAL GUTIERREZ, J. y TOVAR CORONA, B., 2017. MÉTODO DE EXTRACCIÓN Y SELECCIÓN DE CARACTERÍSTICAS PARA LA IMPLEMENTACION DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA EN DETECCIÓN DE EMOCIONES. *DYNA NEW TECHNOLOGIES*, vol. 4, no. 1, ISSN 23868406. DOI 10.6036/NT7829.

ARDUINO, 2023. Arduino Nano. *Arduino* [en línea]. [consulta: 31 marzo 2023]. Disponible en: <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-nano?selectedStore=us#looxReviews>.

ARDUINO DOCUMENTATION, 2015. What is Arduino? [en línea], [consulta: 5 enero 2023]. Disponible en: https://www.sparkfun.com/arduino_guide.

ARÉVALO OVALLE, D., BERNAL YERMANOS, M.Á. y POSADA RESTREPO, J.A., 2021. Métodos numéricos con Python. *Catálogo editorial*, ISSN 2805-587X. DOI 10.15765/poli.v1i978.2842.

ARIAS ROBALINO, A., 2023. BTS7960 Driver para motor DC 43A. *Novatronicec* [en línea]. [consulta: 19 marzo 2023]. Disponible en: <https://novatronicec.com/index.php/product/bts7960-driver-para-motor-dc-43a/>.

ASHBY, I., 2006. Sensores para estudio de mecánica ventilatoria. *Universidad de la República, XV SEMINARIO DE ING. BIOMÉDICA*, vol. 1,

BATTISTELLA, L.R., 2003. Interfaces da Medicina de Reabilitação com a Medicina do Trabalho e as Ciências Forenses. *Acta Fisiátrica*, vol. 10, no. 2, ISSN 2317-0190. DOI 10.11606/issn.2317-0190.v10i2a102436.

BENÍTEZ PINA, I.F., 2022. Sistema de uso doméstico para monitorear el consumo energético combinando el uso de las plataformas Arduino y Android. *LADEE*, vol. 3, no. 1, ISSN 2744-9750. DOI 10.17981/ladee.03.01.2022.2.

BERNAL BURGOS, J., 2014. *Tarjeta de desarrollo electrónico para el prototipado y diseño de proyectos*. Tesis. Bogotá: Universidad de los Andes.

BLANCO, A.R., SALES, A.S. y MOYA, E.A., 2019. EL AMBU: LIMPIEZA, DESINFECCIÓN Y POSTERIOR MONTAJE. *I CONGRESO INTERNACIONAL DE URGENCIAS Y EMERGENCIAS SANITARIAS* ,

CAJO DÍAZ, R.A. y GALARZA ROSAS, J.L., 2010. *Diseño e Implementación de un Sistema Inalámbrico de Alarma Domiciliaria con alerta Vía Celular*. Tesis de Grado. Guayaquil: Escuela Superior Politécnica del Litoral.

CARVALHO, R.J., 2011. Reflexões sobre Cinema e História: representações da lenda do rei Arthur em Monty Python And The Holy Grail. *Anagrama*, vol. 4, no. 4, ISSN 1982-1689. DOI 10.11606/issn.1982-1689.anagrama.2011.35547.

CASTAÑEDA, E., OBREGÓN, J., MARTIN, L., TABOADA, P. y TORRES, R., 2020. Diseño y Prototipo del Tubo de Venturi para la Solución de Problemas Físicos de Hidrodinámica. *Universidad Nacional Mayor de San Marcos*,

CASTILLA ACOSTA, K.M. y MARTÍNEZ, O., 2019. Adquisición de impulsos eléctricos a través de electrodos para generación de movimiento en brazo robot. *Semantic Scholar*,

CHAVEZ JALDIN, E.P., RAMOS SILVESTRE, E.R., ESTRADA CARPIO, A.C. y VARGAS ROSAS, P., 2020. Controlador Digital Proporcional Usando “ARDUINO UNO” para el Control de Nivel de Líquido de un Tanque. *Journal Boliviano de Ciencias*, vol. 16, no. 48, ISSN 2075-8944. DOI 10.52428/20758944.v16i48.349.

CIORUȚA, B.-V. y COMAN, M., 2022. Can the MIT App Inventor® application be integrated into soil protection strategies? *Technium Sustainability*, vol. 2, no. 3, ISSN 2810-2991. DOI 10.47577/sustainability.v2i3.6940.

CONTRERAS ZA VALETA, J.E. y CUSTODIO PUELLES, A.A., 2021. *Desarrollo e implementación de una fresadora y grabadora láser CNC para incrementar la versatilidad en la fabricación de piezas artesanales en acrílico y MDF*. Modelamiento y Simulación de Sistemas Electromecánicos. Trujillo: ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA.

CRIOLLO SÁNCHEZ, E.F., 2020. *Implementación de un mecanismo de sincronización aplicando Bluetooth para optimizar el uso del Ambu en los hospitales del Perú*. Los Olivos: Universidad de Ciencias y Humanidades.

CUZCO CARRIÓN, G.L. y LAYANA VALLEJO, W.A., 2012. *SISTEMA DE ALARMA AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL DE EQUIPOS A DISTANCIA A TRAVES DE LÍNEA TELEFÓNICA Y PÁGINA WEB*. Tesis de Grado. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana.

DELTA-EU, 2022. FUENTE DE ALIMENTACIÓN 5 V. *Fuente de alimentación 5 voltios 2 amperios* [en línea]. [consulta: 14 diciembre 2022]. Disponible en: https://shopdelta.eu/fuente-de-alimentacion-5v2a5-5_l6_p7952.html.

DISAI AUTHOMATC SYSTEMS y M-ZERT, 2013. Medidor de Caudal Compacto tipo Vortex para Líquidos de Baja Viscosidad. *KOBOLD*, vol. 1,

ETT CO., L., 2022. *Manual of IR Sensor Switch E18-D80NK-N*. 2022. S.l.: s.n.

FELIX ROMERO, A.A. y PALATE ESPINOZA, P.Y., 2021. *Desarrollo e implementación de un prototipo de respirador artificial controlado por una aplicación móvil para pacientes con enfermedades respiratorias*. Proyecto de Titulación. Guayaquil: Universidad de Guayaquil.

FERNÁNDEZ TENA, A. y CASAN CLARÀ, P., 2012. Depósito pulmonar de partículas inhaladas. *Archivos de Bronconeumología*, vol. 48, no. 7, ISSN 03002896. DOI 10.1016/j.arbres.2012.02.003.

GARAY IZQUIERDO, G.E.M., 2021. *Diseño de un ventilador mecánico de bajo costo para el tratamiento de pacientes con insuficiencia respiratoria*. Trujillo: Universidad César Vallejo.

GARCÍA FERNÁNDEZ, J., 2009. Clasificación de los modos ventilatorios. [en línea], [consulta: 11 octubre 2022]. Disponible en: www.ventilacionanestesiapediatrica.com.

GONZÁLES, V. y VARGAS SELLAN, J.S., 2019. Diseño e implementación de un sistema inalámbrico de llamada a enfermería a través de una red ZigBee con notificación de mensajes de texto utilizando módulo GSM SIM900. *Universidad Politécnica Salesiana del Ecuador*,

GUTIÉRREZ MUÑOZ, F., 2011. Ventilación mecánica - Mechanical Ventilation. *Acta Médica Perú* [en línea], Disponible en: <http://tratado.uninet.edu/c120102.html>.

GUTIERREZ NOYOLA, A., DRUYET CASTILLO, D. y RUIZ SUÁREZ, L.O., 2003. Asistencia respiratoria. Consideraciones a tener en cuenta. *Revista Cubana de Medicina General Integral* [en línea], vol. 19, no. nov.-dic., [consulta: 14 octubre 2022]. ISSN 1561-3038. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-21252003000600007.

HAGBERG, C.A., JENSEN, F.S., GENZWUERKER, H. v, KRIVOSIC-HORBER, R., SCHMITZ, B.U., HINKELBEIN, J., CONTZEN, M., MENU, H. y BOURZOUFI, K., 2005. A Multicenter Study of the Ambu® Laryngeal Mask in Nonparalyzed, Anesthetized Patients. *Anesthesia & Analgesia* [en línea], vol. 101, no. 6, ISSN 0003-2999. Disponible en: https://journals.lww.com/anesthesia-analgesia/Fulltext/2005/12000/A_Multicenter_Study_of_the_Ambu_Laryngeal_Mask_in.59.aspx.

HEREDIA, O., CHUNGA, X., DE LA CRUZ, L. y ZIMIC, M., 2021. Diseño y evaluación de un ventilador mecánico. *SciELO Preprints*, vol. 1, no. 1,

IKHMAL ROSLI, M.I., 2016. Development Of Heavy Duty Automatic Guided Vehicle For Industrial Application (AGV). *Semantic Scholar*,

JIMÉNEZ, J., 2013. *Resucitador manual*. | ASESE02.- *Técnicas de soporte vital avanzado*. [en línea]. 2013. S.l.: s.n. Disponible en: https://ikastaroak.birt.eus/edu/argitalpen/backupa/20200331/1920k/es/EME/ASESE/ASESE02/es_EME_ASESE02_Contenidos/website_61_resucitador_manual.html.

LEÓN JIMÉNEZ, A.* y JIMÉNEZ, M., 2000. VENTILACION CON PRESION POSITIVA NO INVASIVA EN LA INSUFICIENCIA RESPIRATORIA AGUDA. , vol. 11,

LIZARAZO BAYONA, R.C. y RAMÍREZ CARO, J.L., 2018. Implementación en tarjeta raspberry de técnicas computacionales vinculadas con el procesamiento digital de imágenes médicas. *Semantic Scholar*,

