



## **Instrumentación y control electrónico para un respirador mecánico emergente**

Loarte Quinaucho, Bryan Francisco y Villacis Vera, Luis Alfredo

Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería Electrónica, Automatización y Control

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica, Automatización y Control.

Dr. López Carrera, Henry Lauro

2 de Agosto del 2022



TESIS\_LOARTE\_VILLACIS.pdf

Scanned on: 17:18 August 2, 2022 UTC



Firmado electrónicamente por:  
**HENRY LAURO**  
**LOPEZ CARRERA**



Overall Similarity Score



Results Found



Total Words in Text

Identical Words	299
Words with Minor Changes	71
Paraphrased Words	248
Omitted Words	0



**Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones**

**Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control**

### **Certificación**

Certifico que el trabajo de titulación: “Instrumentación y control electrónico para un respirador mecánico emergente” fue realizado por los señores **Loarte Quinaucho, Bryan Francisco y Villacis Vera, Luis Alfredo**; el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Sangolquí, 2 de Agosto del 2022

Firma:



.....  
**Dr. López Carrera, Henry Lauro**

**C.C. 1720940558**



**Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones**

**Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control**

**Responsabilidad de Autoría**

Nosotros, **Loarte Quinaucho, Bryan Francisco** y **Villacis Vera, Luis Alfredo**, con cédulas de ciudadanía n° 1718483710 y n° 1722660303, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Instrumentación y control electrónico para un respirador mecánico emergente** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 02 de Agosto del 2022

**Loarte Quinaucho, Bryan Francisco**

C.C. 1718483710

**Villacis Vera, Luis Alfredo**

C.C. 1722660303



**Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones**

**Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control**

**Autorización de Publicación**

Nosotros **Loarte Quinaucho, Bryan Francisco y Villacis Vera, Luis Alfredo**, con cédulas de ciudadanía n° 1718483710 y n° 1722660303, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Instrumentación y control electrónico para un respirador mecánico emergente** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Sangolqui, 02 de Agosto del 2022

**Loarte Quinaucho, Bryan Francisco**

C.C. 1718483710

**Villacis Vera, Luis Alfredo**

C.C. 1722660303

### **Dedicatoria**

Este proyecto va dedicado:

A mis padres y mis hermanas. Por su apoyo incondicional, por ser mi soporte durante esta travesía en la  
Universidad.

A mis amigos, que sin ellos no hubiera llegado hasta donde estoy ahora. Por ser esa motivación e  
inspiración para superarme y crecer.

Gracias a todos ustedes, por los gratos momentos de felicidad y ser ese pilar que siempre estará para  
poder superar las adversidades.

Muchas gracias.

Bryan Francisco Loarte Quinaucho

### **Dedicatoria**

Este proyecto va dedicado:

A mi madre por siempre ser mi apoyo y nunca rendirse en hacerme una mejor persona, a mi padre que  
me mostro los frutos del trabajo duro y honesto, a mi hermana mi confidente y una de las personas que  
más admiro y a mi familia que siempre me apoyo en el trayecto de la Universidad.

A mis amigos, que fueron la rueda de apoyo que necesitaba, tanto en las buenas como en las malas, los  
que me apoyaron y siempre esperaron grandes cosas de mi en este trayecto

A esos profesores que dejaron marca

Les dedico el presente trabajo

Luis Alfredo Villacis Vera

## **Agradecimiento**

Agradezco al Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones por el conocimiento, aprendizaje y experiencia adquirida en esta etapa académica de mi vida.

A mi familia por su apoyo incondicional. A mi padre por siempre motivarme desde pequeño a no conformarme con lo mínimo, sino que siempre ver hasta dónde puedo llegar y si fallamos no importa, lo intentamos, y si lo logramos es un obstáculo superado. A mi madre por siempre estar presente, ya que sin ella yo ya me habría rendido desde hace mucho tiempo de este camino.

A mi tutor el Dr. Henry López quien nos guio con tutorías, asesoramientos y consejos en el desarrollo de este trabajo de investigación. Por su temple en obtener este proyecto desde el inicio de la pandemia hasta el último momento.

A mi amigo Luis Villacis por brindarme su amistad desde los inicios de la Universidad hasta este punto. Estoy en total agradecimiento por tu colaboración en el proyecto e igual siempre dando ánimos en momentos difíciles para poder solventar los obstáculos que tuvimos en este proyecto.

A todos los profesores que conocí en mi etapa de la Universidad, por enseñar no solamente la carrera, sino también empatizar con las demás personas e innovar en beneficio del pueblo, apoyar con el conocimiento obtenido a las personas más vulnerables.

A los Puñales, ya que por ellos pude mantenerme dentro de la Universidad, sin ellos hace mucho tiempo que me hubiera rendido. Muchas gracias por todo y este proyecto ya en honor a todas las personas que siempre confiaron en nosotros.

Bryan Francisco Loarte Quinaucho

## **Agradecimiento**

Agradezco a la Universidad y sobre todo a los profesores del departamento de Eléctrica Electrónica y Telecomunicaciones que estaban dispuestos a apoyar y enseñar a sus estudiantes, a los profesores que me formaron en este camino y que dejaron marca en este trayecto.

A mi familia sin la cual esto no sería posible, por su apoyo incondicional y sus ganas de verme triunfar un agradecimiento a mi madre, a mi padre y a mi hermana por sus excelentes consejos, por siempre estar ahí para mí hasta en los momentos difíciles, enseñarme los valores que lleve toda mi carrera y llevare toda mi vida, sus enseñanzas, su trabajo arduo y constante por todo lo que han hecho por mí.

A mi tutor el Dr. Henry López el cual nos confió y enseñó este proyecto, por su tutela y enseñanzas, nos mostró que la investigación puede ser interesante y nos animó a siempre ser mejores y querer siempre ver hacia adelante.

A mi amigo Bryan Loarte con el cual emprendimos la mayoría de esta trayectoria en la universidad, mostrándome las recompensas del trabajo duro, tal vez no el más eficiente pero la constancia de siempre ir adelante en cualquier concepto y como esto da sus frutos.

A mis amigos del colegio amigos con los cuales he compartido desgracias y virtudes y ahorita en un momento de felicidad quiero agradecer su entendimiento y consejos.

A mi amiga Andrea que fue esencial en estos años de Universidad, por las risas, por las desgracias, y las locuras que hicieron ameno este trayecto y agradecer su ayuda con la lectura del presente trabajo.

A los Puñales, el grupo que se formó por la casualidad en la universidad y que a la final fuimos el apoyo que necesitábamos dentro de la misma.

Luis Alfredo Villacis Vera



## Contenido

Índice de Tablas .....	12
Índice de Figuras .....	14
Resumen .....	18
Abstract.....	19
Capítulo I .....	20
Antecedentes .....	20
Justificación e Importancia .....	21
Alcance del Proyecto.....	22
Ventilación mandatoria continua controlada por volumen .....	23
Objetivos .....	25
Objetivo General .....	25
Objetivos Específicos.....	25
Capítulo II .....	26
Sistema Respiratorio .....	26
Funcionamiento del sistema respiratorio .....	26
COVID 19 .....	27
Síndrome de insuficiencia respiratoria aguda .....	28
Respirador .....	29
Respiradores Emergentes .....	29
Funcionamiento de un respirador .....	34
Parámetros de respiradores emergentes .....	37
Transductor, actuador y sensor .....	40
Sensores y características .....	40

	10
Características estáticas.....	40
Características dinámicas.....	41
Acondicionamiento de señal.....	41
Sensores de presión.....	41
Variación de resistencia.....	41
Galgas extensiométricas.....	42
Variación de reluctancia.....	42
Microcontroladores.....	43
Arduino.....	43
ESP32.....	44
Motores a pasos.....	44
Driver del motor a pasos.....	44
Selección de resolución de micro pasos.....	46
Capitulo III.....	47
Diseño de instrumentación.....	47
Criterios de selección de los sensores.....	47
Descripción de características:.....	48
Sensores de posición.....	49
Sensores de presión.....	65
Diseño del proceso de control.....	85
Cálculo de tiempo y duración de onda.....	85
Control basado en reglas de decisión.....	87
Etapa inicial de búsqueda de referencia (Homing).....	87
Control por volumen.....	89
Driver de motor a pasos.....	90

Capítulo IV.....	123
Precedentes .....	123
Diseño Mecánico.....	123
Motor a pasos .....	126
Sensores de presión .....	128
Evaluación de funcionamiento .....	130
Control .....	131
Evaluación válvula PEEP .....	141
Evaluación parámetros de presión .....	142
Compliance Pulmón de prueba simman3-gt.....	146
Validación PEEP pulmón de prueba .....	146
Evaluación respiradora asistido sin resistencia .....	147
Validación parámetros de presión .....	153
Costos.....	154
Costo de fabricación mecánica .....	154
Costo diseño con Arduino .....	155
Costo diseño con ESP32 .....	157
Manual de usuario .....	159
Capítulo V.....	160
Conclusiones .....	160
Recomendaciones.....	161
Bibliografía .....	163
Apéndice .....	165

## Índice de Tablas

<b>Tabla 1</b> <i>Parámetros de rendimientos mínimos</i> .....	38
<b>Tabla 2</b> <i>Configuraciones de los pines de drivers de motores a pasos</i> .....	45
<b>Tabla 3</b> <i>Configuración de pasos por Switches</i> .....	46
<b>Tabla 4</b> <i>Configuración por porcentaje de error</i> .....	49
<b>Tabla 5</b> <i>Calificación por cantidad de componentes</i> .....	50
<b>Tabla 6</b> <i>Calificación por cantidad de componentes</i> .....	51
<b>Tabla 7</b> <i>Calificación por variación en pruebas de 8 horas</i> .....	52
<b>Tabla 8</b> <i>Calificación por error de medida</i> .....	52
<b>Tabla 9</b> <i>Calificación por porcentaje de variación</i> .....	53
<b>Tabla 10</b> <i>Calificación por costo en dólares</i> .....	54
<b>Tabla 11</b> <i>Evaluación toma de datos días aleatorios</i> .....	64
<b>Tabla 12</b> <i>Evaluación final de los parámetros del sensor fin de carrera</i> .....	65
<b>Tabla 13</b> <i>Calificación con respecto al porcentaje de error</i> .....	67
<b>Tabla 14</b> <i>Calificación con respecto a la cantidad de componentes</i> .....	68
<b>Tabla 15</b> <i>Calificación con respecto a la variación en pruebas de 8 horas</i> .....	69
<b>Tabla 16</b> <i>Calificación con respecto al error de medida de la sensibilidad del sensor</i> .....	69
<b>Tabla 17</b> <i>Calificación con respecto a la variación obtenida de la reproducibilidad</i> .....	70
<b>Tabla 18</b> <i>Calificación con respecto al costo</i> .....	71
<b>Tabla 19</b> <i>Muestreo de los datos del sensor MPX5050DP</i> .....	77
<b>Tabla 20</b> <i>Evaluación final de los parámetros del sensor MPX5010DP</i> .....	78
<b>Tabla 21</b> <i>Datos obtenidos del sensor MPX5010DP sin ninguna presión</i> .....	84
<b>Tabla 22</b> <i>Evaluación final de los parámetros del sensor MPX5010DP</i> .....	85
<b>Tabla 23</b> <i>Detalles de los pines del Driver DMA860H</i> .....	91

<b>Tabla 24</b> <i>Característica del Arduino MEGA</i> .....	95
<b>Tabla 25</b> <i>Identificación de entradas y salidas del microcontrolador</i> .....	101
<b>Tabla 26</b> <i>Caracteística de ESP32 Dev Kit</i> .....	111
<b>Tabla 27</b> <i>Identificación de entradas y salidas del microcontrolador</i> .....	116
<b>Tabla 28</b> <i>Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minuto – Abertura 95% - ciclo I/E 1:4</i> .....	133
<b>Tabla 29</b> <i>Tabla de Evaluación de respiraciones por minuto ciclo I/E 1:2</i> .....	137
<b>Tabla 30</b> <i>Tabla de Evaluación de repsiraciones por minuto I:E 1:4-</i> .....	139
<b>Tabla 31</b> <i>Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minutoo – Abertura 95% - ciclo I/E 1:4 pulmón sin resistencia</i> .....	150
<b>Tabla 32</b> <i>Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minuto – Abertura 95% - ciclo I/E 1:4 pulmón colapsado</i> .....	151
<b>Tabla 33</b> <i>Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minuto – Abertura 95% - ciclo I/E: 1:4 2 pulmones colapsados</i> .....	152
<b>Tabla 34</b> <i>Costo final de la fabricación mecánica del respirador emergente</i> .....	154
<b>Tabla 35</b> <i>Costo final del respirador de emergencia con microcontrolador Arduino</i> .....	155
<b>Tabla 36</b> <i>Costo final del respirador de emergencia con microcontrolador ESP32</i> .....	157

## Índice de Figuras

<b>Figura 1</b> <i>Respirador Emergente realizado en la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE".....</i>	21
<b>Figura 2</b> <i>Anatomía del sistema respiratorio: El oxígeno se inhala a los pulmones y pasa a través de las membranas delgadas de los alveolos hacia el torrente sanguíneo .....</i>	27
<b>Figura 3</b> <i>Fisiopatología del SDRA provocado por el SARS-CoV-2: Interfase entre la membrana vascular y el alveolo en estado normal y SDRA .....</i>	28
<b>Figura 4</b> <i>Respirador emergente: MakAir Ventilator.....</i>	30
<b>Figura 5</b> <i>Respirador Emergente: Prototy Team OxyGEN .....</i>	31
<b>Figura 6</b> <i>Respirador emergente: MIT Emergency Ventilator .....</i>	32
<b>Figura 7</b> <i>Respirador Emergente de la Universidad San Francisco de Quito .....</i>	32
<b>Figura 8</b> <i>Respirador emergente de Ciauto y Ambacar .....</i>	33
<b>Figura 9</b> <i>Respirador Emergente Open Venti.....</i>	34
<b>Figura 10</b> <i>Perfiles de flujo, presión y volumen para ventilación de control de volumen durante 2 ciclos de respiración; PEEP se ilustra en la gráfica presión .....</i>	35
<b>Figura 11</b> <i>Perfiles de flujo, presión y volumen para ventilación con control de presión durante 2 ciclos de respiración; PEEP se ilustra nuevamente en el gráfico de presión. Imagen cortesía de AK.....</i>	36
<b>Figura 12</b> <i>Anatomía de las vías respiratorias humanas superior e inferior .....</i>	42
<b>Figura 13</b> <i>Principio de funcionamiento sensor de presión mediante variación de resistencia .....</i>	43
<b>Figura 14</b> <i>Driver de motor a pasos: DMA542T.....</i>	45
<b>Figura 15</b> <i>Esquemático físico del sensor de posición fin de carrera SV-164-1C25 .....</i>	55
<b>Figura 16</b> <i>Evaluación de la densidad de los datos del nivel bajo 0[V] del sensor fin de carrera .....</i>	56
<b>Figura 17</b> <i>Evaluación de la densidad de los datos del nivel alto 5 [V] del sensor fin de carrera.....</i>	57
<b>Figura 18</b> <i>Circuito pasa altos pasivo para la reducción de ruido eléctrico del sensor fin de carrera .....</i>	58
<b>Figura 19</b> <i>Análisis de tiempo de respuesta del retardo de señal simulada del circuito pasa alto pasivo ...</i>	60

<b>Figura 20</b> <i>Evaluación del nivel bajo 0 [V] en 8 horas del sensor fin de carrera</i> .....	62
<b>Figura 21</b> <i>Evaluación de los datos de 8 horas normalizado</i> .....	63
<b>Figura 22</b> <i>Sensor de calibración TESTO510</i> .....	66
<b>Figura 23</b> <i>Esquemático físico del sensor de presión MPX5050DP</i> .....	72
<b>Figura 24</b> <i>Datos de error del sensor MPX5050DP a 7 cm H<sub>2</sub>O evaluado mediante curva normal</i> .....	73
<b>Figura 25</b> <i>Desacoplamiento de la fuente de alimentación y filtrado de salida recomendado</i> .....	74
<b>Figura 26</b> <i>Variación de datos en prueba de 8 horas del sensor de presión MPX5050DP</i> .....	76
<b>Figura 27</b> <i>Esquemático físico del sensor de presión MPX5010DP</i> .....	79
<b>Figura 28</b> <i>Datos del sensor MPX5010DP 5 cmH<sub>2</sub>O evaluado mediante curva normal</i> .....	80
<b>Figura 29</b> <i>Desacoplamiento de la fuente de alimentación y filtrado de salida recomendados</i> .....	81
<b>Figura 30</b> <i>Variación de datos en prueba de 8 horas del sensor de presión MPX5010DP</i> .....	83
<b>Figura 31</b> <i>Forma de onda de la presión con respecto al tiempo en ventilación controlada por volumen</i> ..	86
<b>Figura 32</b> <i>Diagrama de los brazos y de la bolsa autoinflable del respirador emergente con apertura y cierre de brazo</i> .....	87
<b>Figura 33</b> <i>Etapa inicial de búsqueda de referencia (Homing)</i> .....	88
<b>Figura 34</b> <i>Diagrama de flujo del control por volumen</i> .....	89
<b>Figura 35</b> <i>Equipo donado por parte de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE</i> .....	90
<b>Figura 36</b> <i>Conexiones de Driver a Controlador</i> .....	92
<b>Figura 37</b> <i>Conexión a Driver DMA860H por cátodo común</i> .....	92
<b>Figura 38</b> <i>Generación de señal PUL+</i> .....	93
<b>Figura 39</b> <i>Microcontrolador Arduino Mega</i> .....	95
<b>Figura 40</b> <i>Conexiones de los pines Análogos del Arduino MEGA</i> .....	98
<b>Figura 41</b> <i>Conexiones de los pines Digitales del Arduino MEGA</i> .....	99
<b>Figura 42</b> <i>Esquemático final de diseño con Arduino</i> .....	100

<b>Figura 43</b> <i>Conexiones del diseño de los microcontroladores Arduino MEGA</i> .....	109
<b>Figura 44</b> <i>Microcontrolador: ESP32 DEV KIT DOIT</i> .....	111
<b>Figura 45</b> <i>Conexión de los pines del ESP32 a los pines de la Pantalla NEXTION</i> .....	112
<b>Figura 46</b> <i>Diseño de interfaz gráfica</i> .....	113
<b>Figura 47</b> <i>Elementos de la interfaz gráfica de la pantalla</i> .....	114
<b>Figura 48</b> <i>Elementos de la interfaz gráfica de la pantalla B</i> .....	114
<b>Figura 49</b> <i>Conexiones de los periféricos al microcontrolador ESP32</i> .....	115
<b>Figura 50</b> <i>Esquemático final de diseño con ESP32</i> .....	115
<b>Figura 51</b> <i>Conexiones del diseño con el microcontrolador ESP32</i> .....	121
<b>Figura 52</b> <i>Respirador emergente: Primera versión – estructura y ejes en acrílico</i> .....	123
<b>Figura 53</b> <i>Movimiento de los brazos del respirador</i> .....	124
<b>Figura 54</b> <i>Rotura de dientes de los ejes en acrílico debido a la fuerza que generaba el resucitador manual</i> .....	125
<b>Figura 55</b> <i>Rotura de los ejes dobles en acrílico debido a la fuerza generada por el resucitador manual</i> .125	
<b>Figura 56</b> <i>Diseño final mecánico del respirador emergente</i> .....	126
<b>Figura 57</b> <i>Temperatura de motor sin ventilador: Aumento de temperatura a niveles de hasta 43°C</i> .....	127
<b>Figura 58</b> <i>Temperatura de motor con ventilador: Estabilidad de temperatura en 33°C</i> .....	127
<b>Figura 59</b> <i>Manómetro en forma de U para la medición de diferencia de presión</i> .....	129
<b>Figura 60</b> <i>Manómetro de presión digital Testo 510</i> .....	129
<b>Figura 61</b> <i>Evaluación 30 respiraciones por minuto abertura 95% ciclo I/E 1:4</i> .....	130
<b>Figura 62</b> <i>Evaluación individual a 30 RPM, Volumen Tidal: 95%, Ciclo I/E: 1:4</i> .....	131
<b>Figura 63</b> <i>Evaluación PEEP 11 cmH2O</i> .....	132
<b>Figura 64</b> <i>Evaluación PIP ciclo 1:2</i> .....	142
<b>Figura 65</b> <i>Evaluación PLATEAU ciclo 1:2</i> .....	143



<b>Figura 66</b> <i>Evaluación PIP ciclo 1:4 resistencia constante</i> .....	144
<b>Figura 67</b> <i>Evaluación PLATEU ciclo 1:4 resistencia constante</i> .....	145
<b>Figura 68</b> <i>Evaluación pulmón artificial PEEP 5 cmH<sub>2</sub>O</i> .....	146
<b>Figura 69</b> <i>Simulador SIMMAN 3G Trauma sin resistencia asistido</i> .....	147
<b>Figura 70</b> <i>Prueba pulmón artificial SIMMAN 3-gt</i> .....	148
<b>Figura 71</b> <i>Evaluación RPM:30 respirador artificial SIMMAN</i> .....	148
<b>Figura 72</b> <i>Parámetros individuales pulmón artificial sin resistencia</i> .....	149
<b>Figura 73</b> <i>Evaluación parámetros de presión en función del colapso de los pulmone</i> .....	150
<b>Figura 74</b> <i>Evaluación PEEP ciclo 1:2</i> .....	153
<b>Figura 75</b> <i>Fabricación de la versión con microcontrolador Arduino MEGA</i> .....	156
<b>Figura 76</b> <i>Fabricación de la versión con microcontrolador ESP32</i> .....	158

## Resumen

En la presente tesis se desarrolla el diseño de la instrumentación y control electrónico de un respirador emergente de bajo costo. Este proyecto nace a partir de la pandemia del COVID 19, en donde se ve la necesidad de disponer de respiradores emergentes para mitigar problemas de saturación de hospitales de bajos recursos. Se proponen dos soluciones para el control electrónico del respirador, una usando un microcontrolador estándar (Arduino) y otra mediante un sistema en chip (SoC-ESP32). Se caracteriza y se prueba sensores de posición y presión, cumpliendo las especificaciones medicas necesarias para tratar el síndrome de deficiencia respiratoria aguda causado por el COVID. Se evalúan características físicas y electrónicas para diagnosticar los sensores y que estos sean adecuados para el respirador. Se utiliza un control mandatorio por volumen mediante reglas de decisión con parámetros de entrada de volumen tidal, respiraciones por minuto y ciclo inspiración-espriación(I/E). Se evalúa el control implementado simulando dos compliancias pulmonares: una a través de un recipiente de material flexible y la otra mediante un simulador médico profesional. Se registra un error menor al 1% en la frecuencia de respiración, mientras que en los ciclos I/E se obtuvo un error máximo de 18.25%. Dichos errores se atribuyen a la alta tolerancia en el diseño mecánico de trasmisión de potencia, el cual retrasa el control electrónico en 0.128 segundos. El simulador pulmonar registró una asistencia respiratoria exitosa con 2 pulmones colapsados y 66% de resistencia del pulmón.

*Palabras clave:* Respirador Emergente, Presión, Inspiración, Espiración, COVID-19

### **Abstract**

This thesis develops the design of the instrumentation and electronic control of a low-cost emergent ventilator. This project arises from the COVID 19 pandemic, where the need for emergent ventilators to mitigate saturation problems in low-income hospitals is seen. Two solutions are proposed for the electronic control of the ventilator, one using a standard microcontroller (Arduino) and the other using a system on chip (SoC-ESP32). Position and pressure sensors are characterized and tested, meeting the medical specifications needed to treat acute respiratory distress syndrome caused by COVID. Physical and electronic characteristics are evaluated to diagnose the sensors and their suitability for the ventilator. Mandatory volume control using decision rules with input parameters of tidal volume, breaths per minute and inspiration-expiration (I/E) cycle is used. The implemented control is evaluated by simulating two pulmonary compliances: one through a flexible material canister and the other through a professional medical simulator. An error of less than 1% was recorded in the breathing frequency, while in the I/E cycles a maximum error of 18.25% was obtained. These errors are attributed to the high tolerance in the mechanical design of the power transmission, which delays the electronic control by 0.128 seconds. The lung simulator recorded a successful ventilation with 2 collapsed lungs and 66% lung resistance.

*Keywords:* Emergent Respirator, Pressure, Inspiration, Exhalation, COVID-19

## Capítulo I

### Antecedentes

La Organización Mundial de la Salud informo que hasta el 9 de enero del 2022 se detectó 304 millones de casos positivos para Covid-19 de los cuales se han confirmado más de 5.4 millones de muertes (Organización Mundial de la Salud, 2022).

En el mes de marzo del 2020 se registró el primer caso de COVID-19 en el Ecuador, y ante una posible situación de no poder controlar una saturación hospitalaria, se exploraron varias opciones para tratar los casos de insuficiencia respiratoria aguda, donde una de las potenciales problemáticas fue el desabasto de respiradores mecánicos, cuya solución la presenta la sociedad y la academia científica mediante el desarrollo e investigación de los respiradores emergentes para el tratamiento de COVID-19.

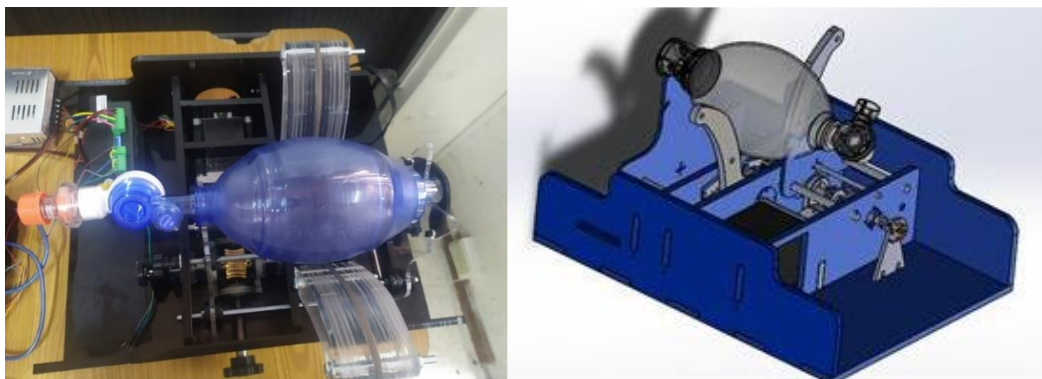
Uno de ellos pertenece a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, en colaboración con el departamento de Ciencias Exactas, el departamento de Ciencias Mecánicas y el Centro de Investigación CICTEC desarrollaron un proyecto de investigación multidisciplinario en marzo de 2020, con el objetivo de desarrollar un prototipo de respirador emergente y enriquecer el marco bibliográfico de los respiradores.

El proyecto toma como referencia al respirador emergente “MIT Emergency Ventilator” del *Massachusetts Institute of Technology* (MIT), al ser un respirador centrado en la automatización de un reanimador manual de código abierto. Actualmente el respirador cuenta con la estructura mecánica para trabajar con un reanimador manual ver **Figura 1**. Por el aporte de los estudiantes de la carrera de Ingeniería Mecánica Luje Padilla Cristhian Israel y Rodríguez Solano Jorge Javier en su tesis “Diseño, construcción y pruebas de funcionamiento de un respirador mecánico de bajo costo y accesorios complementarios de respiradores comerciales para entrenamiento y simulación” (Luje & Rodríguez,

2021). El proyecto actualmente ve la necesidad de sensar y automatizar los procesos de funcionamiento del respirador.

### **Figura 1**

*Respirador Emergente realizado en la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE"*



*Nota.* En el presente gráfico se muestra la parte mecánica del Respirador Emergente realizado en la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE".

Por último, para poder desarrollar la presente tesis se ampara ante el artículo del código ingenios 134. – Actividades permitidas sin autorización - Sección 4, que permite hacer uso de una copia legítima de un software con el fin de probar, investigar y corregir el funcionamiento de este sin recurrir a la autorización o pago al autor o titular. (Ministerio de Telecomunicaciones y de la Sociedad de la Información, 2016).

### **Justificación e Importancia**

Una de las partes importantes dentro de un respirador es la parte electrónica y la automatización. No es lo mismo tener un respirador manual que un respirador totalmente automatizado, debido a que el ser humano tiende a fallar y ser impreciso, en cambio una máquina correctamente calibrada y automatizada tiene menos posibilidades de falla por acciones repetitivas.

Debido a la criticidad de los ventiladores conectados a un paciente, se debe optar por la solución que mejores resultados tenga.

Un respirador mecánico emergente automatizado se lo puede entender como una planta de control, donde se puede ingresar diferentes parámetros y se obtiene una respuesta adecuada en el tiempo especificado, permitiendo a los operarios un control exhaustivo de lo que sucede con el paciente.

Dentro de los respiradores la parte electrónica se encarga de los sensores, actuadores y el control, generando respuestas adecuadas. Aunque existe un auge en el desarrollo de ventiladores emergentes, cada uno representa nuevos desafíos, ya sea, en la parte de instrumentación de sensores y actuadores, en donde se debe obtener las señales lo más limpias posibles y generar pulsos de señal correctamente calibrados, o en la parte de control en donde la identificación y el control de la planta se puede desarrollar desde una manera básica a una manera más avanzada. Esto se logra mediante el uso de técnicas modernas de identificación y control, permitiendo ampliar la documentación sobre la funcionalidad de la ventilación mecánica, instrumentación y control.

Contemplando estos puntos, el presente proyecto se entiende como una necesidad requerida por el proyecto de respiradores emergentes dentro de la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE". Es necesario el desarrollo de un prototipo que sea de un presupuesto aceptable, por lo tanto, la tesis estará encaminada a realizar el control y automatización de un respirador emergente de bajo costo que no supere los \$2000 por unidad.

### **Alcance del Proyecto**

Dentro de los respiradores existen 3 secuencias ventilatorias posibles según (Garnero, Abbona, Gordo-Vida, Hermosa-Gelbard, & Grupo SEMIYUC, 2012) estas son:

**CMV (Ventilación mandatoria continua):** En esta secuencia todas las respiraciones son proporcionadas por el ventilador.

**CSV (Ventilación espontánea continua):** En esta secuencia mayoritariamente las respiraciones son proporcionadas por el ventilador y ocasionalmente el paciente va a respirar.

**SIMV (Ventilación mandatoria intermitente):** En esta secuencia tanto el paciente como el ventilador van a dar la secuencia de respiración.

Para el control de las secuencias ventilatorias existen dos maneras para ser configuradas, dependiendo de la variable a mantener constante. Esta variable puede ser la presión o el volumen. Para la presente tesis se pretende el desarrollo electrónico de un prototipo de laboratorio que se validará mediante la variación de la compliancia de un pulmón de prueba, se configurará un modo de ventilación mandatorio continuo manteniendo constante el volumen, obteniendo así el método de ventilación mandatoria continua controlada por volumen (V-CMV). El método de control a ser utilizado es el control por reglas de decisión.

### ***Ventilación mandatoria continua controlada por volumen***

El principal objetivo del V-CMV es mantener el volumen continuo, convirtiéndose el volumen en nuestra variable independiente y la presión en una variable dependiente, para lograr esto según (Garnero, Abbona, Gordo-Vida, Hermosa-Gelbard, & Grupo SEMIYUC, 2012) se debe programar el volumen tidal y la frecuencia respiratoria. Se debe tener en consideración los parámetros de PEEP.

El alcance del proyecto es el desarrollo de un respirador utilizando la ventilación mandatoria continua controlada por volumen e instrumentación electrónica de un respirador emergente para su implementación dentro de la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE" en un plazo de 6 meses.

Para la validación de los datos se implementará un sistema que modelará distintas compliancias de un pulmón de prueba, en donde se controlará y validará el volumen y la presión requeridas para este tipo de dispositivos. La máquina deberá mostrar curvas de presión como está indicado en la teoría.

Se plantea un análisis de los sensores y actuadores requeridos para el prototipo desarrollado en la ESPE, se modelará, instrumentará e implementará la parte electrónica y se desarrollará el algoritmo de control. Se contará con el modo de funcionamiento automático, podrá ser visualizado y controlado mediante una pantalla táctil.

Dentro de las variables a ser evaluadas del prototipo tenemos las variables mecánicas y las variables suministradas por el pulmón de prueba.

