



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**“Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro
para el tratamiento de pacientes en recuperación de COVID19 en el hogar”**

Moscoso Borja, Saúl Danilo

Departamento de Eléctrica y Electrónica

Carrera de Tecnología en Electrónica Mención Instrumentación y Aviónica

Monografía, previo a la obtención del título de Tecnólogo en Electrónica Mención
Instrumentación y Aviónica

Ing. Ávila Villacis, Adrián Alejandro

17 de marzo de 2021

Latacunga



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS

INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE TECNOLOGÍA EN ELECTRÓNICA MENCIÓN INSTRUMENTACIÓN
Y AVIÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que la monografía, "Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro para el tratamiento de pacientes en recuperación de COVID19 en el hogar" fue realizada por el señor Moscoso Borja, Saúl Danilo, la misma que ha sido revisada y analizada en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 17 de marzo de 2021

Atentamente,



Firmado electrónicamente por:

ADRIAN
ALEJANDRO AVILA
VILLACIS

Ing. Ávila Villacis, Adrián Alejandro

C.C:0502399140

REPORTE DE VERIFICACIÓN



Urkund Analysis Result

Analysed Document: MONOGRAFÍA_PROYECTO TITULACION_MOSCOSO SAUL.pdf
(D98480537)
Submitted: 3/16/2021 5:31:00 AM
Submitted By: aaavila1@espe.edu.ec
Significance: 9 %

Sources included in the report:

tesis 2020 DIEGO ERAZO.docx (D86663688)
1582042143_Pedrerros_Murillo v1.pdf (D64069427)
<https://doi.org/10.36384/01232576.268>
<https://www.luisllamas.es/pulsimetro-y-oximetro-con-arduino-y-max30102/>
<http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/4870/1/120976.pdf>
<https://forum.arduino.cc/index.php?topic=649627.0>
<https://core.ac.uk/download/pdf/211102849.pdf>

Instances where selected sources appear:

11

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Ávila Villacís, Adrián Alejandro".

Ávila Villacís, Adrián Alejandro
C.I: 0502399140
DIRECTOR DE PROYECTO



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE TECNOLOGÍA EN ELECTRÓNICA MENCIÓN INSTRUMENTACIÓN
Y AVIÓNICA

RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA

Yo, **Moscoso Borja, Saul Danilo**, con cédula de ciudadanía 1719181156, declaro que el contenido, ideas y criterios de la monografía : **“Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro para el tratamiento de pacientes en recuperación de COVID19 en el hogar”**, es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos , científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas. Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 17 de marzo de 2021

Una firma manuscrita en tinta azul que parece ser la del autor, Saul Danilo Moscoso Borja.

Moscoso Borja Saúl Danilo

C.C: 1719181156



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE TECNOLOGÍA EN ELECTRÓNICA MENCIÓN INSTRUMENTACIÓN
Y AVIÓNICA

AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Yo, Moscoso Borja, Saul Danilo, con cédula de ciudadanía. 1719181156, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la monografía:
“Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro para el tratamiento de pacientes en recuperación de COVID19 en el hogar”, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi/nuestra responsabilidad.

Latacunga, 17 de marzo de 2021

Moscoso Borja Saúl Danilo

C.C: 1719181156

DEDICATORIA

Dedico este proyecto de titulación a mi familia, que a pesar de las circunstancias siempre han estado apoyándome en las diferentes etapas de este proceso universitario. A mi madre que siempre confió en mí, a lo largo de mi carrera y de mi vida.

Saúl Danilo Moscoso Borja

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios, que me ha permitido culminar mi profesión, a los docentes de la carrera que me compartieron sus conocimientos, al tutor de tesis que me encaminó a seguir con este proyecto. También agradezco a mis padres que fueron el sustento para la realización de este trabajo, a mis hermanos quienes de una u otra forma me dan su apoyo y su cariño.

A todos mis amigos y familiares que contribuyeron de alguna manera para culminar con éxito la meta propuesta.

Saúl Danilo Moscoso Borja

Tabla de contenidos

Carátula	1
Certificación.....	2
Reporte de verificación	3
Responsabilidad de autoría	4
Autorización de publicación	5
Dedicatoria.....	6
Agradecimiento	7
Tabla de contenidos	8
Índice de tablas	10
Índice de figuras.....	11
Resumen	12
Abstract.....	13
Tema.....	14
Antecedentes.....	14
Planteamiento del problema.....	15
Justificación	15
Objetivos	16
<i>Objetivo general</i>	16
<i>Objetivos específicos</i>	17
Alcance.....	17
Marco Teórico.....	18
Anatomía del sistema respiratorio.....	18
<i>Vía aérea de conducción</i>	18
<i>Unidades de intercambio gaseoso</i>	18
<i>Irrigación sanguínea</i>	18
Conceptos básicos de fisiología respiratoria.....	18
Proceso de respiración	19
Ventilación mecánica	19
<i>Historia de la ventilación mecánica</i>	19
<i>Definición de ventilación mecánica</i>	20
<i>Tipos de ventilación</i>	21
Ventilación mecánica invasiva.....	21
Ventilación mecánica no invasiva	21
Bolsa ambu original.....	22
Arduino en la medicina	23
<i>Arduino mega 2560</i>	23
<i>Arduino ide</i>	25
<i>Arduino shield cnc</i>	26
<i>Drv8825</i>	27
<i>Módulo pulsioxímetro max30102</i>	28
Funcionamiento del max30102	29
<i>Módulo bluetooth hc-06</i>	30
<i>Comunicación i2c</i>	31

<i>Lcd i2c</i>	32
<i>Motor stepper</i>	33
Sars cov-2	35
<i>Tratamiento</i>	36
Desarrollo del tema	37
Investigación del proyecto	37
<i>Generación y control de flujo de aire</i>	37
<i>Intercomunicación y obtención de datos del sensor</i>	38
<i>Parámetros y programación según mediciones</i>	39
Desarrollo del proyecto.....	40
<i>Estructura de prototipo</i>	40
<i>Eje de transmisión</i>	43
<i>Circuito de fuerza</i>	44
<i>Circuito de control</i>	45
Configuración de módulo max30102.....	45
Cálculos del sistema de oxigenación.....	46
<i>Programación</i>	48
Conclusiones y recomendaciones.....	51
<i>Conclusiones</i>	51
<i>Recomendaciones</i>	52
Bibliografía.....	53
Anexos.....	57

Índice de tablas

Tabla 1 <i>Características y Especificaciones del AMBU</i>	23
Tabla 2 <i>Especificaciones del Arduino Mega 2560</i>	24
Tabla 3 <i>Motor Stepper (Modo de operación)</i>	34
Tabla 4 <i>Frecuencia y flujo de aire</i>	38

Índice de figuras

Figura 1 <i>AMBU Estructura</i>	22
Figura 2 <i>Arduino Mega 2560 Pinout</i>	24
Figura 3 <i>CNC Shield Arduino</i>	27
Figura 4 <i>DVR8825</i>	28
Figura 5 <i>Módulo MAX30102</i>	28
Figura 6 <i>Modo de operación del MAX30102</i>	30
Figura 7 <i>Módulo Bluetooth HC-06</i>	31
Figura 8 <i>Funcionamiento de la comunicación I2C</i>	32
Figura 9 <i>Conexión del LCD I2C</i>	33
Figura 10 <i>Motor Stepper</i>	35
Figura 11 <i>Respirador no invasivo</i>	36
Figura 12 <i>Aplicativo móvil del proyecto</i>	39
Figura 13 <i>Prototipo con materiales reciclados</i>	40
Figura 14 <i>Diseño de la caja en Inventor</i>	41
Figura 15 <i>Prototipo final en acrílico y aluminio</i>	42
Figura 16 <i>Peinado y sujeción de conexiones del cableado</i>	42
Figura 17 <i>Ejes</i>	43
Figura 18 <i>Paletas, anclajes y motores</i>	43
Figura 19 <i>Constantes de DRV8825</i>	44
Figura 20 <i>Driver CNC con los drivers DRV8825</i>	44
Figura 21 <i>Librerías, constantes de Oxímetro y contadores</i>	45
Figura 22 <i>Inicialización de Oxímetro y randomizadores</i>	46
Figura 23 <i>Pasos y micropausas</i>	47
Figura 24 <i>Conexión de la placa Arduino</i>	47
Figura 25 <i>Caja de control y alimentación del prototipo</i>	48
Figura 26 <i>Inicialización del LCD y puesta de mensajes</i>	49

Resumen

El presente proyecto de titulación es la Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro para el tratamiento de pacientes en recuperación en el hogar de SARS-COV 2, identificado mundialmente como COVID 19. Se diseñó un prototipo de respirador artificial que sustituye la acción manual de aplastar una bolsa de resucitación conocida como AMBU, que suministra aire a presión, el mismo que ingresa a los pulmones a través de la inhalación; proceso que genera una frecuencia constante en el estímulo de presión de aire; tiene un sensor de oxímetro que detecta el nivel de saturación de oxígeno en la sangre, lo que permite al prototipo de respirador iniciar la función de oxigenación de acuerdo a los parámetros medidos y seleccionados en la aplicación móvil creada para el efecto mediante software libre. Se automatizó el sistema AMBU mediante el uso de dos piezas en un sistema de tornillo para que estas simulen el movimiento de presión, esto se logró a través de una placa Arduino Mega, un shield de CNC, dos drivers DRV8825 y sus respectivos motores Stepper, cuya programación está basada en estudios médicos para no generar sobrepresiones de aire, estos valores se visualizan en una pantalla LED.