- LÓPEZ AYALA, J.C., ÑACATO ESTRELLA, D.R., MELEDRES MEDINA, E.M. y IZURIETA CASTELO, M.I.**, 2023. DESIGN AND PROTOTYPE OF AN AUTOMATED POSITIVE SUCTION MECHANICAL VENTILATOR UNDER AN ECONOMIC AND SOCIAL PROJECT ANALYSIS IN LOW-INCOME PATIENTS. *Russian Law Journal*, vol. 11, no. 10s, ISSN 2313-7851. DOI 10.52783/rlj.v11i10s.1752.
- LÓPEZ-HERCE, J. y CARRILLO, Á.**, 2008. Ventilación mecánica: indicaciones, modalidades y programación y controles. *Anales de Pediatría Continuada*, vol. 6, no. 6, ISSN 16962818. DOI 10.1016/S1696-2818(08)75597-5.
- LUCERNA, P.**, 2004. Transductores de presión y de flujo. *Universidad de la República, XIII Seminario de Ing. Biomédica*, vol. 1,
- MADIGRAF**, 2022. ACRILICO TRANSPARENTE 2MM 1.25M X 2.45M. *Madigraf* [en línea]. [consulta: 14 diciembre 2022]. Disponible en: <https://www.madigraf.com/product/plancha-acrilico-transparente-2mm-1-25m-x-2-45m/>.
- MADORNO, M.**, 2017. *Análisis del funcionamiento del sistema respiratorio de sujetos que requieren asistencia ventilatoria mecánica o que experimentan un compromiso en su sistema respiratorio mediante un monitor respiratorio avanzado*. Tesis Doctoral. Bueno Aires: Instituto Tecnológico de Buenos Aires.
- MAIDANA, D., AYALA, K. y ARRUA, J.**, 2018. Sistema experto para la toma de decisión sobre turismo receptivo en Paraguay. *Politécnica Universidad Nacional del Este*,
- MAXIM INTEGRATED TM**, 2014. Low-Power, Slew-Rate-Limited RS-485/RS-422 Transceivers. *Maxim Integrated*, vol. 19,
- MECHANICAL COMPONENTS ONLINE SHOP**, 2022. Gear motor DC 12V 19rpm. *Mootio Components* [en línea]. [consulta: 14 diciembre 2022]. Disponible en: https://www.mootio-components.com/gear-motor-dc-12v-19rpm_refe_012667-12.html#.Y5v3M3bMJPY.
- MEJÍA SALAS, H. y MEJÍA SUAREZ, M.**, 2012. Oximetría de pulso. *Revista de la Sociedad Boliviana de Pediatría*, vol. 51(2),
- MELCHOR, E. y CORREA, S.**, 2015. Sistema doméstico con interfaz android usando Raspberry Pi. *Revista de investigación interdisciplinar en biodiversidad y desarrollo sostenible, ciencia, tecnología e innovación y procesos productivos industriales*, vol. 2, no. 1,
- MESA LARA, J.A., ROSALES AGREDO, J.A. y MAURY ATENCIA, M.P.**, 2019. Sistema de monitoreo de señales en tierra usando la Estación Terrena Satelital UPTC. *INGE CUC*, vol. 15, no. 1, ISSN 2382-4700. DOI 10.17981/ingecuc.15.1.2019.04.
- MORALES, D. y REYES, A.**, 2017. Niveles de contaminación acústica y sus efectos en médicos residentes de anestesiología. *Revista médica (Colegio de médicos y Cirujanos de Guatemala)*,
- MOTOROLA**, 1997. Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated. *Semiconductor Technical Data - Senseon* [en línea], vol. 2, [consulta: 22 diciembre 2022]. Disponible en: <http://motorola.com/sps>.

- MUÑOZ BONET, J.I.**, 2003. Conceptos de ventilación mecánica. *Anales de Pediatría*, vol. 59, no. 1, ISSN 1695-4033. DOI 10.1016/S1695-4033(03)78150-8.
- MUTHMAINNAH, M., DENI BAKO, T. y IMAM, T.**, 2022. Karakterisasi Sensor MAX30102 Sebagai Alat Ukur Detak Jantung dan Suhu Tubuh Berbasis Photoplethysmograph. *JURNAL PENDIDIKAN MIPA*, vol. 12, no. 3, ISSN 2621-9166. DOI 10.37630/jpm.v12i3.655.
- NAYLAMP MECHATRONICS**, 2023. PULSIOXÍMETRO MAX30102. [en línea]. [consulta: 26 marzo 2023]. Disponible en: https://naylampmechatronics.com/biomedico/444-pulsioximetro-max30102.html?fbclid=IwAR1eTPw_wTCmf0xfXo1umb77eSIOp55SMHlg3yacYSB47Qx-y8nZmCow4U.
- NIUBÓ JORGE, I. y CRUZ HERNÁNDEZ, Á.**, 2001. Evaluación de un monitor de paciente. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*,
- ÑACATO ESTRELLA, D.R., ÑACATO ESTRELLA, A.M., JINEZ TAPIA, J.L. y OROZCO CAZCO, C.A.**, 2023. DESIGN OF PROGRAMMABLE ELECTRONIC CIRCUITS WITH MID-RANGE PIC MICROCONTROLLERS FOR ROBOTICS LABORATORIES. *Russian Law Journal*, vol. 11, no. 7s, ISSN 2313-7851. DOI 10.52783/rlj.v11i7s.1448.
- ORTÍZ, L. y FILIPPOVA, T.**, 2016. Diseño de un sistema inalámbrico para monitoreo de pacientes ambulatorios, utilizando sensores de presión arterial y ritmo cardíaco e implementación de un prototipo de prueba. *Escuela Politécnica Nacional*,
- PALMA, R.**, 2008. Determinación de la répétabilité et de la reproductibilité d'une méthode de mesure normalisée selon la norme ISO 5725-2. *Notes de Statistique et d'Informatique*, vol. 1,
- PAULINA, S., RIVADENEIRA, D. y VALAREZO, A.**, 2015. Ensamble y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación. [en línea], [consulta: 14 octubre 2022]. Disponible en: <http://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/4870>.
- PEÑA, C.**, 2020. *Arduino IDE: Domina la programación y controla la placa*. . S.l.: RedUsers.
- PEP BOYS**, 2021. PepBoys. *Motor Maker, Motor ventana 12V* [en línea]. [consulta: 9 agosto 2022]. Disponible en: <https://www.pepboys.com/es/auto-care/diy/parts-guide/window-motor>.
- PERIS-FAJARNES, G., BALAGUER GUIL, J., LENGUA, I., CAÑETE, A., MARTINEZ-DÍAZ, R., MARTINEZ-DÍAZ, M. y DUNAI, L.**, 2018. Diseño de Interfaz para herramienta para la medición semicuantitativa de imágenes de gammagrafía de 123-I-mIBG. *Proceedings INNODOCT/18. International Conference on Innovation, Documentation and Education*. València: Editorial Universitat Politècnica de València, ISBN 9788490487112. DOI 10.4995/INN2018.2018.8934.
- PORRAS, J., JUAREZ, R., ZARATE, G. y JIMENEZ, V.**, 2018. Interfaz de lenguaje natural para consultar cubos multidimensionales utilizando procesamiento analítico en línea. *Res. Comput. Sci*, vol. 147,
- PROTOFY.XYZ**, 2020. OxyGEN Project. *OxyGEN-IP* [en línea]. [consulta: 14 octubre 2022]. Disponible en: <https://www.oxygen.protofy.xyz/>.

QUARESIMA, V. y FERRARI, M., 2020. COVID-19: eficacia de la pulsioximetría prehospitalaria para la detección precoz de hipoxemia silente. *Cuidados Críticos*, vol. 24,

RASPBERRY, P., 2015. Raspberry pi 3 model b. <https://www.raspberrypi.org>.

RASPBERRY PI, 2018a. Raspberry Pi 3 Model B+. *The final revision of our third-generation single-board computer* [en línea]. [consulta: 14 diciembre 2022]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/>.

RASPBERRY PI, 2018b. Raspberry Pi Touch Display. *Raspberry Pi Touch Display* [en línea]. [consulta: 14 diciembre 2022]. Disponible en: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-touch-display/>.

REHALIZA, 2018. ¿Qué es el ambú y cuándo se utiliza? . [en línea]. [consulta: 15 diciembre 2022]. Disponible en: <https://www.rehaliza.com/enfermedades-pulmonares-en-ninos/que-es-el-ambu-y-cuando-se-utiliza-en-fisioterapia-respiratoria-infantil>.

REYES FLORES, E., 2019. Tipos de sensores. *Con-Ciencia SERRANA*, vol. 2,

ROBOTRONIK, 2023. E18-D80 IR Infrared Proximity Sensor 3 - 80cm. *Code: E18-D80NK* [en línea]. [consulta: 4 junio 2023]. Disponible en: <https://robotronik.com.my/proximity-e18-d80-ir-infrared-sensor>.

RODRÍGUEZ, A.G., 2012. Historia de la Ventilación Mecánica. *Revista Argentina de Terapia Intensiva* [en línea], vol. 29, no. 1, [consulta: 11 octubre 2022]. Disponible en: <https://revista.sati.org.ar/index.php/MI/article/view/302>.

RODRÍGUEZ GONZÁLEZ-MORO, J.M., LÓPEZ MARTÍN, S., SÁNCHEZ MUÑOZ, G. y DE LUCAS RAMOS, P., 2011. Humidificación del aire inspirado y oxigenoterapia crónica domiciliaria. *Revista de Patología Respiratoria*, vol. 14, no. 2, ISSN 15769895. DOI 10.1016/S1576-9895(11)70107-2.

ROJAS HERNANDEZ, Y., 2016. *Interfaz en Lenguaje Natural en sistemas de toma de decisiones para tratamiento de preguntas contextuales con anáfora y elipsis*. Alicante: s.n. vol. 1.

ROMERO, F. y ESPINOZA, P., 2021. *Desarrollo e implementación de un prototipo de respirador artificial controlada por una aplicación móvil para pacientes con enfermedades respiratorias*. Proyecto de titulación. Guayaquil: Universidad de Guayaquil.

SALIBE, M., FLIGER, E.S., GARCÍA, L. y ROMERO, G., 2021. IARespira: experiencias en el diseño y desarrollo de un Ventilador Mecánico No Invasivo para COVID-19. *Innovación y Desarrollo Tecnológico y Social*, vol. 3, no. 1,

SÁNCHEZ, T. y CONCHA, I., 2021. ESTRUCTURA Y FUNCIONES DEL SISTEMA RESPIRATORIO. .

SCHENONE, F., 2022. *DISEÑO DE UN SISTEMA PARA LA FABRICACIÓN DE SENSORES DE HILO CALIENTE*. Tesis Doctoral. Mendoza: Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo.

SERRANO, D.L., PÉREZ, C., COTUTOR, F., FULGENCIO, : y **MEORO, M.**, 2017. Diseño e implementación de un pulsioxímetro. [en línea], [consulta: 14 octubre 2022]. Disponible en: <https://riunet.upv.es/handle/10251/91753>.

SILVA, G.C., AZNAR, F.D. da C. y AZNAR, A.R. de F., 2021. Estudio comparativo de propiedades del cemento Portland con diferentes opacificadores y MTA presentes en el mercado. *Journal of Multidisciplinary Dentistry*, vol. 10, no. 2, ISSN 2675-4029. DOI 10.46875/jmd.v10i2.265.

SPOHN, M.A., CHABATURA NETO, F. y TIRONI FASSINI, L., 2020. UMA AVALIAÇÃO DO SISTEMA OPERACIONAL FREERTOS NA PLATAFORMA ARDUINO UNO. *Semantic Scholar*,

TERNEUS PÁEZ, F., 2019. DESARROLLO DE COMPETENCIAS A TRAVÉS DEL USO DE LAS HERRAMIENTAS SCRATCH Y ARDUINO EN NIÑOS Y JÓVENES PERTENECIENTES A ZONAS URBANAS MARGINALES DEL DISTRITO METROPOLITANO DE QUITO. *Revista Vínculos*, vol. 4, no. 2, ISSN 2631-2751. DOI 10.24133/vinculosespe.v4i2.1554.