Las variables del pulmón de prueba son presión y volumen, las variables mecánicas son el movimiento de los brazos y el movimiento del motor

Para el movimiento de los brazos se considerará mediante ciclos de apertura con fines de carrera y para el acondicionamiento de los pasos del motor se lo realizará mediante programación.

Las variables del pulmón de prueba requieren lo siguiente:

#### ***Presión***

- Un rango de medición de 0 a 60 mm  $H_2O$
- Material del sensor neutro de uso médico

#### ***Flujo o Volumen***

- Rango de medición de 10 a 15 lpm (litros por minuto)
- Fácil adaptación al circuito ventilatorio.



## **Objetivos**

### ***Objetivo General***

Desarrollar dentro de la Universidad de las Fuerzas Armadas "ESPE" el control mandatorio continuo por volumen, instrumentación e interfaces electrónicas de un respirador mecánico emergente.

### ***Objetivos Específicos***

- Analizar las características de los sensores y actuadores para el modelamiento e instrumentación electrónica de un respirador emergente.
- Desarrollar el algoritmo de control electrónico para un respirador emergente.
- Implementar la instrumentación electrónica y el control desarrollado en un prototipo físico de un respirador emergente.
- Desarrollar el manual de usuario.

## Capítulo II

En la fundamentación teórica de la presente tesis se procede con la explicación del funcionamiento del sistema respiratorio y teoría electrónica fundamental, se desglosó características necesarias para el avance del Capítulo III:

### **Sistema Respiratorio**

El cuerpo humano necesita un sistema orgánico especializado en la eliminación del dióxido de carbono de la sangre circulante y la absorción de oxígeno de la atmósfera. El sistema respiratorio permite la entrada de oxígeno al organismo para su distribución en los tejidos, así como la salida del dióxido de carbono producido por el metabolismo celular (Dezube, 2021).

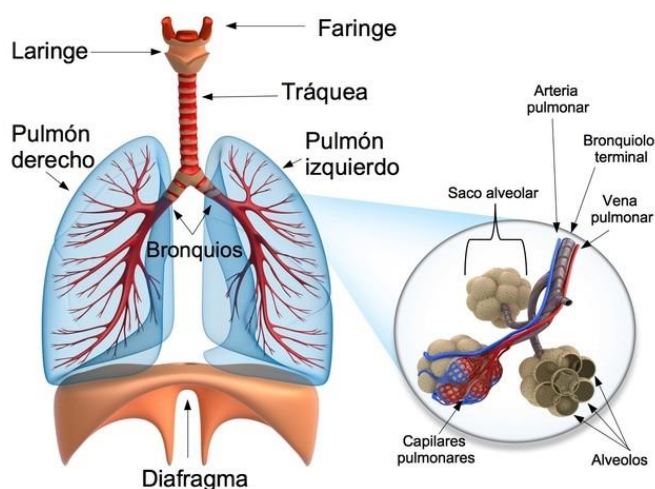
### ***Funcionamiento del sistema respiratorio***

Para entender el funcionamiento del sistema respiratorio, se debe entender que al momento de inhalar el pulmón se infla haciendo que el diafragma se desplace hacia abajo y los músculos, costillas hacia afuera. Y al momento de la exhalación el diafragma se mueve hacia arriba y los músculos se relajan. Esto proporciona una resistencia al momento de inhalar y exhalar, lo cual dependiendo del colapso puede aumentar, este valor de presión máximo debe estar debajo de los  $60 \text{ cmH}_2\text{O}$ . En la inhalación, el aire transita por los pulmones, llenando a los alvéolos, el oxígeno pasa de los alveolos a la sangre a través de los pequeños vasos sanguíneos que revisten las paredes del alveolo (ver

**Figura 2)** (Larissa Hirsch, 2019).

**Figura 2**

*Morfología del sistema respiratorio: El oxígeno se inhala hacia los pulmones y pasa a través de las membranas de los alveolos hacia el torrente sanguíneo*



*Nota.* El gráfico muestra la morfología del sistema respiratorio. Tomado de *Sistema Respiratorio de todaMateria.com*. Por Ana Zita Fernandes, 2021.

## **COVID 19**

La enfermedad por el COVID-19 es una enfermedad infecciosa causada por el virus SARS-CoV-2. La mayoría de las personas infectadas por el virus experimentan una enfermedad respiratoria de leve a moderada y su recuperación no requiere tratamiento especial. Sin embargo, algunas personas experimentan la enfermedad de manera grave y necesitan atención médica (OMS, 2022).

Los síntomas aparecen en un rango entre 2 y 14 días en un periodo denominado incubación, se sabe además que la persona puede transmitir la COVID 19 antes de que tenga los síntomas.

Aunque en la mayoría de los casos, los síntomas suelen ser leves a moderados, la enfermedad puede causar complicaciones médicas graves y causar la muerte de algunas personas. Las complicaciones pueden ser las siguientes (Mayo Clinic, 2022):

- Neumonía y problemas para respirar
- Insuficiencia orgánica en varios órganos
- Problemas cardiacos
- Una afección pulmonar grave que causa una baja cantidad de oxígeno pase por el torrente sanguíneo a los órganos (síndrome de dificultad respiratoria aguda).

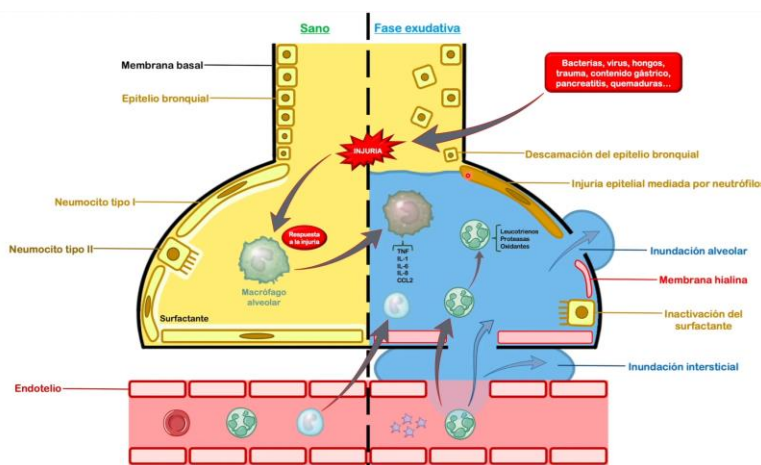
### ***Síndrome de insuficiencia respiratoria aguda***

El síndrome respiratorio agudo es un tipo de insuficiencia respiratoria(pulmonar) que provoca acumulación de líquido en los pulmones y concentraciones de oxígeno sanguíneo demasiado bajas.

Cuando los alvéolos se llenan de líquido y se colapsan, la entrada del oxígeno en la sangre disminuye. Por lo tanto, el síndrome respiratorio aguda (SDRA) provoca concentraciones bajas de oxígeno (ver **Figura 3**) (Bhakti K. Patel, 2022).

### **Figura 3**

*Fisiopatología del SDRA provocado por el SARS-CoV-2: Interfase entre la membrana vascular y el alveolo en estado normal y SDRA.*



*Nota.* Tomado de SDRA: Síndrome Dificultad Respiratoria Aguda – Parte 1 (Definición, Fisiopatología y Diagnóstico).

## Respirador

Un respirador o ventilador es una máquina que facilita o sustituye la respiración de una persona.

Las características que debe tener un respirador son las siguientes (Luje & Rodríguez, 2021):

- Capacidad de procesamiento de características vitales.
- Un panel de control o mando.
- Un circuito ventilatorio acoplado a sensores vitales.
- Alarmas que permiten alertar al equipo médico que se requiere atención, ya sea para cambiar un parámetro en el equipo o cualquier otro fallo que se presente.

## ***Respiradores Emergentes***

Al comenzar la pandemia provocada por el COVID 19 en 2020, se presentaron diferentes propuestas de respiradores emergentes, los cuales fueron recopilados por la Organización “Public Invention”. Entre los respiradores emergentes recopilados, se encuentran los siguientes:

**MakAir.** El ventilador MakAir de la **Figura 4** se compara con los costosos ventiladores de reanimación hospitalaria, es un respirador de código abierto y de producción masiva, manejando la respiración por un control PID. El costo por unidad del respirador está por debajo de 500 EUR(MakAir, 2021).

Características:

- Ventilación controlada por presión (pacientes sedados/intubados)
- Ventilación controlada por volumen (pacientes sedados/intubados)
- Ventilación BiPap (pacientes no sedados con máscara de oxígeno)
- Factor de inspiración y espiración de 1:2
- Frecuencia respiratoria configurable entre 5 y 35 rpm (respiraciones por minuto).
- Pico de presión a un máximo de 70 cm  $H_2O$ .

- PEEP configurable de 5 a 30 cm  $H_2O$ .
- Sensor capaz de medir la presión de meseta (máximo de 40 cm  $H_2O$ )

**Figura 4**

*Respirador emergente: MakAir Ventilator*



*Nota. Tomado de MakAir – Covid-19 Ventilator encontrado en <https://github.com/makers-for-life/makair>.*

**Prototy Team OxyGEN (Figura 5).**- OxyGEN comenzó en marzo del 2020 auspiciados por Prototy.xyz es un dispositivo electromecánico, el cual automatiza un resucitador manual de compresión-descompresión, permitiendo ciclos de respiración y volumen precisos totalmente configurables por el usuario (**OxyGEN project, 2020**).

Características:

- Ventilación controlada por presión (pacientes sedados, intubados)
- Factor de inspiración y espiración entre 1:1 hasta 1:5
- Frecuencia respiratoria: desde 0 rpm hasta 32rpm.

- Presión máxima inspiratoria 40cm  $H_2O$
- PEEP variable

### Figura 5

*Respirador Emergente: Prototy Team OxyGEN*



*Nota.* Tomado de *OxyGEN Project* encontrado en <https://www.oxygen.protofy.xyz>. Por Protofy.xyz, 2020.

**MIT Emergency Ventilator (Figura 6)** . Realizado por el Instituto de Tecnología Massachusetts (MIT) MIT Emergency Ventilator es un respirador de código abierto diseñado para uso de emergencia solo cuando se ha agotado toda la asistencia respiratoria. Desarrollado por un equipo de médicos certificados en anestesia y cuidados intensivos, trabajando con ingenieros mecánicos, eléctricos y de software (**MIT EMERGENCY VENTILATOR, 2020**).

Características:

- Ventilación controlada por volumen (pacientes sedados, intubados).
- Ventilación asistida.
- Factor de inspiración y espiración entre 1:1 hasta 1:4
- Frecuencia respiratoria: desde 8 rpm hasta 30 rpm

- Presión máxima inspiratoria 40cm  $H_2O$ .
- PEEP de 5 a 15 cm  $H_2O$  requerido.

### Figura 6

*Respirador emergente: MIT Emergency Ventilator*



*Nota. Tomado de MIT Emergency Ventilator ubicado en <https://emergency-vent.mit.edu>. Por MIT Emergency Ventilator, 2022.*

En Ecuador se tiene varios desarrollos de respiradores emergentes, como:

#### **Respirador Emergente de la Universidad San Francisco de Quito (USFQ) (Figura 7).**

Desarrollaron un prototipo de respirador artificial con el objetivo de reemplazar la operación manual de estos objetos y además atender la escasez de estos aparatos en los centros hospitalarios, su diseño con un balancín accionado por una leva en espiral, que se mueve con un motor de pasos. El diseño es similar a uno desarrollado por el grupo ResistenciaTeam (El Universo, 2020).

### Figura 7

*Respirador Emergente de la Universidad San Francisco de Quito*





*Nota.* Tomado de *Universidad San Francisco de Quito desarrolla prototipo de respirador artificial.* Por EL UNIVERSO, 2020.

**Respirador emergente de Ciauto y Ambacar (Figura 8).** En Ambato las empresas Ciauto y Ambacar está a la espera de la homologación de su respirador mecánico emergente, donde los ensayos tuvieron éxitos en los laboratorios de medicina de la Universidad Técnica de Ambato (UTA). Cabe resaltar que tuvieron apoyo en el ensamble por parte de un equipo de la marca de vehículos SEAT y Prototy XYZ de España y el Grupo Respira Ecuador (Moreta, 2020).

### Figura 8

*Respirador emergente de Ciauto y Ambacar*



*Nota.* Tomado de *Ciauto espera la homologación del respirador mecánico emergente para reproducirlo en Ambato.* Por Moreta, 2020.

**Open Venti (Figura 9).** Un proyecto que integra tanto a organizaciones públicas como privadas, contribuyendo con recursos, infraestructura, conocimiento y experiencia, para establecer una alternativa viable para la fabricación de ventiladores de uso hospitalario (openventi, 2020).

### Figura 9

#### *Respirador Emergente Open Venti*



*Nota.* Tomado de *openventi*. Por OpenVenti, 2021.

El desarrollo de dispositivos de ventilación mecánica emergente son una solución económica para la pandemia, permitiendo que la saturación y el desabasto de insumos médicos para pacientes hospitalizados sea menor.

#### ***Funcionamiento de un respirador***

Existen tres parámetros importantes en un ventilador mecánico.

1. Volumen corriente (aire suministrado al paciente).
2. Inicio de la fase inspiratoria
3. Inicio de la fase espiratoria

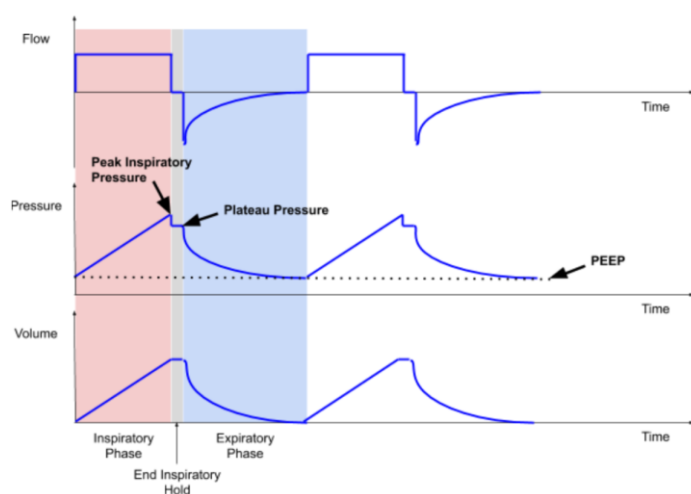
Cada uno de estos valores es determinado por el equipo y el operador de atención médica. Los ajustes se lo realizan en tiempo real para optimizar el estado clínico del paciente.

**Volumen corriente.** En este modo se establece un volumen específico en mililitros o una presión inspiratoria en el ventilador mecánico. En el síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA), los volúmenes corrientes de los pacientes se mantienen entre 4 y 8 cc/kg.

**Modo de control de volumen.** En este modo se define el volumen tidal. Luego, la máquina administrará ese volumen con una tasa de flujo inspiratorio uniforme durante un tiempo inspiratorio específico. Esto se realiza independientemente de la cantidad de presión PIP (presión inspiratoria máxima) que se acumula en los pulmones. Los ventiladores modernos tienen características de seguridad para limitar las presiones máximas, debido a que presiones muy elevadas provocan daños en los pulmones. Los ventiladores tienen la capacidad de realizar una “retención inspiratoria final”, durante una duración programable, donde se registra la presión en el circuito. Esto se llama *presión de meseta* ( $P_{Plat}$ ). En la *Figura 10* se ilustra un ciclo de respiración controlado por volumen con retención inspiratoria.

**Figura 10**

*Perfiles de flujo, presión y volumen para ventilación de control de volumen durante 2 ciclos de respiración; PEEP se ilustra en la gráfica presión.*

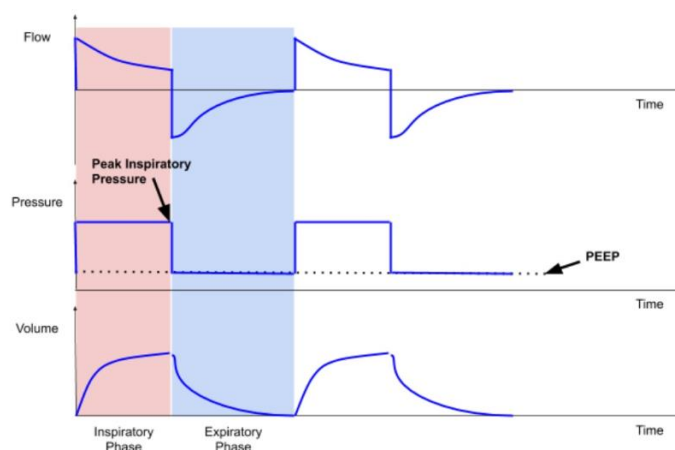


*Nota.* Tomado de *MIT Emergency Ventilator*. Por MIT Emergency Ventilator, 2020.

**Modo de control de presión.** Este modo utiliza la presión suministrada por el ventilador. Las características de distensibilidad pulmonar y el tiempo inspiratorio del paciente determinan el volumen de aire administrado (volumen tidal) ver **Figura 11** . Los pacientes con COVID-19 tienen cambios en la distensibilidad pulmonar, por lo tanto, el volumen tidal varía con el uso a largo plazo de la ventilación.

**Figura 11**

*Perfiles de flujo, presión y volumen para ventilación con control de presión durante 2 ciclos de respiración; PEEP se ilustra nuevamente en el gráfico de presión. Imagen cortesía de AK.*



*Nota.* Tomado de *MIT Emergency Ventilator*. Por MIT Emergency Ventilator, 2020.

Los pacientes con COVID-19 que desarrollan SDRA tienen una enfermedad restrictiva intrínseca que requiere una presión de referencia adicional para ayudar a abrir los alvéolos, para mantener el intercambio de gases. Esto se logra mediante la presión positiva al final de la espiración (PEEP).

**Inicio de la fase inspiratoria: tiempo/ volumen/ flujo/ ciclo de presión.** La fase inspiratoria se configura de dos maneras: la primera generando un intervalo regular con una frecuencia respiratoria constante y la segunda a través de la detección del esfuerzo inspiratorio nativo del paciente (con un sensor de presión o flujo en el circuito) y cronometrando el inicio de la fase inspiratoria de acuerdo con el esfuerzo del paciente. En los ventiladores UCI (unidad de cuidados intensivos) modernos se puede

configurar el inicio de la fase inspiratoria para que se activen en función de los umbrales de **flujo** (por ejemplo, 1-4 L/min) o **presión** (por ejemplo, -1 a -5 cm  $H_2O$ ).

**Inicio de la fase espiratoria: tiempo/ volumen/ flujo/ ciclo de presión.** La fase espiratoria puede ser determinado por diferentes variables: tiempo, volumen, flujo y presión. La espiración comienza inmediatamente después de que se complete el tiempo de inspiración. En el control de volumen, la inspiración se detiene después de que se ha entregado el volumen inspiratorio objetivo. La espiración comienza cuando se alcanza una presión umbral.

Al evaluar un "ciclo" de respiración único, es importante considerar la proporción de tiempo dedicado a inhalar (inspiratorio) frente a exhalar (espiratorio), debido a que se requiere más tiempo para exhalar completamente y prevenir la sobre inflación (es decir, **apilamiento de la respiración o auto-PEEP**). La duración de la fase inspiratoria se puede ajustar alterando la relación inspiración-espiración (**I:E**) en el ventilador cuando se utiliza una frecuencia respiratoria específica (lpm) (MIT EMERGENCY VENTILATOR, 2020).

### ***Parámetros de respiradores emergentes***

Los ventiladores mecánicos automatizados deben operar inicialmente en el modo de control por volumen donde se ajusta una velocidad inicial y dependiendo de la homeostasis del paciente se varía los parámetros de velocidad. El respirador emergente del MIT trabaja con 2 formas de control:

**Control por volumen.** Entrega en bucle cerrado un volumen tidal. El circuito cerrado implica la detección de presión de las vías respiratorias por seguridad.

**Control asistido.** El sistema detecta las fluctuaciones de presión de las vías respiratorias y apoya las respiraciones iniciadas por el paciente, luego reconocerá y permitirá la exhalación.

Los componentes mínimos requeridos para suministrarse en un hospital son los siguientes:

1. Bolsa de resucitador manual: diferentes configuraciones; se recomienda una válvula pop off (liberación de presión) y una válvula PEEP se incluyan en cualquier circuito.
2. Válvula PEEP se puede comprar por separado.
3. Tubos endotraqueales y/o traqueostomía.
4. Circuito de respiración con el mecanismo de válvula adecuado en el extremo del paciente para minimizar el espacio muerto y la re-inhalación de  $CO_2$ .
5. Conector flexible corto para conectar el extremo del circuito respiratorio a la tráquea.
6. Mezclador de oxígeno/aire si está disponible.
7. Filtro HEPA para eliminar las partículas de virus de los gases caducados (opcional; probablemente no sea necesario si el paciente está aislado).

**Tabla 1**

*Parámetros de rendimiento mínimos*

<b>Parámetro</b>	<b>Valor o rango</b>	<b>Nota</b>
Modos	Control por volumen Control asistido	Reconocer si el paciente deja de respirar > cambiar a predeterminado
Volumen Tidal	200-800 ml	Debe ser ajustable
Proporción	8 a 40 o 10 a 40 respiraciones por minuto(rpm)	Debe ser ajustable
PEEP	5 – 20 cm $H_2O$	Debe ser ajustable

Parámetro	Valor o rango	Nota
Presión de meseta	Umbral: 40 – 60 cm $H_2O$ ; lograr con válvula	Se fija dependiendo del tipo de bolsa Ambu
I/E (relación inspiratoria/espíroratoria)	1:2, rango de 1:1 – 1:4. Los pacientes con COVID-19 con frecuencia requieren 1:3 o más	Ajustable
Control asistido (detección de la respiración)	Presión de detección de -1 a -5 cm $H_2O$ .	Se requiere transductor de presión en el diseño
$FiO_2$	30%-100%	Recomendado
Presión inspiratoria máxima (PIP)	Se establecerá por umbral de válvula de pop off en la bolsa de material autoinflable. Si se utiliza un transductor de presión para medir continuamente la presión de las vías respiratorias, puede programar para limitar el PIP	Fijo o ajustable: requiere transductor de presión en el diseño

*Nota. Parámetros de rendimiento mínimos para funcionamiento del respirador Recuperado de MIT Emergency Ventilator. Por MIT Emergency Ventilator, 2020.*

#### Parámetros controlables.

- Respiraciones por minuto (BPM)
- Volumen tidal ( $V_T$ )
- Relación de inspiración/espíroración (I:E)
- Presión de disparo

## Transductor, actuador y sensor

Al momento de hablar de dispositivos de medición debemos diferenciar entre un transductor, actuador y sensor. El transductor como concepto general se entiende como un dispositivo que puede cambiar una variable física en otra magnitud, utilizando algún principio físico de transformación de energía denominado principio de transducción. Un actuador es un dispositivo con la capacidad de generar una fuerza que ejerce un cambio de algún tipo sobre un elemento de la planta. Un sensor es un dispositivo que cambia una variable física en otra magnitud este cambio es una salida manipulable de la variable física de un actuador, por lo tanto, un sensor es un dispositivo de entrada que permite la medición para generar cambios dentro de un actuador (Corona Ramírez, Abarca Jiménez, & Mares Carreño, 2015).

## Sensores y características

### *Características estáticas*

**Sensibilidad.** La Sensibilidad se entiende como el valor mínimo que requiere el sensor para poder actuar de tal manera que pueda ser medido.

**Rango.** El rango de un sensor se define como el intervalo presente entre el valor mínimo y el valor máximo de medida de un sensor.

**Precisión.** Se entiende como el grado de repetibilidad de una medida.

**Exactitud.** Se define como la diferencia entre la salida actual del sensor y el valor real de la variable medida.

**Offset.** Se define como un desplazamiento en el eje "y" de la curva de salida.

**Resolución.** Se define como el valor más pequeño en la variable física que es posible reconocer.



### ***Características dinámicas***

**Tiempo de respuesta.** Es el tiempo que se demora el sensor en proporcionar un cambio que se pueda registrar.

**Histéresis.** La histéresis en un sensor es la capacidad que tiene el sensor para seguir a la curva de salida ideal (Corona Ramírez, Abarca Jiménez, & Mares Carreño, 2015).

### ***Acondicionamiento de señal***

**Amplificación.** Es el proceso de aumentar el tamaño de una señal.

**Linealización.** Conversión de una señal no lineal en una señal lineal.

**Filtrado.** Es el proceso donde se desprecia valores no deseados de una señal.

### **Sensores de presión**

Es un transductor generalmente de voltaje, entre la fuerza aplicada en un área determinada y una señal eléctrica.

Por su principio de transducción se clasifican en:

#### ***Variación de resistencia***

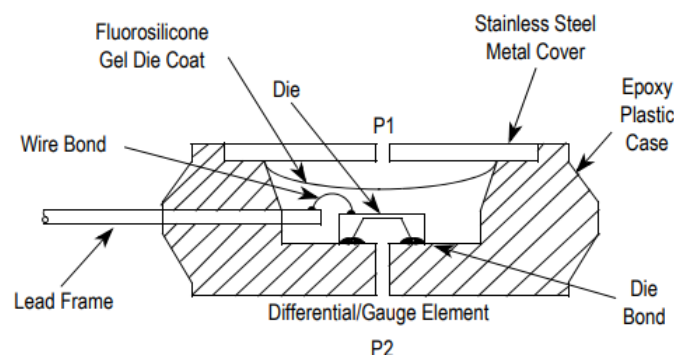
El principio de variación de resistencia para medir la presión utiliza un principio de transducción resistiva, es decir, se acopla un elemento de tal manera que por variación de presión produce un cambio en la resistencia. Este principio de variación de resistencia es utilizado por lo general por su bajo costo y robustez, pero se debe tener en consideración que por principio de funcionamiento el mismo presenta una alta histéresis y es susceptible al ruido proporcionado por vibraciones.

### ***Galgas extensiométricas***

El sensor de presión mediante galgas extensiométricas utiliza materiales piezoresistivos, que al momento de detectar una variación de presión se deforman variando su resistividad como se puede ver en la **Figura 12**, dentro de las galgas utilizadas para la medición de presión tenemos galgas metálicas, galgas de películas delgadas, galgas basadas en microelectrónica y galgas de alambre tenso, este tipo de dispositivos son utilizados por su bajo costo y su resistencia a las vibraciones.

### **Figura 12**

*Principio de funcionamiento sensor de presión mediante variación de resistencia*



*Nota.* Este gráfico muestra la variación de presión mediante resistencia del sensor MPX5010DP. Tomado de Datasheet MPX5010DP.

### ***Variación de reluctancia***

El sensor de presión por variación de reluctancia utiliza un principio similar al de variación de resistencia, es decir se acopla un elemento de tal manera que por variación de presión produce un cambio en un material ferromagnético que produce la medida del sensor este cambio debe ser acoplado, este tipo de sensores presenta una resolución amplia y es estable en ambientes que no tengan ruido electromagnético.

## Microcontroladores

Se entiende como microcontrolador a un circuito integrado programable que contiene un microprocesador, una memoria de datos, una memoria de programa y periféricos de entrada/salida. Los microcontroladores son cada vez más utilizados debido a su fácil implementación en los circuitos electrónicos (Rosano, 2009).

### Arduino

Los microcontroladores son circuitos integrados en los que se graba instrucciones. La marca Arduino se basa en los microcontroladores ATMEL. Estas instrucciones crean programas que interactúan con los circuitos de la placa. Arduino es un proyecto y no un modelo específico de placa, indicando que comparten su diseño básico, pero se pueden encontrar diferentes tipos de placas como se puede ver en la **Figura 13**, dependiendo las necesidades (Fernández, 2020).

**Figura 13**

*Arduino: Modelos de placa Arduino*



*Nota.* La figura indica los diferentes tipos de placa que dispone Arduino. Tomado de “Qué es Arduino, como funciona y que puedes hacer con uno” por Y.Fernández, 2020 donde ve la variedad de placas Arduino.

## **ESP32**

El ESP32 es una serie de SoC (*System on Chip*) y módulos de bajo costo y bajo consumo de energía creado por la empresa *Espressif Systems*, incluye Wifi, Bluetooth, etc. Este es muy superior en capacidades a un Arduino UNO y al ESP8266. Poseen una estructura basada en el microprocesador Tensilica Xtensa LX6 que opera a 240 MHz esto es 15 veces más rápido que un microcontrolador ATMELE (Carmenate, 2021).

## **Motores a pasos**

El motor a pasos es un tipo de motor eléctrico, el cual opera a través de señales cuadráticas lo que permite y facilita su utilización en proyectos electrónicos con microcontroladores y microprocesadores. Su principal desventaja es su menor eficiencia en la conversión de energía electromagnética en comparación con motores de corriente continua y alterna (Freissinier, 2010).

## **Driver del motor a pasos**

Un driver permite generar las señales de potencia para activar los motores de pasos. Estos drivers generalmente presentan dos circuitos integrados, uno para el manejo de la corriente y otro para el control de la secuencia de conmutación y el control de la intensidad de corriente del bobinado para el motor a pasos.

Figura 14

Driver de motor a pasos: DMA542T



*Nota.* En la figura se ve uno de los drivers que se utilizan para controlar motores a pasos. Tomado de DM542 Datasheet, Leadshine, 2017.

Tabla 2

*Configuraciones de los pines de drivers de motores a pasos*

Función del PIN	Detalles
PUL+	Señal de pulso
PUL-	
DIR+	Señal que indica la dirección de rotación del motor
DIR-	
ENA+	Esta señal se utiliza para habilitar/deshabilitar el variador. Generalmente se lo deja desconectado.
ENA-	

*Nota.* Esta tabla muestra la función de cada pin del driver de Motor a pasos. Tomado de DM542 Datasheet, Leadshine, 2017.

### **Selección de resolución de micro pasos**

La resolución de los pasos del motor se establece mediante los pines SW5, SW6, SW7 y SW8.

Como es el caso del driver DM542T.

**Tabla 3**

*Configuración de pasos por Switches*

<b>Pasos</b>	<b>Pasos/rev</b>	<b>SW5</b>	<b>SW6</b>	<b>SW7</b>	<b>SW8</b>
2	400	OFF	ON	ON	ON
4	800	ON	OFF	ON	ON
8	1600	OFF	OFF	ON	ON
16	3200	ON	ON	OFF	ON
32	6400	OFF	ON	OFF	ON
64	12800	ON	OFF	OFF	ON
128	25600	OFF	OFF	OFF	ON
5	1000	ON	ON	ON	OFF
10	2000	OFF	ON	ON	OFF
20	4000	ON	OFF	ON	OFF
25	5000	OFF	OFF	ON	OFF
40	8000	ON	ON	OFF	OFF
50	10000	OFF	ON	OFF	OFF
100	20000	ON	OFF	OFF	OFF
125	25000	OFF	OFF	OFF	OFF

*Nota.* Esta tabla muestra la configuración de pines para los pasos en función de la revolución. Tomado de DM542 Datasheet, Leadshine, 2017.

### Capítulo III

En este capítulo se detalla el proceso de diseño de los elementos y el control necesario que conformarán el control por volumen del respirador emergente.

#### **Diseño de instrumentación**

La parte mecánica del respirador emergente fue realizada anteriormente por Christian Lujé y Jorge Padilla en la tesis “Diseño, construcción y pruebas de funcionamiento de un respirador mecánico de bajo costo y accesorios complementarios de respiradores comerciales para entrenamiento y simulación”, por lo tanto, los componentes electrónicos se adecuan a los componentes mecánicos realizados para el respirador.

#### ***Criterios de selección de los sensores***

Para los criterios de selección de los sensores se tuvo en consideración las necesidades del respirador emergente:

- Evaluación del estado del paciente
- Control de parámetros
- Tiempos de respuesta
- Confiabilidad del estado del paciente
- Área de implementación
- Costo del respirador
- Uso continuo
- Fácil adaptación

Analizando las necesidades del respirador se consideró 7 características relevantes para la implementación del respirador y estas son:

1. Implementación física
2. Robustez al ruido eléctrico
3. Circuito sencillo
4. Uso prolongado en condiciones de trabajo
5. Sensibilidad del sensor
6. Reproducibilidad
7. Costo

***Descripción de características:***

1. Implementación física: se consideró como implementación física la facilidad de acoplar el sensor a la estructura del respirador.
2. Robusto al ruido eléctrico: Esta característica hace referencia a la capacidad del sensor de no ser afectado por señales externas del ambiente.
3. Circuito sencillo: Se refiere a la facilidad de obtener la señal del sensor y/o la necesidad de implementación de un circuito de adaptación de señal.
4. Uso prolongado en condiciones de trabajo: Esta característica hace referencia a la cantidad de tiempo seguido que el sensor va a trabajar, se considera un mínimo de 8 horas.
5. Sensibilidad del sensor: se entiende como el valor mínimo que requiere el sensor para poder actuar de tal manera que pueda ser medido.
6. Reproducibilidad: Característica del sensor que permite a condiciones normales de funcionamiento y una entrada constante obtener una salida constante sin importar el tiempo de medida.
7. Costo: Característica que evalúa la facilidad de adquisición del sensor en base a un intercambio económico.