Palabras clave:

- **RESPIRADOR ARTIFICIAL AUTOMÁTICO**
- **ARDUINO MEGA**
- **RESUCITADOR MANUAL OVAL AMBU**
- **APLICACIÓN MÓVIL**

Abstract

The present degree project is the implementation of a prototype of an automatic artificial respirator and an oximeter for the treatment of patients recovering from SARS-COV 2, identified worldwide as COVID 19. A prototype ventilator was designed to replace the manual action of crushing a resuscitation bag known as AMBU, which supplies pressurized air, the same that enters the lungs through inhalation; process that generates a constant frequency in the air pressure stimulus; it has an oximeter sensor that detects the level of oxygen saturation in the blood, which allows the prototype ventilator to initiate the oxygenation function according to the parameters measured and selected in the mobile application created for the effect by means of free software. The AMBU system was automated through the use of two parts in a screw system so that these simulate the movement of pressure, this was achieved through an Arduino Mega board, a CNC shield, two DRV8825 drivers and their respective Stepper motors, whose programming is based on medical studies to not generate air overpressure, these values are displayed on an LED screen.

Keywords:

- **AUTOMATIC ARTIFICIAL RESPIRATOR**
- **ARDUINO MEGA**
- **MANUAL RESUCITATION OVAL SYSTEM AMBU**
- **MOVIL APP**

CAPÍTULO I

1. El tema

1.1. Tema

“Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro para el tratamiento de pacientes en recuperación de COVID 19 en el hogar”

1.2. Antecedentes

“La crisis sanitaria que estamos viviendo en los últimos meses en nuestro país, al igual que en otros países de nuestro entorno, no tiene precedentes. La razón es que la Covid-19 ha sometido a un estrés al sistema sanitario que ha puesto de manifiesto carencias notables a todos los niveles, pero especialmente en los hospitales (camas de hospitalización, puntos de atención para pacientes críticos y capacidad de respuesta de los Servicios de Urgencias y Emergencias) y en la atención sanitaria en entorno residencial de mayores.” (Pastor, 2020, p. 1)

Si bien la mayoría de las personas infectadas con SARS CoV2 desarrollan una enfermedad leve, se estima que 14% de los pacientes presentarán insuficiencia respiratoria y que 5% requerirán admisión en terapia intensiva y ventilación mecánica (con mortalidad de hasta 50%). Como en los tiempos de la epidemia de poliomielitis, que marcó un hito en la historia de la ventilación mecánica, en la actualidad surgen novedosas e ingeniosas ideas en respuesta a la crisis. Cabe notar que algunas de estas prácticas se implementan sin las acreditaciones reglamentarias necesarias. (Alhazzani W, Meller HM, Arabi YM, 2020, p. 18)

La carencia de ventiladores mecánicos motivó que médicos e ingenieros diseñaran equipos sencillos que pudieran fabricarse en el corto plazo. En pacientes con COVID19 e insuficiencia respiratoria entre leve y moderada, se están utilizando maniobras no convencionales como la ventilación prona en pacientes en respiración

espontánea, la cual funciona con este tipo de respiradores, los cuales no necesitan entubarse al paciente y solo cumplen con el objetivo de mejorar la oxigenación y minimizar la necesidad de ventilación mecánica. (Abdo-Cuza A, S.-L. J.-G, 2020, p. 20).

1.3. Planteamiento del problema

La Universidad de las Fuerzas Armadas “ESPE” – Sede Latacunga a través de la Sección de Gestión de Tecnologías, ha formado profesionales de excelencia en conjunto con los docentes, quienes utilizando el conocimiento y experiencia han instruido responsablemente a sus alumnos con bases éticas y profesionales.

La falta de preocupación por parte de los ciudadanos a generado una ola inmensa de contagios de SARS CoV2, comúnmente conocido como “Coronavirus”, esto ha tenido repercusiones dentro del sistema de salud del país, puesto que no existen suficientes unidades de emergencia para el monitoreo y control del estado de los portadores del virus, por lo que no se aceptan a todos los infectados dentro de los centros de salud y hospitales.

Por tal motivo la implementación de un respirador artificial automático y un oxímetro para el uso en el hogar ayudará con la monitorización y recuperación de los pacientes con síntomas leves y medios, evitando las aglomeraciones en los centros de salud y logrando así una disminución en los contagios.

1.4. Justificación

Los resucitadores manuales son utilizados en casos de emergencia, es decir, cuando se necesita asegurar una ventilación normal a un paciente o cuando éste se encuentre imposibilitado de mantener su respiración por sí solo. El funcionamiento manual de los resucitadores ha limitado el desempeño del equipo; ya que el esfuerzo físico que se realiza al utilizar el resucitador al cabo de un corto tiempo presenta variación en la fuerza aplicada al equipo por lo tanto la presión y cantidad de aire que se aplican al paciente se ven afectados, provocando riesgo de alteración en el sistema

respiratorio en lugar de obtener una eficiente recuperación de la persona en tratamiento. El peligro incrementa cuando el uso del resucitador es requerido por un tiempo que supera los 30 minutos.

Un resucitador manual consta de una bolsa flexible, también llamado balón, que hace la función de una cámara de aire la cual se conecta a la mascarilla; entre la mascarilla y el balón existe una membrana o válvula unidireccional, la misma que, permite el paso del aire hacia la mascarilla para ventilar al paciente, pero no deja que el aire espirado regrese hacia la cámara de aire (AmbuS.L). El aire exhalado es desviado por una ranura de escape que en general se ubica a un lado de la mascarilla. La mayoría de los resucitadores proveen una ventilación no invasiva y pueden trabajar sin necesidad de adicionar oxígeno suplementario. Algunos de estos equipos contienen una pequeña bolsa adicional en la parte posterior, la cual se utiliza de reserva cuando el resucitador es conectado a un tanque de oxígeno permitiendo realizar el control del FiO₂. (Comunidad de Madrid, 2013)

La implementación en el hogar de este equipo médico es esencial, pues permite a los familiares y pacientes interactuar de manera práctica y dinámica con el mismo proporcionando los mejores cuidados en casa, evitando así la fatiga y el riesgo de no encontrar un puesto en las áreas de cuidados intensivos en los hospitales y centros de salud.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo general

- Implementar un respirador artificial automático, que funcione conjuntamente con un oxímetro para recuperación de pacientes de COVID 19 en el hogar.

1.5.2. Objetivos específicos

- Investigar el funcionamiento de los respiradores, tiempos de oxigenación y causas de fallas del sistema respiratorio.
- Analizar los métodos de tratamiento respiratorio para pacientes que presentan SARS CoV2.
- Implementar un prototipo automático de un respirador artificial para que pueda ser utilizado en el hogar, con una interfaz amigable.
- Desarrollar una guía de uso de fácil interpretación, para que la manipulación y configuración del prototipo sea viable para cualquier persona.

1.6. Alcance

El presente proyecto por la actual pandemia se realizará dentro del domicilio del estudiante de la Carrera de Electrónica Mención Instrumentación y Aviónica “Saúl Danilo Moscoso Borja”

En el desarrollo de la práctica se generará un prototipo de respirador artificial automático enlazado a un oxímetro para el control y monitorización de pacientes que padecen de COVID 19 o se encuentran en recuperación, este será testeado en una persona que presente la sintomatología y actualmente se encuentra en tratamiento.

Finalmente se desarrollará la guía de funcionamiento para facilitar la manipulación por parte de terceros o no asociados a la parte técnica, puesto que el objetivo es que sea práctico y amigable.

CAPÍTULO II

2. Marco teórico

2.1. Anatomía del Sistema Respiratorio

2.1.1. Vía aérea de conducción

La función principal de esta vía es adecuar y direccionar el aire antes de su llegada a los alvéolos. Entonces calienta y humedece el aire, así como también filtra las partículas extrañas.

Debemos identificar dos tipos de vías: una vía aérea alta que comprende nariz, faringe y laringe, así como una vía aérea baja que corresponde a tráquea y bronquios.

La vía aérea de conducción o espacio muerto está conformada por el árbol branquial en el cual se observan ramificaciones de bronquiolos y bronquiolos terminales.

2.1.2. Unidades de intercambio gaseoso

Acino o unidad respiratoria pulmonar es la zona del pulmón que se reconoce como bronquiolo terminal. Mismo que da lugar a: bronquiolos respiratorios, conductos alveolares, sacos alveolares y alvéolos y es aquí en dónde se realiza el intercambio gaseoso.

En la pared alveolar se genera un fosfolípido denominado agente tensioactivo, que protege al alvéolo del colapso durante la respiración.

2.1.3. Irrigación Sanguínea

El doble aporte sanguíneo del pulmón se produce por un lado al recibir sangre del circuito menor a través de las arterias pulmonares y por otra parte del circuito mayor a través de las arterias bronquiales.