VILLEGAS GONZÁLEZ, J., VILLEGAS ARENAS, O.A. y VILLEGAS GONZÁLEZ, V., 2012. Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente. *Archivos de Medicina (Col)*, vol. 12, no. 12,

WENDLING, M., 2010. *Sensores* [en línea]. Guaratinguetá: Colégio Técnico Industrial de Guaratinguetá. [consulta: 14 octubre 2022]. Disponible en: <https://www.feg.unesp.br/Home/PaginasPessoais/ProfMarceloWendling/4---sensores-v2.0.pdf>.

XTECH, 2022. Fuente de alimentación de 500W con 2 conectores SATA. CS850XTK09 [en línea]. [consulta: 19 marzo 2023]. Disponible en: <https://www.xtechamericas.com/es/st-productos/interna/CS850XTK09/>.

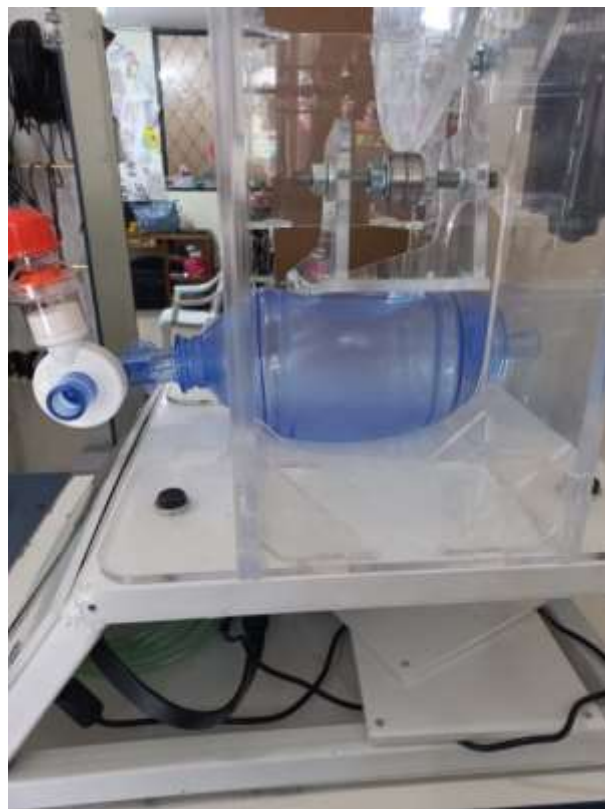
ZAVALA DE PAZ, J.P., ISAZA BOHORQUEZ, C.A., ANAYA RIVERA, E.K., REBOLLO CASTILLO, F.J. y CASTILLO VELÁZQUEZ, F.A., 2017. Sistema de teleasistencia médica tipo scada para el monitoreo de pacientes utilizando tecnología GSM. *Tecnológico Nacional de México en Celaya*,

ANEXOS

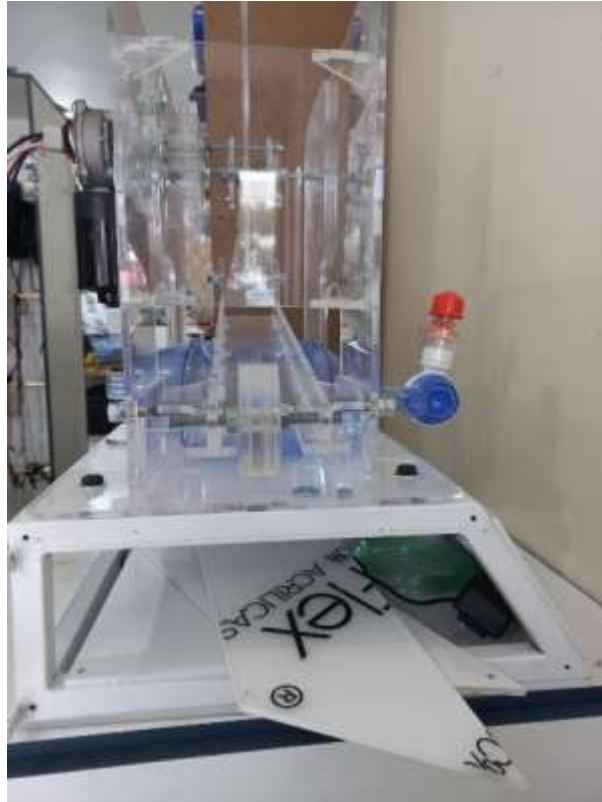
ANEXO A: Perspectivas del dispositivo.



Vista Frontal



Vista Lateral Derecha



Vista lateral izquierda



Vista posterior

ANEXO B: Código de Programación en Python

```
import os
from os import system
import sys
import imutils
import numpy as np
import math
from PyQt5.QtCore import QTimer
from PyQt5.QtGui import *
from PyQt5.QtWidgets import *
from PyQt5.uic import loadUi
import serial, time
import bluetooth
system('sudo sdptool add --channel=22 SP')
global server_sock
global client_sock
global address
global actBlue
actBlue=False
server_sock=bluetooth.BluetoothSocket( bluetooth.RFCOMM )
port = 22
server_sock.bind(("",port))
server_sock.listen(1)
arduino = serial.Serial("/dev/ttyACM0", 9600, timeout=.1)
#*****
#***** message box *****
class CustomMessageBox(QMessageBox):
    def __init__(self, *_args):
        QMessageBox.__init__(self)
        self.timeout = 0
        self.autoclose = False
        self.currentTime = 0
```

```

def showEvent(self, QShowEvent):
    self.currentTime = 0
    if self.autoclose:
        self.startTimer(1000)
def timerEvent(self, *args, **kwargs):
    self.currentTime += 1
    if self.currentTime >= self.timeout:
        self.done(0)\
    @staticmethod
    def showWithTimeout(timeoutSeconds, message, title, icon=QMessageBox.Information,
buttons=QMessageBox.Ok):
        w = CustomMessageBox()
        w.autoclose = True
        w.timeout = timeoutSeconds
        w.setText(message)
        w.setWindowTitle(title)
        w.setIcon(icon)
        w.setStandardButtons(buttons)
        w.exec_()
#*****
#***** VENTANA PRINCIPAL *****
#*****
class Loading(QMainWindow):
    def __init__(self):
        super>Loading, self).__init__()
        loadUi('principal.ui', self)
        self.manual.clicked.connect(self.manu)
        self.automa.clicked.connect(self.auto)
        self.blue.clicked.connect(self.conB)
    def manu(self):
        self.hide()
        self.var1 = MANUAL()
        self.var1.setWindowTitle('Control Manual')

```

```

self.var1.show()
def conB(self):
    QMessageBox.about(self, "AVISO", "Porfavor conecte la aplicacion al dispositivo")
    global client_sock,address,actBlue
    actBlue=True
    client_sock,address = server_sock.accept()
    print ("Conexion realizada con: ", address)
    QMessageBox.about(self, "AVISO", "Conexion Exitosa")
def auto(self):
    self.hide()
    self.var2 = AUTO()
    self.var2.setWindowTitle('Control Automatico')
    self.var2.show()
#####
##### MANUAL #####
#####
class MANUAL(QMainWindow):
    def __init__(self):
        super(MANUAL, self).__init__()
        loadUi('manual.ui', self)
        self.regresar.clicked.connect(self.exit)
        self.start.clicked.connect(self.iniciar)
        self.stop.clicked.connect(self.detener)
        self.mas1.clicked.connect(self.subir)
        self.mas2.clicked.connect(self.subir1)
        self.mas1.clicked.connect(self.subir)
        self.mas2.clicked.connect(self.subir1)
        self.men1.clicked.connect(self.bajar)
        self.men2.clicked.connect(self.bajar1)
        self.timer = QTimer(self)
        self.timer.timeout.connect(self.actualizar)
        self.timer.start(100)
        self.vel=0
        self.act=False
        self.act1=False

```

```

self.act_T = False

self.act_F=False

def iniciar(self):
    datos='A'+str(self.vel)+'B'
    arduino.write(datos.encode("utf-8"))
    print('enviando..')
    self.act=True
    time.sleep(0.1)

def detener(self):
    self.act_F=False
    datos='S'
    self.act=False
    arduino.write(datos.encode("utf-8"))
    QMessageBox.about(self, "AVISO", "El sistema se detuvo")

def subir(self):
    self.vel=self.lcdA.value()+1
    self.lcdA.display(self.vel)

def bajar1(self):
    self.vel=self.lcdP2.value()-1
    self.lcdP2.display(self.vel)

def subir1(self):
    self.vel=self.lcdP2.value()+1
    self.lcdP2.display(self.vel)

def bajar(self):
    self.vel=self.lcdA.value()-1
    self.lcdA.display(self.vel)

def exit(self):
    datos='S'
    arduino.write(datos.encode("utf-8"))
    self.hide()
    self.principal=Loading()
    self.principal.setWindowTitle('MENU PRINCIPAL')
    self.principal.show()

```



```

def actualizar(self):
    try:
        self.vel=self.slider1.value()
        self.lcd1.display(self.vel)
        if self.act:
            data = arduino.readline().decode("utf-8").strip('\n').strip('\r')
            if data != "":
                print(data)
                A = data.find('A')
                B = data.find('B')
                C = data.find('C')
                D = data.find('D')
                E = data.find('E')
                F = data.find('F')
                bpm=data[A+1: B]
                oxi=data[B+1: C]
                presion=data[C+1: D]
                rpm=data[D+1: E]
                insu=data[E+1: F]
                print(bpm,oxi,presion,rpm,insu)
                #self.lcdB.display(float(bpm))
                self.lcdO.display(float(oxi))
                self.lcdP.display(float(presion))
                self.lcdR.display(float(rpm))
                self.lcdI.display(float(insu))
            if self.alarma.isChecked():
                self.act1=False
                self.val1=self.lcdA.value()
                self.val2=self.lcdP2.value()
                if float(oxi)<self.val1 or float(presion) > self.val2:
                    if self.act_T is False:
                        self.act_T=True
                        self.t1 = time.time()

```

```

else:
    self.act_T=False
    self.t1 = time.time()
self.t2 = time.time()
self.tiempo_T = np.round((self.t2 - self.t1), 3)
if self.tiempo_T>10:
    self.act_F=True
    datos='L'
    arduino.write(datos.encode("utf-8"))
else:
    if self.act1 is False:
        datos='Z'
        self.act_F=False
        arduino.write(datos.encode("utf-8"))
        self.act1=True
        self.act_T=False
global client_sock,address,actBlue,server_sock
try:
    if actBlue:
        valq=0
        if self.act_F:
            valq=1
        data=data+str(valq)+"G"
        client_sock.send(data)
        client_sock.send("\n")
except:
    print("An exception occurred in Bluetooth connexion")
    client_sock.close()
    server_sock.close()
    actBlue=False
    QMessageBox.about(self, "AVISO", "Aplicacion Desconectada..")