### **Sensores de posición**

Para el diseño de los sensores de posición se tomaron en consideración las características mencionadas en **Criterios de selección de los sensores** y se procedió hacer una evaluación del sensor.

Se evaluó cada una de las características relevantes del diseño y se asigna una calificación del 1 al 10:

1. Implementación física: la implementación física dentro de los sensores de posición se refiere al espacio físico destinado al sensor, este espacio es determinado por el mínimo espacio a ocupar en el respirador, se considera un valor de 10 si el área es menor o igual a  $1 \text{ cm}^2$ , y un valor de 1 si el área es de  $20 \text{ cm}^2$  o más, para características intermedias se obtiene mediante la ecuación  $y = [mx + b]$  quedando las calificaciones de la siguiente manera:

$$y = \begin{cases} 1 & \text{si } A \geq 20 \text{ cm}^2 \\ -\frac{9}{19} \cdot A + \frac{199}{19} & \text{Si } 1 \text{ cm}^2 < A < 20 \text{ cm}^2 \\ 10 & 1 \text{ cm}^2 \leq A \end{cases}$$

Donde  $y$  es el rango de calificación de 1 a 10 y  $A$  es el área efectiva del sensor

2. Robusto al ruido eléctrico: la robustez al ruido eléctrico es la capacidad del sensor de dar una señal correcta a los parámetros evaluados, dadas las características este parámetro se evaluó en los sensores tomando una medida constante del sensor, la variación de cada medida se tomará a través de una gráfica Gaussiana, donde el parámetro sigma es la pauta para considerar el error

#### **Tabla 4.**

**Tabla 4**

*Calificación por porcentaje de error*

<b>Error de la medida</b>	<b>Calificación</b>
$X \leq 5\%$	10
$5\% < X \leq 5.5\%$	9

<b>Error de la medida</b>	<b>Calificación</b>
$5.5\% < X \leq 6\%$	8
$6\% < X \leq 6.5\%$	7
$6.5\% < X \leq 7\%$	6
$7\% < X \leq 7.5\%$	5
$7.5\% < X \leq 8\%$	4
$8\% < X \leq 8.5\%$	3
$8.5\% < X \leq 9\%$	2
$X > 9\%$	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación de los sensores con respecto a la robustez del ruido eléctrico.

3. Circuito sencillo: El circuito se califica por la cantidad de componentes electrónicos extras que necesite, para tener una señal utilizable se evalúa mediante la **Tabla 5**.

**Tabla 5**

*Calificación por cantidad de componentes*

<b>Cantidad de componentes</b>	<b>Calificación</b>
0-9	10
10-19	9
20-29	8
30-39	7
40-49	6
50-59	5
60-69	4

<b>Cantidad de componentes</b>	<b>Calificación</b>
70-79	3
80-89	2
>90	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación de los sensores con respecto a la cantidad de componentes del circuito eléctrico.

4. Uso prolongado en condiciones de trabajo: para la caracterización del uso prolongado en condiciones de trabajo se toma en cuenta dos parámetros: la vida útil del dispositivo y la variación del sensor en 8 horas de trabajo a condiciones constantes se evalúa mediante la **Tabla 6** y **Tabla 7**.

**Tabla 6**

*Calificación por tiempo de vida útil*

<b>Vida útil</b>	<b>Calificación</b>
Más de 4 años	5
3 a 4 años	4
2 a 3 años	3
1 a 2 años	2
Menos de un año	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación de los sensores con respecto al tiempo de vida útil del sensor.

**Tabla 7**

*Calificación por variación en prueba de 8 horas*

<b>Variación en prueba de 8 h</b>	<b>Calificación</b>
Menos del 1 % de lo esperado	5
1 a 2 % de variación	4
2 a 3 % de variación	3
3 a 4 % de variación	2
Más de 5 % de variación	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación de los sensores con respecto a las pruebas realizadas en 8 horas.

Uso de trabajo prolongado Calificación de prueba de 8 horas + calificación tiempo de vida útil

- Sensibilidad del sensor: la sensibilidad del sensor es el valor mínimo medible del sensor, este parámetro se evaluó en función de los pulsos necesarios del sensor fin de carrera, por lo tanto, el sensor deberá resistir 40 pulsos por minuto y se evaluara según parámetros de la **Tabla 8**.

**Tabla 8**

*Calificación por error de medida*

<b>Pulsos por minuto</b>	<b>Calificación</b>
$X > 40$	10
$38 < X \leq 40$	9
$36 < X \leq 38$	8
$34 < X \leq 36$	7
$32 < X \leq 34$	6
$30 < X \leq 32$	5

Pulsos por minuto	Calificación
$28 < X \leq 30$	4
$26 < X \leq 28$	3
$24 < X \leq 26$	2
$X < 24$	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación de los sensores con respecto a la sensibilidad del sensor.

6. Reproducibilidad: para la reproducibilidad del sensor se medirá en 3 escenarios a diferentes horas del día por una hora a una condición constante. Se evalúa la variación mediante la **Tabla**

**9.**

**Tabla 9**

*Calificación por porcentaje de variación*

Porcentaje de variación	Calificación
Menor a 0.5	10
De 0.5 a 1	9
De 1.5 a 2	8
De 2 a 2.5	7
De 2.5 a 3	6
De 3 a 3.5	5
De 3.5 a 4	4
De 4 a 4.5	3
De 4.5 a 5	2
Mayor a 5	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación de los sensores con respecto a la reproducibilidad.

7. Costo: Para el análisis de costos se considera tanto el sensor como la instrumentación necesaria.

Se evalúa mediante **Tabla 10**

**Tabla 10**

*Calificación por costo en dólares*

<b>Costo en dólares</b>	<b>Calificación</b>
Menor a 10	10
De 10 a 20	9
De 20 a 30	8
De 30 a 40	7
De 40 a 50	6
De 50 a 60	5
De 60 a 70	4
De 70 a 80	3
De 80 a 90	2
Mayor a 90	1

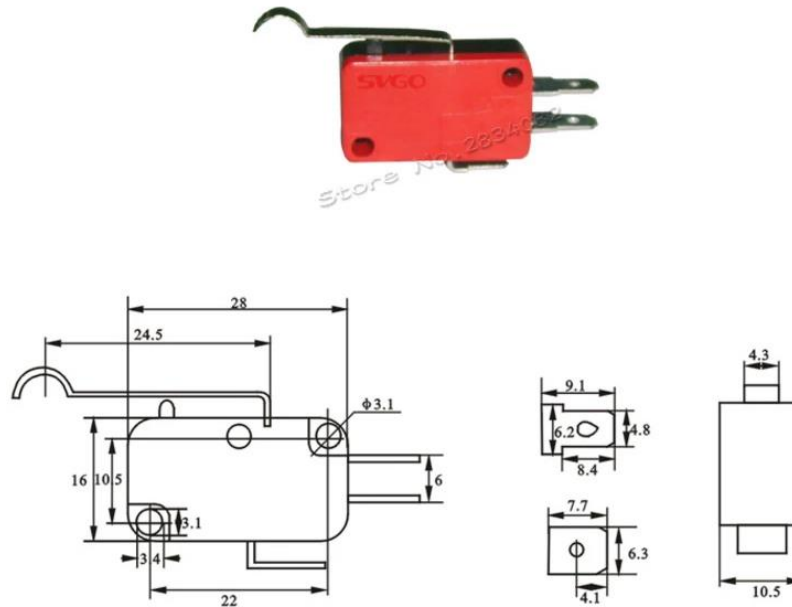
*Nota.* Esta tabla muestra la calificación de los sensores con respecto al costo.

**Sensor fin de carrera.** Se evaluó el sensor fin de carrera SV-164-1C25

***Sensor fin de carrera implementación física.*** El sensor fin de carrera que se analizó es el SV-164-1C25, este posee las siguientes características físicas descritas en la siguiente figura:

Figura 15

Esquemático físico del sensor de posición fin de carrera SV-164-1C25.



*Nota:* Este gráfico muestra las dimensiones físicas del sensor de posición. Extraído del Datasheet del fin de carrera SV-164-1C25

Dado que el largo del fin de carrera es de 2.8 cm y una altura de 1.6 cm, se obtiene un área efectiva del sensor de:  $4.48 \text{ cm}^2$

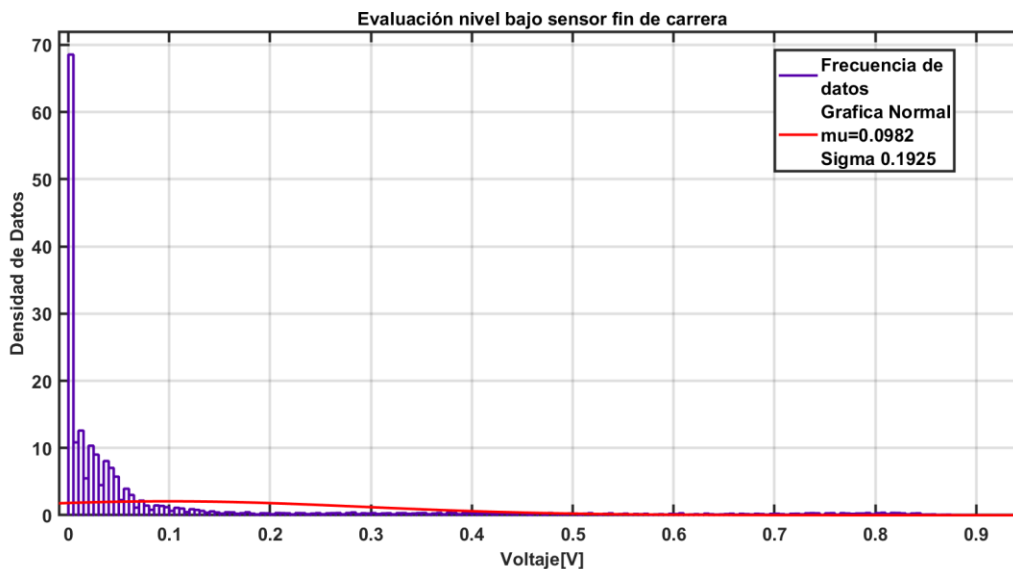
Para evaluar se procede a utilizar  $-\frac{9}{19} \cdot A + \frac{199}{19}$  obteniendo una calificación de: 8.35

**Sensor fin de carrera robustez al ruido eléctrico.** Para el análisis de robustez del ruido eléctrico del sensor fin de carrera se consideraron los niveles lógicos de nivel alto (5 [V]) y nivel Bajo (0 [V])

En la evaluación del sensor fin de carrera en el nivel bajo (0 [V]), se tomó datos de la tarjeta durante una hora en donde se obtuvo lo siguiente, para 1 hora de datos la media se encuentra en 0 [V] y se tiene un sigma de 0.1925 [V] como se puede ver en la **Figura 16**.

Figura 16

Evaluación de la densidad de los datos del nivel bajo 0[V] del sensor fin de carrera



*Nota.* Esta figura muestra la curva normal con respecto a la evaluación del sensor de fin de carrera en el nivel bajo.

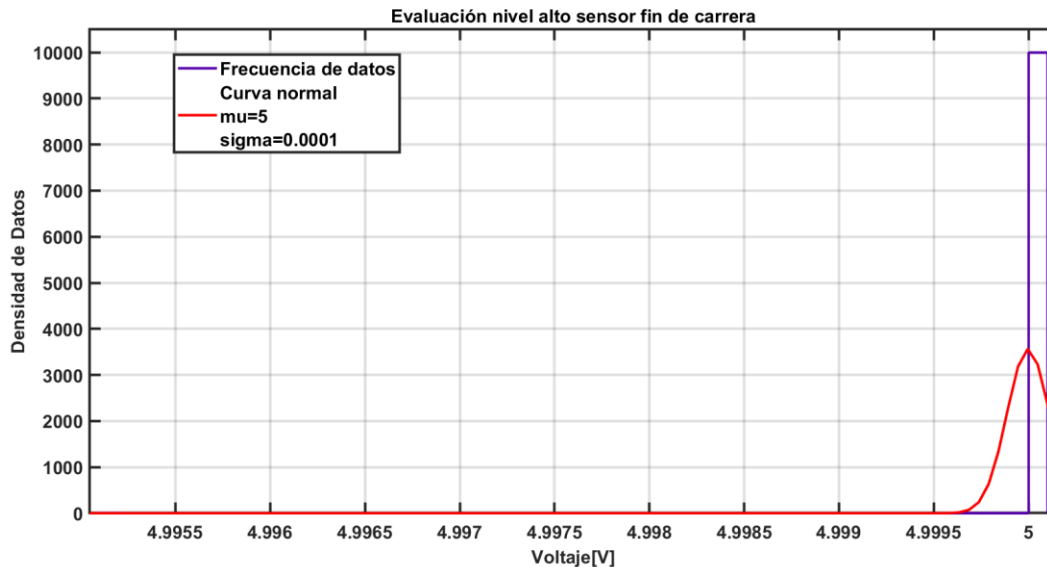
En parámetros de robustez con respecto al nivel bajo todos los valores leídos se encuentran debajo del umbral de los 0.9 , es decir, que el microcontrolador en términos lógicos lo toma como un 0 lógico. La variación con respecto al 0 lógico esperado es del 0% de error, esto representa según la **Tabla 4** un valor de evaluación del sensor con respecto al ruido eléctrico en el nivel bajo de 10 puntos.

En la evaluación del sensor fin de carrera en el nivel alto (5 [V]), se tomó datos de la tarjeta durante una hora en donde se obtuvo lo siguiente, para 1 hora de datos la media de datos se encuentra en 5 Voltios y se tiene una sigma de 0.0001 [V] como se puede ver en la **Figura 17**.



Figura 17

Evaluación de la densidad de los datos del nivel alto 5 [V] del sensor fin de carrera



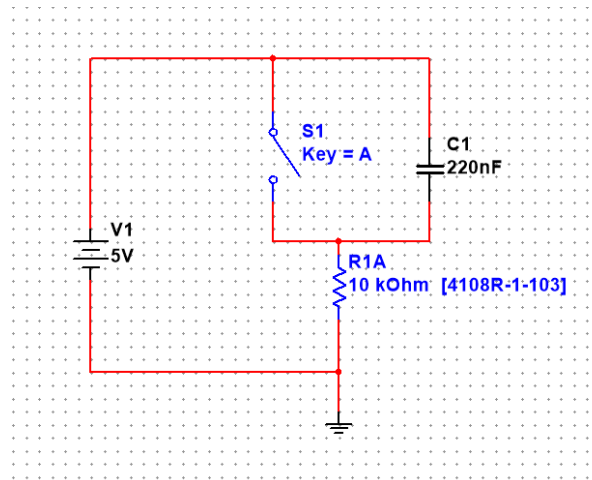
*Nota.* Esta figura muestra la curva normal con respecto a la evaluación del sensor de fin de carrera en el nivel alto.

En parámetros de robustez con respecto al nivel alto todos los valores leídos en una gran mayoría se encuentran en el valor de 5 [V] considerado alto. El error es de 0.0003 [V], lo que representa 0,03 % de error, según la **Tabla 4** la evaluación del sensor con respecto al ruido eléctrico en el nivel alto es de 10 puntos

**Sensor fin de carrera circuito.** Para el análisis del circuito sensor fin de carrera se consideró los parámetros de ruido que pueden afectar al sensor. El sensor fin de carrera es más propenso a tener falsos positivos, lo que hace necesario un circuito de acondicionamiento cuando el sensor se encuentra abierto dado las consideraciones de la **Tabla 5** se pretende el uso de la menor cantidad de componentes. Se diseñó un pasa altos pasivo como se muestra en la **Figura 18**

Figura 18

Circuito pasa altos pasivo para la reducción de ruido eléctrico del sensor fin de carrera



Nota. En el gráfico se muestra el circuito implementado para el sensor fin de carrera.

Se analiza el circuito de la

Figura 18, cuando el sensor se encuentra abierto se tiene que:

$$V_{in} = V_c + V_R$$

$$V_{in} = V_c + RC \cdot \frac{dV_c}{dt}$$

Transformando al dominio de Laplace y despejando  $V_c$ :

$$V_c(s) = \frac{V_{in}(s)}{1 + RCs}$$

Para la consideración de las frecuencias se tiene que:

$$\frac{V_c(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{1 + RCs}$$

Donde el polo  $s$  es igual a:

$$s = -\frac{1}{RC}$$

Sabiendo que se puede expresar  $s$  como:

$$s = \sigma + jW_c$$

Se considera  $V_{in}(t)$  como una entrada constante de 5 [V], por lo tanto:

$$V_{in}(s) = \frac{5}{s}$$

Remplazando en la ecuación:

$$V_c(s) = \frac{5}{s(1 + RCs)}$$

Resolviendo en fracciones parciales:

$$V_c(s) = \frac{5}{s} - \frac{5 \cdot RC}{1 + RCs}$$

Inversa de Laplace:

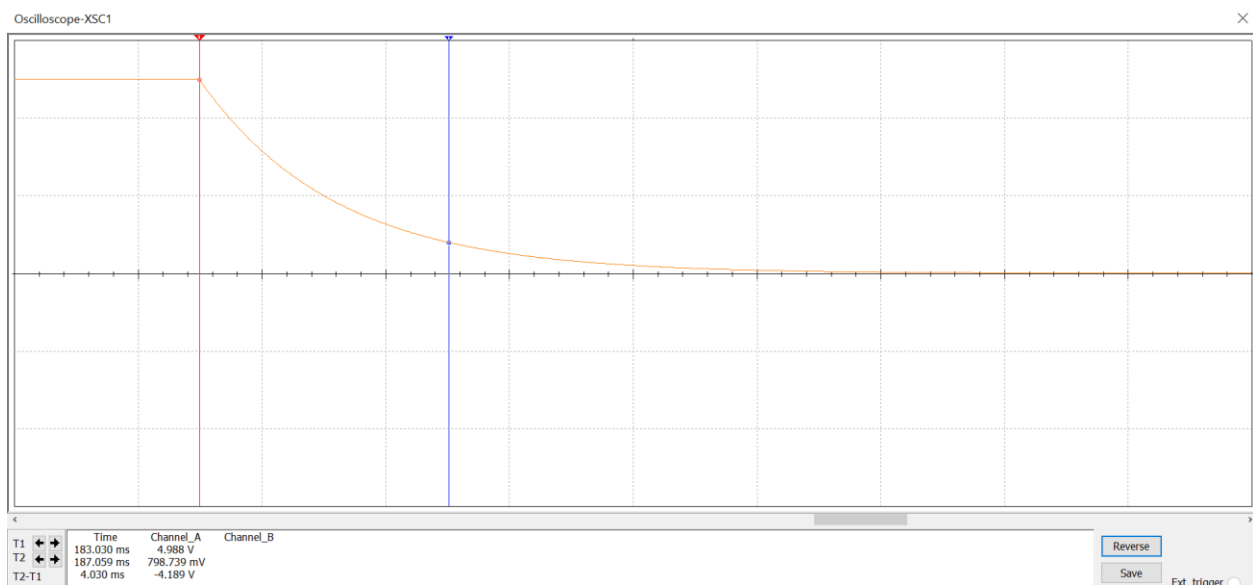
$$V_c(t) = 5 \cdot \left(1 - e^{-\frac{t}{RC}}\right)$$

Donde por características se dice que se posee un  $\zeta = RC$  remplazando datos  $\zeta = 2.2 \text{ ms}$  esto indica que el circuito va a tener un retraso de la señal de 2.2 ms a 4.4 ms.

Se analizó el retraso en el simulador contemplando que la tarjeta considera nivel bajo a todos los valores menores a 0.9 [V] lo que da un retraso de la señal de 4.030 ms como se lo puede ver en la

**Figura 19.****Figura 19**

*Análisis de tiempo de respuesta del retardo de señal simulada del circuito pasa alto pasivo.*



*Nota.* Simulación del tiempo de respuesta del sensor fin de carrera paso alto a bajo = 4.03 ms.

Para el análisis de la frecuencia de corte se va a utilizar la función de transferencia salida sobre entrada:

$$\frac{V_c(s)}{V_{in}(s)} = \frac{1}{1 + RCs}$$

Se entiende que es un circuito pasa altos de frecuencia de corte igual al polo de la señal:

$$1 + RCs = 0$$

$$s = -\frac{1}{RC}$$

Donde  $s = \sigma + j\omega$  dado que nos encontramos en un polo  $s = j\omega$

$$\omega_c = -\frac{1}{RC}$$

$$\omega_c = 2\pi f_c$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$f_c = 72.34 \text{ Hz}$$

Todos los valores mayores a 72.34 Hz pasaran y se cortaran los valores inferiores, la efectividad del circuito se lo puede revisar en el apartado de robustez eléctrica en la **Figura 16**.

Con respecto al análisis de circuito sencillo se tomó la **Tabla 5** de referencia con respecto a la cantidad de componentes necesarios para acoplar el sensor fin de carrera, como se estipulo fueron 2 componentes una resistencia y un capacitor esto evaluando en la **Tabla 5** da una evaluación de 10 puntos en referencia a la característica de circuito sencillo.

**Sensor fin de carrera uso prolongado en condiciones de trabajo.** Para analizar el uso prologando en condiciones de trabajo se procede primero con el análisis de la vida útil del sensor, según el datasheet la durabilidad mecánica del sensor SV-164-1C2 es de  $5 \times 10^7$  pulsaciones. Se consideró para el análisis 24 horas de trabajo continuo con 30 pulsaciones por minuto obteniendo lo siguiente:

$$\text{Operacion fin de carrera máximo} = \frac{30 \text{ pulsos}}{\text{minuto}} \cdot \frac{60 \text{ minutos}}{1 \text{ hora}} \cdot \frac{24 \text{ horas}}{1 \text{ día}} \cdot \frac{365 \text{ días}}{1 \text{ año}}$$

$$\text{Operacion fin de carrera máximo} = 15768000 \frac{\text{pulsos}}{\text{año}}$$

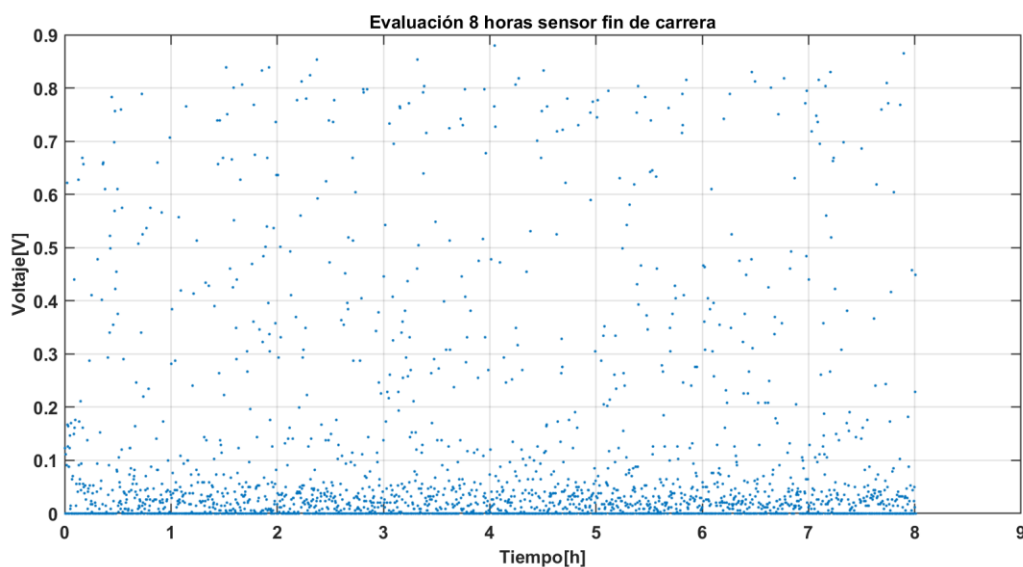
$$\text{Tiempo de vida util} = \frac{\text{durabilidad mecánica}}{\text{Operacion fin de carrera}} = \frac{50000000 \text{ pulsos}}{1576800 \frac{\text{pulsos}}{\text{año}}} = 3.17 \text{ años}$$

Según el parámetro de evaluación estipulado en la **Tabla 6**, la calificación en tiempo de vida útil del sensor fin de carrera es de 4 puntos.

Para el análisis de 8 horas se procedió a tomar datos con un tiempo de muestreo de 0,2 segundos obteniendo los datos mostrados en la **Figura 20**

**Figura 20**

*Evaluación del nivel bajo 0 [V] en 8 horas del sensor fin de carrera*

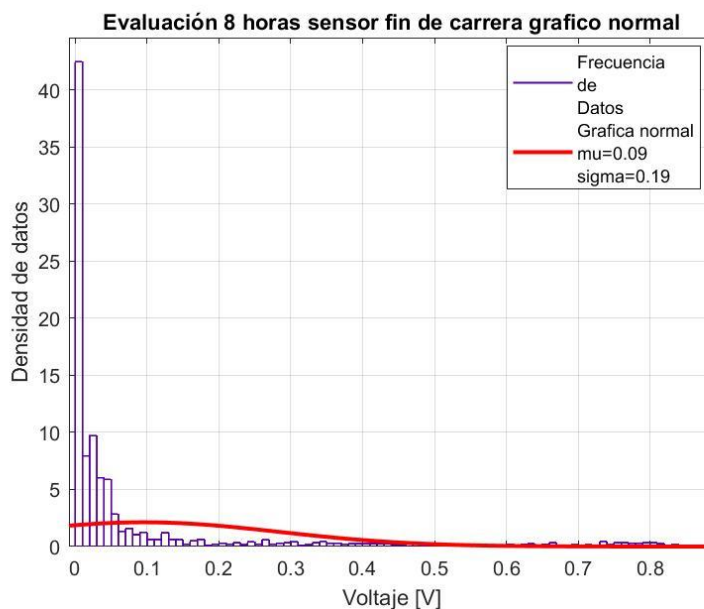


*Nota.* Esta figura muestra la densidad de datos del sensor fin de carrera en 8 de funcionamiento en nivel bajo.

Para un análisis consistente se sacó una gráfica normal obteniendo la **Figura 21** con los siguientes valores una media 0,09 y un sigma de 0,19 [V]

**Figura 21**

*Evaluación de los datos de 8 horas normalizado*



*Nota.* La gráfica muestra la curva normal de la evaluación en 8 horas del sensor fin de carrera  $\mu=0.09$  y  $\sigma=0.19$ [V].

En parámetros de uso prolongado en condiciones de trabajo con respecto al nivel bajo todos los valores leídos se encuentran debajo del umbral de los 0.9 [V] que en términos lógicos representan un 0 lógico, la variación con respecto al 0 esperado es del 0% de error, esto representa según la **Tabla 7** un valor de evaluación del sensor con respecto al ruido eléctrico en el nivel bajo de 5 puntos.

Uniendo las calificaciones de vida útil y uso por 8 horas nos da una calificación final de 9 puntos.

**Sensor fin de carrera sensibilidad.** Para las pruebas de sensibilidad se tomó el datasheet del sensor fin de carrera donde se estipula que el sensor trabaja con una sensibilidad máxima de 60

pulsos por minuto. Lo requerido por el respirador son ciclos de ventilación de 40 respiraciones por minuto, por lo tanto, en lo que se refiere a sensibilidad del sensor se encuentra correctamente dimensionado según la **Tabla 8**, el sensor fin de carrera tiene una calificación de 10 puntos.

**Sensor fin de carrera reproducibilidad.** Para las pruebas de reproducibilidad del sensor, se tomaron datos en 3 días aleatorios en el sensor, lo que arrojó los siguientes datos cuando el sensor se encuentra abierto.

**Tabla 11**

*Evaluación toma de datos días aleatorios*

<b>Día de toma</b>	<b>Media de datos</b>	<b>Desviación</b>	<b>Representación lógica</b>
Día 1	0	0.2159	0
Día 2	0.02	0.1988	0
Día 3	0.01	0.2	0

*Nota.* Esta tabla muestra la variación del sensor fin de carrera en 3 días diferentes, se observa una variación lógica de 0%.

Como se puede evaluar en la **Tabla 11** con respecto al valor lógico no existe variación en el sensor lo que da una calificación de 10 puntos en reproducibilidad.

**Sensor fin de carrera costo.** En cuanto al costo del sensor, tiene un valor de 2 dólares, evaluando la **Tabla 10**, si tiene un costo menor a 10 dólares, tiene una calificación de 10 puntos.

**Evaluación sensor fin de carrera.** Una vez obtenido todos los parámetros de evaluación del sensor mostrados en la **Tabla 12**, el sensor finalmente tiene una calificación de: 9.857



**Tabla 12**

*Evaluación final de los parámetros del sensor fin de carrera*

<b>Característica</b>	<b>Evaluación</b>
Implementación física	10
Robusto al ruido eléctrico	10
Circuito sencillo	10
Uso prolongado en condiciones de trabajo	9
Sensibilidad del sensor	10
Histéresis(reproducibilidad)	10
Costo	10
<b>Total</b>	<b>9.857</b>

*Nota.* Esta tabla muestra la evaluación final del sensor fin de carrera con respecto a las características.

### ***Sensores de presión***

En el diseño de los sensores de presión se evalúan las características mencionadas en la sección

**Criterios de selección de los sensores**, además se consideran las siguientes características particulares del sensor:

1. Medición máxima del sensor 60cm  $H_2O$
2. Una sensibilidad de mínima de 3 cm  $H_2O$  (5% de error de un máximo de 60cm  $H_2O$ )

Debido a las características del respirador y que las presiones utilizadas son pequeñas, se tuvo que calibrar los sensores de tal manera que el error sea el mínimo, esto se realizó mediante el

dispositivo Testo 510 mostrado en la **Figura 22** , este instrumento es la señal patrón y se calibro la variación de presión con respecto este instrumento.

En este apartado se evaluaron los sensores de presión MPX5010DP y MPX5050DP

### Figura 22

*Sensor de calibración TESTO510*



*Nota.* Esta figura muestra el manómetro digital TESTO510

Para la evaluación se tomó las características antes mencionadas de las necesidades del respirador y se adaptaron a los sensores de presión:

1. *Implementación física.* Se refiere al espacio físico destinado al sensor de presión, considerando lo siguiente:
  - Diámetro de los tubos. Este parámetro se refiere al diámetro de los tubos conectados al sensor y al paciente. La disminución del diámetro del sensor permite el ahorro de costos y un mejor acondicionamiento del sensor.
  - *Área efectiva dentro de la caja de acondicionamiento:* Es el espacio destinado al sensor de presión, se considera un área mínima proporcionada por el respirador emergente de  $4 \text{ cm}^2$  y un área máxima de  $50 \text{ cm}^2$ , para la evaluación se tomó el ancho y largo del sensor, si el área de implementación es de  $4 \text{ cm}^2$  o menos, se considera 10 y para un área de  $50 \text{ cm}^2$  o más se considera 1, para características intermedias se obtiene

mediante la ecuación  $y = -9/46 \cdot A + 248/23$  quedando las calificaciones de la siguiente manera:

$$y = \begin{cases} 1 & \text{si } A \geq 50 \text{ cm}^2 \\ -\frac{9}{46} \cdot A + \frac{248}{23} & \text{Si } 1 \text{ cm}^2 < A < 20 \text{ cm}^2 \\ 10 & 4 \text{ cm}^2 \leq A \end{cases}$$

Donde 'y' es el rango de calificación del 1 al 10 y A es el área efectiva del sensor.

2. *Robusto al ruido eléctrico*: Es la capacidad que tiene el sensor de dar una señal correcta a los parámetros evaluados, dadas las características, este parámetro se evalúa en los sensores tomando una medición constante del sensor, la variación de cada medida se tomó a través de una gráfica gaussiana donde el parámetro sigma es evaluado y se valora el error estimado de la medida con respecto a la escala que se necesita a través de la **Tabla 13**.