2.2. Conceptos básicos de fisiología respiratoria

El correcto funcionamiento del sistema respiratorio (SR) asegura a los diferentes

tejidos una adecuada oxigenación y la eliminación rápida del dióxido de carbono. Esta compleja función requiere la coordinación de los siguientes sistemas de control: circulación, metabolismo, equilibrio ácido básico, equilibrio hidroelectrolítico.

Además de estas funciones el sistema respiratorio filtra y calienta el aire que respiramos, así como también intervienen en la producción de sonido, incluyendo el lenguaje. El sistema respiratorio ayuda también en la regulación de la homeostasis del pH del organismo (Falcón, pág. 12).

2.3. Proceso de respiración

La respiración es rítmica, pausada y la frecuencia es estable, sin embargo, varía de acuerdo con la edad y actividades. Para un funcionamiento correcto los pulmones, la pared del tórax y la vía aérea debe mantener una adecuada regulación de todo el proceso, desde el centro nervioso de la respiración. Cuando se presentan dificultades en la respiración, las células, fundamentalmente del cerebro, mueren después de 4 a 6 minutos, por la falta de oxígeno, por lo cual resulta el primer aspecto a resolver ante una supuesta víctima.

2.4. Ventilación Mecánica

2.4.1. Historia de la ventilación mecánica

La evolución de la ventilación mecánica nos permite identificar cuatro generaciones de ventiladores. (Soto, 2016) describe la primera generación desarrollada en los años setenta, en donde predominaban dispositivos mecánicos simples que sólo brindaban ventilación controlada, sin alarmas y sin ningún tipo de monitoreo.

Para la segunda generación cabe destacar aparatos que ya permitían una ventilación gatillada por el paciente, aparte de incorporar alarmas básicas, más monitoreo de la frecuencia respiratoria y del volumen corriente. La tercera generación de ventiladores se extendió hasta fines de los 90. Se caracterizó por incorporar el control mediante microprocesadores y ofrecer distintos modos ventilatorios, con una

mayor sincronía a los requerimientos del paciente, incluyendo desarrollo de alarmas y un monitoreo más extenso, tanto del estatus ventilatorio como de la función del ventilador (Soto, 2016, pág. 153).

La cuarta generación de ventiladores comprende los dispositivos actualmente en uso. Hay un amplio desarrollo de ventiladores de todo tipo, para los niveles clínicos más diversos, incluyendo terapia intensiva, ventilación subaguda, transporte y ventilación domiciliaria. Su gran versatilidad permite utilizarlos desde adultos hasta recién nacidos, tanto de manera invasiva como no invasiva. Disponen de una plétora de modos ventilatorios que junto a un amplio monitoreo han mejorado notablemente la sincronía paciente-ventilador, dando más seguridad y eficiencia a la asistencia ventilatoria (Soto, 2016, pág. 153).

2.4.2. Definición de ventilación mecánica

La ventilación mecánica es todo aquel procedimiento que utiliza un aparato mecánico para ayudar o suplir la función respiratoria del paciente. Así que, sin duda, esta técnica es la más utilizada para manejar pacientes en estado crítico, y es la responsable de estabilizar a un gran número de enfermos (Carrillo, 2013).

En muchos casos la función respiratoria por varios motivos patológicos no cumple el proceso fisiológico normal en el paciente, por lo cual requiere de sistemas que proporcionan cíclicamente una presión de la vía aérea suficiente para superar las resistencias al flujo aéreo y las propiedades elásticas del pulmón como de la caja torácica. De este modo se produce una insuflación pulmonar intermitente que permite la inspiración (Castillo, 2017).

De acuerdo con (Ramos, 2012) los objetivos se resumen en conservar al paciente con su función respiratoria, mientras el trastorno patológico persista o en todo caso para tratar el origen de su fracaso respiratorio. La ventilación manual es considerada como un apoyo y tiene una limitación temporal por lo tanto se debe utilizar

durante un período corto, ya que el objetivo primordial es lograr el desuso de este y que el paciente tenga una respiración espontánea.

2.4.3. Tipos de Ventilación

2.4.3.1. Ventilación mecánica invasiva

Se realiza a través de un tubo endotraqueal o un tubo de traqueostomía. En este procedimiento médico se coloca una cánula o sonda en la tráquea para abrir la vía respiratoria y suministrar oxígeno a la persona.

2.4.3.2. Ventilación mecánica no invasiva

La ventilación mecánica no invasiva (VMNI), referida a cualquier modalidad de soporte ventilatorio que no emplee la intubación endotraqueal para ventilar al paciente, constituye hoy en día una nueva modalidad de terapia de soporte respiratorio para el tratamiento de pacientes con insuficiencia respiratoria aguda. Este constituye un método seguro y eficaz para conseguir la corrección del intercambio gaseoso, disminuir el trabajo muscular ventilatorio y evitar así la ventilación mecánica invasiva y las consecuencias que de ella se derivan (Torres, 2015, pág. 19).

“La utilización de la ventilación no invasiva con presión positiva, se ha ido extendiendo progresivamente desde su campo tradicional de aplicación, en enfermos con insuficiencia respiratoria crónica, hasta la insuficiencia respiratoria aguda de cualquier causa” (Torres, 2015, pág. 19). El hecho de que profesionales especializados en asistir situaciones de emergencias sanitarias en el ámbito prehospitalario, puedan usar esta técnica sobre pacientes con insuficiencia respiratoria aguda (IRA) seleccionados, está siendo transcendental para su evolución posterior. La formación de los facultativos, así como del personal de enfermería de los servicios de urgencias y emergencias, en el manejo de pacientes con VMNI mejorará sin duda el pronóstico de éstos, al aplicar una técnica eficaz de forma precoz.

2.5. Bolsa AMBU original

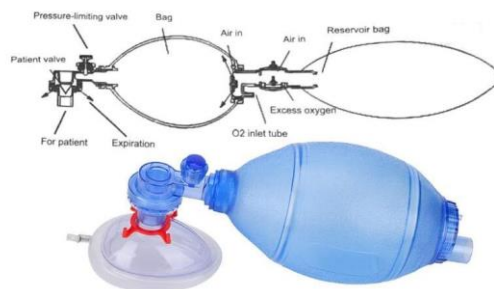
La historia de Ambu comenzó como un proyecto, el sueño de poder desarrollar productos que salvaran vidas. En 1937 Holger Hesse, un doctor danés emprendió un reto muy importante, diferenciarse y salvar vidas. Ambu desarrolló el mercado de los resucitadores manuales cuando creó la bolsa Ambu original hace 50 años. La cual consistía en una doble bolsa, autoinflable, herramienta indispensable hoy en día en la asistencia médica de emergencias. Ambu ha seguido optimizando el producto hasta el actual Mark IV de doble bolsa. Se han desarrollado varias gamas de resucitadores reutilizables y desechables, para poder ofrecer soluciones efectivas a necesidades específicas (AMBU, 2017).

AMBU es una bolsa o balón autoinflable conectado a una válvula unidireccional que a su vez conecta, bien con una mascarilla de ventilación asistida, con un tubo endotraqueal o con una cánula de traqueostomía y se utiliza para insuflar aire en la vía aérea. Dispone de una conexión a la fuente de oxígeno y otra para una bolsa reservorio opcional, que permite enriquecer la concentración del mismo (Hospital General Univertistario Gregorio Marañón, 2013).

“El AMBU Resucitador Silicona Oval se ha diseñado para la ventilación manual desde pacientes neonatos hasta adultos” (AMBU, 2017).

Figura 1

AMBU Estructura



Nota: Tomado de (DHGATE, 2020)

Tabla 1*Características y Especificaciones del AMBU*

DATOS PRINCIPALES AMBU Resucitador Silicona Oval, adulto	
Peso corporal	Desde 30 kg (10 años)
Volumen	1475 ml
Dimensiones (largo x diámetro)	291 mm x 128 mm
Conector del paciente	Exterior 22 mm(ISO) Interior 15 mm (ISO)

Nota: Tomado de (AMBU, 2017)

2.6. Arduino en la medicina

Arduino es una herramienta multidisciplinaria, una tarjeta de desarrollo en la que se programa las asignaciones y parámetros para las funciones, se puede utilizar para desarrollar elementos autónomos, e interactuar entre el hardware y software, Arduino en las aplicaciones médicas esta implementado porque su desarrollo ha permitido automatizar, administrar, supervisar, monitorear y actuar en todos los campos de la medicina con aplicaciones que van desde sensores de mediciones médicas hasta complejos sistemas médicos.