```

```

except:

```

```

        print(" An exception occurred")
#*****
#***** AUTOMATICO *****
#*****

class AUTO(QMainWindow):
    def __init__(self):
        super(AUTO, self).__init__()
        loadUi('autoP1.ui', self)
        self.regresar.clicked.connect(self.exit)
        self.start.clicked.connect(self.iniciar)
        self.stop.clicked.connect(self.detener)
        self.mas1.clicked.connect(self.subir)
        self.men1.clicked.connect(self.bajar)
        self.mas2.clicked.connect(self.subir1)
        self.men2.clicked.connect(self.bajar1)
        self.mas3.clicked.connect(self.subir2)
        self.men3.clicked.connect(self.bajar2)
        self.ni1.clicked.connect(self.put1)
        self.ni2.clicked.connect(self.put2)
        self.timer = QTimer(self)
        self.timer.timeout.connect(self.actualizar)
        self.timer.start(100)
        self.vel=0
        self.act=False
        self.act1=False
        self.act_T = False
        self.act_F=False
    def iniciar(self):
        datos='C'+str(self.vel)+'D'
        arduino.write(datos.encode("utf-8"))
        print('enviando..')
        self.act=True
        time.sleep(0.1)

```

```

def detener(self):
    datos='S'
    self.act=False
    arduino.write(datos.encode("utf-8"))
    QMessageBox.about(self, "AVISO", "El sistema se detuvo")

def put1(self):
    self.vel=20
    self.lcd_T.display(self.vel)

def put2(self):
    self.vel=16
    self.lcd_T.display(self.vel)

def subir(self):
    self.vel=self.lcdA.value()+1
    self.lcdA.display(self.vel)

def bajar(self):
    self.vel=self.lcdA.value()-1
    self.lcdA.display(self.vel)

def bajar1(self):
    self.vel=self.lcdP2.value()-1
    self.lcdP2.display(self.vel)

def subir1(self):
    self.vel=self.lcdP2.value()+1
    self.lcdP2.display(self.vel)

def subir2(self):
    self.vel=self.lcd_T.value()+1
    self.lcd_T.display(self.vel)

def bajar2(self):
    self.vel=self.lcd_T.value()-1
    self.lcd_T.display(self.vel)

def exit(self):
    datos='S'
    arduino.write(datos.encode("utf-8"))
    self.hide()

```

```

self.principal=Loading()

self.principal.setWindowTitle('MENU PRINCIPAL')

self.principal.show()

def actualizar(self):

    try:

        if self.act:

            data = arduino.readline().decode("utf-8").strip("\n").strip("\r")

            if data != "":

                print(data)

                A = data.find('A')

                B = data.find('B')

                C = data.find('C')

                D = data.find('D')

                E = data.find('E')

                F = data.find('F')

                bpm=data[A+1: B]

                oxi=data[B+1: C]

                presion=data[C+1: D]

                rpm=data[D+1: E]

                insu=data[E+1: F]

                print(bpm,oxi,presion,rpm,insu)

                #self.lcdB.display(float(bpm))

                self.lcdO.display(float(oxi))

                self.lcdP.display(float(presion))

                self.lcdR.display(float(rpm))

                self.lcdI.display(float(insu))

            if self.alarma.isChecked():

                self.act1=False

                self.val1=self.lcdA.value()

                self.val2=self.lcdP2.value()

                if float(oxi)<self.val1 or float(presion) > self.val2:

                    if self.act_T is False:

                        self.act_T=True

```

```

        self.t1 = time.time()
else:
    self.act_T=False
    self.t1 = time.time()
self.t2 = time.time()
self.tiempo_T = np.round((self.t2 - self.t1), 3)
if self.tiempo_T>10:
    self.act_F=True
    datos='L'
    arduino.write(datos.encode("utf-8"))
else:
    if self.act1 is False:
        self.act_F=False
        datos='Z'
        arduino.write(datos.encode("utf-8"))
        self.act1=True
        self.act_T=False
global client_sock,address,actBlue,server_sock
try:
    if actBlue:
        valq=0
        if self.act_F:
            valq=1
        data=data+str(valq)+"G"
        client_sock.send(data)
        client_sock.send("\n")
except:
    print("An exception occurred in Bluetooth conexion")
    client_sock.close()
    server_sock.close()
    actBlue=False
    QMessageBox.about(self, "AVISO", "Aplicacion Desconectada..")
except:

```

```
        print("An exception occurred")
#*****
#*****      MAIN      *****
#*****
if __name__ == '__main__':
    QApplication.setStyle("fusion")
    app = QApplication(sys.argv)
    window = Loading()
    window.setWindowTitle('MENU PRINCIPAL')
    window.show()
    sys.exit(app.exec())
```

ANEXO C: Código de Programación del Arduino Uno

```
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial Serial485(4,2); // RX | TX

#include <PID_v1.h>

//=====PID=====

// Constantes del controlador

double Setpoint, Input, Output,error;

//Specify the links and initial tuning parameters

//double Kp = 1, Ki = 0, Kd = 0;

double Kp = 1.5, Ki = 2.5, Kd = 1.1;

//double Kp = 3.41, Ki = 3.02, Kd = 0.96; // parametros matlab

PID myPID(&Input, &Output, &Setpoint, Kp, Ki, Kd, DIRECT);

const int Vf=A1;

const int Sensor1=A0;

const int motor=5;

const int ledPin = 13; // Numero del pin para el Led

const int EnTxPin = 3; // HIGH:TX y LOW:RX

const int sensor = 7; // sensor

const int buzz = 8; // Buzzer

String data="";

String dat1="";

int oxi=0;

int bpm=0;

float presion=0;

float RPM=0;

float motor_RPM=0;

// activadores

int act=0; // activa lectura sensor oxi

int act1=0; // activa motor por velocidad..

int act3=0; // activa rpm

int actB=0; // activa buzzer

int actB1=0; // activa buzzer

int actS=0; // activa paro total
```



```
int actP=0; // activa PID
int PID_A=0; // activa PID
// temporizadores
unsigned long TimeRPM = 0;
unsigned long TimeB = 0;
unsigned long TimeE = 0;
unsigned long lapso = 0;
int contadorM=0;
int i=0;
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial485.begin(9600);
  myPID.SetMode(AUTOMATIC);
  myPID.SetOutputLimits(70, 180);
  pinMode(motor,OUTPUT);
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
  pinMode(EnTxPin, OUTPUT);
  pinMode(buzz, OUTPUT);
  pinMode(sensor, INPUT);
  digitalWrite(sensor,LOW);
  digitalWrite(ledPin, LOW);
  for(int i = 1; i<6; i++)
  {
    digitalWrite(buzz, HIGH);
    delay(200);
    digitalWrite(buzz, LOW);
    delay(200);
  }
  Serial485.println("A");
}
void loop()
{
```

```

leerSensor();
leerPresion();
leerRPM();
//mostrar();
leerCentral();
mostrarR();
//mostrarD();
}
void mostrarR()
{
  motor_RPM=RPM*2;
  if(millis() - TimeE >=1000)
  {
    String da="A"+String(bpm)+"B"+String(oxi)+"C"+String(9750*presion*presion -
3242.5*presion + 285.35)+"D"+String(int(motor_RPM))+"E"+String(int(RPM))+"F";
    Serial.println(da);
    TimeE=millis();
    i++;
    if(i>=50)
    {
      i=0;
      Serial485.println("A");
    }
  }
}
void mostrar()
{
  Serial.print("Heart rate:");
  Serial.print(bpm);
  Serial.print("bpm / SpO2:");
  Serial.print(oxi);
  Serial.println("%");
  Serial.print("Presion: ");

```

```

Serial.println(presion);
Serial.print("RPM: ");
Serial.println(RPM);
}
void leerCentral()
{
if(Serial.available())
{
char op=Serial.read();
if(op=='A'){dat1="";}
if(op=='B'){act1=1;}
if(op=='C'){dat1="";}
if(op=='D'){actP=1;}
if(op=='L'){actB=1;}
if(op=='S'){actS=1;}
if(op=='Z'){actB1=1;}
dat1=dat1+String(op);
}
if(act1)
{
act1=0;
int pos1=dat1.indexOf("A");
int pos2=dat1.indexOf("B");
int vel=(dat1.substring(pos1+1,pos2)).toInt();
vel=map(vel,0,100,0,255);
analogWrite(motor,vel);
}
if(actP)
{
actP=0;
int pos1=dat1.indexOf("C");
int pos2=dat1.indexOf("D");
int val=(dat1.substring(pos1+1,pos2)).toInt();

```

```
Setpoint=val;
PID_A=1;
}
if(PID_A)
{
Input=RPM;
myPID.Compute();
analogWrite(motor, int(abs(Output)));
}
if(actB)
{
if(millis() - TimeB >=100)
{
digitalWrite(buzz,!digitalRead(buzz));
TimeB = millis();
}
}
if(actB1)
{
actB=0;
actB1=0;
digitalWrite(buzz,0);
}
if(actS)
{
actS=0;
actP=0;
actB=0;
PID_A=0;
digitalWrite(motor,0);
digitalWrite(buzz,0);
}
}
```

```

void leerRPM()
{
  if(digitalRead(sensor)==0)
  {
    if(act3==0)
    {
      act3=1;
      lapso=millis() - TimeRPM;
      TimeRPM=millis();
      float au=lapso/1000.0;
      RPM=60.0/au;
    }
  }else
  {
    act3=0;
  }
  if(millis() - TimeRPM >=8000)
  {
    RPM=0.0;
  }
}

void leerPresion()
{
  float vs= analogRead(Vf)*5.0/1023;
  float vo= analogRead(Sensor1)*5.0/1023;
  presion=vo;
}

void leerSensor()
{
  while(Serial485.available())
  {
    char op2=Serial485.read();
    if(op2=='A'){data="";}
  }
}

```

```
if(op2=='C'){act=1;}
data=data+String(op2);
}
if(act)
{
act=0;
int pos1=data.indexOf("A");
int pos2=data.indexOf("B");
int pos3=data.indexOf("C");
if(pos1!=-1 && pos2!=-1&& pos3!=-1)
{
String v1=(data.substring(pos1+1,pos2));
String v2=(data.substring(pos2+1,pos3));
oxi=v1.toInt();
bpm=v2.toInt();
}
}
}
```

ANEXO D: Código de Programación del Arduino Nano

```
#include <Wire.h>

#include "MAX30100_PulseOximeter.h"

#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial Serial485(4,2);

#define REPORTING_PERIOD_MS 5000

PulseOximeter pox;

uint32_t tsLastReport = 0;

int ledPin=13;

float EMA_ALPHA1 = 0.8;

int EMA_LP1 = 0;

float EMA_ALPHA2 = 0.8;

int EMA_LP2 = 0;

int i=0;

void onBeatDetected()

{

    Serial.println("Beat!");

}

void setup()

{

    pinMode(ledPin,OUTPUT);

    Serial.begin(9600);

    Serial485.begin(9600);

    Serial.print("Iniciando Sensor...");

    if (!pox.begin()) {

        Serial.println("FAILED");

        for(;;);

    } else {

        Serial.println("SUCCESS");

    }

    // Configure sensor to use 7.6mA for LED drive

    digitalWrite(ledPin, HIGH);

    pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
```

```

    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop()
{
    pox.update();
    if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS)
    {
        int po=pox.getSpO2();
        int filt2 = EMALowPassFilter2(po);
        Serial.print("SpO2:");
        Serial.print(filt2);
        Serial.println("%");
        Serial.print("SpO2:");
        Serial.print(po);
        Serial.println("%");
        String dat="A "+String(po)+"B"+String(10)+"C";
        tsLastReport = millis();
        Serial485.println(dat);
    }
    while(Serial485.available())
    {
        char a=Serial485.read();
        if(a=='A')
        {
            asm("jmp 0");
        }
    }
}

int EMALowPassFilter2(int value)
{
    EMA_LP2 = EMA_ALPHA2 * value + (1 - EMA_ALPHA2) * EMA_LP2;
    return EMA_LP2;
}

```


ANEXO E: Manual de Usuario.