**Tabla 13**

*Calificación con respecto al porcentaje de error*

Error de la medida	Calificación
$X \leq 0.5\%$	10
$0.5\% < X \leq 1\%$	9
$1\% < X \leq 1.5\%$	8
$1.5\% < X \leq 2\%$	7
$2\% < X \leq 2.5\%$	6
$2.5\% < X \leq 3\%$	5
$3\% < X \leq 3.5\%$	4
$3.5\% < X \leq 4\%$	3
$4.5\% < X \leq 5\%$	2
$X > 5\%$	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto a la robustez del ruido eléctrico.

3. *Circuito sencillo*: El circuito se evaluó por la cantidad de componentes electrónicos extras que necesito el sensor de presión para tener una señal utilizable, este parámetro se evaluará mediante la siguiente tabla:

**Tabla 14**

*Calificación con respecto a la cantidad de componentes*

Cantidad de componentes	Calificación
0-9	10
10-19	9
20-29	8
30-39	7
40-49	6
50-59	5
60-69	4
70-79	3
80-89	2
>90	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto a la robustez del ruido eléctrico.

4. *Uso prolongado en condiciones de trabajo*: para la caracterización del uso prologado en condiciones de trabajo se tomó en cuenta la medición del sensor por 8 horas a condiciones constantes.

**Tabla 15**

*Calificación con respecto a la variación en pruebas de 8 horas*

<b>Variación en prueba de 24 h</b>	<b>Calificación</b>
Menos del 0.5 % de error	10
0.5 a 1 % de variación	9
1 a 1.5 % de variación	8
1.5 a 2 % de variación	7
2 a 2.5 % de variación	6
2.5 a 3 % de variación	5
3 a 3.5 % de variación	4
3.5 a 4 % de variación	3
4.5 a 5 % de variación	2
Más de 5 % de variación	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto al uso prolongado en condiciones de trabajo.

5. *Sensibilidad del sensor.* Es el valor mínimo medible del sensor este valor debe estar dentro de los parámetros de medición necesarios para el respirador emergente. Se evalúa a través de la

**Tabla 16****Tabla 16**

*Calificación con respecto al error de medida de la sensibilidad del sensor*

<b>Error de la medida</b>	<b>Calificación</b>
$X \leq 0.5\%$	10

<b>Error de la medida</b>	<b>Calificación</b>
$0.5\% < X \leq 1\%$	9
$1\% < X \leq 1.5\%$	8
$1.5\% < X \leq 2\%$	7
$2\% < X \leq 2.5\%$	6
$2.5\% < X \leq 3\%$	5
$3\% < X \leq 3.5\%$	4
$3.5\% < X \leq 4\%$	3
$4.5\% < X \leq 5\%$	2
$X > 5\%$	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto a la sensibilidad.

6. *Reproducibilidad:* La reproducibilidad se mide en 3 escenarios a diferentes horas del día durante una hora en condiciones constante, la mayor variación se evalúa con respecto a la **Tabla 17**.

**Tabla 17**

*Calificación con respecto a la variación obtenida de la reproducibilidad*

<b>Porcentaje de variación</b>	<b>Calificación</b>
Menor a 0.5	10
De 0.5 a 1	9
De 1.5 a 2	8
De 2 a 2.5	7
De 2.5 a 3	6
De 3 a 3.5	5

Porcentaje de variación	Calificación
De 3.5 a 4	4
De 4 a 4.5	3
De 4.5 a 5	2
Mayor a 5	1

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto a la reproducibilidad.

7. *Costo:* para el análisis del costo se consideró tanto el sensor como la instrumentación necesaria evaluados en la **Tabla 18:**

**Tabla 18**

*Calificación con respecto al costo*

Costo en dólares	Calificación
Menor a 10	10
De 10 a 20	9
De 20 a 30	8
De 30 a 40	7
De 40 a 50	6
De 50 a 60	5
De 60 a 70	4
De 70 a 80	3
De 80 a 90	2
Mayor a 90	1

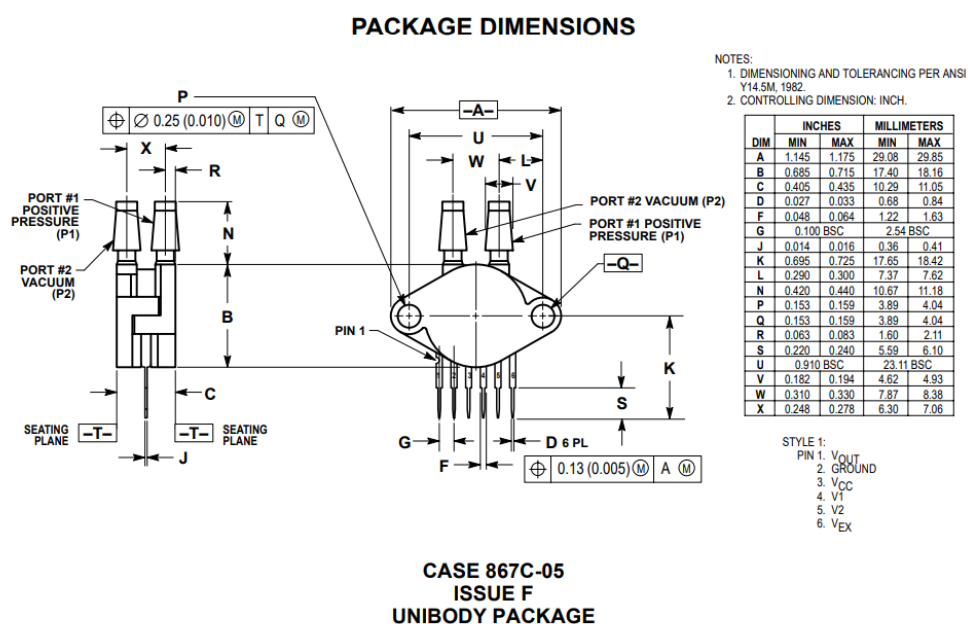
*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto al costo.

**Sensor MPX5050DP.** Se tomó en consideración a este sensor ya que este se encuentra en el mercado ecuatoriano.

**Implementación física.** Este sensor posee las siguientes características físicas descritas en la **Figura 23.**

**Figura 23**

*Esquemático físico del sensor de presión MPX5050DP*



*Nota: Extraído del Datasheet del sensor de presión MPX5050DP.*

Como el fabricante del sensor propone valores máximos y mínimos de medición para la evaluación de la implementación física del sensor, se procedió a tomar como valores máximos del sensor el ancho de 2.985 cm y el largo 4.039, dando un área efectiva 12.06 cm<sup>2</sup>

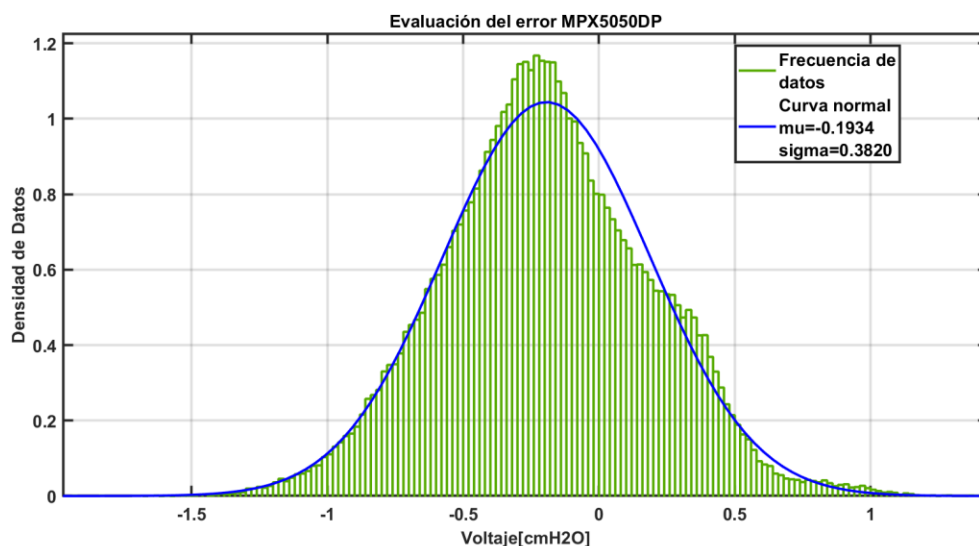
Para evaluar se procedió a utilizar  $y = -\frac{9}{46} \cdot A + \frac{248}{23}$  obteniendo una calificación de: 8.42



**Robustez al ruido eléctrico:** Para el análisis de robustez del ruido eléctrico del sensor de presión, se evaluó la presión del sensor a un parámetro constante de  $7\text{ cm } H_2O$  en una hora de datos presentados en la Figura 24.

**Figura 24**

*Datos de error del sensor MPX5050DP a  $7\text{ cm } H_2O$  evaluado mediante curva normal*



*Nota.* La figura muestra la gráfica normal del sensor MPX5050DP con respecto a la robustez del ruido eléctrico expresado en voltaje.

Como se puede observar en la gráfica, existe un error de medición constante de  $-0.1934\text{ cm } H_2O$  y con respecto a la medición realizada, esta tiene un sigma de  $0.3820\text{ cm } H_2O$ , por lo tanto, se estima que el error es de  $0.3820\text{ cm } H_2O$  por cada toma de medida individual.

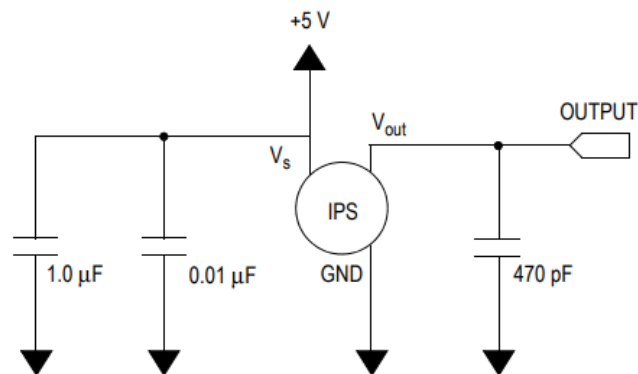
El error tomado en la medición es de  $0.3820\text{ cm } H_2O$ , esto a la escala máxima de  $60\text{ cm } H_2O$  representa el 0.64% de error en la evaluación de los parámetros, esto es entre 0.5% y 1% de error, dando una calificación de 9.

**Circuito.** El sensor MPX5050DP posee compensación a la temperatura y un circuito de desplazamiento para microcontroladores, dada las características se vio la necesidad de implementar una media móvil de 4 iteraciones generando que el sensor a un tiempo de muestreo de 50ms diera un dato cada 200ms.

Para el análisis del circuito del sensor de presión se tomó en consideración el circuito proporcionado por el datasheet del sensor ver **Figura 25**,

**Figura 25**

*Desacoplamiento de la fuente de alimentación y filtrado de salida recomendados.*



*Nota.* La figura muestra el circuito de desacople entre positivo y tierra. Extraído del Datasheet MPX5050DP.

Analizando el circuito de entrada de 5 [V], se tiene lo siguiente:

$$V_{in} = V_c = V_S$$

Se analiza los primeros instantes de tiempo y la respuesta de estos circuitos, se utiliza el capacitor entre  $V_{cc}$  y tierra para polarizar las dos líneas, al tener conectado los capacitores polarizados en DC, estos actúan como circuito abierto reduciendo adicionalmente corrientes parasitas, realmente esto produce una corriente mínima que se puede despreciar en función del consumo del circuito. Para un análisis más consistente de la corriente, se procede a analizar el circuito de la **Figura 25**.

$$I_{in} = I_c + I_s$$

$$I_{in} = \frac{CdV}{dt} + I_s$$

Analizando en el campo de Laplace se tiene:

$$I_{in}(s) = CsV(s) + I_s(s)$$

$$V(t) = 5[V]$$

$$I_s(s) = K$$

$$I_{in}(s) = Cs \left( \frac{5}{s} \right) + \frac{K}{s}$$

$$I_{in}(s) = 5C + \frac{K}{s}$$

$$I_{in}(t) = 5C \cdot \delta(t) + K$$

Como se puede ver en el instante de tiempo 0, el capacitor consume idealmente un consumo infinito y por lo tanto la corriente estará regido por el consumo del sensor representado por K, este consumo dentro del datasheet es un consumo ideal de 10mA.

En la práctica real, el consumo no es infinito, depende de la carga del capacitor. Una vez cargado, este se comportará como circuito abierto, dando una corriente de carga muy pequeña.

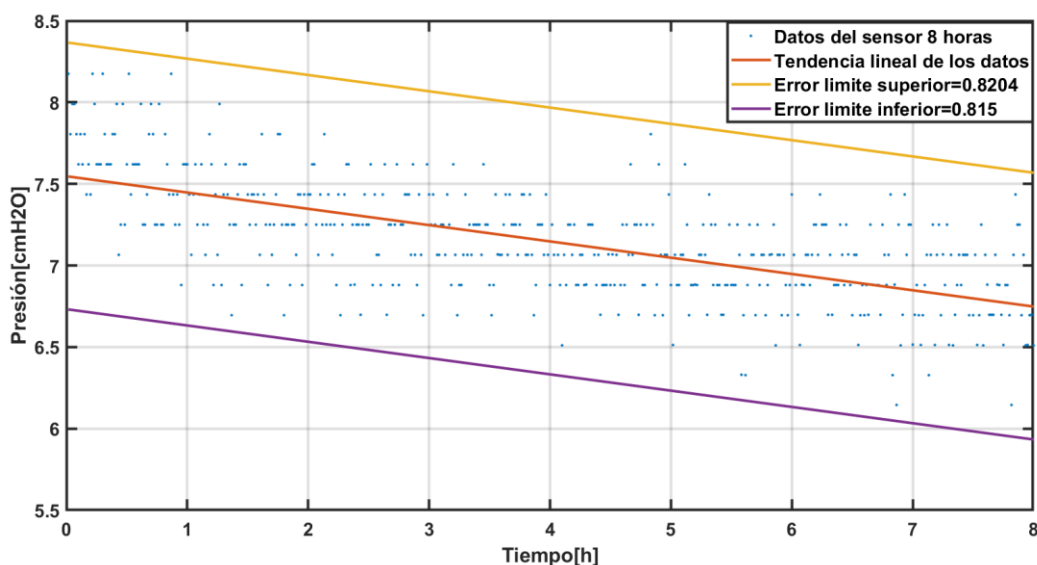
Con respecto al análisis de circuito sencillo se tomó la **Tabla 14** de referencia con respecto a la cantidad de componentes necesarios para acoplar el sensor de presión MPX5050DP, como se estipulo fueron 3 componentes, evaluando en la **Tabla 14** da una calificación de 10 puntos.

**Uso prolongado en condiciones de trabajo.** Para evaluar el uso prolongado del circuito se consideró 8 horas de datos, dada la cantidad de datos que se está tomando se cambió el tiempo de muestro del sensor a 1 minuto por dato, obteniendo lo siguiente, el sensor MPX5050DP tiene una

variación en el uso prolongado de datos de  $1.6354 \text{ cm H}_2\text{O}$ , dada la dificultad de mantener una presión constante de datos, se modelo linealmente la perdida de aire en los datos obtenidos, una vez evaluados se procedió a verificar el error.

**Figura 26**

*Variación de datos en prueba de 8 horas del sensor de presión MPX5050DP*



*Nota.* La figura muestra la variación de datos obtenidas del sensor de presión MPX5050DP en 8 horas de trabajo.

Como se puede observar en la **Figura 26**, el sensor tiene una variación en el tiempo entre límite superior e inferior de  $1.6354 \text{ cm H}_2\text{O}$ , esto representa el 2.72% de error con respecto a la medida de lo que se desea evaluar, por ende, este sensor tiene una calificación de 5.

**Sensibilidad.** Se entiende como sensibilidad al valor mínimo que varía el sensor, al hablar de presión se estipula dentro del datasheet una sensibilidad del sensor de:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{90\text{mV}}{\text{KPA}}$$

Debido a que se necesita especificar en cm  $H_2O$ , se ingresa una variación de cm  $H_2O$ , obteniendo lo siguiente:

$$Sensibilidad = \frac{8.82mV}{cmH2O}$$

Con un error máximo de 1.25 KPA al analizar esto con los parámetros del Datasheet se ve que el error es de 21.24%.

En este apartado se tiene en consideración el tiempo de respuesta del sensor, dada la necesidad de generar una media móvil de 4 iteraciones, el tiempo de respuesta del sensor es de 200ms para un tiempo de muestreo de 50ms, lo que hace que el dato se encuentre en el límite de respuesta aceptable.

Como se puede evaluar en **Tabla 16** la sensibilidad del sensor MPX5050DP tiene una calificación de 1.

**Reproducibilidad.** Para las pruebas de reproducibilidad del sensor, se tomaron datos en 3 días aleatorios, se normalizo y se tomó el sigma de los datos obtenidos con respecto a la señal patrón.

### Tabla 19

*Muestreo de los datos del sensor MPX5050DP*

Día de toma	Sigma error
Día 1	0.3820
Día 2	0.384
Día 3	0.383

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto a la reproducibilidad tomado en tres días distintos, expresado en sigma error.

Como se puede evaluar en la tabla **Tabla 19** la sigma de error varia con respecto al del día 1 en un 0.5% lo que corresponde según la **Tabla 17** a una calificación de 9.

**Costo.** Con respecto al costo del sensor el mismo tiene un valor de 30 dólares, evaluando en la **Tabla 18** de relación si tiene un costo de 30 a 40 dólares tiene una calificación de 7 puntos índice de relación.

## Tabla 20

*Evaluación final de los parámetros del sensor MPX5050DP*

Característica	Evaluación sobre 10 puntos
Implementación física	8.42
Robusto al ruido eléctrico	7
Circuito sencillo	10
Uso prolongado en condiciones de trabajo	8
Sensibilidad del sensor	1
Histéresis(reproducibilidad)	9
Costo	7
<b>Total</b>	<b>7.21</b>

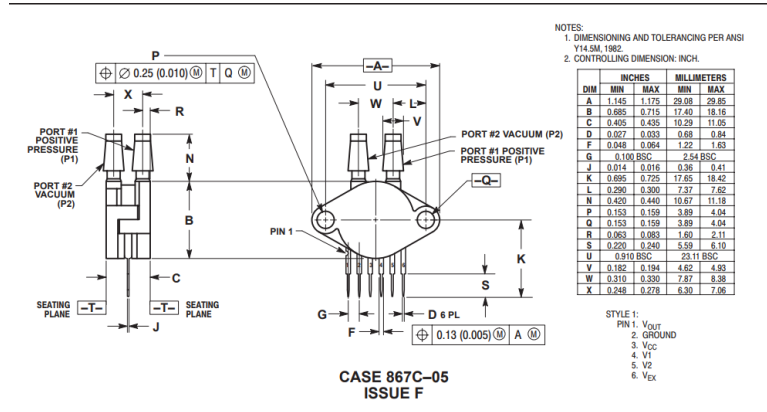
*Nota.* Esta tabla evalúa el sensor MPX5050DP con respecto a las siete características consideradas.

**MPX5010DP.** Para el segundo sensor a ser analizado se procedió comprar un sensor en el exterior que por características del datasheet está dentro de un rango medible.

**Implementación física.** Este sensor posee las siguientes características físicas descritas en la **Figura 27.**

Figura 27

Esquemático físico del sensor de presión MPX5010DP.



Nota: Diagrama de las dimensiones físicas del sensor de presión MPX5010DP. *Extraído del Datasheet MPX5010DP*

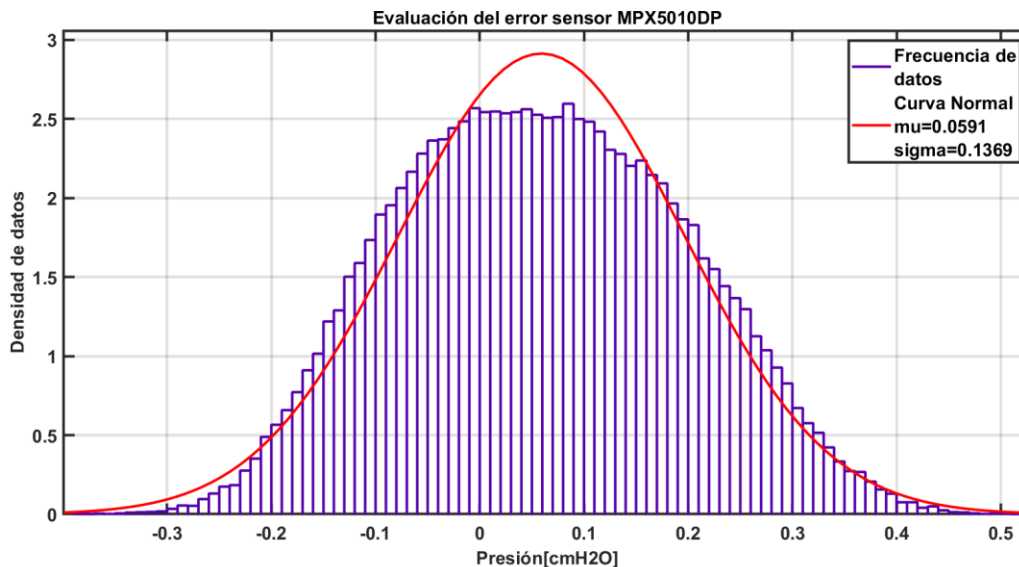
Como el fabricante del sensor propone valores máximos y mínimos de medición para la evaluación de la implementación física del sensor, se procede a tomar los valores máximos del sensor ancho de 2.985 cm y de largo 4.039 cm, dando un área efectiva de 12.06 cm<sup>2</sup>

Para evaluar se procede a utilizar  $y = -\frac{9}{46} \cdot A + \frac{248}{23}$  obteniendo una calificación de: 8.42

**Robustez al ruido eléctrico.** Para el análisis de la robustez del ruido eléctrico del sensor de presión, se evalúa la presión del sensor a un parámetro constante de 5cm  $H_2O$  obteniendo los datos representados en la **Figura 28**:

Figura 28

Datos del sensor MPX5010DP 5 cmH<sub>2</sub>O evaluado mediante curva normal



*Nota.* La figura muestra la gráfica normal del sensor MPX5010DP con respecto a la robustez del ruido eléctrico expresado en voltaje.

Como se puede evaluar en la Figura 28 la media de datos con respecto al error es de 0.0591 cm H<sub>2</sub>O y con un sigma de 0.1369 cm H<sub>2</sub>O, por lo tanto, se estima que el error es de 0,4107 cm H<sub>2</sub>O.

El error tomado en la medición es de 0,4107 cm H<sub>2</sub>O, esto a nuestra escala máxima de 60cm H<sub>2</sub>O representa el 0.68% de error en la evaluación de los parámetros, esto es entre 0.5% y 1% de error, dando una calificación de 9.

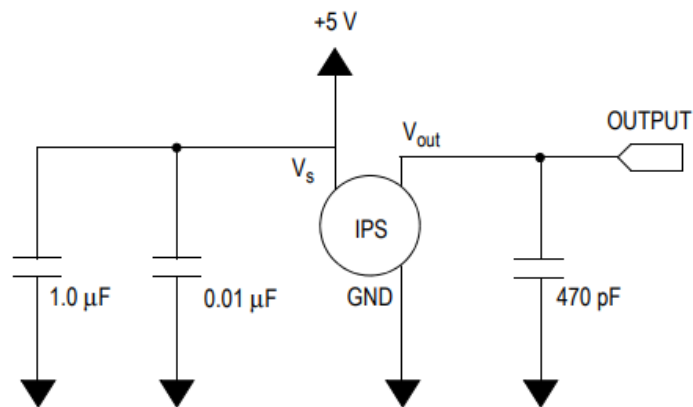
**Circuito.** El sensor MPX5010DP posee compensación a la temperatura y un circuito de desplazamiento para microcontroladores. Con respecto al tiempo de respuesta el sensor no necesita ningún arreglo de programación.

Para el análisis del circuito del sensor de presión se tomó en consideración el circuito proporcionado por el datasheet del sensor ver **Figura 29**



**Figura 29**

*Desacoplamiento de la fuente de alimentación y filtrado de salida recomendados*



*Nota: Circuito para el desacoplamiento entre alimentación y neutro. Extraído del DataSheet MPX5010DP*

Analizando el circuito de entrada de 5 [V] se tiene lo siguiente:

$$V_{in} = V_c = V_S$$

Se analizo los primeros instantes de tiempo y la respuesta de estos circuitos, se utiliza el capacitor entre Vcc y tierra para polarizar las dos líneas y que no se presenten corrientes parásitas entre esto dos puntos al tener el capacitor idealmente polarizado en DC funcionando como circuito abierto. En realidad, esto produce una corriente mínima que se puede despreciar en función del consumo del circuito. Para un análisis más consistente de la corriente, se procede a realizar analizar el circuito de la **Figura 29**.

$$I_{in} = I_c + I_s$$

$$I_{in} = \frac{CdV}{dt} + I_s$$

Analizando en el campo de Laplace se tiene:

$$I_{in}(s) = CsV(s) + I_s(s)$$

$$V(t) = 5[V]$$

$$I_s(s) = K$$

$$I_{in}(s) = Cs \left( \frac{5}{s} \right) + \frac{K}{s}$$

$$I_{in}(s) = 5C + \frac{K}{s}$$

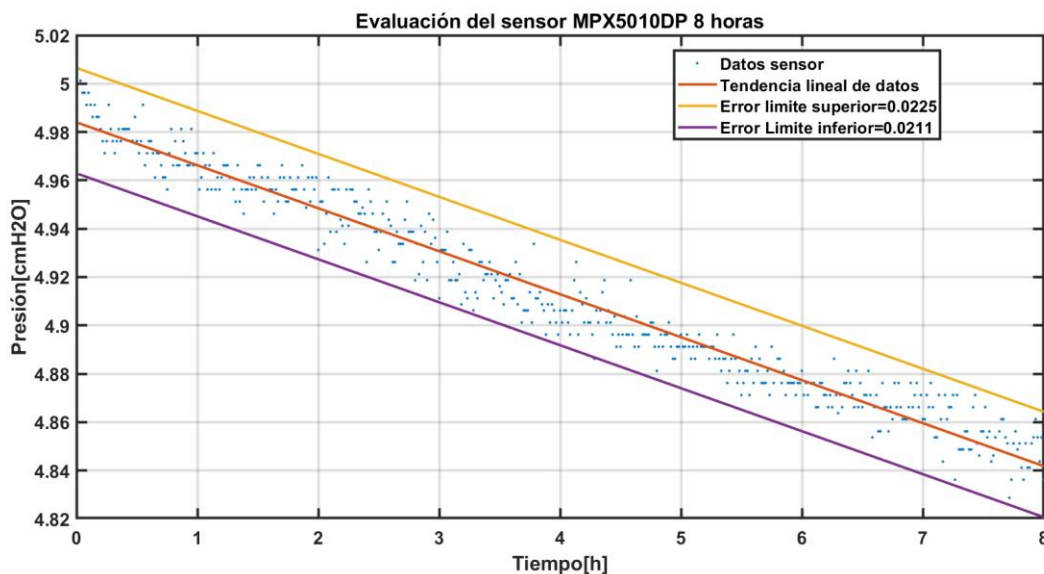
$$I_{in}(t) = 5C \cdot \delta(t) + K$$

Con respecto al análisis de circuito sencillo se tomó la **Tabla 14** de referencia con respecto a la cantidad de componentes necesarios para acoplar el sensor de presión MPX5010DP, como se estipuló fueron 3 componentes, esto evaluando en la **Tabla 14** da una calificación de 10 puntos.

**Uso prolongado en condiciones de trabajo.** Para evaluar el uso prolongado del circuito se consideró 8 horas de datos, dada la cantidad de datos que se está tomando se cambió el tiempo de muestro del sensor a 1 minuto por dato, obteniendo lo siguiente, el sensor MPX5010DP tiene una variación en el uso prolongado de datos de 0,0436 cm  $H_2O$  ver **Figura 30**, dada la dificultad de mantener una presión constante de datos, se modelo linealmente la perdida de aire en los datos obtenidos.

Figura 30

Variación de datos en prueba de 8 horas del sensor de presión MPX5010DP



*Nota.* La figura muestra la variación de datos obtenidas del sensor de presión MPX5010DP en 8 horas de trabajo.

Como se puede observar en la Figura 30, el sensor tiene una variación en el tiempo de 0.0436 cm H<sub>2</sub>O, esto representa una variación de 0.07% con respecto a la señal de 60 cm H<sub>2</sub>O, por lo tanto, la evaluación de la variación es menor al 0.5% de error, dando una evaluación de 10 puntos.

**Sensibilidad.** La sensibilidad se entiende como el valor mínimo que varía el sensor, está estipulado dentro del datasheet del sensor, que el fabricante propone una sensibilidad de:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{4.413mV}{mmH2O}$$

Debido a que se necesita especificar en cm H<sub>2</sub>O, se obtiene lo siguiente:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{44.13mV}{cmH2O}$$

La sensibilidad de 44,13 [mV] permite obtener correctamente los datos del sensor, dando una variación de 0.2 cm  $H_2O$  dando una buena medida como se ha visto en los apartados anteriores.

Como se puede evaluar en la **Tabla 16** la sensibilidad del sensor MPX5010DP tiene una calificación de 10.

**Reproducibilidad.** Para las pruebas de reproducibilidad del sensor, se tomaron datos en 3 días aleatorios, se normalizo y se tomó el sigma de los datos obtenidos con respecto a la señal patrón.

**Tabla 21**

*Datos obtenidos del sensor MPX5010DP sin ninguna presión*

<b>Día de toma</b>	<b>Sigma de error</b>
Día 1	0.1369
Día 2	0.1366
Día 3	0.1371

*Nota.* Esta tabla muestra la calificación del sensor con respecto a la reproducibilidad tomado en tres días distintos, expresado en sigma error.

Como se puede evaluar en la tabla **Tabla 21** la sigma de error varia con respecto al del día 1 a un valor menor al 0.5% lo que corresponde según la **Tabla 17** a una calificación de 10.

**Costo.** En cuanto al costo del sensor tiene un valor de 50 dólares americanos, evaluando en la **Tabla 18** tiene una calificación de costo de 5 puntos.

Una vez obtenido todos los parámetros de evaluación del sensor mostrados en la **Tabla 22** el sensor finalmente tiene una calificación de 9.06 puntos.

**Tabla 22**

*Evaluación final de los parámetros del sensor MPX5010DP*

<b>Característica</b>	<b>Evaluación sobre 10 puntos</b>
Implementación física	8.42
Robusto al ruido eléctrico	10
Circuito sencillo	10
Uso prolongado en condiciones de trabajo	10
Sensibilidad del sensor	10
Histéresis(reproducibilidad)	10
Costo	5
<b>Total</b>	<b>9.06</b>

*Nota.* Esta tabla evalúa el sensor MPX5010DP con respecto a las siete características consideradas.

### **Diseño del proceso de control**

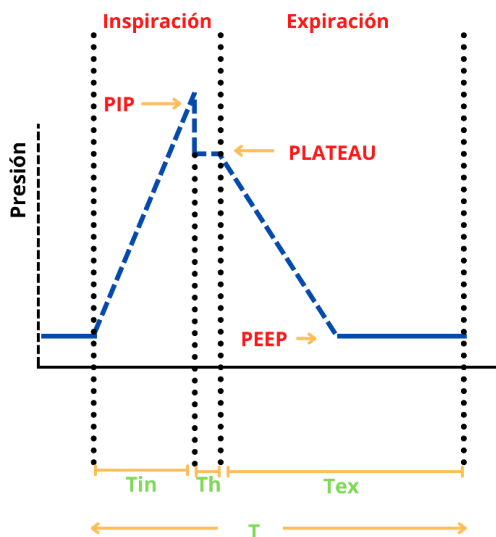
Para el diseño del control basado en reglas de decisión del respirador se debe establecer los tiempos de inspiración, espiración y las formas de onda de presión.

### **Cálculo de tiempo y duración de onda**

En función a los parámetros controlables  $V_T$ (Volumen tidal), RPM (respiraciones por minuto) e I/E (ciclo inhalación exhalación), el respirador determina el tiempo de inspiración y espiración formando una onda como la de la **Figura 31**.