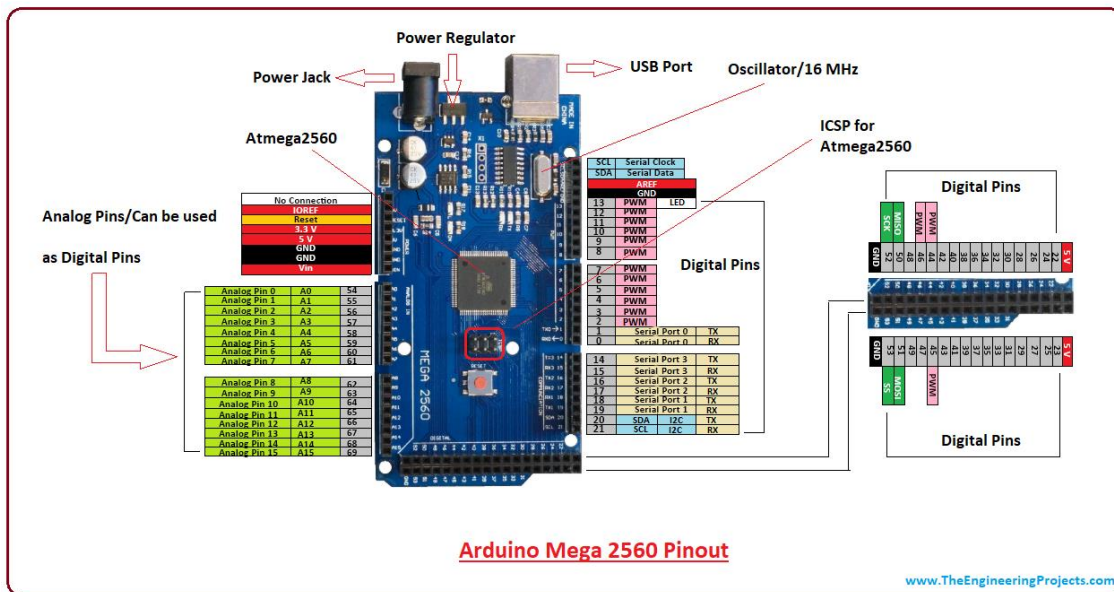
2.6.1. Arduino Mega 2560

Es una placa microcontroladora basada en el ATmega2560. Tiene 54 pines de entrada/salida digital (de los cuales 14 se pueden utilizar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UARTs (puertos serie por hardware), un oscilador de cristal de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para soportar el microcontrolador; simplemente conéctalo a un ordenador con un cable USB o aliméntalo con un

adaptador de CA a CC o una batería para empezar. La placa Mega 2560 es compatible con la mayoría de los shields diseñados para el Uno y las antiguas placas Duemilanove o Diecimila (Arduino, s.f.).

Figura 2

Arduino Mega 2560 Pinout



Nota: Tomado de (Nasir, 2018)

Tabla 2

Especificaciones del Arduino Mega 2560

Datos principales Arduino MEGA 2560	
Microcontrolador	ATmega2560
Tensión de funcionamiento	5V
Tensión de entrada (recomendada)	7-12V

Tensión de entrada (límite)	6-20V
Pines de E/S digitales	54 (de los cuales 15 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	16
Corriente continua por pin de E/S	20 mA
Corriente continua por pin de 3,3V	50 mA
Memoria Flash	256 KB de los cuales 8 KB son utilizados por el bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad de reloj	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Longitud	101,52 mm
Anchura	53,3 mm
Peso	37 g

Nota: Tomado de (ARDUINO, 2018)

2.6.2. Arduino IDE

IDE (sigla en inglés de integrated development environment) o entorno de desarrollo integrado, es un programa informático compuesto por un conjunto de herramientas de programación. Puede dedicarse en exclusiva a un solo lenguaje de programación o bien puede utilizarse para varios.

Un IDE es un entorno de programación que ha sido empaquetado como un programa de aplicación; es decir, que consiste en un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica (GUI). Además, en el caso de Arduino

incorpora las herramientas para cargar el programa ya compilado en la memoria flash del hardware.

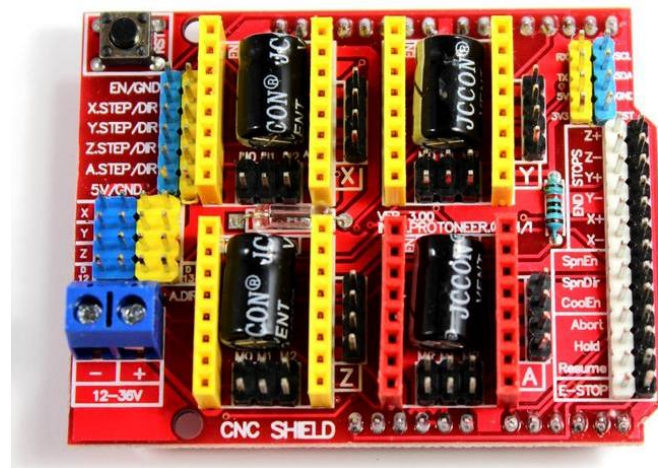
El IDE de Arduino va a ser la herramienta de trabajo con Arduino y habrá que conocer su funcionamiento.

Los programas de Arduino están compuestos por un solo fichero con extensión “ino”, aunque es posible organizarlo en varios ficheros. El fichero principal siempre debe estar en una carpeta con el mismo nombre que el fichero. (aprendiendoarduino, 2021)

2.6.3. *Arduino Shield CNC*

La Arduino CNC Shield es una pequeña placa que permite controlar hasta 4 motores paso a paso fácilmente con tu Arduino gracias a su formato shield. Soporta 4 controladores de potencia Pololu A4988 o Pololu DRV8825 (no incluidos) y dispone de todas las conexiones necesarias para conectar interruptores de final de carrera, salidas de relé y diversos sensores. Es totalmente compatible con el firmware de control GRBL y puede ser utilizada con cualquier modelo de Arduino, aunque se recomienda utilizar un modelo del tipo Arduino UNO o Arduino Leonardo.

Con esta placa podrás disponer de un sistema completo para montar tu propia máquina CNC, cortadora láser o cualquier otro sistema que necesite un control preciso con motores paso a paso. (Bricogeek, 2021)

Figura 3*CNC Shield Arduino*

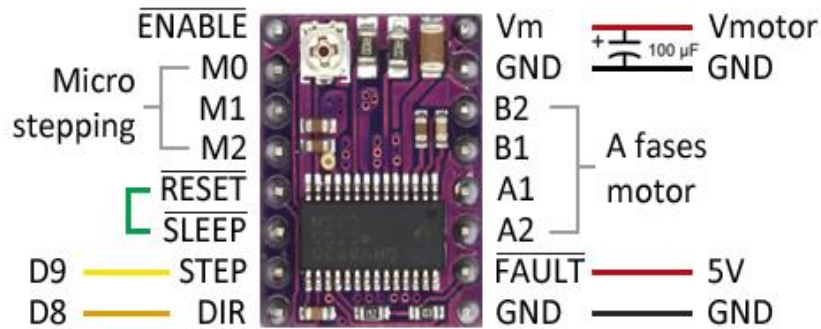
Nota: Tomado de (Electronics, 2020)

2.6.4. DRV8825

El DRV8825 es un chip preparado para controlar el movimiento de motores paso a paso. Consta, entre otras cosas, de un par de puentes H y controlador de corriente. El par de puentes H sirve para energizar cada una de las bobinas del motor de manera independiente y en ambas polarizaciones. Por su parte, el controlador de corriente permite usar este chip para controlar motores de menor voltaje que el mínimo de la placa (8.2V). Es decir, podemos usar una fuente de 10V para manejar un motor paso a paso de 5V, siempre que configuremos la corriente máxima, a la corriente del motor (Gluón, 2018).

Figura 4

DVR8825



Nota: Tomado de (Gluón, 2018)

2.6.5. Módulo PulsiOxímetro MAX30102

El MAX30102 es un sensor del fabricante Maxim Integrated que incorpora las funciones de pulsímetro y oxímetro en un único integrado que podemos usar junto con un procesador como Arduino.

Figura 5

Módulo MAX30102



Nota: Tomado de (Llamas, 2020)

La serie MAX3010x es un sensor óptico, que basa su funcionamiento en el distinto comportamiento que la sangre tiene ante la luz, en función de su grado de saturación de oxígeno.

Para ello, el MAX30102 incorpora dos LED, uno de espectro rojo y otro de infrarrojo.

El MAX30102 se pone sobre la piel, por ejemplo, en el dedo o la muñeca. El sensor detecta la luz reflejada, y determina el grado de saturación.

La comunicación con el MAX30102 se realiza a través de bus I2C, por lo que es muy sencillo conectarlo a un procesador como Arduino, requiere una doble alimentación de 1.8V para la lógica, y 3V3 para los leds. Normalmente lo encontraremos en módulos de 5V que incorporan la adaptación de nivel necesaria.

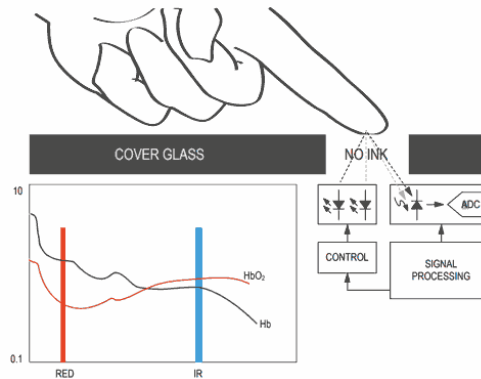
Es un sensor es ampliamente usado en proyectos domésticos. Un ejemplo frecuente y vistoso es emplearlo junto a una pantalla OLED para visualizar el pulso.

2.6.5.1. Funcionamiento del MAX30102

La pulsioximetría óptica es un método no invasivo para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre. Su funcionamiento se basa en que la hemoglobina (Hb) y la hemoglobina saturada (oxihemoglobina, HbO₂) tienen distintos coeficientes de absorción de luz para distintas longitudes de onda.