MANUAL DE USUARIO

RESPIRADOR AUTOMÁTICO

El respirador mecánico automatizado tipo AMBU es un dispositivo diseñado con la finalidad de proporcionar apoyo al personal de la salud para brindar asistencia respiratoria a pacientes que tengan dificultades para respirar por sí mismos.

BRYAN ANDRE MONTALVO TORRES; AXCEL RAY FUENMAYOR ROCA

bryan.montalvo@epoch.edu.ec; axcel.fuenmayor@epoch.edu.ec

Tabla de contenido

OBJETIVO	2
DESCRIPCIÓN GENERAL	2
CARACTERÍSTICAS DEL DISPOSITIVO.....	3
PUESTA EN MARCHA DEL DISPOSITIVO	4
Modo manual.....	7
Modo automático	8
Conexión bluetooth.....	9
PRECAUCIONES GENERALES DE SEGURIDAD Y ADVERTENCIAS.....	9
Seguridades.....	12
Advertencias	12
Problemas comunes y soluciones básicas	12

OBJETIVO

Establecer el método adecuado para la puesta en marcha del dispositivo y especificar los modos de funcionamiento de acuerdo a sus características con la finalidad de promover una correcta interacción entre usuario, paciente y personal de la salud.

DESCRIPCIÓN GENERAL

El respirador mecánico automatizado busca simplificar o disminuir la fatiga del personal médico encargado de realizar el bombeo manual del dispositivo AMBU, a través de una serie de mecanismos los cuales están a cargo de reemplazar dicho proceso. Mediante su interfaz integrada busca adaptar el modo de funcionamiento a favor de la necesidad del paciente y su operador, además de contar con varios tipos de alertas para conservar un cuidado activo del paciente.

CARACTERÍSTICAS DEL DISPOSITIVO

- **Modos de ventilación:** El respirador mecánico automatizado tipo AMBU ofrece dos modos de funcionamiento Manual y Automático el cual puede adaptarse a las necesidades del paciente y así mantener estable su respiración.
- **Monitoreo y control:** El dispositivo cuenta con sistemas de monitoreo y control el cual mide el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre (SpO2) al igual que la presión generada por el dispositivo hacia el paciente y permite ajustar el parámetro de asistencia respiratoria la cual son las respiraciones por minuto (RPM).
- **Alarmas y seguridad:** El respirador mecánico tipo AMBU está equipados con un sistema de alarma integrado que alertan sobre condiciones fuera de rango o eventos peligrosos, como disminución del porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre (SpO2) o que la presión generada del dispositivo sea elevada.
- **Interfaces de usuario intuitivas:** El dispositivo cuenta con pantallas de control intuitivas, que permiten a los profesionales de la salud configurar y ajustar fácilmente los parámetros del respirador, así como monitorear los datos respiratorios en tiempo real.
- **Compatibilidad y conectividad:** El respirador mecánico automatizado tipo AMBU es compatible con diferentes elementos como máscaras faciales, tubos endotraqueales o cánulas nasales. Además, cuenta con la capacidad de conectividad al celular mediante una aplicación a través de bluetooth, donde se permite el envío de datos en tiempo real de las condiciones del paciente.

PUESTA EN MARCHA DEL DISPOSITIVO

Para la correcta puesta en marcha del dispositivo es necesario seguir una serie de pasos, tomando en cuenta el modo de funcionamiento que se busca aplicar. Estos pasos son detallados a continuación:

1. Asegúrese de que el dispositivo esté apagado antes de comenzar
2. Realice una inspección visual del respirador para detectar y retirar posibles obstrucciones en el mecanismo, así como también posibles obstrucciones en el sensor infrarrojo indicado en la siguiente ilustración:



3. Ubicar el dispositivo AMBU dentro de la cavidad interna del equipo como se indica en la ilustración a continuación:



4. Conectar el equipo a una fuente de energía eléctrica (110 V), a través de su cable de alimentación ubicado en el lado derecho, en la esquina inferior.



5. Encender el equipo mediante el botón rojo ubicado sobre la entrada de la alimentación, cambiando su posición de “O” a “I”. Al realizar correctamente esta acción el dispositivo emitirá un sonido de confirmación de que su puesta en marcha fue correcta además de que se iluminará el botón rojo.



6. Coloque la máscara facial o la cánula nasal de forma segura en el paciente, asegurándose de que haya un buen sellado.



7. Coloque el oxímetro en el dedo índice del paciente.



- Al encender el equipo correctamente, la interfaz mostrará el menú principal para la selección de modo de funcionamiento además de la opción de realizar la conexión a través de bluetooth con un dispositivo móvil.



La conexión mediante bluetooth se explicará en el apartado de CONEXIÓN BLUETOOTH



- Seleccione el modo de funcionamiento a ejecutar (Manual y automático). Una vez seleccionado el modo funcionamiento, el procedimiento a seguir en cada uno será detallado en los apartados “MODO MANUAL” y “MODO AUTOMÁTICO”.
- Para apagar el dispositivo es necesario asegurarse de que los mecanismos están completamente detenidos y cambiar la posición de “I” a “O” del botón rojo ubicado sobre la entrada de alimentación y retirar la máscara facial o cánula con cuidado.

Modo manual



1. Una vez dentro del modo manual, se procede a configurar la velocidad a la que se desea que el equipo bombee el dispositivo AMBU mediante la barra de desplazamiento ubicada en la parte superior.
2. Determinar los rangos a los que se desea que se activen los mecanismos de alerta, a través de los botones con los símbolos  y  ubicados en el casillero “Notificaciones y alertas” presente el lado derecho de la interfaz.
3. En caso de que se alcanzaran los límites de alerta, el sonido solo puede ser desactivado a través de la interfaz del equipo mediante el botón “Activar alarma” una vez que el personal de la salud así lo crea conveniente, así como también reactivar el mismo.
4. Una vez establecidos los parámetros de velocidad y alertas, se procede a dar clic en el botón “EMPEZAR”. En caso de requerir cambios en el parámetro de velocidad, solo es necesario variar la misma y volver a dar clic en el botón “EMPEZAR”.
5. Verificar que los valores de oxigenación presentes en la interfaz sean leídos correctamente, caso contrario detener la alerta y verificar la posición del oxímetro, una vez que este esté bien colocado y lea los valores correctamente es necesario reactivar la alerta. Para verificar la posición del oxímetro no es necesario detener el funcionamiento del equipo.
6. Para detener el funcionamiento del equipo dar clic en el botón “DETENER”.
7. Una vez detenido el funcionamiento del equipo, es necesario dar Aceptar en la ventana emergente para continuar con el proceso.

Nota: El personal de la salud a cargo del dispositivo debe configurar los ajustes según las necesidades del paciente.

Modo automático



1. Una vez dentro del modo automático, se procede a seleccionar el tipo de paciente con que se está trabajando, tomando en cuenta que el sistema ya está configurado para entregar las “respiraciones por minuto” o RPM que sean requeridas, ya que para adultos está preestablecido un mínimo de 13 RPM y para niños un mínimo de 22 RPM. Cada modo está identificado por un botón, donde los niños son representados por 🧒 y los adultos por 🧑. Aunque los valores mínimos están preestablecidos, estos se pueden variar a través de los símbolos + y - ubicados en la parte superior de las figuras ya indicadas.
2. Determinar los rangos a los que se desea que se activen los mecanismos de alerta, a través de los botones con los símbolos + y - ubicados en el casillero “Notificaciones y alertas” presente el lado derecho de la interfaz.
3. En caso de que se alcanzaran los límites de alerta, el sonido solo puede ser desactivado a través de la interfaz del equipo mediante el botón “Activar alarma” una vez que el personal de la salud así lo crea conveniente, así como también reactivar el mismo.
4. Una vez establecidos los parámetros de velocidad y alertas, se procede a dar clic en el botón “EMPEZAR”. En caso de requerir cambios en el parámetro de velocidad, solo es necesario variar la misma y volver a dar clic en el botón “EMPEZAR”.
5. Verificar que los valores de oxigenación presentes en la interfaz sean leídos correctamente, caso contrario detener la alerta y verificar la posición del oxímetro, una vez que este esté bien colocado y lea los valores correctamente es necesario reactivar la alerta. Para verificar la posición del oxímetro no es necesario detener el funcionamiento del equipo.
6. Para detener el funcionamiento del equipo dar clic en el botón “DETENER”.
7. Una vez detenido el funcionamiento del equipo, es necesario dar Aceptar en la ventana emergente para continuar con el proceso.

Nota: El personal de la salud a cargo del dispositivo debe configurar los ajustes según las necesidades del paciente.

Conexión bluetooth

A continuación, se detallarán los pasos a seguir para vincular un nuevo dispositivo con el respirador automático:

1. Dirigirse a la configuración de la barra de notificaciones de bluetooth para agregar su dispositivo (add Device) como se muestra en la imagen a continuación.



2. Selecciona su dispositivo. Le llegará una alerta de vinculación a su celular la cual deberá aceptar y luego poner "ok" en la pantalla del dispositivo como se muestra a continuación:



3. Una vez realizado el paso anterior, su celular ya se encontrará vinculado al dispositivo "raspberrypi" como se muestra en la siguiente imagen.



De igual manera en la barra de notificaciones del equipo mostrara un símbolo de color verde, indicando que el dispositivo se encuentra conectado.



4. Luego en la aplicación del equipo deberá darle en el botón de color azul con el signo de bluetooth donde le aparecerá un mensaje diciendo que abra la aplicación en el celular y conéctelo como muestra la siguiente imagen.



Deberá abrir la aplicación de celular y tocar el botón que dice conectar.