Figura 31

Forma de onda de la presión con respecto al tiempo en ventilación controlada por volumen



Nota. Autoría propia, basado de MIT Emergency Ventilator. Por MIT Emergency Ventilator, 2020.

A continuación, se indicará las fórmulas que se utilizan para determinar los tiempos de inspiración y espiración:

**Período(T).** La duración expresada en segundos de un ciclo de respiración:

$$T = \frac{60}{BPM} \quad (1)$$

$T_h$ . La duración expresada en segundos de una retención o pausa inspiratoria al final de la inhalación. Dentro de esta se encuentra la presión de meseta. Generalmente este valor es una constante.

$T_{in}$ . La duración expresada en segundos del tiempo de inhalación de la fase inspiratoria.

$$T_{in} = \frac{T}{1 + I/E} - T_h \quad (2)$$

$T_{ex}$ . La duración expresada en segundos de la fase espiratoria.

$$T_{ex} = T - T(T_{in} + T_h) \quad (3)$$

## Control basado en reglas de decisión

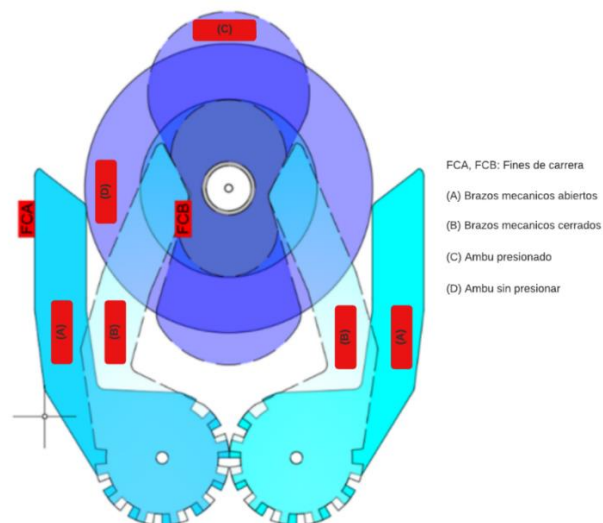
El control basado en reglas de decisión utiliza los parámetros de  $V_T$ ,  $RPM$  y  $I/E$  como entrada para la variación de los tiempos señalados en la sección de Cálculo de tiempo y duración de onda.

### ***Etapa inicial de búsqueda de referencia (Homing)***

Esta etapa sucede al encender el respirador. Coloca los brazos en un punto de referencia inicial y realiza un análisis de pasos condicionados por los sensores de posición. Esto permite variar y ajustar los brazos en función de los sensores para la utilización de diferentes bolsas autoinflables.

### **Figura 32**

*Diagrama de los brazos y de la bolsa autoinflable del respirador emergente con apertura y cierre de brazos*



*Nota.* Figura donde se analiza el movimiento de los brazos del motor donde los brazos representados de color celeste inician el proceso hasta llegar al punto FCB permitiendo la compresión de la bolsa autoinflable.

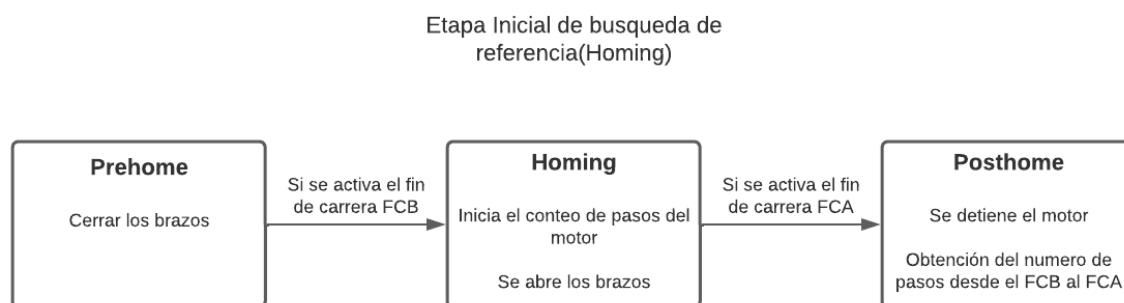
El desplazamiento comienza desde el punto de referencia FCA hasta el punto de referencia FCB permitiendo la compresión de la bolsa autoinflable esto se puede ver detallado en la *Figura 32*

Para el conteo de pasos, el motor mueve los brazos desde un punto de referencia B (FCB) hasta un punto de referencia A (FCA) este valor se guarda como la máxima apertura de los brazos en función de los pasos del motor. Este proceso se lo detalla en la **Figura 33**. Para el proceso de conteo de pasos se debe saber que:

1. Se empieza cerrando los brazos del respirador hasta que llega al punto de referencia FCB.
2. Al llegar al punto de referencia FCB se empiezan dos procesos simultáneos el regreso de los brazos y el conteo de pasos del motor, hasta que llegue al punto de referencia FCA.
3. Una vez se llega al punto de referencia FCA se detiene el motor y el conteo de pasos, se guarda este valor como referencia de apertura de los brazos al 100% lo que permite en etapas posteriores configurar el porcentaje de entrega de volumen tidal.

**Figura 33**

*Etapa inicial de búsqueda de referencia (Homing)*



*Nota.* Autoría propia, basado en el ciclo Homing de MIT Emergency Ventilator.

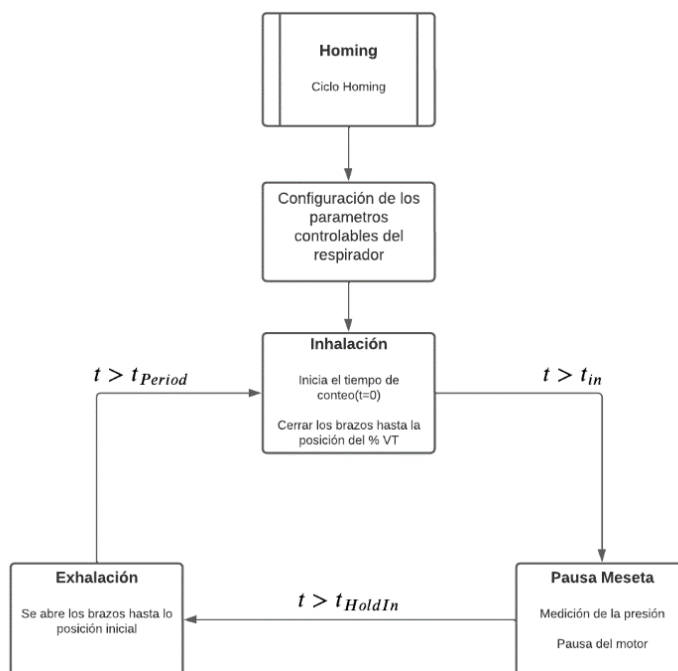


### Control por volumen

El control por volumen de la **Figura 34** comienza con la etapa 'Homing' la cual proporciona las pautas para la entrega de aire en función del porcentaje de abertura del respirador. Una vez terminada la etapa 'Homing' el equipo se queda detenido mientras el usuario ingresa los parámetros VT, RPM e I/E. Una vez confirmado estos parámetros el respirador comienza a actuar en función a la teoría establecida en Cálculo de tiempo y duración de onda. El tiempo de inspiración comienza desde que sale del punto de referencia FCA hasta el porcentaje establecido por el usuario en VT. Al llegar a ese porcentaje se detienen los brazos (generalmente de 100 ms a 200 ms) y se mide la presión. Al acabar ese tiempo, se abre los brazos para la exhalación, hasta llegar al fin de carrera FCA. Las diferencias entre los tiempos de inspiración y espiración dependen de la relación de inspiración/exhalación (I:E) que se haya configurado.

**Figura 34**

Diagrama de flujo del control por volumen



*Nota.* Autoría propia, basado en el ciclo de control por volumen de MIT Emergency Ventilator.

### Driver de motor a pasos

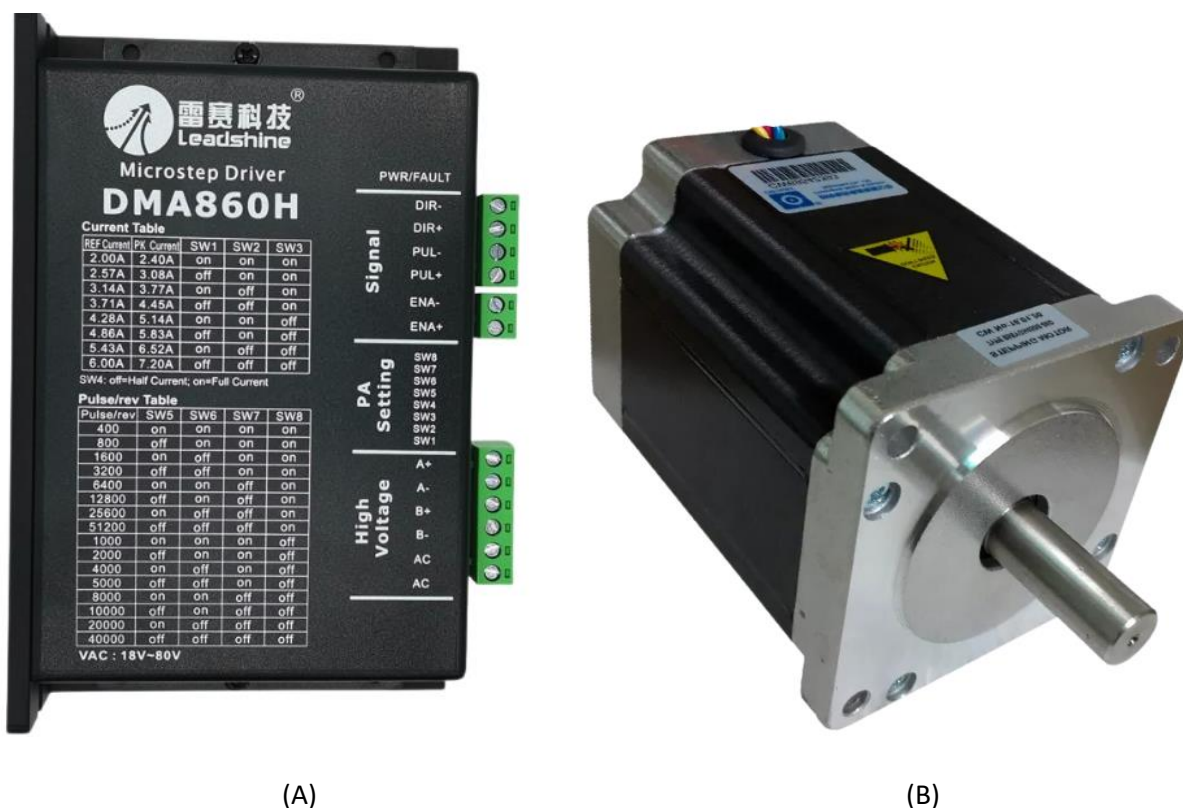
Gracias al apoyo de la Universidad de las Fuerzas Armadas, se donó el motor a pasos 86BHH114-500A-35 y el driver DMA860H (ver **Figura 35**). En base a estos dispositivos se realizó el acondicionamiento y la programación para el funcionamiento del respirador de emergencia.

En la **Tabla 23** se menciona la descripción de los pines del driver DMA860H.

**Figura 35**

(A) Driver DMA860H

(B) Stepper Motor Nema 34 86BHH114-500A-35



Nota. Extraído del datasheet DMA860H de Leadshine,2012.

**Tabla 23***Detalles de los pines del driver DMA860H*

<b>PIN</b>	<b>Detalles</b>	<b>Dirigido a</b>
PUL+	Señal de pulso que se utiliza para generar los pasos del motor	Controlador
DIR+	Señal mandataria para la dirección de rotación del motor	Controlador
ENA+	Esta señal se utiliza para habilitar/deshabilitar el variador. Generalmente se lo deja desconectado.	Controlador
PUL-, DIR-, ENA-	Se realiza interconexión de estos 3 pines y se lo envía a GND o Vcc dependiendo la configuración a utilizar.	Interconexión
A+, A-	Fase de motor A	Motor a pasos
B+, B-	Fase de motor B	Motor a pasos
AC, AC	Alimentación	Alimentación

*Nota.* Pines del driver DMA860H. Extraído del datasheet DMA860H de Leadshine,2012.

**Grados por pasos.** Los motores a pasos tienen la capacidad de realizar pasos con diferentes grados de movimiento debido a los SW5, SW6, SW7 y SW8 como se indica en la **Tabla 3** (cabe señalar que el número de pasos varía dependiendo del modelo del driver). Por ejemplo 400 pulsos/ revolución indica que por cada pulso o paso hay 0.9° de movimiento, al completar los 360° se tendrán 400 pulsos ( $0.9^\circ \cdot 400 = 360^\circ$ ).

**Intensidad de corriente.** Los drivers pueden variar la corriente proporcionada al motor con los SW1, SW2, SW3 y SW4, considerando que:

- Mayor intensidad: Mayor torque y sobrecalentamiento del motor
- Menor intensidad: Menor torque y sobrecalentamiento del motor.

Hay que señalar que el motor a pasos Nema 34 86BHH114-500A-35 trabaja a una corriente de 5 [A] y su torque es de 6.8 Nm. Según MIT el torque que debe tener cada brazo es de 9.74 Nm.

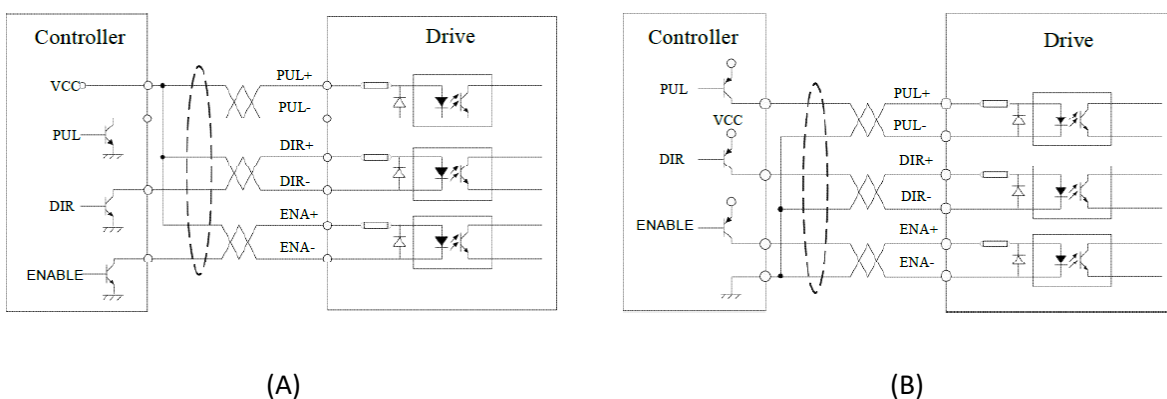
**Conexión del motor a pasos al controlador.** La conexión de los pines del motor se lo puede realizar por ánodo o cátodo común, por comodidad se va a realizar por cátodo común PNP (ver **Figura 37**).

**Figura 36**

*Conexiones de Driver a Controlador*

(A) *Conexión ánodo común*

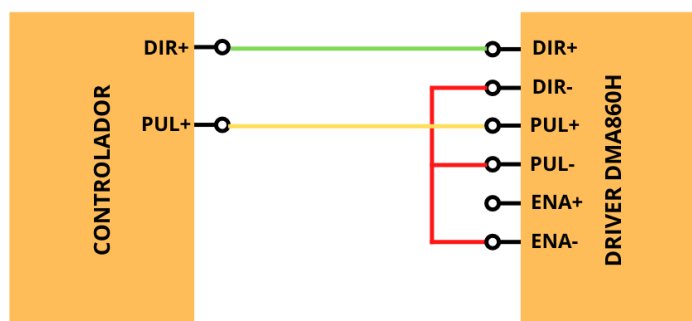
(B) *Conexión cátodo común*



Nota. Extraído del datasheet DMA860H de Leadshine,2012.

**Figura 37**

*Conexión a Driver DMA860H por cátodo común*

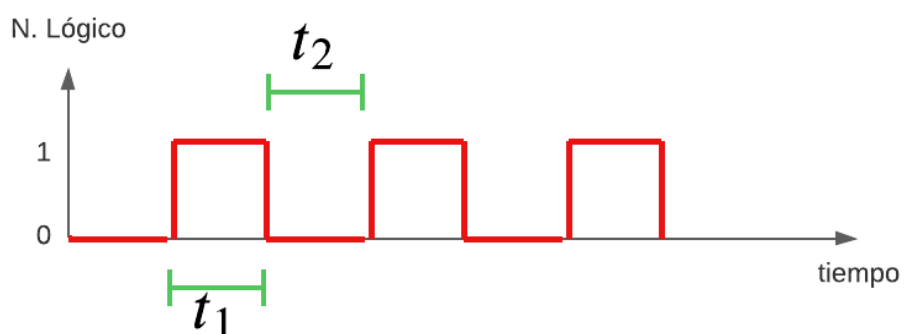


Nota. Autoría propia.

**Generación de señales PUL+.** Para generar los movimientos del motor se debe mandar pulsos desde el controlador hacia el pin PUL+ del driver DMA860H donde el ancho de la señal positiva ( $T_1$ ) y el ancho de señal negativa ( $T_2$ ) (ver **Figura 38**) no deben ser menores a  $2.5 \mu s$ , si se coloca valores menores a ese valor, el motor no girara.

**Figura 38**

*Generación de señal PUL+*



*Nota.* El driver DMA860H se diferencia del driver utilizado por MIT E-ya que este envía la velocidad a través de PWM, mientras el que se ocupa se envía señales de pulsos directamente desde el controlador al driver.

**Generación de señales DIR+.** Para cambiar la dirección del motor se utiliza valores lógicos 1 o 0 enviados desde el controlador hacia el pin DIR+ del driver DMA860H.

**Programación para el movimiento del motor.** Para la explicación del movimiento del motor se utiliza la interfaz de Arduino IDE en base a las conexiones de la **Figura 37**. Lo que realiza el código es el movimiento del motor por 100 pasos en una dirección, tiene una pausa de 3 segundos y otra vez tiene movimiento de 100 pasos, pero para la dirección contraria. La dirección del motor se lo asigna en la línea 11, mientras que los pasos se realizan desde la línea 14 a la línea 17, con ese comando se obtiene una señal semejante a la explicada en la **Figura 38**.

```

1. const int stepPin = 6; //PUL -Pulse
2. const int dirPin = 7; //DIR -Direction
3. int velocidad=200;
4. int direccion;
5. void setup() {
6.   pinMode(stepPin,OUTPUT);
7.   pinMode(dirPin,OUTPUT);
8.   direccion = HIGH;
9. }
10.   void loop() {
11.     digitalWrite(dirPin,direccion);
12.     for(int i=0;i<=100;i++)
13.     {
14.       digitalWrite(stepPin,HIGH);
15.       delayMicroseconds(velocidad);
16.       digitalWrite(stepPin,LOW);
17.       delayMicroseconds(velocidad);
18.     }
19.     delay(3000);
20.     direccion = !direccion;
21.   }

```

**Controlador.** Para la selección de controlador se optó por tarjetas de control que tengan herramientas de desarrollo gratuito, amplio soporte en línea, documentación y soporte por parte de la comunidad.

Para esta decisión se considera que estas tarjetas deben soportar lo siguiente:

- Una pantalla
- Control de un driver para el motor
- Señales de mando del usuario
- Sensor de presión

En base a estas consideraciones, se decidió por 2 placas que se encuentran a nivel nacional:

**Primera solución Arduino Mega.** Se utiliza este controlador debido a la cantidad de periféricos que se deben utilizar y a la amplia documentación para la programación de la tarjeta.

Tabla 24

*Característica del Arduino Mega*

Parámetro	Valor
Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje de Operación	5 V
Alimentación	7-12 V
Voltajes de entrada mínimo y máximo	6-20 V
Pines de E/S digital	54(de los cuales 15 son salida PWM)
Pines de entrada analógica	16
Frecuencia de reloj	16 MHz

Nota. Extraído de Arduino

Figura 39

*Microcontrolador Arduino Mega*

Nota. Tomado de “Qué es Arduino, como funciona y que puedes hacer con uno” por Y.Fernández, 2020.

**Diseño del circuito.** Los periféricos que se conectan al circuito del ARDUINO MEGA son los siguientes:

- Pantalla LCD Display 20x4

- Entradas analógicas
- Entradas digitales
- Salidas Digitales

Este diseño realizado con el microcontrolador Arduino toma como referencia los flujos del control de la etapa homing y el control por volumen, como los periféricos de la versión de MIT E-vent (MIT EMERGENCY VENTILATOR, 2020).

Para el respirador con Arduino, se prefirió utilizar dos Arduinos MEGA en lugar de uno, debido a los retardos que provocaba la lectura de los pines análogos y los tiempos de operación del motor.

```

1. //defines pins
2. const int stepPin = 6; //PUL -Pulse
3. const int dirPin = 7; //DIR -Direction
4. int velocidad=200;
5. int direccion;
6. int VT,RPM,IE,UM;
7. void setup() {
8.   pinMode(stepPin,OUTPUT);
9.   pinMode(dirPin,OUTPUT);
10.    direccion = HIGH;
11.    digitalWrite(dirPin,direccion);
12.  }
13.  void loop() {
14.    VT = analogWrite(A4);
15.    RPM = analogWrite(A5);
16.    IE = analogWrite(A6);
17.    UM = analogWrite(A7);
18.    digitalWrite(stepPin,HIGH);
19.    delayMicroseconds(velocidad);
20.    digitalWrite(stepPin,LOW);
21.    delayMicroseconds(velocidad);
22.  }

```

Para entender la necesidad de separar los datos de lectura y el control del motor se procede a tomar como ejemplo el código mostrado anteriormente. Entre las líneas 14 y 16 se va a realizar una lectura de los pines análogos A4, A5, A6 y A7 que representan parámetros del respirador. Idealmente para un correcto control del motor se debe enviar una señal de 200  $\mu s$  en alto y 200  $\mu s$  en bajo. Al momento de realizar las lecturas ocasiona un error en el ancho de pulso de nivel bajo.



Esto se debe a que el microcontrolador realiza una instrucción cada  $62.5 \text{ ns}$  ( $1/16 \text{ MHz}$ ), con solo realizar la lectura de los 4 pines provoca que el ancho de pulso negativo sea de  $(200 \mu\text{s} + 62.5 \cdot (4) \text{ ns}) = 200.25 \mu\text{s}$  aumentando en  $0.25 \mu\text{s}$  con solo 4 instrucciones, si se siguen aumentando más instrucciones la diferencia se amplifica más y esto afecta control del motor. Por tal razón se decidió utilizar 2 Arduinos, uno para mostrar la información en la pantalla y otro para controlar el movimiento del motor, con esto se asegura que la diferencia entre pulsos positivos y negativos sea mínima.

- **Pines análogos**

Se conectaron a los pines análogos de los 2 Arduinos MEGA 4 potenciómetros. Estos permiten al usuario configurar el Volumen Tidal, Respiraciones por minuto, relación inspiración/expiración y umbral de presión respectivamente. Adicional a los 4 potenciómetros a un arduino se conecta 1 pin para la lectura del sensor de presión. La conexión de los pines análogos se lo puede ver en la

**Figura 40.**

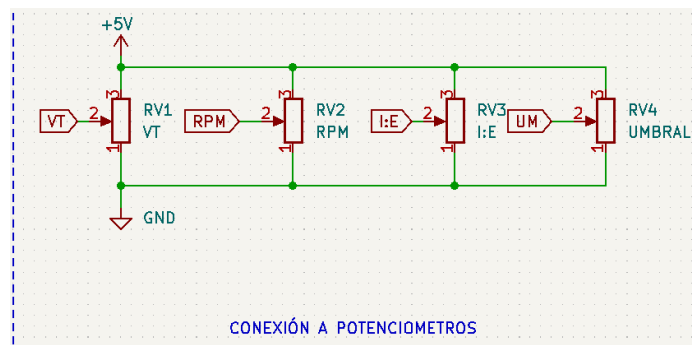
**Figura 40**

Conexiones de los pines Análogos del Arduino MEGA

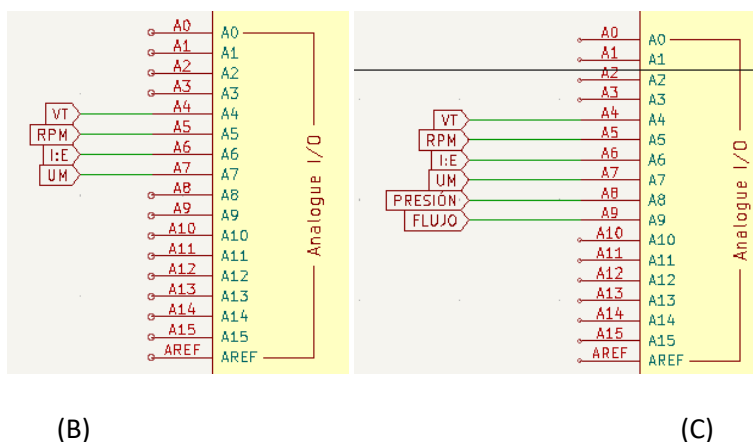
(A) Conexión de potenciómetros.

(B) Conexión de potenciómetros (parámetros del respirador) al primer Arduino MEGA.

(C) Conexión de potenciómetros y sensores al segundo Arduino MEGA.



(A)



*Nota. Esquema de conexión de periféricos.*

- **Pines digitales**

Para el Arduino XA1 se conectan los siguientes periféricos digitales como entrada: un pulsador “CONFIRMAR” y los fines de carrera PUL1 y PUL2. Como salida el control del motor PUL+ y DIR+. ver

**Figura 41**

Para el Arduino XA2 se conectaron los siguientes periféricos como entrada: un pulsador denominado CONFIRMAR y como salida la pantalla LCD I2C ver **Figura 41**.

**Figura 41**

Conexiones de los pines Digitales del Arduino MEGA

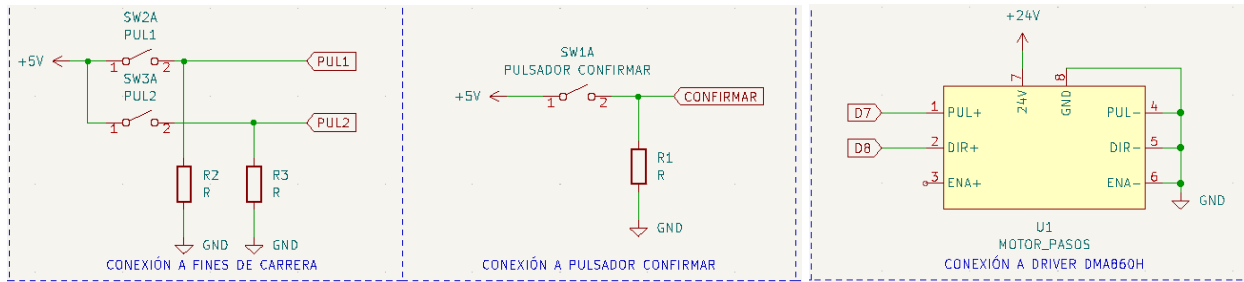
*(A) Conexión de los fines de carrera.*

*(B) Conexión del pulsador CONFIRMAR*

*(C) Conexión del Driver DMA860H*

*(D) Conexión de todos los componentes a los Arduinos.*

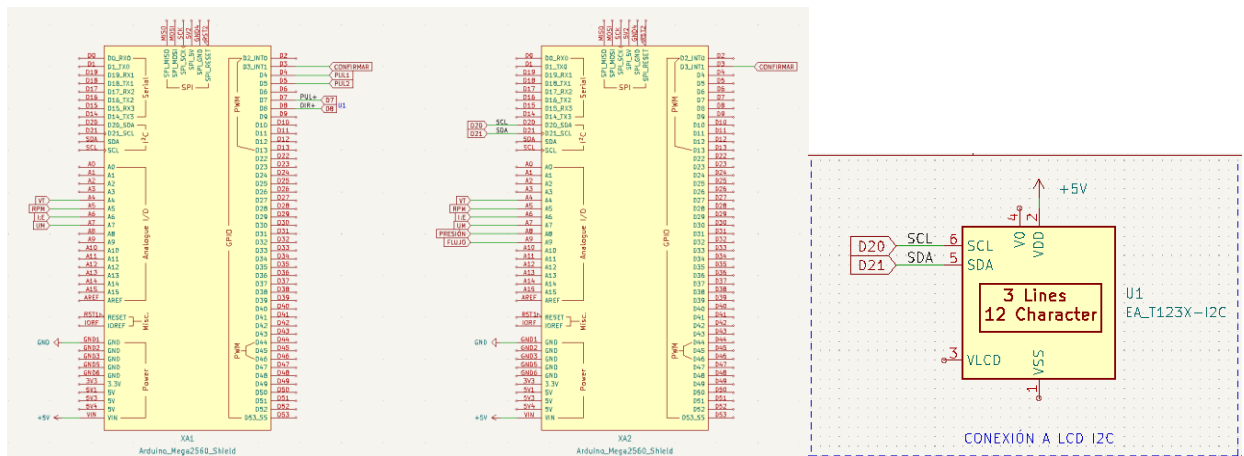
*(E) Conexión de la pantalla LCD I2C.*



(A)

(B)

(C)



(D)

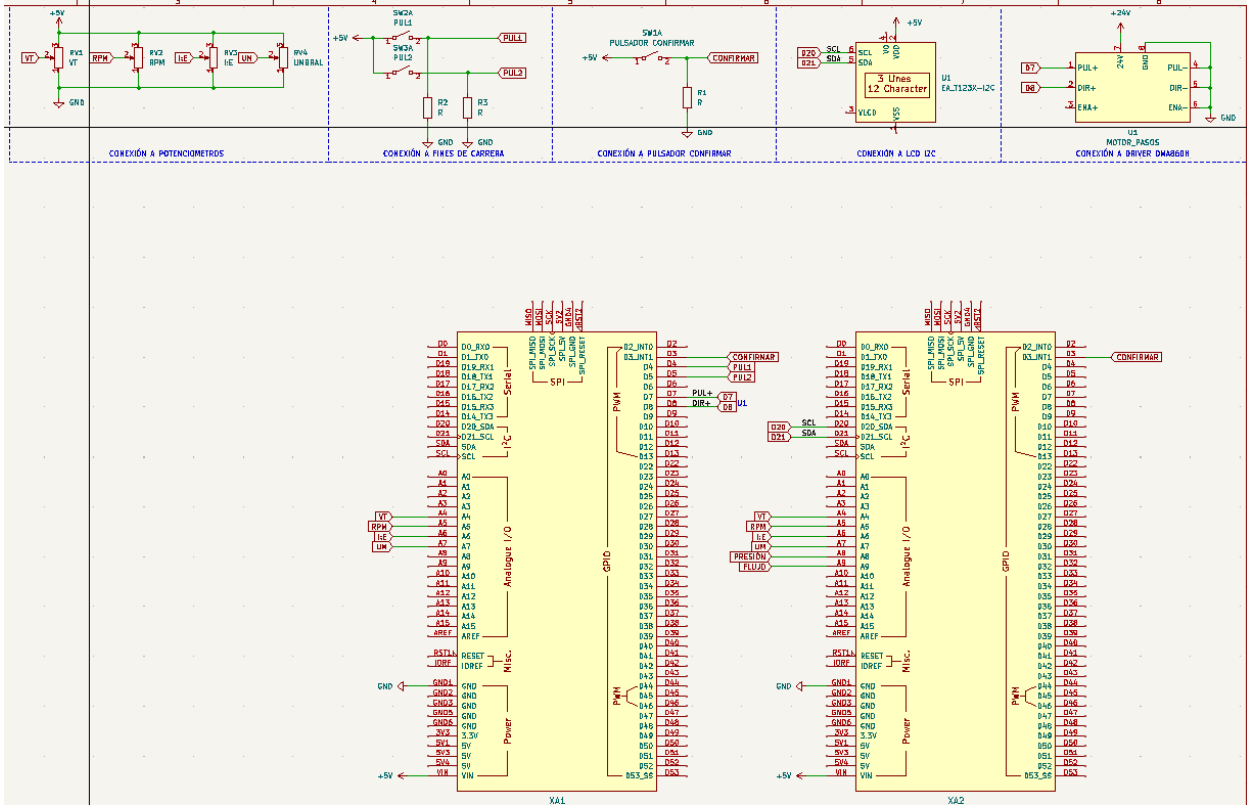
(E)

Nota. Autoría propia.