Figura 6

Modo de operación del MAX30102



Nota: Tomado de (Llamas, 2020)

La sangre oxigenada absorbe mayor cantidad de luz infrarroja, mientras que la sangre poco oxigenada absorbe mayor luz roja. En partes del cuerpo donde la piel es suficiente fina y bajo la que pasan vasos sanguíneos, es posible emplear esta diferencia para determinar el grado de saturación.

El MAX30102 incorpora dos LED, uno de espectro rojo (660nm) y otro de infrarrojo (880nm), así como fotodiodos para medir la luz reflejada y un ADC de 18 bits y frecuencia de muestreo de 50sps (samples per second) a 3200sps (Llamas, 2020)

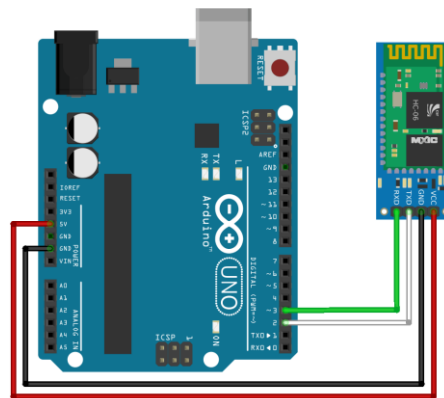
2.6.6. Módulo Bluetooth HC-06

El módulo Bluetooth HC-06 nos permite conectar nuestros proyectos con Arduino a un smartphone, celular o PC de forma inalámbrica (Bluetooth), con la facilidad de operación de un puerto serial. La transmisión se realiza totalmente en forma transparente al programador, por lo que se conecta en forma directa a los pines seriales de nuestro microcontrolador preferido (respetando los niveles de voltaje, ya que el módulo se alimenta con 3.3V). Todos los parámetros del módulo se pueden configurar mediante comandos AT. La placa también incluye un regulador de 3.3V, que permite

alimentar el módulo con un voltaje entre 3.6V - 6V. Este módulo es el complemento ideal para nuestros proyectos de robótica, domótica y control remoto con Arduino, PIC, Raspberry PI, ESP8266, ESP32, STM32, etc. El módulo Bluetooth HC-06 viene configurado de fábrica para trabajar como esclavo, es decir, preparado para escuchar peticiones de conexión (naylampmechatronics, 2020).

Figura 7

Módulo Bluetooth HC-06



Nota: Tomado de (Xukyo, 2018)

2.6.7. Comunicación I2C

El estándar I2C (Inter-Integrated Circuit) fue desarrollado por Philips en 1982 para la comunicación interna de dispositivos electrónicos en sus artículos.

Posteriormente fue adoptado progresivamente por otros fabricantes hasta convertirse en un estándar del mercado.

El bus I2C requiere únicamente dos cables para su funcionamiento, uno para la señal de reloj (CLK) y otro para el envío de datos (SDA), lo cual es una ventaja frente al bus SPI. Por contra, su funcionamiento es un poco más complejo, así como la electrónica necesaria para implementarla.

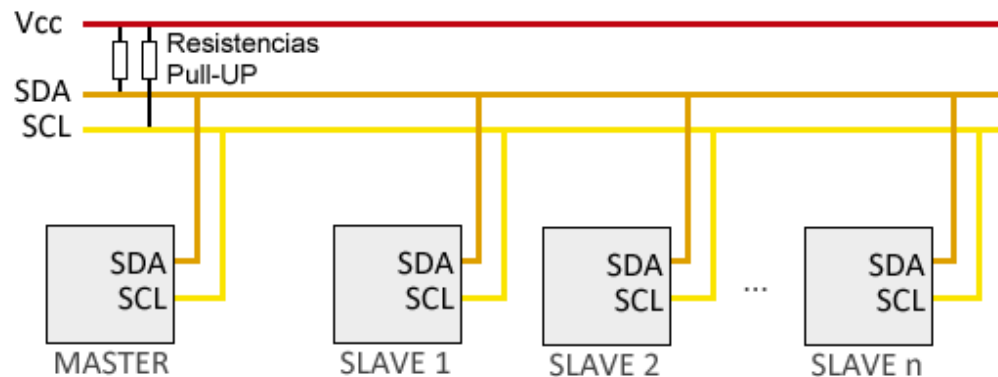
En general, cada dispositivo conectado al bus debe tener una dirección única. Si tenemos varios dispositivos similares tendremos que cambiar la dirección o, en caso de no ser posible, implementar un bus secundario, tiene una arquitectura de tipo maestro-esclavo.

El dispositivo maestro inicia la comunicación con los esclavos, y puede mandar o recibir datos de los esclavos. Los esclavos no pueden iniciar la comunicación (el maestro tiene que preguntarles), ni hablar entre si directamente.

El bus I2C es síncrono. El maestro proporciona una señal de reloj, que mantiene sincronizados a todos los dispositivos del bus. De esta forma, se elimina la necesidad de que cada dispositivo tenga su propio reloj, de tener que acordar una velocidad de transmisión y mecanismos para mantener la transmisión sincronizada (LLAMAS, 2016).

Figura 8

Funcionamiento de la comunicación I2C



Nota: Tomado de (LLAMAS, 2016)

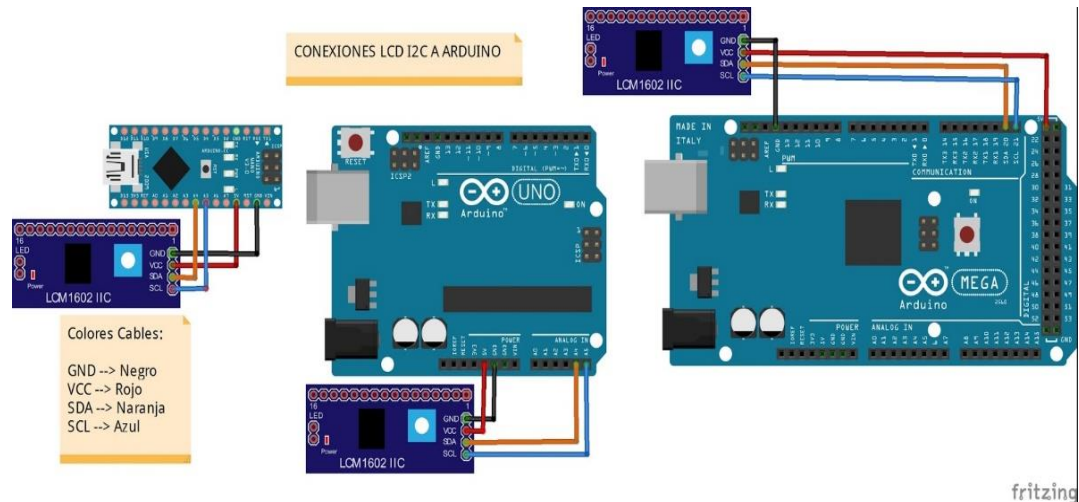
2.6.8. LCD I2C

La pantalla LCD de 16x2 basada en el controlador HD44780 de Hitachi es un periférico muy común, que se utiliza ampliamente en proyectos con Arduino y microcontroladores en general, sin embargo, es bien sabido por todo aquel entusiasta

que ha incluido una en sus proyectos, que este tipo de pantalla requiere muchos pines del microcontrolador para ser controlada, debido principalmente a que utiliza un bus paralelo para comunicarse. Afortunadamente existe una solución muy fácil y económica para este problema: un adaptador basado en el PCF8574 que permite conectar la pantalla al Arduino usando solamente dos líneas digitales a través del bus I2C (geekfactory, 2017).

Figura 9

Conexión del LCD I2C



Nota: Tomado de (colombianizate, 2020)

2.6.9. MOTOR STEPPER

Un motor paso a paso, es un dispositivo electromecánico que convierte una serie de pulsos eléctricos en desplazamientos angulares, lo que significa que es capaz de girar una cantidad de grados (paso o medio paso) dependiendo de sus entradas de control.

Los motores paso a paso son ideales para la construcción de mecanismos en donde se requieren movimientos muy precisos. La característica principal de estos

motores es el hecho de poder moverlos un paso a la vez por cada pulso que se le aplique. Este paso puede variar desde 90° hasta pequeños movimientos de 1.8°, Es por eso por lo que ese tipo de motores son muy utilizados, ya que pueden moverse a deseo del usuario según la secuencia que se les indique a través de un microcontrolador.

Tabla 3

Motor Stepper (Modo de operación)

MODOS DE OPERACIÓN MOTOR STEPPER			
Step Mode	MODE 2	MODE 1	MODE 0
Full Step (2-phase excitation) with 71 % current	0	0	0
1/2 Step (1-2-phase excitation)	0	0	1
1/4 Step (W1-2-phase excitation)	0	1	0
8 Microsteps/step	0	1	1
16 Microsteps/step	1	0	0
32 Microsteps/step	1	0	1
32 Microsteps/step	1	1	0
32 Microsteps/step	1	1	1

Nota: Tomado de (Gluón, 2018)

Estos motores poseen la habilidad de quedar enclavados en una posición si una o más de sus bobinas está energizada o bien total mente libres de corriente (Mecafenix, 2017).