5. Una vez realizado todos los pasos, el equipo mostrará un mensaje de conexión exitosa como se muestra en la siguiente imagen, donde una vez puesto en marcha el equipo ya se podrá ver todas las variables de funcionamiento en el celular



PRECAUCIONES GENERALES DE SEGURIDAD Y ADVERTENCIAS

Seguridades

- Solo personal médico capacitado debe operar el respirador automático tipo AMBU.
- Antes de usar el respirador, asegúrese de que esté en buen estado, sin daños visibles en los componentes.
- Verifica que los ajustes del respirador sean apropiados para las necesidades específicas del paciente.
- Asegúrese de que el respirador esté conectado correctamente a la máscara facial, tubo endotraqueal u otra interfaz de paciente.
- Monitorea continuamente al paciente y realiza los ajustes según sea necesario durante el uso del respirador.
- Mantén el suministro de energía adecuado y comprueba la conexión a la fuente de alimentación.

Advertencias

- No modifiques los ajustes del respirador sin la supervisión o la autorización del personal médico.
- Presta atención a las alarmas del respirador y toma las medidas adecuadas en caso de que se activen.
- No obstruya o bloquee las salidas de aire del respirador.
- Evite el uso de productos inflamables o volátiles en la proximidad del respirador.
- No desconecte o interrumpa el suministro de oxígeno o aire al paciente sin la debida precaución.
- Siempre ten a mano un plan de respaldo o un equipo de reemplazo en caso de falla del respirador.

Problemas comunes y soluciones básicas

- Caso que la interfaz deje de responder – Reiniciar el dispositivo tomando en cuenta que este problema surge después de varios minutos de encendido y no puesta en marcha del respirador.
- Que el sensor oxímetro no envíe datos – Verificar la posición del dedo índice en función de la posición del sensor interno.
- Mala ubicación del sensor infrarrojo – Posicionar el sensor en función de la marca guía presente en el filo de la estructura del mecanismo. Es necesario siempre verificar la posición del sensor ya que de estar mal ubicado puede llevar a un mal funcionamiento general del dispositivo.

Nota: Es necesario tener en cuenta que el dispositivo desarrollado es un modelo no profesional, por lo que no sustituye el uso de equipamiento especializado y debe ser utilizado únicamente en casos de emergencia, asistencia médica o cuidado ambulatorio.

ANEXO F: Manual Técnico.

2023

MANUAL TÉCNICO

RESPIRADOR AUTOMÁTICO

BRYAN ANDRE MONTALVO TORRES; AXCEL RAY FUENMAYOR ROCA

PRESENTACIÓN

El siguiente manual está desarrollado con la finalidad de dar a conocer información necesaria para la instalación y puesta en funcionamiento del equipo “Respirador mecánico automatizado de presión positiva tipo AMBU”, el cual consta de diferentes apartados para llevar a cabo su correcto desarrollo en el área de asistencia respiratoria.

El manual contiene información acerca del desarrollo del software y hardware utilizados, para que el técnico a cargo del dispositivo pueda realizar mantenimientos o cambios que crea pertinentes de una manera apropiada sin afectar a la función original del dispositivo.

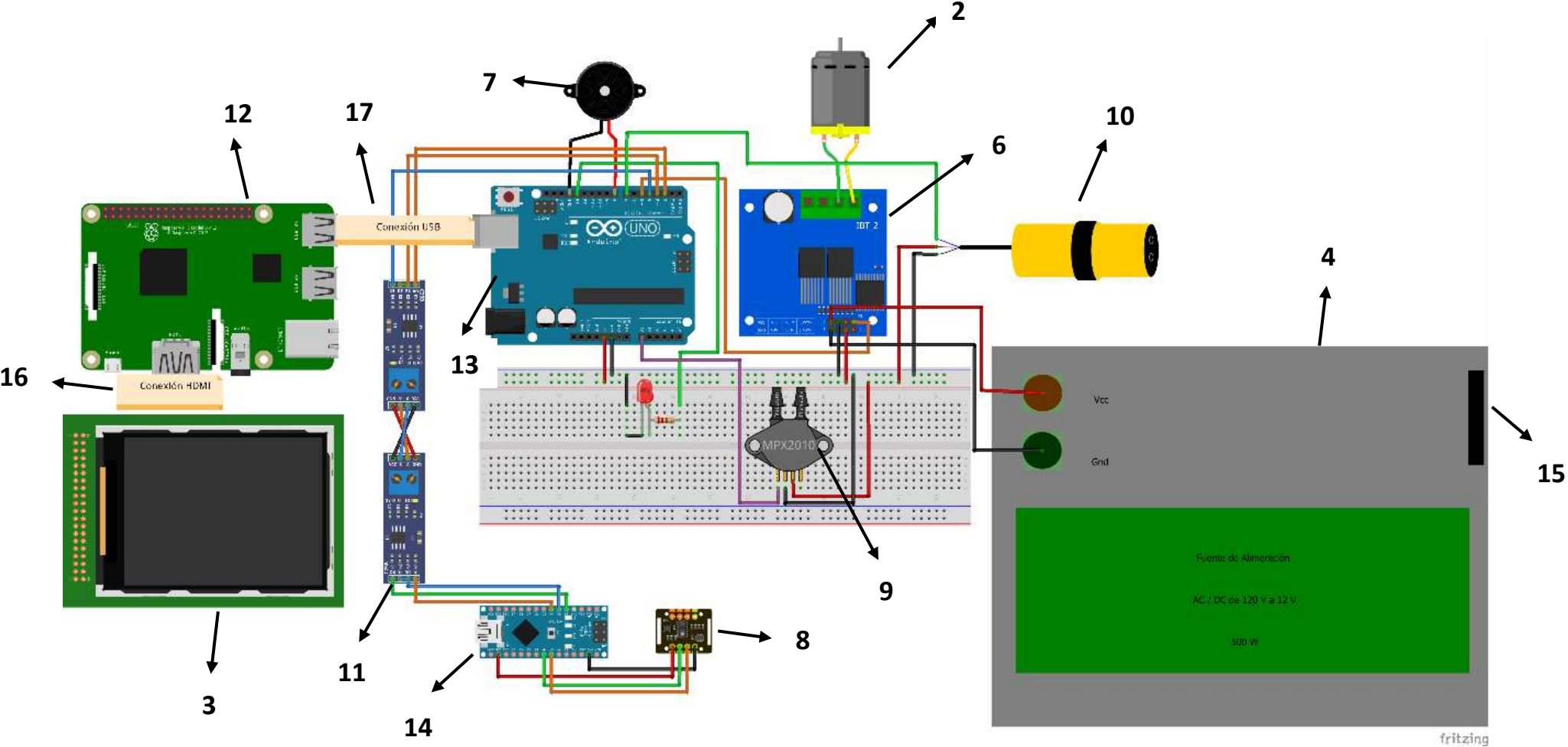
RESUMEN

El manual presenta aspectos técnicos e informáticos acerca del mecanismo, interfaces y software del dispositivo con el objetivo de explicar la función de cada elemento dentro de la estructura con la finalidad de que el personal técnico a cargo sepa adaptarlo, configurarlo o brindar el mantenimiento necesario al equipo. El dispositivo presenta una interfaz integrada además de una interfaz desarrollada para equipos móviles, donde la interfaz integrada permite realizar las configuraciones, selección de modos de funcionamiento y establecimiento de parámetros para la puesta en marcha del dispositivo, mientras que la interfaz para equipos móviles permite únicamente la visualización de parámetros de interés para el personal de la salud a cargo del paciente. El dispositivo tiene la finalidad de brindar una solución a centros de salud o ambulancias que cuenten con bajo presupuesto económico para equipamiento, además de ser de utilidad en casos donde sea necesario brindar asistencia respiratoria por largos periodos de tiempo, reemplazando así este proceso normalmente realizado de manera manual a uno realizado de manera automática.

COMPONENTES Y ACCESORIOS

1. Estructura del respirador.
2. Motor DC de vidrios automáticos para automóvil Daewood de 12 V.
3. Display
4. Fuente de computadora de alimentación de 12 V a 500 W.
5. Fuente de alimentación de 5 V.
6. Driver Controlador Motor Bts7960 43A
7. Buzzer YL-44
8. Sensor Max30102
9. Sensor MPX5010DP
10. Sensor Infrarrojo E18-D80NK-N
11. Modulo RS485
12. Raspberry Pi 3
13. Arduino Uno
14. Arduino Nano
15. Cable de poder
16. Cable HDMI
17. Cable serial tipo "A" a tipo "B"

ESQUEMA DE CONEXIONES



CONEXIONES DE LOS ELEMENTOS DEL RESPIRADOR

Elemento 1	Elemento 2	Conexión
Pantalla LCD	Raspberry Pi 3	Mediante cable HDMI
Raspberry Pi 3	Arduino Uno	Serial mediante cable USB tipo B a tipo A
Arduino Uno	Buzzer	<ul style="list-style-type: none"> • GND a entrada negativa del buzzer • Pin 8 digital a entrada positiva de buzzer.
Arduino Uno	MPX 2010DP	<ul style="list-style-type: none"> • GND a Pin 1 del Sensor. • Entrada Analógica A0 a Pin 2 del Sensor. • Alimentación 5V a Pin 3 del Sensor.
Arduino Uno	E18-D80NK-N	<ul style="list-style-type: none"> • Alimentación 5V a cable rojo Sensor • GND a cable verde Sensor • Pin 7 digital a cable amarillo Sensor.
Arduino Uno	Driver Bts7960 43A	<ul style="list-style-type: none"> • GND a R_IS del Driver. • Alimentación 5V a L_EN del Driver. • Pin 5 digital a R_PWM del Driver.
Driver Bts7960 43 ^a	Motor DC de 12 V.	<ul style="list-style-type: none"> • Pin M+ a un polo del motor DC. • Pin M- al polo opuesto del motor DC.
Arduino Uno	Modulo RS485 (uno)	<ul style="list-style-type: none"> • Pin 4 digital a DI del módulo.

		<ul style="list-style-type: none"> • Pin 3 digital a DE y RE del módulo. • Pin 2 digital a RO del modulo
Modulo RS485 (uno)	Modulo RS485 (dos)	<ul style="list-style-type: none"> • VCC a VCC • GND a GND • Pin A a Pin A • Pin B a Pin B
Modulo RS485 (dos)	Arduino Nano	<ul style="list-style-type: none"> • DI del modulo al Pin 4 digital. • DE y RE a Pin 3 digital. • RO a Pin 2 digital.
Arduino Nano	Max 30102	<ul style="list-style-type: none"> • 3V3 a Pin 4 del sensor (Vin). • Pin analógico A4 a Pin 3 del sensor (SDA) • Pin analógico 5 a Pin 2 (SCL) del sensor • GND al Pin 1 (GND) del sensor
Fuente de alimentación de 12 V de 500 W (Se alimenta a 110 V)	Driver Bts7960 43A	<ul style="list-style-type: none"> • Vcc de la fuente a Pin 7 (Vcc) del Driver • GND de la fuente a Pin 8 (GND) del Driver

PUESTA EN MARCHA DEL DISPOSITIVO

Para la correcta puesta en marcha del dispositivo es necesario seguir una serie de pasos, tomando en cuenta el modo de funcionamiento que se busca aplicar. Estos pasos son detallados a continuación:

11. Asegúrese de que el dispositivo esté apagado antes de comenzar
12. Realice una inspección visual del respirador para detectar y retirar posibles obstrucciones en el mecanismo, así como también posibles obstrucciones en el sensor infrarrojo indicado en la siguiente ilustración:



13. Ubicar el dispositivo AMBU dentro de la cavidad interna del equipo como se indica en la ilustración a continuación:



14. Conectar el equipo a una fuente de energía eléctrica (110 V), a través de su cable de alimentación ubicado en el lado derecho, en la esquina inferior.