Una vez analizado los periféricos de entrada y salida se procede a realizar el esquemático final de diseño como se puede ver en la **Figura 42**.

**Figura 42**

*Esquemático final de diseño con Arduino*



Nota. Esquemático final de diseño donde se muestra periféricos de entrada y salida del controlador Arduino.

**Programación del microcontrolador.** Para la explicación de la programación y posterior manual de usuario se tabula y se describe los periféricos de la **Figura 42** en la **Tabla 25**.

Tabla 25

Identificación de entradas y salidas del microcontrolador

Arduino	Descripción	Símbolo	Dirección	Tipo
XA1-XA2	Volumen tidal	VT	A4	Entrada Analógica
XA1-XA2	Respiraciones por minuto	RPM	A5	Entrada Analógica

XA1-XA2	Relación Inspiración: Espiración	IE	A6	Entrada Analógica
XA1-XA2	Umbral	UM	A7	Entrada Analógica
XA2	Sensor de presión	PRESION	A8	Entrada Analógica
XA2	Sensor de flujo	FLUJO	A9	Entrada Analógica
XA1-XA2	Confirmación de parámetros A4-A7	CONFIRMAR	D3	Interrupción
XA1	Fin de carrera	PUL1	D4	Entrada Digital
XA1	Fin de carrera	PUL2	D5	Entrada Digital
XA1	Envío de pulsos al driver	PUL+	D7	Salida Digital
XA1	Cambio de dirección de motor	DIR+	D8	Salida Digital
XA2	Conexión pantalla LCD I2C	SCL	D20	Salida Digital
XA2	Conexión pantalla LCD I2C	SDA	D21	Salida Digital

*Nota.* Esta tabla indica el nombre, dirección y el tipo de variable de los periféricos implementados en Arduino.

- **Configuración de los parámetros del respirador**

La configuración de los parámetros se explica por separado para los dos Arduinos.

- **Arduino XA1**

1. Se configura los pines para el driver (línea 3 a 5) como salidas digitales.
2. Se establece una velocidad inicial que servirá para la etapa Homing (línea 6).
3. Se mantiene el programa en pausa hasta que se pulse el botón CONFIRMAR (línea 7 a 10).
4. Una vez pulsado confirmar se realiza una subtarea llamada etapaPrueba que se refiere a la Etapa Homing (línea 12) explicada en la sección Etapa inicial de búsqueda de referencia (Homing).

- Se configura al botón CONFIRMAR como una interrupción, especificando que realizará la **tarea vel** y será activado con cada flanco ascendente (línea 14).

```

1. void setup(){
2.   // Etapa Inicial
3.   pinMode(stepPin,OUTPUT);
4.   pinMode(dirPin,OUTPUT);
5.   pinMode(enPin,OUTPUT);
6.   velocidad = 2000;
7.   while(digitalRead(CONFIRMAR)==LOW)
8.   {
9.     //Pausa
10.  }
11.  // Etapa de prueba
12.  etapaPrueba();
13.  //Configuración de la interrupción para la velocidad del motor
14.  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(CONFIRMAR),vel, RISING);
15. }

```

### Subtarea etapaPrueba

Esta subtarea está basada en la Etapa Homing, lo que realiza es que sin importar en que posición se encuentran los brazos estos se empezaran a cerrar hasta detectar al fin de carrera interno. Una vez detectado se cambia la dirección del motor para abrir los brazos, en ese transcurso de apertura de brazos el parámetro volumen va aumentando su valor en 1 hasta que se detecte al fin de carrera externo. Una vez detectado el fin de carrera externo, se detiene el motor para que el usuario pueda configurar los parámetros de VT, RPM, I:E y umbral para empezar a trabajar con el respirador mediante el control por volumen.

```

1. void etapaPrueba()
2. {
3.   // val = LOW --> Abre brazos
4.   // val = HIGH --> Cierra brazos
5.   // Cierra brazos
6.   val = HIGH;
7.   digitalWrite(dirPin,val);
8.   while(Pull1==LOW)
9.   {
10.    Pull1=digitalRead(4);
11.    digitalWrite(stepPin,HIGH);
12.    delayMicroseconds(2000);
13.    digitalWrite(stepPin,LOW);
14.    delayMicroseconds(2000);

```

```

15.     }
16.     // Abre brazos
17.     volumen = 0;
18.     val = LOW;
19.     digitalWrite (dirPin, val);
20.     while (Pul2==LOW)
21.     {
22.         Pul2=digitalRead (5);
23.         digitalWrite (stepPin, HIGH);
24.         delayMicroseconds (2000);
25.         digitalWrite (stepPin, LOW);
26.         delayMicroseconds (2000);
27.         volumen++;
28.     }
29.     // Pausa
30.     while (digitalRead (2)==LOW)
31.     {
32.         // Pausa
33.         // En ese momento puedo ya cambiar los parametros
34.     }
35. }

```

### Subtarea vel

Esta etapa se activará cada que haya una interrupción por flanco ascendente en el botón 'CONFIRMAR'. Se realiza esta tarea como interrupción para que no intervenga en las señales de pulso PUL+ del motor. Realiza la captura de los parámetros de los potenciómetros (VT, RPM, IE y el umbral), con estos parámetros se realiza el cálculo para obtener el tiempo de inspiración y espiración.

$$T = \frac{60}{RPM}$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - 0.1$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + 0.1)$$

*Nota. Estas fórmulas se obtuvieron del repositorio de MIT E-vent Emergency Ventilator. Adicional el valor de 0.1 es el tiempo de pausa entre inspiración y espiración, es un valor seteado (MIT recomienda un valor de 0.1 s) este valor puede variar de 0.1 a 0.5 s.*

Con estos datos se configura los pulsos del motor a pasos para que entregue las velocidades que cumplan con los tiempos anteriormente mencionados.

Para obtener las fórmulas de las velocidades de Inspiración y espiración se realiza lo siguiente:



- Hay que considerar que para generar un paso se debe realizar un flanco ascendente y un flanco descendente (ver **Figura 38**), ambos con el mismo ancho de pulso, entonces:

$$2 \cdot Vel_{in} = 1 \text{ paso}$$

- Esto señala que el número de pasos por el %Volumen Tidal debe ser igual a  $T_{in}$ .

$$2 \cdot Vel_{in} \cdot VT = T_{in}$$

- Después se procede a despejar  $Vel_{in}$ .

$$Vel_{in} = \frac{T_{in}}{2 \cdot VT}$$

- Como la fórmula se debe mandar en el comando delaymicroseconds() se la debe multiplicar por  $10^6$  para expresarlo en segundos, esta fórmula es aplicable tanto para  $V_{in}$  y  $V_{ex}$ .

$$Vel_{in} = \frac{T_{in}}{2 \cdot VT} [s] \cdot \frac{10^6 [\mu s]}{1 [s]} = 5 * 10^5 \frac{T_{in}}{VT} [\mu s]$$

$$Vel_{ex} = 5 * 10^5 \frac{T_{ex}}{VT} [\mu s]$$

- Con las  $Vel_{in}$  y  $Vel_{ex}$  obtenidas se les asigna como ancho de pulso para los pasos del tiempo de inspiración y espiración.

```

1. void vel()
2. {
3.   umbral = map(analogRead(A7), 0, 1023, 200, 3000); //????????
4.   IE = map(analogRead(A6), 0, 1023, 1, 4);
5.   RPM = map(analogRead(A5), 0, 1023, 8, 30);
6.   volumenTidal = map(analogRead(A4), 0, 1023, 0, volumen);
7.   T = 60/RPM;
8.   Tin = T/(1+IE)-0.1;
9.   Tex = T - (Tin+0.1);
10.    // Pasos propios
11.    velIn = (Tin/VT)*500000;
12.    velEx = (Tex/VT)*500000;
13. }

```

- **Arduino XA2**

Este Arduino controlara la pantalla LCD I2C en donde se utiliza la librería LiquidCrystal\_I2C. A

continuación, se explica la sección void setup().

1. Se inicializa el LCD, y se escribe en la pantalla “Bienvenido, pulse ‘CONFIRMAR’ para continuar” (línea 8 a 17).
2. Se mantiene en pausa hasta que se pulse el botón ‘CONFIRMAR’ (línea 18 a 21).
3. Se escribe en la pantalla “Fase de prueba – Ventilador Emergente. Cuando acabe el proceso, pulse CONFIRMAR” y se tiene pausado hasta que se pulse el botón ‘CONFIRMAR’ (línea 22 a 37).

```

1. #include <LiquidCrystal_I2C.h>
2. int vol,rpm,ie,umb;
3. int vol_act,rpm_act,ie_act,umb_act;
4. //Crear el objeto lcd dirección 0x27 y 20 columnas x 4 filas
5. LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,20,4); //
6.
7. void setup() {
8.   lcd.init();
9.   //Encender la luz de fondo.
10.  lcd.backlight();
11.  // Escribimos el Mensaje en el LCD.
12.  lcd.setCursor(0,0);
13.  lcd.print(" Bienvenido ");
14.  lcd.setCursor(0,1);
15.  lcd.print(" Pulse 'Confirmar' ");
16.  lcd.setCursor(0,2);
17.  lcd.print(" para continuar ");
18.  while(digitalRead(CONFIRMAR)==LOW)
19.  {
20.    // Pausa
21.  }
22.  lcd.clear();
23.  // Etapa de prueba
24.  lcd.setCursor(0,0);
25.  lcd.print(" Fase de prueba ");
26.  lcd.setCursor(0,1);
27.  lcd.print("Ventilador Emergente");
28.  lcd.setCursor(0,2);
29.  lcd.print("Cuando acabe el pro_");
30.  lcd.setCursor(0,3);
31.  lcd.print("ceso,pulse Confirmar");
32.  delay(2000);
33.  while(digitalRead(CONFIRMAR)==LOW)
34.  {
35.    // Pausa
36.  }
37.  lcd.clear();
38. }

```

- **Etapa de trabajo continuo**

- **Arduino XA1**

Esta etapa el respirador lee el fin de carrera Pul2 y comienza con la abertura de los brazos (Espiración) hasta detectar el fin de carrera externo Pul2. Una vez se encuentra posicionado cambia el sentido de giro de los brazos y se comienza a cerrar. Se inicializa un contador cont que nos permite validar que llegue al volumen Tidal configurado. Se configura un tiempo de espera de 100 ms. Para la configuración de parámetros de velocidad, de debe mover los potenciómetros a los parámetros deseados y aplastar el botón confirmar. Debido a la característica de interrupción la variación de parámetros no afecta al control del motor.

```

1. void loop(){
2.   // Etapa normal
3.   Pul2=digitalRead(4);
4.   // val = LOW --> Abre brazos
5.   // val = HIGH --> Cierra brazos
6.   // Abrir brazos
7.   val = LOW;
8.   digitalWrite(dirPin,val);
9.   while(Pul2==LOW)
10.  {
11.    Pul2=digitalRead(4);
12.    digitalWrite(stepPin,HIGH);
13.    delayMicroseconds(velEx);
14.    digitalWrite(stepPin,LOW);
15.    delayMicroseconds(velEx);
16.  }
17.  // Cerrar brazos
18.  cont = 0;
19.  val = HIGH;
20.  digitalWrite(dirPin,val);
21.  while(cont<=volumenTidal)
22.  {
23.    digitalWrite(stepPin,HIGH);
24.    delayMicroseconds(velIn);
25.    digitalWrite(stepPin,LOW);
26.    delayMicroseconds(velIn);
27.    cont++;
28.  }
29.  // Descanso
30.  delay(100);
31. }

```

- **Arduino XA2**

Esta etapa el Arduino lee a cada momento los potenciómetros para configurar la velocidad del motor.

```

1. void loop() {
2.   // Parametros
3.   vol = map(analogRead(A4), 0, 1023, 0, 100);
4.   rpm = map(analogRead(A5), 0, 1023, 8, 30);
5.   ie = map(analogRead(A6), 0, 1023, 1, 4);
6.   umb = map(analogRead(A7), 0, 1023, 200, 3000);
7.   lcd.setCursor(0, 0);
8.   lcd.print("VOL:");
9.   lcd.print(vol);
10.  lcd.print("%   ");
11.  lcd.setCursor(11, 0);
12.  lcd.print("RPM:");
13.  lcd.print(rpm);
14.  lcd.print("      ");
15.  // Act
16.  if(digitalRead(2)==HIGH)
17.  {
18.    vol_act = map(analogRead(A4), 0, 1023, 0, 100);
19.    rpm_act = map(analogRead(A5), 0, 1023, 8, 30);
20.  }
21.  lcd.setCursor(0, 1);
22.  lcd.print("VOL:");
23.  lcd.print(vol_act);
24.  lcd.print("%   ");
25.  lcd.setCursor(11, 1);
26.  lcd.print("RPM:");
27.  lcd.print(rpm_act);
28.  lcd.print("      ");
29.  //
30.  lcd.setCursor(0, 2);
31.  lcd.print("I/E:");
32.  lcd.print(ie);
33.  lcd.print(":1");
34.  lcd.print("   ");
35.  lcd.setCursor(11, 2);
36.  lcd.print("UMB:");
37.  lcd.print(umb);
38.  lcd.print("      ");
39.  // Act
40.  if(digitalRead(2)==HIGH)
41.  {
42.    ie_act = map(analogRead(A6), 0, 1023, 1, 4);
43.    umb_act = map(analogRead(A7), 0, 1023, 200, 3000);
44.  }
45.  lcd.setCursor(0, 3);
46.  lcd.print("I/E:");
47.  lcd.print(ie_act);
48.  lcd.print(":1");
49.  lcd.print("   ");
50.  lcd.setCursor(11, 3);
51.  lcd.print("UMB:");

```

```
52. lcd.print(umb_act);  
53. lcd.print("      ");  
54. delay(100);  
55. }
```

**Armado del controlador.** Al completar la etapa de diseño del controlador y la programación de este, se muestra como quedo el controlador con sus periféricos.

### Figura 43

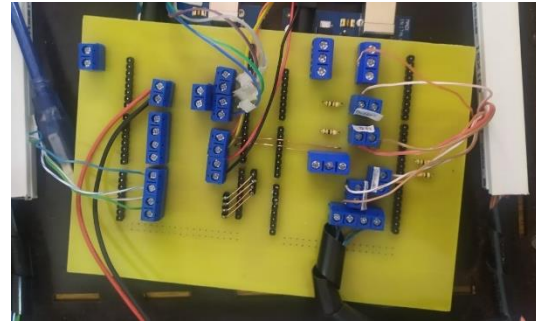
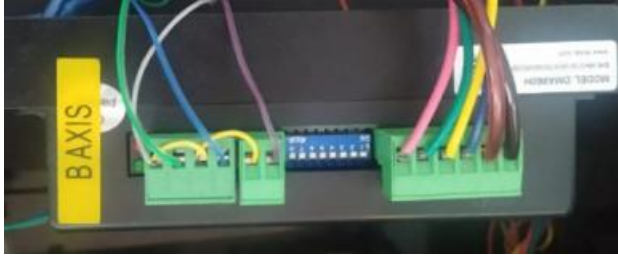
*Conexiones del diseño de los microcontroladores Arduino MEGA*

*(A) Conexión al driver DMA860H.*

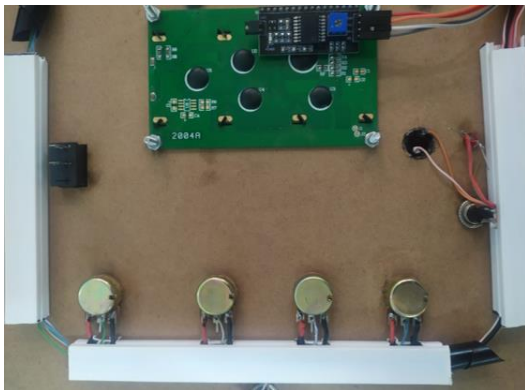
*(B) Conexión de los periféricos a la Placa de los Arduino MEGA*

*(C) Vista de las conexiones del potenciómetro y la Pantalla LCD I2C*

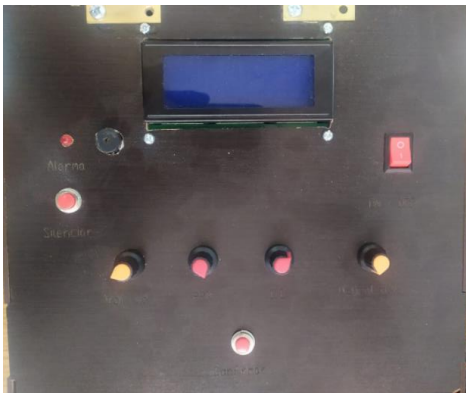
(D) Vista superior de la caja del controlador



(A)



(B)



(C)

(D)

*Nota.* La figura muestra los periféricos y la placa desarrollada para la versión con Arduino.

**Segunda solución ESP 32 Dev Kit.** Se utiliza este controlador ya que el costo está a la par del Arduino Mega y tiene mayores funcionalidades que permiten que el circuito sea más simple para este proyecto.

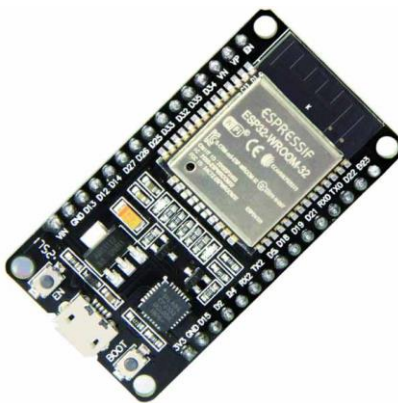
**Tabla 26***Característica de ESP32 Dev Kit*

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Microcontrolador	Dual Core Xtensa LX6
Voltaje de Operación	3.3 V
Alimentación	5 V
Pines de E/S digital	36
Pines de entrada analógica	16
Frecuencia de reloj	160 y 240 MHz

Nota. Extraído de Naylamp Mechatronics,2022.

**Figura 44**

*Microcontrolador: ESP32 DEV KIT DOIT*



Nota. Tomado de “ESP32 Wifi y Bluetooth en un solo chip” por J.Guerra, 2021.

La ventaja del ESP32 con respecto al Arduino MEGA es porque disponen de doble núcleo, logrando realizar 2 tareas de manera paralela.

**Diseño del circuito.** Una vez realizado la primera versión con el microcontrolador Arduino y comprobar que la versión del MIT se acopla al respirador realizado para este proyecto, se decidió optar por realizar una versión que pueda en primera instancia reducir los dos microcontroladores de la primera versión a un solo microcontrolador y como segunda instancia reducir la cantidad de periféricos conectados en la primera versión. Por tal motivo los periféricos a conectar en la versión con ESP32 son los siguientes:

- Pantalla táctil Nextion
  - Entradas Digitales
  - Salidas Digitales
- **Pantalla táctil Nextion**

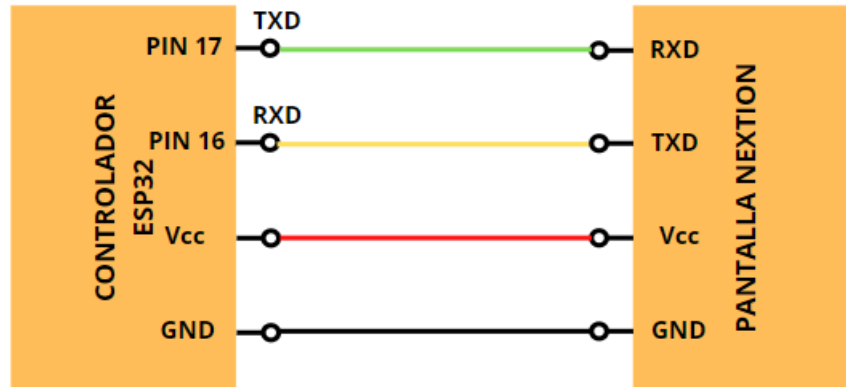
Se optó por la Pantalla Nextion NX4827T043\_011 de 4.3 pulgadas dado que el tamaño de esta pantalla permite visualizar de mejor manera los parámetros del respirador, además que se encuentra en un precio medio de \$70 a \$80, con esta pantalla se reduce los potenciómetros, el botón y la pantalla LCD I2C de la versión con Arduinos MEGA.

La Pantalla conecta su pin RXD y TXD al pin TXD y RXD del ESP32 respectivamente como se puede ver en **Figura 45**.

#### **Figura 45**

*Conexión de los pines del ESP32 a los pines de la Pantalla NEXTION*





Nota: *Autoría propia*

### Interfaz gráfica

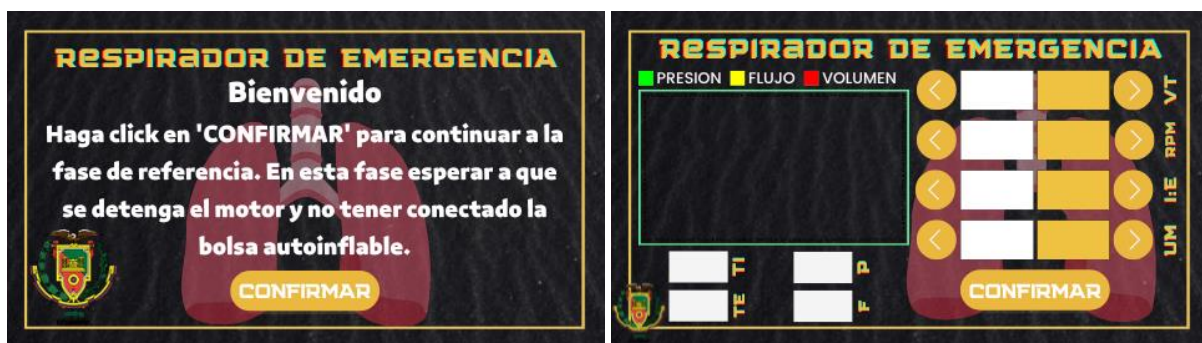
Para la interfaz gráfica se considera que se debe indicar el principio de la etapa Homing y otra donde se muestre los parámetros a controlar, obteniendo esta interfaz.

**Figura 46**

*Diseño de interfaz gráfica*

(A) *Etapa de bienvenida y fase etapa Homing.*

(B) *Etapa de configuración y visualización de parámetros*



(A)

(B)

Una vez realizado el diseño de la interfaz, se procede a realizar la asignación de elementos en la pantalla.

- Pantalla A

En esta pantalla se configura el botón CONFIRMAR haciendo que cuando se pulse se envíe la palabra CONFIRMAR por transmisión serial hacia el ESP32 y que cambie de la Pantalla A a la Pantalla B.

### Figura 47

*Elementos de la interfaz gráfica de la pantalla A*



Nota: La figura muestra el elemento botón b0 'CONFIRMAR'. *Autoría propia.*

#### ○ Pantalla B

Se asigna en la pantalla B los botones, formas de onda, cajones con números y textos. Donde los botones del grupo a) varían el valor de los cuadros blancos del grupo b) y cuando se pulse el botón CONFIRMAR se pasa los valores de los cuadros blancos a los cuadros amarillos, adicional también se envía por transmisión serial estos valores al ESP32 y se aplica los valores del tiempo de inspiración y espiración en el grupo c).

La forma de onda se visualiza en el recuadro verde con nombre s0, encontrándose los parámetros volumen, flujo y control.

### Figura 48

*Elementos de la interfaz gráfica de la pantalla B*



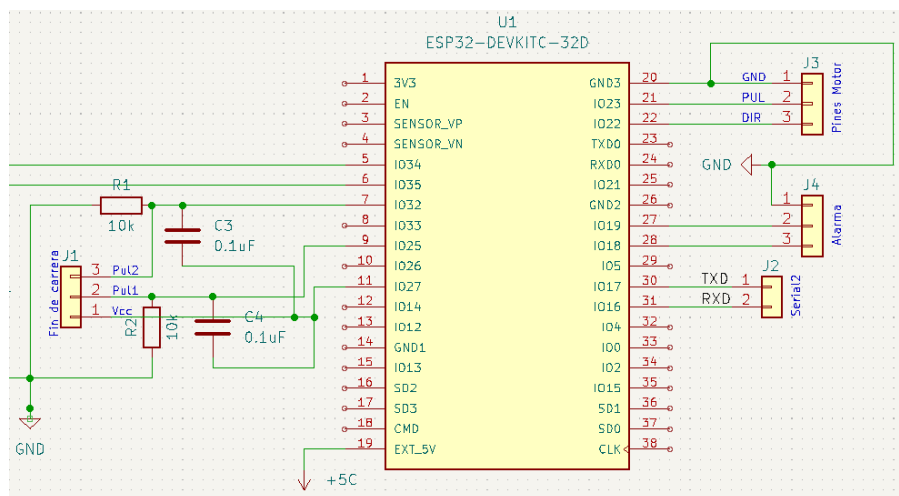
Nota: Autoría propia.

- Pines digitales

La conexión de las entradas digitales se utiliza para conectar los fines de carrera PUL1 y PUL2. Mientras que las salidas digitales se conectan a los pines de pasos PUL+ y dirección DIR+ del driver DMA8690H.

Figura 49

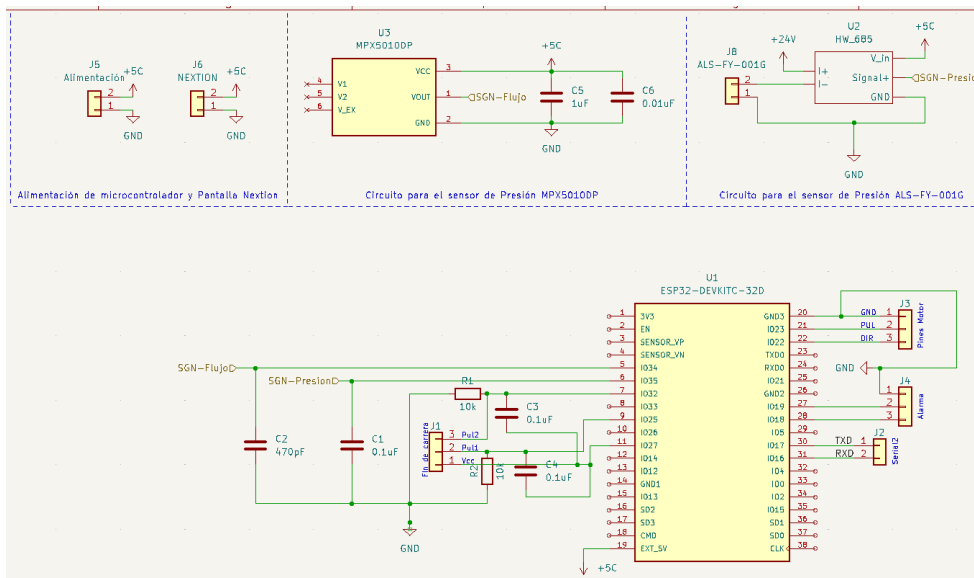
Conexiones de los periféricos al microcontrolador ESP32



Nota. Autoría propia.

Figura 50

Esquemático final de diseño con ESP32



Nota. Autoría propia.

**Programación del microcontrolador.** Con respecto a la **Figura 50** se procede a indicar en la siguiente tabla los pines del ESP32 y la conexión para explicar la programación.

**Tabla 27**

*Identificación de entradas y salidas del microcontrolador*

Descripción	Símbolo	Dirección	Tipo
Volumen tidal	VT	RXD	Transmisión serial
Respiraciones por minuto	RPM	RXD	Transmisión serial
Relación Inspiración: Espiración	IE	RXD	Transmisión serial
Umbral	UM	RXD	Transmisión serial
Confirmación de parámetros	CONFIRMAR	RXD	Transmisión serial
Fin de carrera	PUL1	32	Entrada Digital
Fin de carrera	PUL2	25	Entrada Digital
Envío de pulsos	PUL+	23	Salida Digital
Cambio de dirección de motor	DIR+	22	Salida Digital

*Nota. La tabla muestra el nombre, dirección y tipo de variable para la programación con ESP32.*

- **Configuración de los parámetros del respirador**

1. Se configura los pines stepPin y dirPin para el control del motor (líneas 2 y 3).
2. Las variables Pul1 y Pul2 de los fines de carrera se asignan como entradas digitales (líneas 4 y 5).
3. Se especifica la velocidad del motor para la etapa Homing (línea 6).
4. Se establece la configuración para la transmisión serial en baudios, la paridad y los pines utilizados como transmisor y receptor (línea 7).
5. Se genera una secuencia de espera para recibir por transmisión serial la confirmación del usuario, este se presenta mediante la pantalla Nextion (lineas del 9 al 15).
6. Una vez generada la confirmación del usuario se ejecuta la subtarea etapaPrueba() que se refiere a la etapa Homing (línea 17).
7. Se crea el objeto xTaskCreatePinnedToCore(), aquí se establece realizar la tarea readSensor en el núcleo 0 (la tarea loop por default se realiza en el núcleo 1).

```

1. void setup() {
2.   pinMode(stepPin,OUTPUT);
3.   pinMode(dirPin,OUTPUT);
4.   pinMode(Pul1,INPUT);
5.   pinMode(Pul2,INPUT);
6.   velocidad = 2000;
7.   Serial2.begin(9600, SERIAL_8N1, RXD2, TXD2);
8.   dato="NO";
9.   while(dato!="CONFIRMAR")
10.  {
11.    if(Serial2.available())
12.    {
13.      dato = Serial2.readString();
14.    }
15.  }
16.  // Etapa de prueba
17.  etapaPrueba();
18.  cont = 0;
19.  // Creación de tarea para el nucleo 0
20.  xTaskCreatePinnedToCore(
21.    readSensor,          // Nombre del loop creado
22.    "Task_2",           // Nombre

```

```

23.     10000,           // Tamaño de la pila
24.     NULL,           // Parametro casi siempre nulo
25.     1,              // Prioridad de la tarea
26.     &taskCore0,     // Nombre de la tarea
27.     0);             // Nucleo donde se ejecuta la tarea
28. }

```

### Subtarea etapaPrueba

Esta subtarea trabaja semejante a la subtarea etapaPrueba de Arduino, la única diferencia radica que al final de completar la etapa Homing esta se queda detenida hasta detectar cualquier valor que venga por transmisión serial.

```

1. void etapaPrueba()
2. {
3.     dato1 = 0;
4.     dato2 = 0;
5.     // val = LOW --> Abre brazos
6.     // val = HIGH --> Cierra brazos
7.     val = HIGH;
8.     digitalWrite(dirPin, val);
9.     int state_Pul2 = digitalRead(Pul2);
10.    int state_Pull1 = digitalRead(Pull1);
11.    while(dato1!=100)
12.    {
13.        state_Pull1 = digitalRead(Pull1);
14.        state_Pul2 = digitalRead(Pul2);
15.        digitalWrite(stepPin, HIGH);
16.        delayMicroseconds(2000);
17.        digitalWrite(stepPin, LOW);
18.        delayMicroseconds(2000);
19.        if(state_Pull1==HIGH)
20.        {
21.            dato1 = 100;
22.        }
23.    }
24.    // Abre brazos
25.    volumen = 0;
26.    val = LOW;
27.    digitalWrite(dirPin, val);
28.    while(dato2!=100)
29.    {
30.        state_Pull1 = digitalRead(Pull1);
31.        state_Pul2 = digitalRead(Pul2);
32.        digitalWrite(stepPin, HIGH);
33.        delayMicroseconds(2000);
34.        digitalWrite(stepPin, LOW);
35.        delayMicroseconds(2000);
36.        volumen++;
37.        if(state_Pul2==HIGH && state_Pull1==LOW)
38.        {
39.            dato2 = 100;

```

```

40.     }
41.     }
42.     // Pausa
43.     while (Serial2.available() != NULL)
44.     {
45.         // Pausa
46.     }
47.     dato1=0;
48.     dato2=0;
49.     if (Serial2.available())
50.     {
51.         serialEvent();
52.     }
53. }

```

### Subtarea readSensor

Esta etapa realiza la captura de la información de los pines analógicos 34(presión), 35(flujos) y la variable volumen enviando esta información por transmisión serial hacia la pantalla.

```

1. void readSensor(void *parameter){
2.     while(true){
3.         // Presión
4.         Serial2.print("add 10,0,");
5.         Serial2.print(analogRead(34));
6.         Serial2.write(0xff);
7.         Serial2.write(0xff);
8.         Serial2.write(0xff);
9.         // Flujo
10.        Serial2.print("add 10,1,");
11.        Serial2.print(analogRead(35));
12.        Serial2.write(0xff);
13.        Serial2.write(0xff);
14.        Serial2.write(0xff);
15.        // Volumen
16.        Serial2.print("add 10,2,");
17.        Serial2.print(map(cont,0,volumen,0,255));
18.        Serial2.write(0xff);
19.        Serial2.write(0xff);
20.        Serial2.write(0xff);
21.        if (Serial2.available())
22.        {
23.            serialEvent();
24.        }
25.        delay(100);
26.
27.    }
28.    vTaskDelay(10);
29.    delay(1000);
30. }

```

### Subtarea serialEvent

Esta etapa captura la información serial que envía la pantalla Nextion, la información enviada se ve de la siguiente forma:

50;15;1:1;0

70;10;1:3;0

Separamos la información por los símbolos ';' donde cada uno de los números separados por ';' se refieren a los parámetros VT, RPM, IE y umbral de presión. Al capturar esta información se aplican las fórmulas explicadas para la subtarea vel del diseño con Arduino MEGA para modificar las velocidades de inspiración ( $V_{in}$ ) y espiración ( $V_{ex}$ ).

```

1. // Lectura de la trama de datos enviada por la pantalla Nextion
2. void serialEvent() {
3.   String datosrecibidos = Serial2.readString();
4.   String elemento1 = s.separa(datosrecibidos, ';', 0);
5.   String elemento2 = s.separa(datosrecibidos, ';', 1);
6.   String elemento3 = s.separa(datosrecibidos, ';', 2);
7.   String elemento4 = s.separa(datosrecibidos, ';', 3);
8.   Serial.println(elemento3);
9.   if(elemento3=="1:1")
10.    {
11.      IE=1;
12.    }else if(elemento3=="1:2")
13.    {
14.      IE=2;
15.    }else if(elemento3=="1:3")
16.    {
17.      IE=3;
18.    }else if(elemento3=="1:4")
19.    {
20.      IE=4;
21.    }
22.   VT = map(elemento1.toInt(), 0, 100, 0, volumen);
23.   RPM = elemento2.toInt();
24.   UM = elemento4.toInt();
25.   T = 60/RPM;
26.   Tin = T/(1+IE)-0.1;
27.   Tex = T - (Tin+0.1);
28.   velIn = (Tin/VT)*500000;
29.   velEx = (Tex/VT)*500000;
30. }
31.