Figura 10

Motor Stepper



Nota: Tomado de (Mecafenix, 2017)

2.7. SARS COV-2

El brote de la enfermedad por coronavirus 2019 (COVID-19), causado por el virus del síndrome respiratorio agudo severo tipo-2 (SARS-CoV-2), fue declarado una pandemia en marzo de 2020. Las tasas de letalidad se estiman entre 1% y 3%, afectando principalmente a los adultos mayores y a aquellos con comorbilidades, como hipertensión, diabetes, enfermedad cardiovascular y cáncer. El periodo de incubación promedio es de 5 días, pero puede ser hasta de 14 días. Muchos pacientes infectados son asintomáticos; sin embargo, debido a que liberan grandes cantidades de virus, son un desafío permanente para contener la propagación de la infección, causando el colapso de los sistemas de salud en las áreas más afectadas. La vigilancia intensa es vital para controlar la mayor propagación del virus, y el aislamiento sigue siendo el medio más efectivo para bloquear la transmisión (Díaz-Castrillón, 2020).

2.7.1. Tratamiento

Hasta el momento no hay un tratamiento antiviral específico aprobado por la FDA. Los pacientes con cuadros leves deben ser manejados sintomáticamente y aislados en su casa. Los casos graves son aislados en los centros de atención, y el tratamiento es enfocado principalmente al alivio de los síntomas generales, la oxigenoterapia y, en los casos críticos, al soporte respiratorio, con o sin ventilación mecánica. Se han utilizado varios medicamentos antivirales; entre ellos, ribavirina, la combinación de lopinavir/ritonavir y remdesivir. Sin embargo, se deben esperar los resultados que arrojen los múltiples ensayos clínicos que se están llevando a cabo, antes de poderse determinar una terapia antiviral efectiva. (Díaz-Castrillón, 2020).

Figura 11

Respirador no invasivo



Nota: Tomado de (Efe, 2020)

CAPÍTULO III

3. Desarrollo del tema

3.1. Investigación del proyecto

Se diseñó un mecanismo que accione el Ambu de forma automática, considerando el parámetro de edad y el estado del paciente según la medición del oxímetro. De manera que se facilite el cuidado de los pacientes en recuperación de Sars-Cov2 que se encuentran en el hogar, ya que el monitoreo se dará mediante un aplicativo móvil, lo que presenta una gran ventaja puesto que el familiar o familiares no tendrán que estar en constante vigilancia del mismo.

3.1.1. *Generación y control de flujo de aire*

Para el prototipo de respirador artificial automático, con el objetivo de generar el desplazamiento del aire que impulsa el Ambu se utilizó un dispositivo que ejerce presión y cuyo desplazamiento permite la deformación uniforme y constante del Ambu lo que produce la entrega de aire al paciente, el mismo que es regulado y/o definido automáticamente en la pantalla de acuerdo con la necesidad medica que presente el paciente.

Los parámetros más importantes son el volumen, presión y frecuencia. El volumen se lo mide de conformidad al desplazamiento del dispositivo actuador. La presión se utilizó un sensor análogo que permitió conocer el valor de la presión al momento de la inspiración, determinando la presión óptima para la seguridad del paciente.

Tabla 4*Frecuencia y flujo de aire*

FRECUENCIA Y FLUJO CON MASCARILLA		
TIPO DE BOLSA	FRECUENCIA (POR MINUTO)	LITROS (POR MINUTO)
ADULTO	12-14	10-15
PEDIATRICO	20	7-10

Nota: Tomado de (Hospital Universitario Reina Sofia, 2011)

3.1.2. Intercomunicación y obtención de datos del sensor

La intercomunicación del sistema automatizado se realizó mediante el uso de una aplicación específica para el proyecto, esta fue generada en AppInventor del MIT, la cual es muy intuitiva y contiene gran material de ayuda al momento de realizar la creación de un aplicativo a nuestro gusto. Este aplicativo al funcionar dentro de un dispositivo móvil se convierte en el bluetooth maestro, por lo tanto, no se vio necesario obtener más que un módulo bluetooth esclavo para que este comunique las ordenes al sistema ya configurado en el Arduino.

La obtención de datos se da mediante el uso del módulo pulsioxímetro MAX30102, el cual mediante el uso de tecnología de comunicación I2C manda los datos a través de un cable únicamente, este es regulado mediante un reloj que emitirá pulsos y enviará paquete tras paquete de información. Se hizo únicamente el uso del oxímetro puesto que el módulo al ser genérico es muy inestable y la variación del pulso daba valores ridículos, ya que cualquier movimiento del sensor o del individuo influía de manera radical.

Figura 12

Aplicativo móvil del proyecto



3.1.3. Parámetros y programación según mediciones

Los parámetros que se propusieron al programar el sistema tanto en la aplicación móvil como en el Arduino fueron la edad del afectado y su nivel del oxígeno en la sangre, al tener en cuenta que es un prototipo no se llevó parámetros más específicos del área médica.

Con estos parámetros se configuró diferentes velocidades de compresión y tiempo de tratamiento para cada rango de edad, además el sistema únicamente funciona con valores de oxigenación bajo el promedio por lo que para la exposición del proyecto se requirió randomizar el valor original medido por el módulo MAX30102.

3.2. Desarrollo del proyecto

En base a lo investigado en el punto anterior se procedió a poner en marcha el prototipado, empezando desde la creación y modelado de las piezas de la estructura hasta la programación y testeo del sistema completo.

Figura 13

Prototipo con materiales reciclados



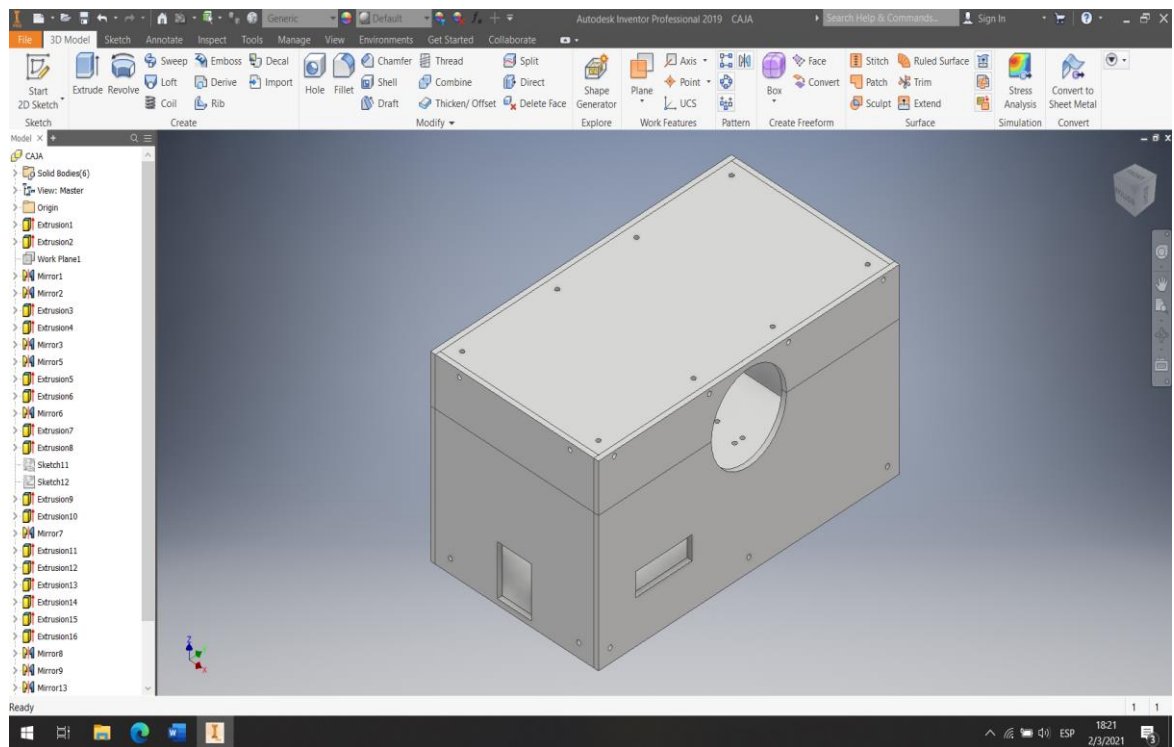
3.2.1. Estructura de prototipo

Estructuralmente está formado por una caja de acrílico transparente con dimensiones de 40cm x 20 cm x 30 cm, en su interior existen dos placas que ejercen la presión en el Ambu, la estructura está diseñada como soporte requerido para fijar el Ambu y asegurar la eficiencia de este, el mecanismo de acción de presión que este compuesto por un dispositivo electromecánico que realiza la función de dar presión al Ambu para la salida de aire.

Se utilizó acrílico porque es un material que no genera estática, es resistente a diferentes cambios climáticos, es estético y no tóxico para las personas, aunque esta estructura no entra en contacto directo con los pacientes.

Figura 14

Diseño de la caja en Inventor



La estructura fue diseñada en el software “Inventor”, el cual es bastante fácil de utilizar ya que cuenta con una herramienta de ayuda y tiene mucha similitud con “AutoCad” al ser de la misma empresa, esta fue planteada y modelada gracias a un prototipo de madera en donde previamente fueron testeados los elementos de móviles y electromecánicos.