15. Encender el equipo mediante el botón rojo ubicado sobre la entrada de la alimentación, cambiando su posición de “O” a “I”. Al realizar correctamente esta acción el dispositivo emitirá un sonido de confirmación de que su puesta en marcha fue correcta además de que se iluminará el botón rojo.



16. Coloque la máscara facial o la cánula nasal de forma segura en el paciente, asegurándose de que haya un buen sellado.



17. Coloque el oxímetro en el dedo índice del paciente.



18. Al encender el equipo correctamente, la interfaz mostrará el menú principal para la selección de modo de funcionamiento además de la opción de realizar la conexión a través de bluetooth con un dispositivo móvil.



La conexión mediante bluetooth se explicará en el apartado de CONEXIÓN BLUETOOTH



19. Seleccione el modo de funcionamiento a ejecutar (Manual y automático). Una vez seleccionado el modo funcionamiento, el procedimiento a seguir en cada uno será detallado en los apartados “MODO MANUAL” y “MODO AUTOMÁTICO”.
20. Para apagar el dispositivo es necesario asegurarse de que los mecanismos están completamente detenidos y cambiar la posición de “I” a “O” del botón rojo ubicado sobre la entrada de alimentación y retirar la máscara facial o cánula con cuidado.

Modo manual









8. Una vez dentro del modo manual, se procede a configurar la velocidad a la que se desea que el equipo bombee el dispositivo AMBU mediante la barra de desplazamiento ubicada en la parte superior.
9. Determinar los rangos a los que se desea que se activen los mecanismos de alerta, a través de los botones con los símbolos  y  ubicados en el casillero “Notificaciones y alertas” presente el lado derecho de la interfaz.
10. En caso de que se alcanzaran los límites de alerta, el sonido solo puede ser desactivado a través de la interfaz del equipo mediante el botón “Activar alarma” una vez que el personal de la salud así lo crea conveniente, así como también reactivar el mismo.
11. Una vez establecidos los parámetros de velocidad y alertas, se procede a dar clic en el botón “EMPEZAR”. En caso de requerir cambios en el parámetro de velocidad, solo es necesario variar la misma y volver a dar clic en el botón “EMPEZAR”.
12. Verificar que los valores de oxigenación presentes en la interfaz sean leídos correctamente, caso contrario detener la alerta y verificar la posición del oxímetro, una vez que este esté bien colocado y lea los valores correctamente es necesario reactivar la alerta. Para verificar la posición del oxímetro no es necesario detener el funcionamiento del equipo.
13. Para detener el funcionamiento del equipo dar clic en el botón “DETENER”.
14. Una vez detenido el funcionamiento del equipo, es necesario dar Aceptar en la ventana emergente para continuar con el proceso.

Nota: El personal de la salud a cargo del dispositivo debe configurar los ajustes según las necesidades del paciente.

Modo automático



8. Una vez dentro del modo automático, se procede a seleccionar el tipo de paciente con que se está trabajando, tomando en cuenta que el sistema ya está configurado para entregar las “respiraciones por minuto” o RPM que sean requeridas, ya que para adultos está preestablecido un mínimo de 13 RPM y para niños un mínimo de 22 RPM. Cada modo está identificado por un botón, donde los niños son representados por  y los adultos por . Aunque los valores mínimos están preestablecidos, estos se pueden variar a través de los símbolos  y  ubicados en la parte superior de las figuras ya indicadas.
9. Determinar los rangos a los que se desea que se activen los mecanismos de alerta, a través de los botones con los símbolos  y  ubicados en el casillero “Notificaciones y alertas” presente el lado derecho de la interfaz.
10. En caso de que se alcanzaran los límites de alerta, el sonido solo puede ser desactivado a través de la interfaz del equipo mediante el botón “Activar alarma” una vez que el personal de la salud así lo crea conveniente, así como también reactivar el mismo.
11. Una vez establecidos los parámetros de velocidad y alertas, se procede a dar clic en el botón “EMPEZAR”. En caso de requerir cambios en el parámetro de velocidad, solo es necesario variar la misma y volver a dar clic en el botón “EMPEZAR”.
12. Verificar que los valores de oxigenación presentes en la interfaz sean leídos correctamente, caso contrario detener la alerta y verificar la posición del oxímetro, una vez que este esté bien colocado y lea los valores correctamente es necesario reactivar la alerta. Para verificar la posición del oxímetro no es necesario detener el funcionamiento del equipo.
13. Para detener el funcionamiento del equipo dar clic en el botón “DETENER”.
14. Una vez detenido el funcionamiento del equipo, es necesario dar Aceptar en la ventana emergente para continuar con el proceso.

Nota: El personal de la salud a cargo del dispositivo debe configurar los ajustes según las necesidades del paciente.

CONEXIÓN BLUETOOTH

A continuación, se detallarán los pasos a seguir para vincular un nuevo dispositivo con el respirador automático:

6. Dirigirse a la configuración de la barra de notificaciones de bluetooth para agregar su dispositivo (add Device) como se muestra en la imagen a continuación.



7. Selecciona su dispositivo. Le llegará una alerta de vinculación a su celular la cual deberá aceptar y luego poner "ok" en la pantalla del dispositivo como se muestra a continuación:



8. Una vez realizado el paso anterior, su celular ya se encontrará vinculado al dispositivo "raspberrypi" como se muestra en la siguiente imagen.



De igual manera en la barra de notificaciones del equipo mostrara un símbolo de color verde, indicando que el dispositivo se encuentra conectado.



9. Luego en la aplicación del equipo deberá darle en el botón de color azul con el signo de bluetooth donde le aparecerá un mensaje diciendo que abra la aplicación en el celular y conéctelo como muestra la siguiente imagen.

RESPIRADOR AUTOMÁTICO

Deberá abrir la aplicación de celular y tocar el botón que dice conectar.



- Una vez realizado todos los pasos, el equipo mostrará un mensaje de conexión exitosa como se muestra en la siguiente imagen, donde una vez puesto en marcha el equipo ya se podrá ver todas las variables de funcionamiento en el celular



CARACTERÍSTICAS DE LAS INTERFACES DEL DISPOSITIVO

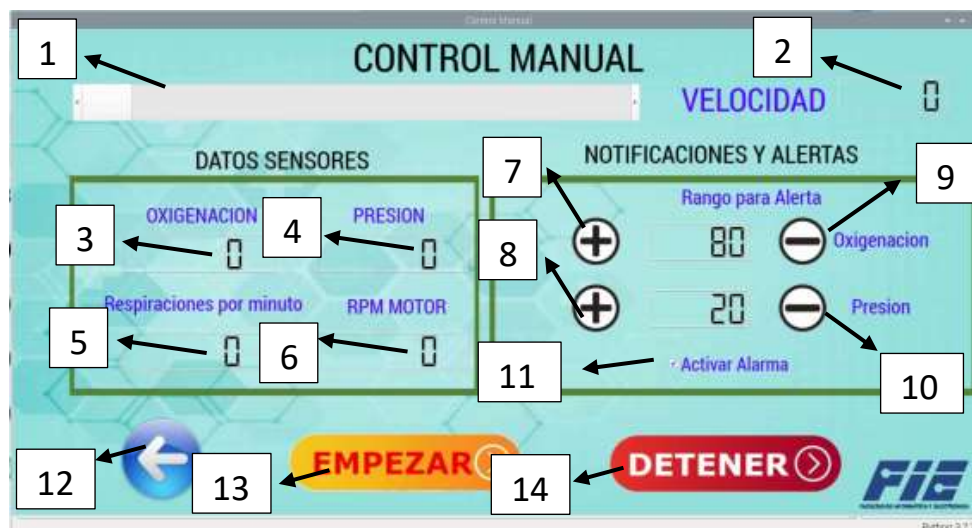
A continuación, se detallarán las características y usos de los elementos correspondientes a cada interfaz de usuario: pantalla principal y pantallas secundarias.

PANTALLA PRINCIPAL:



1. MANUAL MODE: permite la selección del modo de funcionamiento manual
2. AUTOMATIC MODE: permite la selección del modo de funcionamiento automático
3. Bluetooth: permite la comprobación de la conexión bluetooth del equipo y el dispositivo móvil

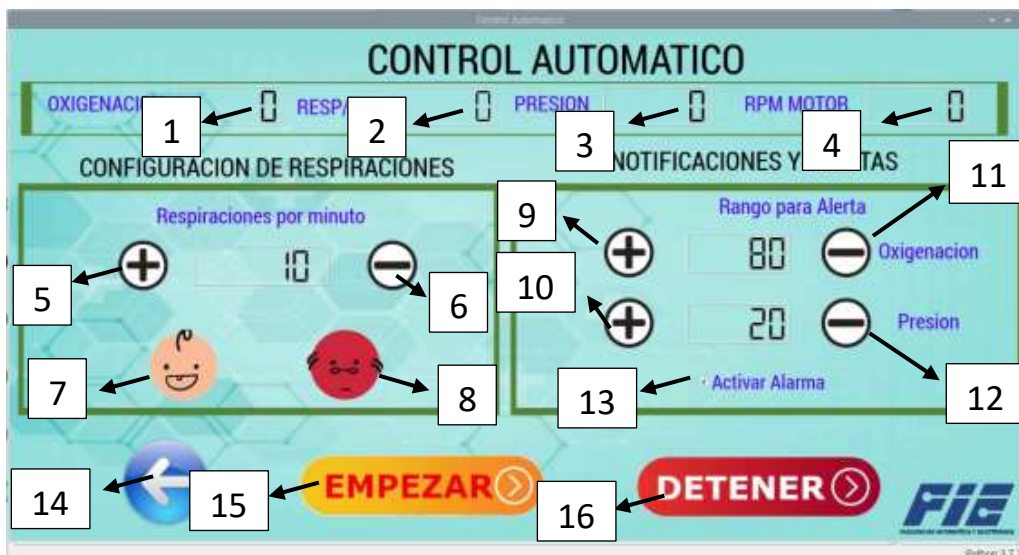
PANTALLA SECUNDARIA (MODO MANUAL):



1. Barra de desplazamiento: permite la variación de la velocidad de funcionamiento desde 0 a 100, es decir, en respiraciones por minuto de 10 a 36 RPM.
2. Variable velocidad: permite la visualización de la velocidad seteada a través de la barra de desplazamiento.
3. Variable oxigenación: permite la visualización de la variable de oxigenación medida por el sensor oxímetro.