```

- **Etapa de trabajo continuo**



Esta etapa el respirador lee el fin de carrera Pul2 y lo que realiza es abrir los brazos (Espiración) hasta detectar el fin de carrera externo Pul2, y en la etapa de cierre de brazos empieza un contador cont aumentando de 1 en 1 hasta que el valor sea igual al volumen Tidal seteado en los parámetros del potenciómetro (Inspiración), considerando que entre la inspiración y espiración hay una pausa de 100 ms.

```

1. void loop() {
2.     // val = LOW --> Abre brazos
3.     // val = HIGH --> Cierra brazos
4.     // Abrir brazos
5.     val = HIGH;
6.     digitalWrite(dirPin, val);
7.     while(cont <= VT)
8.     {
9.         // Pul1=digitalRead(13);
10.        digitalWrite(stepPin, HIGH);
11.        delayMicroseconds(velIn);
12.        digitalWrite(stepPin, LOW);
13.        delayMicroseconds(velIn);
14.        cont++;
15.    }
16.    // Pausa entre inspiración y espiración
17.    delay(100);
18.    cont = 0;
19.    // Abre brazos
20.    int state_Pul2 = digitalRead(Pul2);
21.    val = LOW;
22.    digitalWrite(dirPin, val);
23.    while(state_Pul2 == LOW)
24.    {
25.        state_Pul2 = digitalRead(Pul2);
26.        digitalWrite(stepPin, HIGH);
27.        delayMicroseconds(velEx);
28.        digitalWrite(stepPin, LOW);
29.        delayMicroseconds(velEx);
30.    }
31. }

```

**Armado del controlador.** Al completar la etapa de diseño del controlador y la programación, se muestra como quedo el controlador con sus periféricos.

### Figura 51

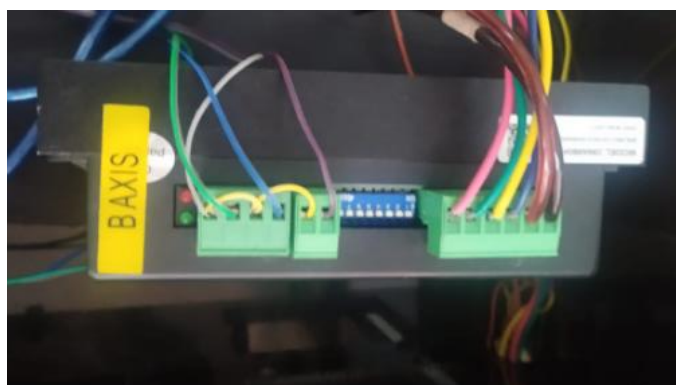
*Conexiones del diseño con el microcontrolador ESP32*

(A) *Conexión al driver DMA860H.*

(B) Conexión de los periféricos a la Placa ESP32

(C) Vista de la conexión de la pantalla Nextion

(D) Vista superior de la caja del controlador



(A)

(B)



(C)



(D)

## Capítulo IV

### Precedentes

El proyecto de Respiradores Mecánicos. Ingeniería inversa de un respirador comercial y desarrollo de un respirador mecánico de bajo costo de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE inició en abril de 2020 liderado por el Departamento de Ciencias Mecánicas. En julio de 2020 este proyecto contó con una aprobación de inversión por parte del Vicerrectorado de Investigación, Innovación y Transferencia Tecnológica de \$ 30000, con el paso del tiempo la Universidad dispuso de los recursos asignados a este proyecto a otros con mayor prioridad, por lo tanto, se decidió por parte del grupo de trabajo que el proyecto sea financiado como parte de la tesis de grado de estudiantes de mecánica y electrónica.

### *Diseño Mecánico*

El proyecto tuvo su primer diseño mecánico con la estructura y los ejes realizados en acrílico, utilizando el motor y driver donados por la misma Universidad (ver **Figura 52**).

### **Figura 52**

*Respirador emergente: Primera versión – estructura y ejes en acrílico.*



*Nota.* Primera versión del respirador emergente. Estructura y ejes realizados en acrílico.

Esta versión no podía controlar el motor, por lo cual en mayo de 2020 se llamó a los estudiantes Luis Villacis y Bryan Loarte para resolver el problema del motor y leer la lectura de los datos de los

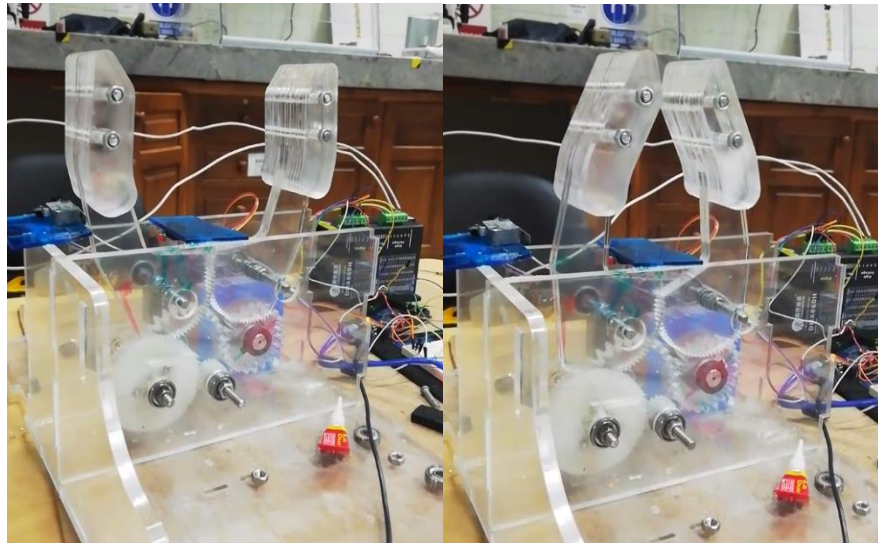
sensores de presión. En junio del mismo año se logra que esta versión pueda abrir y cerrar los brazos sin la bolsa autoinflable (ver **Figura 53**).

### Figura 53

*Movimiento de los brazos del respirador.*

(A) *Apertura de los brazos.*

(B) *Cierre de los brazos.*



(A)

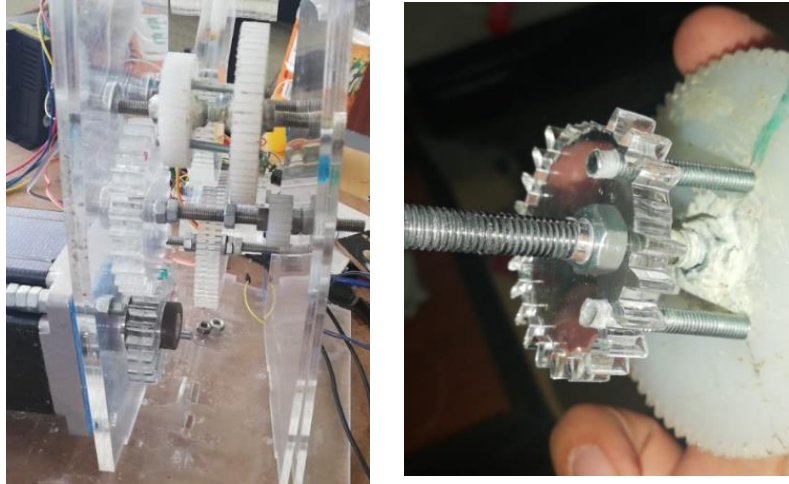
(B)

*Nota.* Vista de los componentes mecánicos de la primera versión del respirador emergente.

Cuando se realizaron las pruebas con la bolsa autoinflable, se evidenció que se deslizaba el eje blanco de la **Figura 53**, provocando que los brazos no se muevan, por lo que se decidió atornillar el eje blanco con el eje que se encontraba al frente del mismo. Con esto se logró que ya no se deslice, pero género que se quebraran los dientes ver **Figura 54** de los ejes transparentes ya que no eran suficientemente fuertes para presionar a la bolsa autoinflable.

**Figura 54**

*Rotura de dientes de los ejes en acrílico debido a la fuerza que generaba el resucitador manual.*

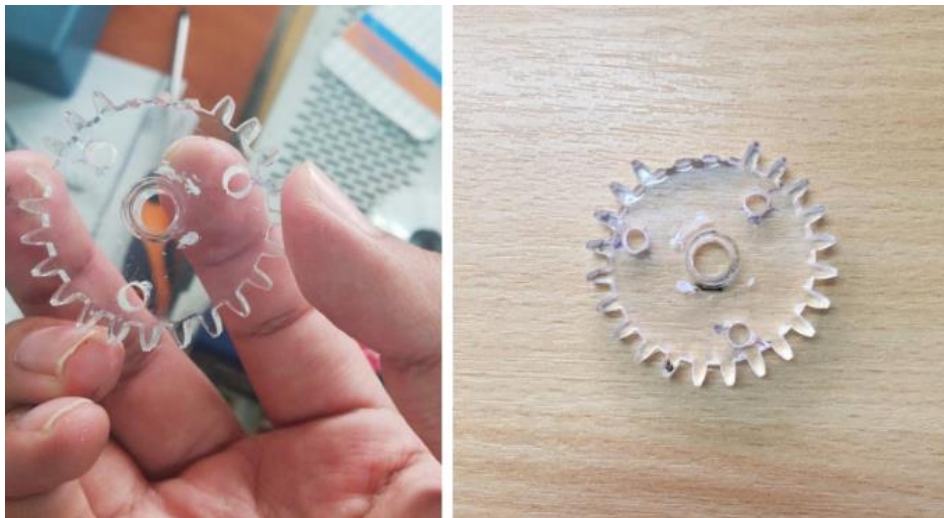


*Nota. Rotura de los ejes al trabajar con resistencias (bolsa autoinflable).*

Se utilizó el doble de ejes transparentes para solventar el inconveniente, se realizaron nuevamente las pruebas, pero volvió a generar el mismo problema, se rompieron los dientes de los ejes ver **Figura 55**.

**Figura 55**

*Rotura de los ejes dobles en acrílico debido a la fuerza generada por el resucitador manual.*



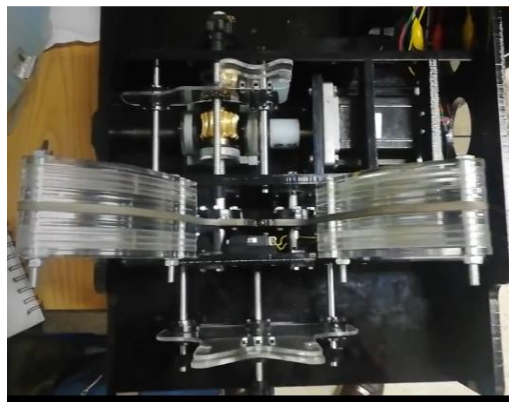
*Nota. Rotura de los ejes al trabajar con resistencias (bolsa autoinflable).*

Al tener estos problemas, se entregaron nuevamente otros ejes realizados en el mismo material, pero en este caso se prefirió trabajar el respirador sin la bolsa autoinflable, ya que se llegó a la conclusión de que los modelos en acrílicos apoyan a visualizar los movimientos que hace los brazos del respirador, pero no para realizar pruebas de resistencia mecánica.

A finales de agosto de 2021, gracias al apoyo de los entonces estudiantes del departamento de Ciencias Mecánicas Cristhian Lujé y Jorge Rodríguez, se logra la construcción del respirador mecánico de bajo costo ver **Figura 56** (Lujé & Rodríguez, 2021), con el que se posibilita la realización de la instrumentación y control electrónico del respirador como también la realización de ensayos de resistencia mecánica. Este diseño tiene un peso de 16 KG, por lo tanto, este respirador no es un equipo móvil, sino un equipo semifijo.

### **Figura 56**

*Diseño final mecánico del respirador emergente*



*Nota.* Diseño final de la estructura mecánica del respirador emergente.

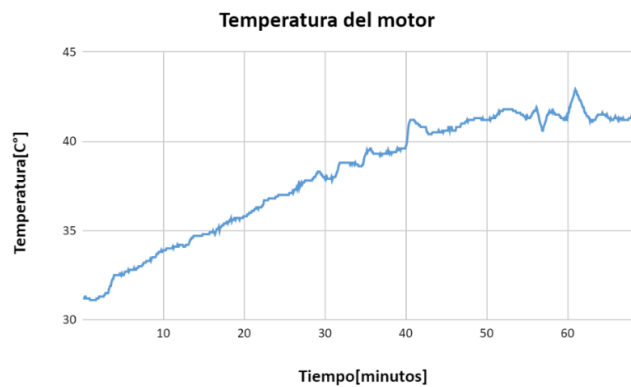
### ***Motor a pasos***

Se examinó el funcionamiento del motor donado, se observó vibraciones y aumento de temperatura de la estructura a valores de 43°C ver **Figura 57**, se procede a realizar revisiones del driver.

Revisando el Datasheet se ve que las conexiones con respecto al driver se encuentran correctas. Se configuro el driver a máximo 5 [A] (amperaje de operación del motor) y con 800 pasos por revolución.

### Figura 57

*Temperatura de motor sin ventilador: Aumento de temperatura a niveles de hasta 43°C*



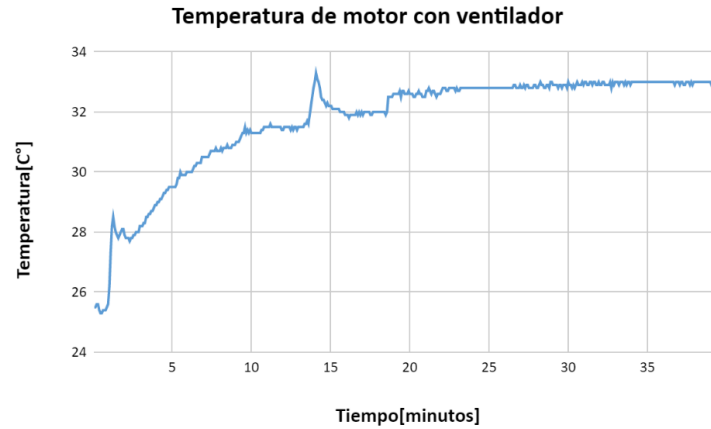
*Nota. Evaluación de la temperatura del motor en una hora de datos con respecto a la temperatura, sin ventilador*

Según el datasheet el motor puede soportar temperaturas entre -20°C a 50°C, por lo que la temperatura se encuentra dentro del margen. Aun así, se conectó un ventilador de 5[V] logrando que llegara a temperaturas de 33°C a un corriente de trabajo de 5 amperios sin resistencia.

### Figura 58

*Temperatura de motor con ventilador: Estabilidad de temperatura en 33°C*





*Nota. Evaluación de la temperatura del motor en 35 minutos de datos con respecto a la temperatura, con ventilador*

### **Sensores de presión**

La universidad donó los siguientes sensores de presión el MPX5050DP, MPX5000DP Y MPX5100DP, Al principio para acondicionar la presión de estos sensores se utilizó el manómetro en forma de U. El problema de usar este manómetro recaía en la obtención de los valores ya que se necesitaba realizarlo de manera visual ver

**Figura 59**, esto sumado a la baja sensibilidad requerida por parte del proyecto y los materiales de prueba utilizados generaban que los datos tuvieran un error considerable sobre todo por falla humana.



**Figura 59**

*Manómetro en forma de U para la medición de diferencia de presión*



Por tal razón se decidió hacer la compra de un manómetro de presión digital Testo 510 para utilizarlo como señal patrón para el acondicionamiento de los sensores de presión. Gracias a este primer análisis se llegó a la conclusión de que los sensores MPX5000DP Y MPX5100DP no poseían la sensibilidad necesaria para el trabajo debido a su rango de operación, por lo que se decidió utilizar el sensor MPX5050DP y un sensor importado el MPX5010DP analizados en la sección *Sensores de presión*.

**Figura 60**

*Manómetro de presión digital Testo 510*

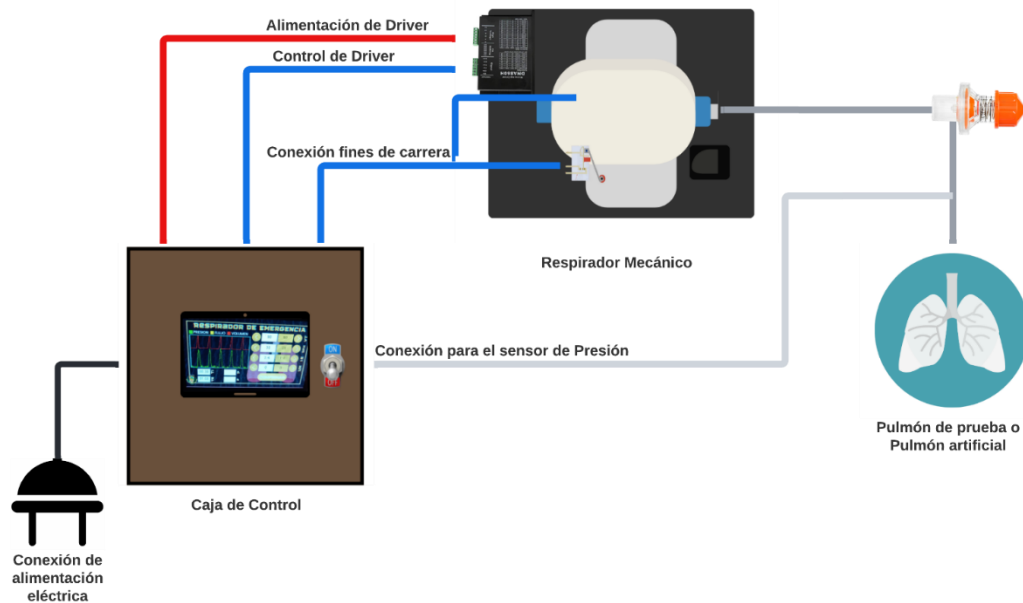


### Evaluación de funcionamiento

En la evaluación de funcionamiento del respirador se realizó las conexiones de los dispositivos como se muestra en la **Figura 61**:

**Figura 61**

*Conexiones del respirador de Emergencia*



*Nota. Autoría propia. Conexiones eléctricas y neumáticas del respirador.*

## Control

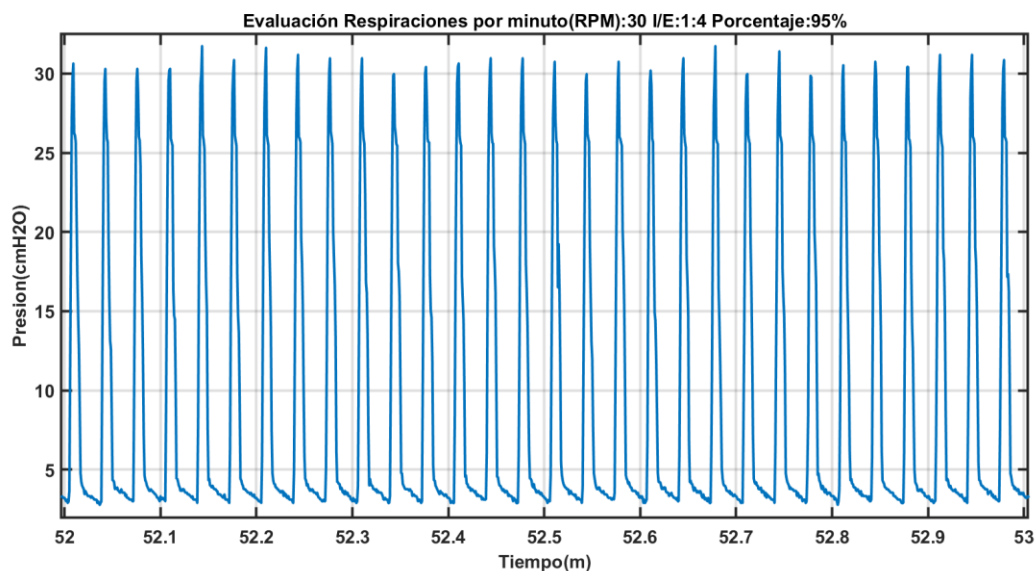
Para la evaluación del control se utilizó como pulmón de prueba a un recipiente de material flexible donde se analizó los parámetros de entrada con respecto a la teoría, estos parámetros son los siguientes:

- Presión suministrada
- Ciclo de inhalación y exhalación
- Respiraciones por minuto(RPM)

Para validar el parámetro RPM se toma un minuto de datos y se cuenta las respiraciones en la ventana de tiempo, para entender este proceso se toma como ejemplo una abertura del 95% a 30 respiraciones por minuto con un ciclo de inhalación y exhalación 1:4, como se puede ver en la **Figura 62**.

**Figura 62**

*Evaluación 30 respiraciones por minuto abertura 95% ciclo I/E 1:4*

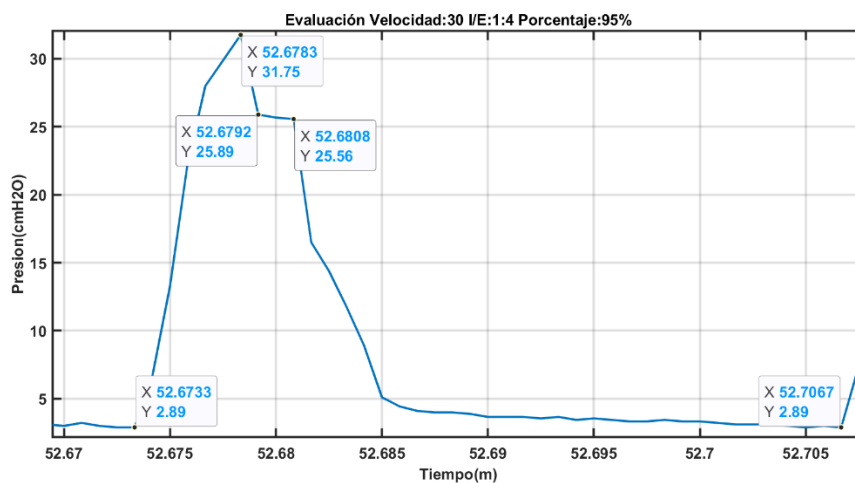


*Nota. Autoría propia. Evaluación de ejemplo ventana de 1 minuto análisis de respiraciones por minuto 30 respiraciones en un minuto.*

Una vez evaluado las respiraciones por minuto, se procede a obtener los parámetros individuales de las respiraciones como se ve en la **Figura 63**.

**Figura 63**

*Evaluación individual a 30 RPM, Volumen Tidal: 95%, Ciclo I/E: 1:4*



*Nota.* Autoría propia. Análisis individual de las respiraciones del respirador, prueba globo de aire, 'x' es el tiempo en minutos y 'y' la presión en cmH<sub>2</sub>O. Parámetros: Periodo de la señal de 2.004 segundos, Tiempo de inspiración de 0.3 segundos, Tiempo meseta de 0.15 segundos y un tiempo de exhalación de 1.554 segundos.

Valores obtenidos:

$$T = (52.7067 - 52.6733) \cdot 60 = 2.004$$

$$T_{in} = (52.6783 - 52.6733) \cdot 60 = 0.3$$

$$T_h = (52.6808 - 52.6792) \cdot 60 = 0.15$$

$$T_{ex} = (52.7067 - 52.6808) \cdot 60 = 1.554$$

Una vez obtenidos los valores de la onda de señal se compara con la teoría establecida:

Parámetros:

- Respiraciones por minuto: 30
- I/E: 1:4

$$T = \frac{60}{BPM} = \frac{60}{30} = 2$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - T_h = \frac{2}{1 + 4} - 0.1 = 0.3$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + T_h) = 1.6$$

Una vez obtenido los datos, se tabula la siguiente información como se puede ver en la **Tabla**

**28:**

**Tabla 28**

*Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minuto - Abertura 95% - ciclo I/E 1:4*

Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Error [%]
Respiraciones por minuto	30	30	0
Periodo	2	2.004	0.2
Tiempo de inspiración	0.3	0.3	0
Tiempo de espera	0.1	0.15	50
Tiempo de exhalación	1.6	1.554	2.875

*Nota.* Esta tabla indica el porcentaje de error del valor teórico con respecto al real de los parámetros de la respiración.

Al analizar la **Tabla 28** se puede ver que parámetros como las respiraciones por minuto, periodo, tiempo de inspiración y tiempo de exhalación son menores al 5% de error. El error recae en el tiempo de

espera, debido a la tolerancia del diseño mecánico para el caso de la **Tabla 28** recae en un retraso de 0.05 segundos haciendo que el ciclo I/E sea 1:3.88.

Esto se replica para ciclos de inspiración de I/E: 1:2 y 1:4 y velocidades de 15,20,30 se desarrolla el valor teórico de los datos y se tabula por cada parámetro:

**Parámetros:**

**RPM: 15**

**I/E: 1:2**

$$T = \frac{60}{RPM} = \frac{60}{15} = 4$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - T_h = \frac{4}{1 + 2} - 0.1 = 1.233$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + T_h) = 2.667$$

**Parámetros:**

**RPM: 20**

**I/E: 1:2**

$$T = \frac{60}{RPM} = \frac{60}{20} = 3$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - T_h = \frac{3}{1 + 2} - 0.1 = 0.9$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + T_h) = 2$$

**Parámetros:**

**RPM: 30**

**I/E: 1:2**

$$T = \frac{60}{RPM} = \frac{60}{30} = 2$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - T_h = \frac{2}{1 + 2} - 0.1 = 0.567$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + T_h) = 1.333$$

**Parámetros:**

**RPM: 15**

**I/E: 1:4**

$$T = \frac{60}{RPM} = \frac{60}{15} = 4$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - T_h = \frac{4}{1 + 4} - 0.1 = 0.7$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + T_h) = 3.2$$

**Parámetros:**

**RPM: 20****I/E: 1:4**

$$T = \frac{60}{RPM} = \frac{60}{20} = 3$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - T_h = \frac{3}{1 + 4} - 0.1 = 0.5$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + T_h) = 2.4$$

**Parámetros:****RPM: 30****I/E: 1:4**

$$T = \frac{60}{RPM} = \frac{60}{30} = 2$$

$$T_{in} = \frac{T}{1 + IE} - T_h = \frac{2}{1 + 4} - 0.1 = 0.3$$

$$T_{ex} = T - (T_{in} + T_h) = 1.6$$

Para la tabulación de los parámetros se tomó el valor recomendado de 90 y 95% de volumen tidal.

**Parámetros:****I/E: 1:2**



Tabla 29

Tabla de Evaluación de respiraciones por minuto ciclo I/E 1:2

Volumen Tidal	Respiraciones por minuto	Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Valor teórico – Valor obtenido	Error [%]
90	15	Respiraciones por minuto	15	15	0	0.000%
		Periodo	4.000	3.996	0.004	0.100%
		Tiempo de inspiración	1.233	1.200	0.033	2.703%
		Tiempo de espera	0.1	0.198	-0.098	98.000%
		Tiempo de exhalación	2.667	2.598	0.069	2.575%
	20	Respiraciones por minuto	20	20	0	0.000%
		Periodo	3.000	3.000	0.000	0.000%
		Tiempo de inspiración	0.900	0.948	-0.048	5.333%
		Tiempo de espera	0.1	0.102	-0.002	2.000%
		Tiempo de exhalación	2.000	1.950	0.050	2.500%
	30	Respiraciones por minuto	30	30	0	0.000%
		Periodo	2.000	2.004	-0.004	0.200%
		Tiempo de inspiración	0.567	0.504	0.063	11.059%
		Tiempo de espera	0.1	0.246	-0.146	146.000%
		Tiempo de exhalación	1.333	1.254	0.079	5.950%
95	15	Respiraciones por minuto	15	15	0	0.000%
		Periodo	4.000	3.984	0.016	0.400%
		Tiempo de inspiración	1.233	1.086	0.147	11.922%
		Tiempo de espera	0.1	0.234	-0.134	134.00%
		Tiempo de exhalación	2.667	2.664	0.003	0.1125%
	20	Respiraciones por minuto	20	20	0	0.000%
		Periodo	3.000	2.982	0.018	0.600%
		Tiempo de inspiración	0.900	0.744	0.156	17.333%
		Tiempo de espera	0.1	0.282	-0.182	182.00%

Volumen Tidal	Respiraciones por minuto	Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Valor teórico – Valor obtenido	Error [%]
		Tiempo de exhalación	2.000	1.956	0.044	2.200%
		Respiraciones por minuto	30	30	0	0.000%
		Periodo	2.000	2.004	-0.004	0.200%
	30	Tiempo de inspiración	0.567	0.504	0.063	11.111%
		Tiempo de espera	0.1	0.246	-0.146	146.00%
		Tiempo de exhalación	1.333	1.254	0.079	5.926%

*Nota.* Tabla de evaluación respirador mecánico emergente con un VT=90%, y I/E:1:2 .

Como se puede ver en la **Tabla 29** el mayor error se concentra en el tiempo de espera, este es generado por el diseño mecánico, el cual fue diseñado para no romperse al expandirse, el error mecánico genera un retraso de 0.182 segundos.

El error del parámetro de frecuencia respiratoria es menor al 1%, este valor fue evaluado y controlado mediante la posición de pasos del motor, por lo tanto, se auto ajusta a los fines de carrera puestos, y no se ve afectado por el error mecánico lo que nos permite generar correctamente las respiraciones por minuto.

Para evaluar los diferentes ciclos se utiliza la formula:

$$\text{proporcion expiración inspiración} = \frac{T_{ex}}{T_{in} + T_h}$$

Obtenemos los siguientes datos ver **Tabla 30**

**Tabla 30**

*Tabla de Evaluación ciclo I:E*

Volumen Tidal	Velocidad	Ciclo I/E	Error%
90	15	1:1.85	7.5%

	20	1:1.85	7.5%
	30	1:1.67	16.5%
95	15	1:2.02	1.0%
	20	1:1.91	4.5%
	30	1:1.67	16.5%

*Nota.* El error máximo para ciclos 1:2 es de 16.5% evaluando la necesidad de mejorar la tolerancia mecánica.