Figura 15

Prototipo final en acrílico y aluminio

**Figura 16**

Peinado y sujeción de conexiones del cableado



3.2.2. Eje de transmisión

El eje de transmisión consiste en dos tornillos para cada placa, estos a su vez están nivelados por dos piezas que se mueven fácilmente en dos ejes de soporte, cada tornillo está conectado a un motor stepper el cual ejerce la fuerza necesaria para que el movimiento se efectúe.

Se realizó la prueba con otros tornillos de mayor tamaño, diámetro y distancia entre rosca, pero no era posible su uso puesto que era necesario mayor fuerza en los motores o un reemplazo completo de estos.

Figura 17

Ejes



Figura 18

Paletas, anclajes y motores



3.2.3. Circuito de Fuerza

Los motores son controlados por la shield CNC y la placa Arduino, la cual brinda un apoyo considerable al momento de reducir costo y cableado, ya que únicamente se la coloca sobre la tarjeta Arduino y mediante el uso de dos drivers DRV8825 se pueden controlar fácilmente los pasos y las micro pausas para regular así la velocidad y dirección de los motores. Con el uso de jumpers se colocó en modo de medio paso, ya que de esta manera la programación se reducía y además el control se facilitaba.

Figura 19

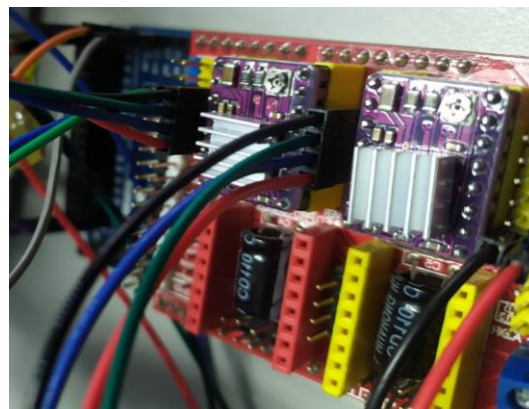
Constantes de DRV8825

```
const int EN = 8;  
const int dirPin = 5;  
const int dirPinY = 6;  
  
const int stepPin = 2;  
const int stepPinY = 3;
```

Los motores conectados a los ejes y a las placas de acrílico producen el movimiento del Ambu que de acuerdo con su desplazamiento y velocidad origina la presión requerida en cada respiración.

Figura 20

Driver CNC con los drivers DRV8825



3.2.4. Circuito de control

El circuito electrónico de control es el componente principal del proyecto, es la automatización del sistema, se podría decir que es el cerebro que hace que todos los componentes electrónicos y electromecánicos. Tras la falta de pines en el primer prototipo donde solo se programó el circuito de fuerza, se decidió la utilizar una tarjeta Arduino Mega 2560, la shield CNC, los drivers DRV8825, una LCD de 16x20, un módulo bluetooth HC-06 y el módulo oxímetro MAX30102, ya que esta tenía los pines suficientes para realizar el prototipado final y lograr los objetivos planteados dentro de los objetivos del proyecto y que funcionen como un sistema autónomo.

3.2.4.1. Configuración de módulo Max30102

Mediante el uso del código abierto y variables, se logró realizar un código simple del módulo pulsioxímetro pues solo se utilizaría el medidor de saturación de oxígeno en la sangre y no el de pulso, porque este al no estar de manera fija y ser un componente genérico tenía un envío de valores errático, dando a veces valores reales y otras veces valores excéntricos. Lo que obligó a poner en un lugar fijo en la estructura el sensor de saturación de oxígeno.

Figura 21

Librerías, constantes de Oxímetro y contadores

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,20,4); // s:

const int GND1 = 22;
const int VCC1 = 24;

int cont=0;
int cont1=0;
int a=0;
int random1=0;
int random2=0;
int oxi=0;
int oxiinicial=0;
#define REPORTING_PERIOD_MS      10
```

Figura 22

Inicialización de Oxímetro y randomizadores

```

// Make sure to call update as fast as possible
pox.update();

int oxiinicial=pox.getSpO2();
// Asynchronously dump heart rate and oxidation levels to the serial
// For both, a value of 0 means "invalid"
if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
  // Serial.print("Heart rate:");
  //Serial.print(pox.getHeartRate());
  Serial.print(oxiinicial);
  Serial.println("%");
  lcd.setCursor(8,0);
  lcd.print(oxiinicial);

  random1 = random(6,10);
  random2 = random(1,2);

  if(random2 == 1){// restamos el oxigeno
  oxi=oxiinicial-random1;
  }

  if(random2 == 2){// sumamos el oxigeno
  oxi=oxiinicial+random1;
  }

  lcd.setCursor(12,0);
  lcd.print(oxi);

  tsLastReport = millis();
}

```

3.2.4.2. Cálculos del sistema de oxigenación

De acuerdo con el metodo correcto de oxigenación se realizaron los calculos para insuflar aproximadamente la mitad de la capacidad del balón resucitador, que es lo necesario para que el tórax se eleve, lo que correspondería a 500-600ml. No se debe hiperinsuflar ni hipoinsuflar. El calculo es una regla de tres de los pasos que da el motor en cada micro pausa.

$$\text{halfstep} = \frac{\text{steps}}{2}$$

$$X = \frac{\text{halfstep} * \text{micropausa}}{60000000 \text{ Microsegundos (1min)}}$$

Figura 23

Pasos y micropausas

```
const int steps = 23000;  
int microPausa = 5;
```

El circuito de control se lo ejecuta conjuntamente con una aplicación móvil, donde se seleccionará un rango de edad, ya que dependiendo de esto y de la medición del oxígeno se realizará el procedimiento, cada selección ejecuta lo que previamente se estableció en los parámetros de programación. La pantalla LCD es el componente donde se visualizará el dato del oxímetro y el tiempo de terapia, mientras que en la aplicación móvil están los botones de selección de edad, botón de paro y el reset del sistema. No se puede resetear el sistema que sin que primero se presione el paro.

Figura 24

Conexión de la placa Arduino Mega y elementos de control

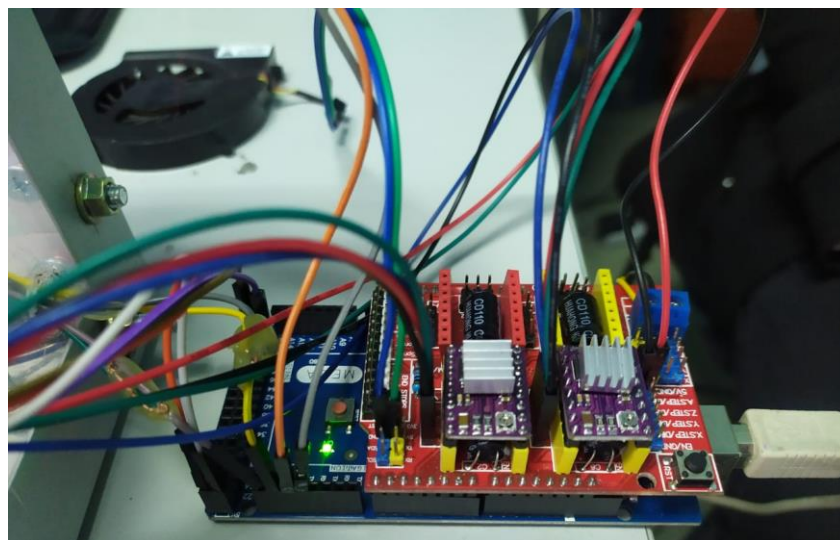


Figura 25

Caja de control y alimentación del prototipo

**3.2.5. Programación**

El sistema fue programado en ApplInventor y Arduino por pasos, ya que se empezó por la programación del circuito de fuerza, el circuito de control y por último la aplicación móvil.

Para el circuito de fuerza no fue necesario utilizar la librería del CNC, puesto que solo utilizaríamos dos motores y se podía realizar de una manera más eficaz generando variables y entregando pulsos a las mismas mediante el código, además se logró mediante jumpers la configuración de micropasos lo que agiliza y reduce el código haciendo que todo el proceso sea más natural.

Para el circuito de control el proceso fue más extenso y complicado, se utilizaron dos librerías las cuales son SoftwareSerial.h y wire.h que se ocupan para la comunicación bluetooth e I2C respectivamente dentro de la programación para que se muestre tanto en pantalla como en serial se utilizó el comando Serial.println y lcd.print con los mensajes y datos necesarios de intercomunicación de componentes, después

se realizó la configuración de variables para el sensor, los contadores y el random, inmediatamente se realizaron las configuraciones para cada rango de edad, estos al ser idénticos únicamente se cambiaron valores para que se pueda diferenciar el procedimiento, se utilizó la sentencia While para el uso de los valores en cada rango de edad dentro de cada uno están configurados los contadores para el tiempo de proceso además de la micropausa para cada una de las opciones, al ser motivo de prototipado solo son dos.

Figura 26

Inicialización del LCD y puesta de mensajes