4. Variable presión: permite la visualización de la variable de presión que se genera dentro del tubo de conducción de aire al empezar el funcionamiento del dispositivo.
5. Variable Respiraciones por minuto: permite la visualización de la variable de respiraciones por minuto generadas por el dispositivo.
6. Variable RPM: permite conocer la velocidad a la que se generan las revoluciones por minuto del motor.
7. Botón de aumento de rango 1: permite el aumento del rango de alerta generado a partir de la oxigenación medida en el paciente.
8. Botón de aumento de rango 2: permite el aumento del rango de alerta generado a partir de la presión de funcionamiento medida en el dispositivo.
9. Botón de disminución de rango 1: permite la disminución del rango de alerta generado a partir de la oxigenación medida en el paciente.
10. Botón de disminución de rango 2: Permite la disminución del rango de alerta generado a partir de la presión de funcionamiento medida en el dispositivo.
11. Botón de selección de alarma: permite activar y desactivar la alarma según el personal a cargo lo requiera.
12. Botón back: permite regresar a la interfaz principal del dispositivo.
13. Botón Empezar: establece la puesta en marcha del dispositivo.
14. Botón Detener: detiene el funcionamiento del dispositivo.

PANTALLA SECUNDARIA (MODO AUTOMÁTICO):



1. Variable oxigenación: permite la visualización de la variable de oxigenación medida por el sensor oxímetro.
2. Variable respiraciones por minuto: permite la visualización de la variable de respiraciones por minuto generadas por el dispositivo.
3. Variable de presión: permite la visualización de la presión generada en el tubo del dispositivo AMBU durante la puesta en marcha.

4. Variable RPM MOTOR: permite la visualización de la velocidad real a la que está funcionando el equipo.
5. Botón de aumento de velocidad: permite aumentar la velocidad de funcionamiento del dispositivo a pesar del modo de funcionamiento establecido.
6. Botón de disminución de velocidad: permite disminuir la velocidad de funcionamiento del dispositivo, teniendo en cuenta los límites inferiores de trabajo según el tipo de paciente.
7. Botón de selección de tipo de paciente 1: establece que el paciente a tratar es un niño, y define un límite inferior de 20 respiraciones por minuto para la puesta en marcha del dispositivo.
8. Botón de selección de tipo de paciente 2: establece que el paciente a tratar es un adulto, y define un límite inferior de 13 respiraciones por minuto para la puesta en marcha del dispositivo.
9. Botón de aumento de rango 1: permite el aumento del rango de alerta generado a partir de la oxigenación medida en el paciente.
10. Botón de aumento de rango 2: permite el aumento del rango de alerta generado a partir de la presión de funcionamiento medida en el dispositivo.
11. Botón de disminución de rango 1: permite la disminución del rango de alerta generado a partir de la oxigenación medida en el paciente.
12. Botón de disminución de rango 2: Permite la disminución del rango de alerta generado a partir de la presión de funcionamiento medida en el dispositivo.
13. Botón de selección de alarma: permite activar y desactivar la alarma según el personal a cargo lo requiera.
14. Botón back: permite regresar a la interfaz principal del dispositivo.
15. Botón Empezar: establece la puesta en marcha del dispositivo.
16. Botón Detener: detiene el funcionamiento del dispositivo.

RECOMENDACIONES

Al poseer componentes electrónicos en el dispositivo es necesario tener en cuenta ciertas recomendaciones para alargar su vida útil, entre las que cabe destacar:

- Limpieza regular: utiliza productos de limpieza adecuados como lo es alcohol isopropílico para evitar posible corrosión en los elementos internos del dispositivo. Además de aplicar productos adecuados para la limpieza del dispositivo AMBU y sus partes correspondientes
- Inspección visual: Realiza inspecciones visuales periódicas del respirador para detectar cualquier daño o desgaste en las partes y componentes. De encontrar algún problema, daño o desgaste se recomienda proceder con mantenimiento o si el daño es mayor, el intercambio de la pieza dañada.
- Calibración y verificación: Verificar regularmente que el sensor de oximetría mida correctamente los valores, caso contrario proceder con la calibración de este.
- Reemplazo de partes desechables: Tener en cuenta el tiempo de vida útil del dispositivo AMBU y proceder con el cambio periódico de este según las recomendaciones del fabricante.
- Almacenamiento adecuado: Almacena el respirador en un lugar limpio y seco, lejos de la humedad, el polvo y la luz solar directa.
- Capacitación y actualización: Asegurarse de que el personal encargado del manejo ha leído y comprendido el manual de usuario, así como también las recomendaciones para el cuidado del respirador y su correcto almacenamiento.
- Registros y documentación: Lleva un registro detallado de las actividades de mantenimiento realizadas, incluyendo fechas, descripciones y resultados. Esto ayudará a realizar un seguimiento adecuado del mantenimiento y a identificar cualquier problema recurrente.

Nota: Es necesario tener en cuenta que el dispositivo desarrollado es un modelo no profesional, por lo que no sustituye el uso de equipamiento especializado y debe ser utilizado únicamente en casos de emergencia, asistencia médica o cuidado ambulatorio

14 de julio de 2023

CERTIFICADO DE EVALUACIÓN DE DISPOSITIVO MÉDICO

Nombre del dispositivo: Respirador Mecánico de Presión Positiva Tipo AMBU.

Este certificado atestigua que, tras haber revisado el respirador mecánico tipo AMBU por un especialista en dispositivos médicos, se ha determinado que el respirador cumple con los siguientes criterios:

1. Interfaz Fácil e Intuitiva de Usar: El respirador mecánico tipo AMBU ha sido evaluado en términos de su interfaz de usuario, y se ha determinado que es fácil de usar y presenta una navegación intuitiva. Los controles y ajustes del dispositivo son claros, permitiendo una configuración rápida y sencilla por parte del personal médico.
2. Generación de Respiraciones por Minuto Deseadas: Durante la evaluación, se ha confirmado que el respirador mecánico tipo AMBU es capaz de generar las respiraciones por minuto deseadas de manera precisa y consistente. El dispositivo mantiene una frecuencia respiratoria constante y ajustable según el criterio del operador, lo que contribuye a una ventilación adecuada y segura.
3. Funcionamiento correcto del sensor de SpO₂: Se ha comprobado que el sensor de SpO₂ incorporado en el respirador mecánico tipo AMBU funciona correctamente. Durante las pruebas, se ha verificado la precisión de las mediciones de saturación de oxígeno en sangre (SpO₂), demostrando una respuesta adecuada y lecturas confiables.
4. Funcionamiento de alarma: El respirador mecánico tipo AMBU ha sido evaluado en términos de su alarma audible e interfaz de alerta inalámbrica y se ha determinado que es fácil de usar y presenta una configuración intuitiva. Los controles y ajustes para el nivel de activación de alarma del dispositivo son claros, permitiendo una configuración rápida y sencilla por parte del personal médico.

En base a los resultados obtenidos durante la evaluación, se concluye que el respirador mecánico tipo AMBU cumple con los estándares de calidad y desempeño para dispositivos médicos de su categoría. Este certificado garantiza que el respirador mecánico tipo AMBU ha sido evaluado por un especialista en uso en dispositivos médicos y ha demostrado su idoneidad para sus entornos clínicos.

HOSPITAL GENERAL RIOBAMBA

TEM Cristian Alarcón G
PARAMÉDICO
172452127

Tem. Cristian Wilfrido Alarcón Guevara

Tecnólogo en Emergencias Médicas - IESS

ANEXO H: Encuesta para Selección de Elementos.

Características de un dispositivo para aplicación médica

Estimado participante, el objetivo de esta encuesta es recolectar información sobre las características ideales que debería tener un dispositivo para aplicación médica, haciendo énfasis en variables como nivel de ruido de una alarma auditiva y tipos de dispositivos electrónicos de su preferencia.

Agradecemos de antemano su aporte en la presente encuesta, la cual se realiza con fines netamente académicos. Sus respuestas se guardarán con absoluta reserva.

* Obligatoria

1. En relación al sonido de la alarma de un dispositivo médico, ¿Qué nivel de volumen sería el óptimo para brindar notificaciones? *

- Muy bajo
- Bajo
- Medio
- Alto
- Muy Alto

2. Dentro del área laboral del personal de la salud, ¿qué dispositivos electrónicos están permitidos su uso? *

- Celulares
- SmartWatch
- Tablets
- SmartBand
- Otras

3. De los dispositivos seleccionados o mencionados anteriormente, ¿cuál elegiría para recibir notificaciones sobre el estado (nivel de oxígeno) del paciente? *

- Celulares
- SmartWatch
- Tablets
- SmartBand
- Otras

4. ¿Qué tamaño de interfaz (pantalla) sería el adecuado para que un dispositivo sea fácilmente transportado? *

3.5 pulgadas (8.89 cm)

7 pulgadas (17.78 cm)

10 pulgadas (25,4 cm)

ANEXO I: Encuesta para Validación del Equipo.

Preguntas para validar el dispositivo respirador mecánico de presión positiva tipo AMBU

Estimado participante, el objetivo de esta encuesta es recolectar información sobre las características que presenta el dispositivo desarrollado para su validación, haciendo énfasis en las especificaciones de funcionamiento, manejo y puesta en marcha por parte de personas relacionadas al área de la salud.

Agradecemos de antemano su aporte en la presente encuesta, la cual se realiza con fines netamente académicos. Sus respuestas se guardarán con absoluta reserva.

1. ¿Cuál cree usted que fue el nivel de complejidad durante el manejo de la interfaz del dispositivo presentado? *

- Fácil. (El dispositivo presenta una interfaz intuitiva que permite su fácil manejo y configuración)
- Normal. (La interfaz no es de rápida comprensión, pero es clara en sus parámetros y modos de funcionamiento)
- Difícil. (La interfaz presenta complejos modos de configuración, limitando la comprensión para su uso)

2. ¿El equipo varió la velocidad de forma adecuada para generar la cantidad de respiraciones por minuto planteadas a través de la configuración del modo de funcionamiento manual? *

- Totalmente de acuerdo
- Parcialmente de acuerdo
- Nada de acuerdo

3. ¿El equipo generó la cantidad de respiraciones por minuto configuradas a través de la interfaz en el modo de funcionamiento automático? *

- Totalmente de acuerdo
- Parcialmente de acuerdo
- Nada de acuerdo

4. Las mediciones realizadas por el oxímetro integrado, ¿presentan valores adecuados y lecturas confiables? *

- Totalmente de acuerdo
- Parcialmente de acuerdo
- Nada de acuerdo

5. En relación con la alarma integrada, ¿presenta facilidad de uso y configuración intuitiva? *

- Totalmente de acuerdo
- Parcialmente de acuerdo
- Nada de acuerdo



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: 06/11/2023

INFORMACIÓN DE LOS AUTORES
Nombres – Apellidos: Bryan Andre – Montalvo Torres Axcel Ray – Fuenmayor Roca
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Informática y electrónica
Carrera: Electrónica y Automatización
Título a optar: Ingeniero en Electrónica y Automatización
f. Analista de Biblioteca responsable:  Ing. Fernanda Arévalo M.