```

lcd.init(); // initialize the
lcd.init();
lcd.backlight();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("OXIGENO:");
  lcd.setCursor(8,0);
  lcd.print("00");
  lcd.setCursor(10,0);
  lcd.print("%");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("TIEMPO:");
  lcd.setCursor(7,1);
  lcd.print(cont);
  lcd.setCursor(9,1);
  lcd.print("min");

```

Al utilizar comunicación I2C se puede evidenciar una pequeña tardanza al enviar y recibir datos, por lo cual también se programaron tiempos de espera cortos.

Por último, para la aplicación móvil se realizó una app muy sencilla la cual envía 4 caracteres para las diferentes opciones y recibe uno para la alarma de finalizado del proceso, en esta se utilizó un bluetooth, un reloj y un aviso. Al ser AppInventor una plataforma interactiva para generada para personas de distintas edades y con lenguas diferentes es sencillo guiarse al generar un aplicativo, así mismo se observaron tutoriales para no cometer errores en el código por bloques.

Todos los códigos generados en estas dos plataformas al ser de software libre estarán disponibles para todo público, y podrán ser editados y mejorados con el fin de brindar ayuda a sectores de donde exista crisis o emergencia sanitaria. Los códigos de programación se encuentran en los anexos de este proyecto.

CAPÍTULO IV

4. Conclusiones y recomendaciones

4.1. Conclusiones

- El funcionamiento del prototipo de respirador automático y oxímetro se controla por medio de una aplicación móvil, contiene una pantalla LED en la que se visualiza el valor de oxigenación, que a través de la programación desarrollada genera la presión requerida de aire, supliendo así al funcionamiento manual, con una duración de tiempo programada para el efecto de acuerdo a los parámetros establecidos; tiene un adaptador de corriente que se conecta a 110 voltios, por lo que la utilización es muy amigable lo que permite ser usada en el hogar, bajo los parámetros médicos establecidos para el paciente.
- El prototipo de respirador automático y oxímetro, por su fácil uso permitió que se ejecuten pruebas con una bolsa de plástico que simula la entrada de aire por la presión que ejerce automáticamente al AMBU, comprobando así su funcionamiento efectivo. Además, es cómodo para el usuario ubicar la posición de la mascarilla, por lo que su uso puede ser intermitente.
- El prototipo cumple el objetivo de controlar el flujo de respiración automáticamente, logrando ampliar el rango de operación de un respirador manual para adultos y evitando el contacto perpetuo con el infectado.
- El peso del prototipo es aproximadamente de 15kg, lo que facilita su traslado y manejo en el hogar.
- El costo total del equipo llega a un aproximado de \$350, que frente a otro tipo de respiradores mecánicos es mucho menor, lo que hace accesible la adquisición en el hogar.

4.2. Recomendaciones

- Como posibles adecuaciones al prototipo se recomienda probar el mecanismo en infantes y neonatos, claro está utilizando un AMBU propio para infantes y neonatos, y reduciendo la presión que ejerce el motor a fin de obtener un flujo de aire adecuado.
- Al ser un prototipo se pueden realizar adecuaciones, como cambiar dispositivos genéricos por otros elementos dedicados a este tipo de aplicación, generar otro modelo de encapsulado del equipo y hacerlo más hospitalario.
- Comprobar el funcionamiento con pacientes en recuperación de Sars-Cov 2 y verificar que exista una mejoría en ellos.
- Monitorizar los signos vitales y saturación de oxígeno del paciente al final de cada sesión.

Bibliografía

- AMBU. (12 de Febrero de 2017). *Ambu*. Recuperado el 20 de noviembre de 2020
 Obtenido de <https://www.ambu.es/emergencias/resucitadores/producto/ambu-oval-silicone>
- aprendiendoarduino*. (2021). Obtenido de
<https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/12/11/ide-arduino/>.
- ARDUINO. (19 de junio de 2018). Recuperado 15 de diciembre de 2020
<https://www.electrontools.com/Home/WP/arduino-mega-2560-caracteristicas/#:~:text=%20ESPECIFICACIONES%20ARDUINO%20MEGA%202560%20%201%20Microcontrolador%2C4KB%2011%20Clock%20Speed:%2016%20MHz%20More>. Obtenido de Arduino Mega 2560 Rev3 | Arduino Official Store
- Arduino. (s.f.). *Arduino.cc*. Recuperado el 28 de julio de 2020, de
<https://www.arduino.cc/>
- Bricogeek. (2021). *Bricogeek*. Recuperado 30 de julio de 2020 Obtenido de
<https://tienda.bricogeek.com/shields-arduino/837-arduino-cnc-shield-v3.html#:~:text=La%20Arduino%20CNC%20Shield%20es,gracias%20a%20su%20formato%20shield.&text=NOTA%3A%20No%20incluye%20los%20controladores,encontrarlos%20en%20los%20productos%20relacionados>.
- Carrillo, R. (2013). *Ventilación mecánica*. México,DF: ALFIL.
- Castillo, A. (2017). Ventilacion Mecanica Invasiva en el paciente pediátrico. *NEUMOLOGÍA PEDIÁTRICA*, 15-22.
- colombianizate. (2020). *colombianizate*. Obtenido de
<http://www.colombianizate.com.co/tienda/arduino/arduino-display-lcd-oled/modulo-adaptador-i2c/>

- DHGATE. (2020). *Ambu adulta bolsa, Resucitador Ambu PVC adulto Bolsa Manual simple aparato de respiración de herramientas*. Recuperado el 15 de enero de 2021 Obtenido de DHGATE: <https://es.dhgate.com/product/adult-ambu-bag-manual-resuscitator-pvc-adult/531766617.html>
- Díaz-Castrillón, F. J.-M. (2020). *SARS-CoV-2/COVID-19: el virus, la enfermedad y la pandemia*. Obtenido de <https://doi.org/10.36384/01232576.268>
- Efe. (30 de Marzo de 2020). *elperiodico.com*. Recuperado el 15 de enero de 2021 Obtenido de <https://www.elperiodico.com/es/sociedad/20200330/nuevo-dispositivo-trata-coronavirus-fuera-uci-7910217>
- Electronics, T. (2020). *Talos Electronics*. Obtenido de CNC Shield V3 para Arduino: <https://www.taloselectronics.com/products/cnc-shield-v3-para-arduino>
- Falcón, A. (2012). *Vía aérea y ventilación*.
- geekfactory. (29 de May de 2017). *geekfactory*. Recuperado el 20 de enero de 2021 Obtenido de <https://www.geekfactory.mx/tutoriales/tutoriales-arduino/lcd-16x2-por-i2c-con-arduino/>
- Gluón. (15 de noviembre de 2018). *DRV8825 y Arduino: Reciclando Motores Paso a Paso*. Recuperado el 20 de enero de 2021 Obtenido de <https://www.laboratoriogluon.com/reciclando-motores-paso-a-paso-drv8825-arduino/>
- Hospital General Univertistario Gregorio Marañón. (2013). *VENTILACIÓN ASISTIDA CON RESUCITADOR MANUAL Y MASCARILLA*. Recuperado el 15 de enero de 2021 Obtenido de [http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application/pdf&blobkey=id&blobtable=MungoBlobs&blobwhere=1352813140754&ssbinary=true#:~:text=Resucitador%20manual%20\(Ambu%C2%AE\)%3A,aire%20en%20la%20v%C3%ADa%20a%C3%A9rea.](http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application/pdf&blobkey=id&blobtable=MungoBlobs&blobwhere=1352813140754&ssbinary=true#:~:text=Resucitador%20manual%20(Ambu%C2%AE)%3A,aire%20en%20la%20v%C3%ADa%20a%C3%A9rea.)

Hospital Universitario Reina Sofia. (19 de Abril de 2011). Recuperado el 17 enero de 2021 Obtenido de

http://www.sspa.juntadeandalucia.es/servicioandaluzdesalud/hrs3/fileadmin/user_upload/area_enfermeria/enfermeria/procedimientos/procedimientos_2012/rt20_ventilacion_bolsa_valvula_mascarilla.pdf

LLAMAS, L. (18 de Mayo de 2016). *LUIS LLAMAS Ingeniería, informática y diseño.*

Obtenido de EL BUS I2C EN ARDUINO: <https://www.luisllamas.es/arduino-i2c/>

Llamas, L. (12 de abril de 2020). *LUIS LLAMAS Ingeniería, informática y diseño.*

Obtenido de Pulsioxímetro Arduino: <https://www.luisllamas.es/pulsimetro-y-oximetro-con-arduino-y-max30102/>

Mecafenix, I. (20 de ABRIL de 2017). Obtenido de

<https://www.ingmecafenix.com/electricidad-industrial/motor-paso-a-paso/>

Moscoso, S. (2020).

Nasir, S. Z. (30 de Junio de 2018). *Introduction to Arduino Mega 2560.* Obtenido de

<https://www.theengineeringprojects.com/2018/06/introduction-to-arduino-mega-2560.html>

naylampmechatronics. (2020). *naylampmechatronics.* Recuperado el 20 de enero de

2021 Obtenido de <https://naylampmechatronics.com/inalambrico/24-modulo-bluetooth-hc06.html>

Ramos, L. (2012). *Fundamentos de la ventilación mecánica.*

Soto, G. (2016). Ventilación mecánica: Una breve historia. *Neumología pediátrica*, 151-154.

Torres, J. M. (2015). Ventilación mecánica no invasiva en pacientes con enfermedad pulmonar. *MEDISAN.*

Xukyo. (12 de Octubre de 2018). *Aranacorp*. Recuperado el 25 de enero de 2021 Obtenido de <https://www.aranacorp.com/es/comunicacion-con-arduino-y-el-modulo-hc-06/>

ANEXOS