Como se puede ver en la **Tabla 30** el error de los ciclos I/E es considerablemente alto, el mismo se debe al retraso señalado en los apartados anteriores del error mecánico, el error de los ciclos I/E llega a máximos de 16.5% de error para ciclos I/E:1:2

#### Parámetros:

#### I/E 1:4

**Tabla 31**

*Tabla de Evaluación de respiraciones por minuto ciclo I/E 1:4*

Volumen Tidal	Respiraciones por minuto	Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Valor teórico – Valor obtenido	Error [%]
		Respiraciones por minuto	15	15	0	0.000%
		Periodo	4.000	3.996	0.004	0.100%
	15	Tiempo de inspiración	0.700	0.648	0.052	7.429%
90		Tiempo de espera	0.1	0.150	-0.050	50.000%
		Tiempo de exhalación	3.200	3.198	0.002	0.062%
	20	Respiraciones por minuto	20	20	0	0.000%
		Periodo	3.000	3.000	0.000	0.100%

Volumen Tidal	Respiraciones por minuto	Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Valor teórico – Valor obtenido	Error [%]
95	30	Tiempo de inspiración	0.500	0.498	0.002	0.400%
		Tiempo de espera	0.1	0.198	-0.098	98.000%
		Tiempo de exhalación	2.400	2.304	0.096	4.000%
		Respiraciones por minuto	30	30	0	0.000%
		Periodo	2.000	1.998	0.002	0.100%
		Tiempo de inspiración	0.300	0.252	0.048	16.000%
	15	Tiempo de espera	0.1	0.150	-0.050	50.000%
		Tiempo de exhalación	1.600	1.596	0.004	0.250%
		Respiraciones por minuto	15	15	0	0.000%
		Periodo	4.000	4.002	-0.002	0.050%
		Tiempo de inspiración	0.700	0.654	0.046	6.571%
		Tiempo de espera	0.1	0.198	-0.098	98.000%
	20	Tiempo de exhalación	3.200	3.150	0.050	1.562%
		Respiraciones por minuto	20	20	0	0.000%
		Periodo	3.000	3.000	0.000	0.000%
		Tiempo de inspiración	0.500	0.498	0.002	0.400%
		Tiempo de espera	0.1	0.204	-0.104	104.000%
		Tiempo de exhalación	2.400	2.298	0.102	4.250%
30	Respiraciones por minuto	30	30	0	0.000%	
	Periodo	2.000	2.004	0.004	0.200%	
	Tiempo de inspiración	0.300	0.300	0.000	0.000%	
		Tiempo de espera	0.1	0.15	-0.050	50.000%
		Tiempo de exhalación	1.600	1.554	0.046	2.875%

*Nota.* Tabla de evaluación respirador mecánico emergente con un VT=90%, y I/E:1:2 .

Como se puede ver en la **Tabla 31** al igual que en la tabla **Tabla 29** el mayor error se concentra en el tiempo de espera, este es generado por el error mecánico, el error mecánico máximo varia con

respecto a parámetros 1:2 debido a la velocidad que debe actuar el motor para generar los ciclos de inspiración espiración el error máximo es de 0.104 segundos. El error de la frecuencia respiratoria es menor al 1%, generando las respiraciones por minuto adecuadas.

Se evalúa los ciclos de I/E en la **Tabla 32**

**Tabla 32**

*Tabla de Evaluación ciclo I:E 1:4*

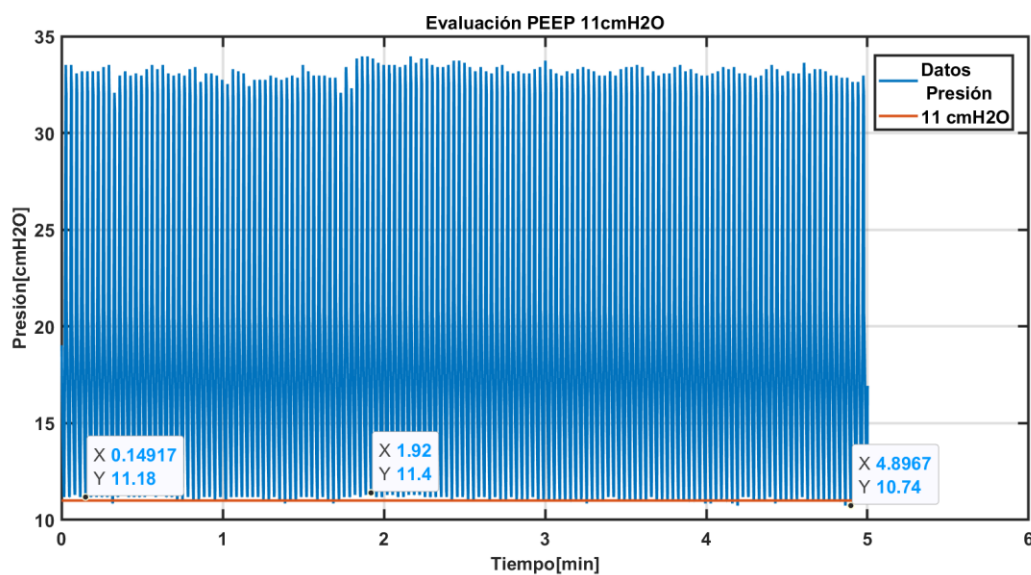
Volumen Tidal	Velocidad	Ciclo I/E	Error%
90	15	1:4.01	0.25%
	20	1:3.31	17.25%
	30	1:3.97	0.75%
95	15	1:3.70	7.5%
	20	1:3.27	18.25%
	30	1:3.45	13.75%

*Nota.* El error máximo para ciclos 1:4 es de 18.25% el error aumenta debido a que en el apartado 1/4 los tiempos son menores, si el error mecánico se mantiene el error aumenta.

Al analizar la **Tabla 32** el diseño mecánico produce un error I/E sea 1:3.27. Como se puede ver en la **Tabla 32** y en **Tabla 30** se confirma un error en los ciclos I/E, dadas las características mecánicas y el menor tiempo generado para respiraciones 1:4 el error aumento a un máximo de 18.25%

#### **Evaluación válvula PEEP**

Para la evaluación del parámetro PEEP se procedió ajustar a una presión de 11 cm  $H_2O$  y se tomaron los datos, esto se ve en la **Figura 64**.

**Figura 64***Evaluación PEEP 11 cmH<sub>2</sub>O*

*Nota.* Evaluación de PEEP constante a 11 cmH<sub>2</sub>O variación de 0.66 cmH<sub>2</sub>O

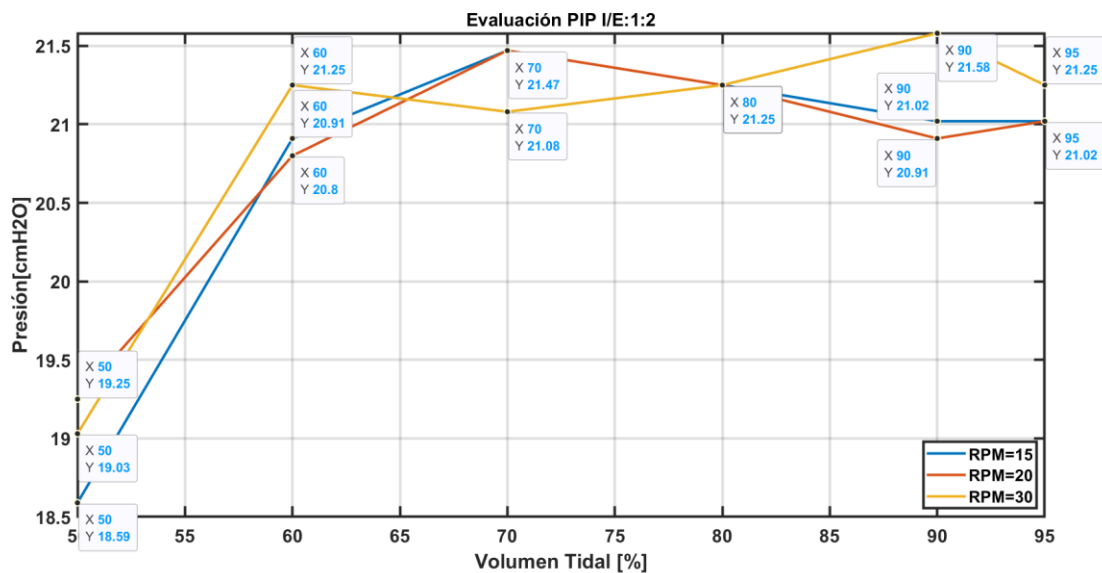
Al evaluar la **Figura 64** se puede verificar que funciona correctamente para la aplicación, el PEEP recomendado para el trastorno de deficiencia aguda se encuentra entre 5 a 15 cmH<sub>2</sub>O y se tiene una variación de 0.66 cmH<sub>2</sub>O.

### ***Evaluación parámetros de presión***

En la evaluación de los parámetros del paciente se tomó los datos de presión máxima PIP, y la presión de meseta (PLATEU) de los ciclos 1:2 y 1:4 y se muestra en los siguientes gráficos (Para más detalle vea anexo):

Figura 65

Evaluación PIP ciclo 1:2

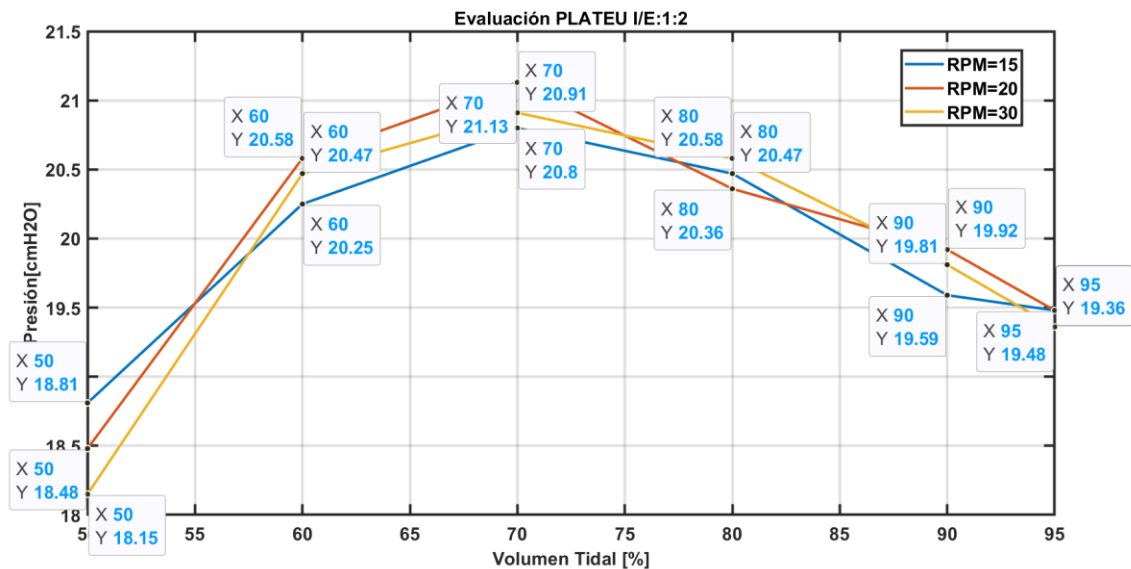


*Nota.* Evaluación de PIP a diferente porcentaje de volumen tidal, pulmón sin resistencia

Como se puede ver en la **Figura 65** la evaluación de la presión PIP en función del volumen tidal, creció hasta que llego a un 60% de volumen tidal, en la prueba no se proporciona resistencia de parte del pulmón de prueba, por lo tanto, se dice que la distensibilidad máxima del pulmón de prueba esta entre 20.8 y 21.58  $cmH_2O$ .

Figura 66

Evaluación PLATEU ciclo 1:2



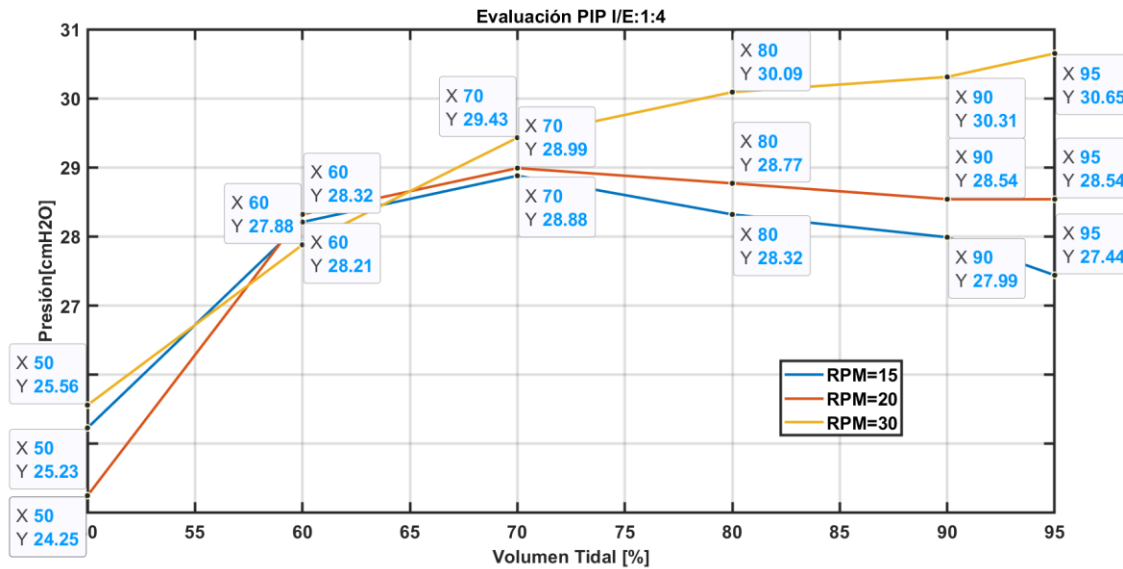
*Nota.* Evaluación de PLATEU a diferente porcentaje de volumen tidal, pulmón sin resistencia.

Para la evaluación de esta característica se ve una pérdida de aire a partir del 70% del volumen tidal suministrado, esto responde a las características físicas del pulmón de prueba, donde a mayor volumen suministrado este produce una fuga de aire, la máxima fuga es de 1.5  $cmH_2O$  como se puede ver en la **Figura 66**.



Figura 67

Evaluación PIP ciclo 1:4 resistencia constante

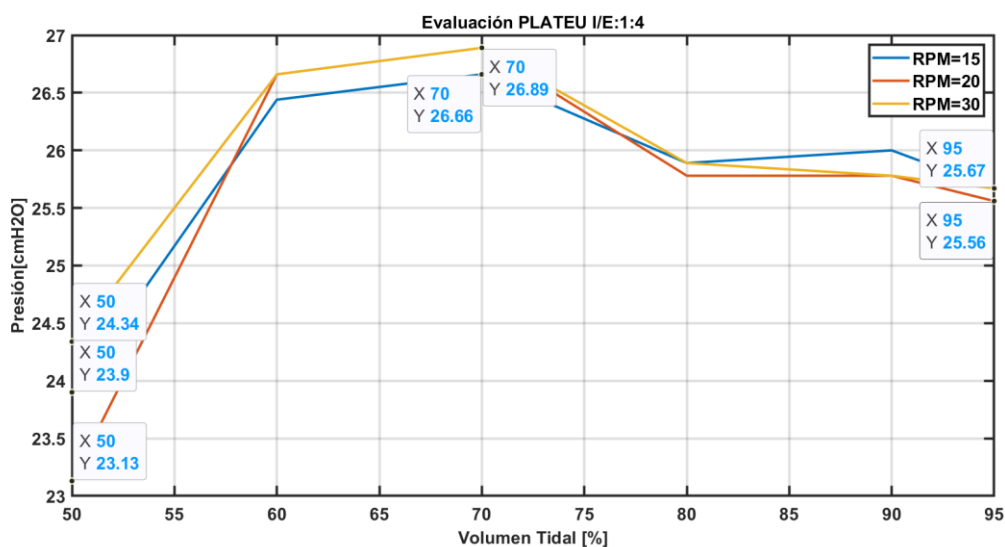


Nota. Evaluación de PIP a diferente porcentaje de volumen tidal, pulmón con resistencia constante.

Como se puede ver en la **Figura 67** la evaluación de la presión PIP para un pulmón de prueba con una resistencia constante en función del volumen tidal, creció hasta que llego a un 70% de volumen tidal para respiraciones de 15 y 20 RPM, el pulmón de prueba llego a un punto máximo de resistencia con un pico de  $28.99\text{cmH}_2\text{O}$ . Para el ciclo de 30 RPM este ejerció una mayor presión y creció la presión en todos los valores de volumen tidal llegando a un pico de  $30.65\text{cmH}_2\text{O}$ .

**Figura 68**

*Evaluación PLATEU ciclo 1:4 resistencia constante*



*Nota.* Evaluación de PLATEU a diferente porcentaje de volumen tidal, pulmón con resistencia

Para la evaluación de esta característica PLATEU se ve una pérdida de aire, a partir del 70% de volumen esto es debido a características del pulmón utilizado a mayor flujo la porosidad genera un escape de aire entre 1 a 1.5  $cmH_2O$  esto se lo puede ver también en el análisis de la presión plateu de los ciclos 1:2 ver **Figura 65**

### **Compliancia Pulmón de prueba simman3-gt**

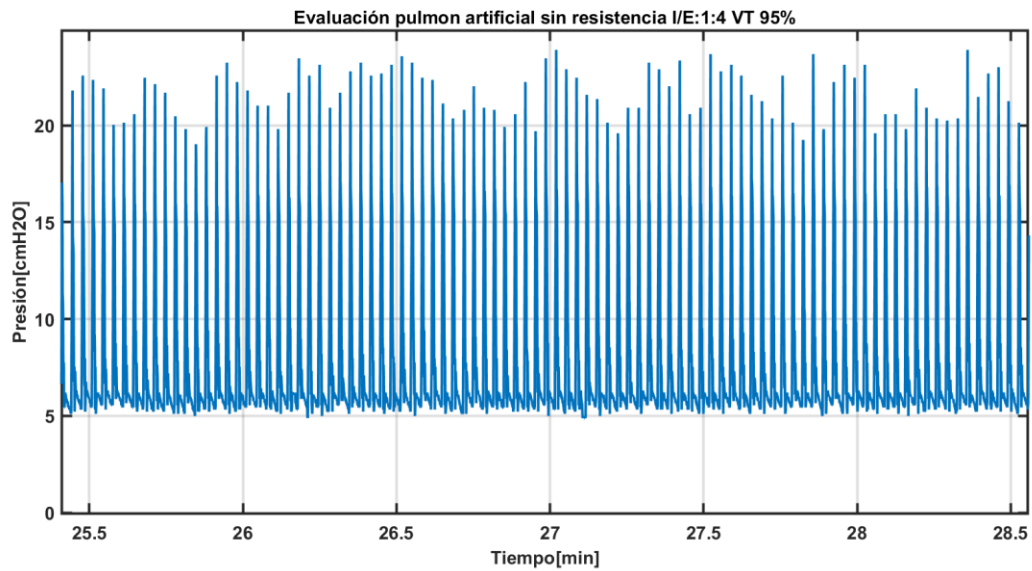
Para generar más pruebas con diferentes compliancias, se pidió la utilización del pulmón de prueba que se encuentra en la facultad de medicina de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE en donde se sacaron valores del respirador y se valida que se encuentre en modo asistido.

### **Validación PEEP pulmón de prueba**

La primera prueba realizada fue la variación de PEEP se configuro a una presión de 5  $cmH_2O$  como se puede ver en la Figura 69

**Figura 69**

*Evaluación pulmón artificial PEEP 5 cmH<sub>2</sub>O*



*Nota.* Evaluación PEEP 5 cmH<sub>2</sub>O pulmón artificial en función del tiempo.

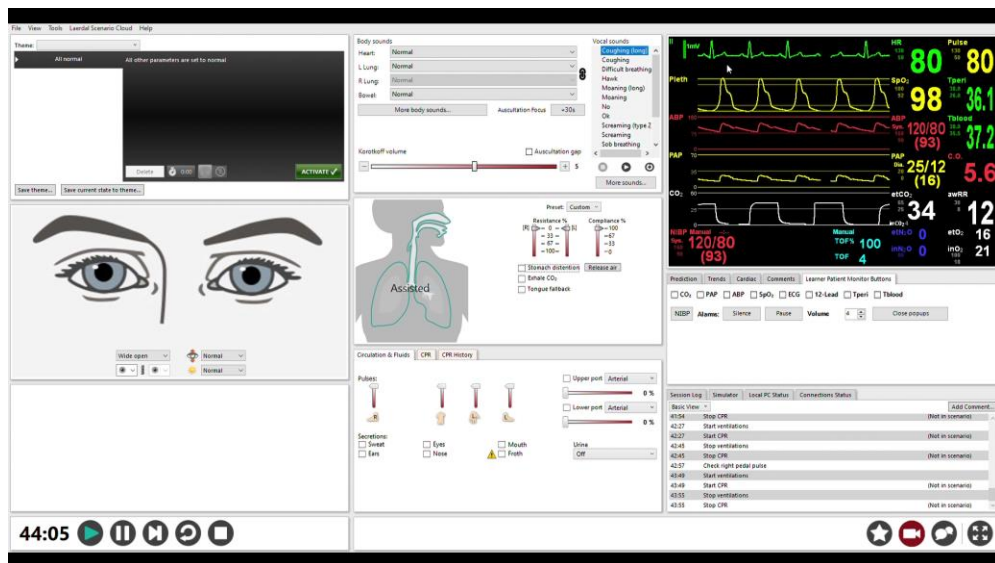
***Evaluación respiradora asistido sin resistencia***

Para la evaluación del respirador, se comenzó con los pulmones sin colapsar, dentro del simulador SIMMAN 3G Trauma, existe un apartado en donde se puede ver si se está asistiendo a los pulmones, se verifico que el respirador proporcionó este parámetro a nuestro respirador emergente ver

**Figura 70.**

Figura 70

Simulador SIMMAN 3G Trauma sin resistencia asistido



Nota. Pantalla de simulador SIMMAN, donde se valida la asistencia del respirador primera prueba sin colapsar ningún pulmón.

En la **Figura 71** se puede validar la conexión del respirador y el pulmón de prueba.

Figura 71

Prueba pulmón artificial SIMMAN 3-gt

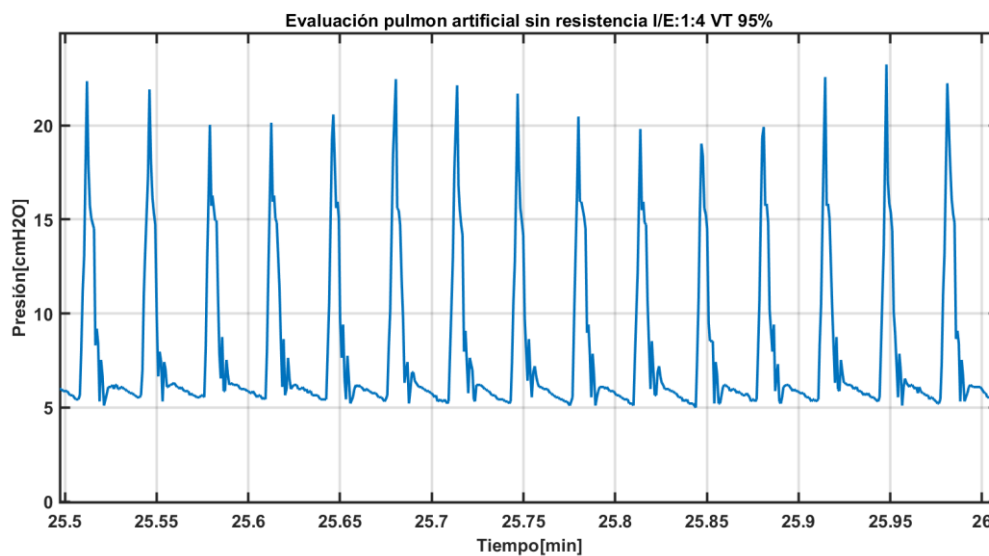


*Nota.* Equipo de trabajo con el pulmón artificial SIMMAN 3-GT para validación de parámetros

**Pulmón sin Resistencia.** Para la evaluación de los parámetros primero se validó que las respiraciones por minuto sean las correctas, se tomó 1 minuto de datos, se configuró en 30 respiraciones por minuto, como se puede ver en la Figura 72 se cumple con el parámetro establecido.

### Figura 72

*Evaluación RPM:30 respirador artificial SIMMAN*

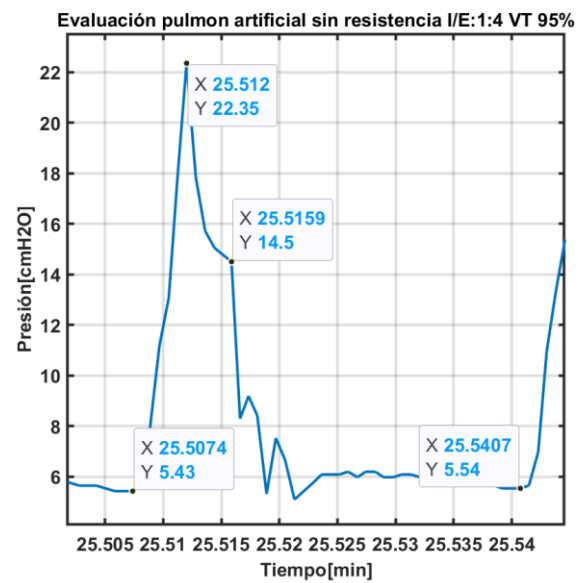


*Nota.* Evaluación de las respiraciones en 30 segundos pulmón sin resistencia.

Una vez evaluado las respiraciones por minuto se procede a obtener los parámetros individuales de las respiraciones como se ve en la **Figura 73**

Figura 73

*Parámetros individuales pulmón artificial sin resistencia*



*Nota. Evaluación de la respiración individual periodo 1.998 segundos pulmón sin resistencia.*

Tabla 33

*Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minuto - Abertura 95% - ciclo I/E 1:4 pulmón sin resistencia*

Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Error [%]
Respiraciones por minuto	30	30	0 %

Periodo	2	1.998	0.1 %
Tiempo de inspiración	0.3	0.276	8 %
Tiempo de espera	0.1	0.150	50 %
Tiempo de exhalación	1.6	1.572	1.75 %

*Nota.* Evaluación de parámetros de frecuencia de respiración de 0 pulmones colapsados con volumen tidal igual a 95%, RPM 30 respiraciones por minuto y un ciclo I/E 1:4, donde se valida las RPM y se tiene un ciclo I/E igual a 1:3.78 lo que representa un error de 5.5% respecto al ciclo de I/E

Una vez tabulado los parámetros individuales de la onda de señal en la **Tabla 33** se comprueba que las frecuencias de respiración están correctamente calibradas, y el error del ciclo I/E es de 5.5%, este error se puede atribuir a el diseño mecánico.

Se repite el proceso de obtención de los parámetros de tiempo realizado para un pulmón sin resistencia obteniendo los siguientes datos para 1 pulmón colapsado:

**Tabla 34**

*Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minuto - Abertura 95% - ciclo I/E 1:4 1 pulmón colapsado*

Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Error [%]
Respiraciones por minuto	30	30	0 %
Periodo	2	2.01	0.1 %
Tiempo de inspiración	0.3	0.282	6 %
Tiempo de espera	0.1	0.096	4 %
Tiempo de exhalación	1.6	1.632	2 %

*Nota.* Evaluación de parámetros de frecuencia de respiración de 1 pulmón colapsado con volumen tidal igual a 95%, RPM 30 respiraciones por minuto y un ciclo I/E 1:4, donde se valida las RPM y se tiene un ciclo I/E igual a 1:4.31 lo que representa un error de 7.75% respecto al ciclo de I/E

En la **Tabla 34** se puede evaluar el trabajo del respirador para 1 pulmón colapsado con una resistencia del 66%, se comprueba que las frecuencias de respiración están correctamente calibradas, y el error del ciclo I/E es de 7.75%.

Se repite el proceso de obtención de los parámetros de tiempo realizado para un pulmón sin resistencia obteniendo los siguientes datos para 2 pulmones colapsados ver **Tabla 35**:

**Tabla 35**

*Tabla de Evaluación: 30 respiraciones por minuto - Abertura 95% - ciclo I/E 1:4 2 pulmones colapsados*

Parámetro	Valor Teórico	Valor Obtenido	Error [%]
Respiraciones por minuto	30	30	0
Periodo	2	2.01	0.2 %
Tiempo de inspiración	0.3	0.282	6 %
Tiempo de espera	0.1	0.138	38%
Tiempo de exhalación	1.6	1.59	0.625

*Nota. Evaluación de parámetros de frecuencia de respiración de 2 pulmón colapsados con volumen tidal igual a 95%, RPM 30 respiraciones por minuto y un ciclo I/E 1:4, donde se valida las RPM y se tiene un ciclo I/E igual a 1:3.78 lo que representa un error de 5.5% respecto al ciclo de I/E*

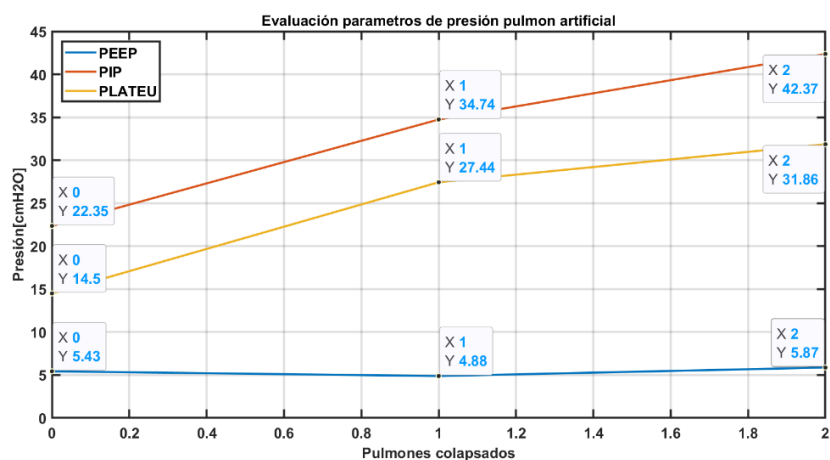
En la **Tabla 35** se puede evaluar el trabajo del respirador para 2 pulmones colapsado con una resistencia del 66%, se comprueba que las frecuencias de respiración están correctamente calibradas, y el error del ciclo I/E es de 5.5%.



### Validación parámetros de presión

Figura 74

Evaluación parámetros de presión en función del colapso de los pulmones



*Nota. Evaluación de la presión media de los parámetros sin colapsar pulmones, 1 pulmón colapsado y 2 pulmones colapsados con una resistencia del 66%*

Como se puede notar en la **Figura 74** el esfuerzo de los parámetros PIP y PLATEU crece linealmente en función del colapso de los pulmones, para 0 pulmones colapsados tenemos una media de PIP de 22.35  $cmH_2O$  y una PLATEU de 14.5  $cmH_2O$ . Al momento del colapso de un pulmón con un 66% de resistencia la presión de parte del respirador aumento a un PIP de 34.74  $cmH_2O$  y una PLATEU

de  $27.44 \text{ cmH}_2\text{O}$  y para la última prueba se colapsó los dos pulmones al 66% de resistencia obteniendo una presión PIP de  $42.37 \text{ cmH}_2\text{O}$  y una PLATEU de  $31.86 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

Se tiene una variación de presiones ver en la **Figura 72** esta variación es de  $4.92 \text{ cmH}_2\text{O}$  este error se debe al juego mecánico, que hace variaciones con respecto a la presión suministrada.

Para el análisis del PEEP la válvula se mantuvo en  $5 \text{ cmH}_2\text{O}$  en los datos se visualiza que esta presión se mantiene en una media de  $5.39 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

Dada las características del motor el colapso se comprobó hasta un 66% de resistencia de parte de los pulmones. Debido a que si se prueba a una mayor resistencia el motor tiene una pérdida de fuerza.

## Costos

Para el análisis económico se contempla el costo de la estructura mecánica del respirador de emergencia y el costo de la caja de control en ambas versiones: Arduino y ESP32.

### *Costo de fabricación mecánica*

El costo final de la fabricación mecánica del respirador se obtiene de la tesis de Diseño, construcción y pruebas de funcionamiento de un respirador mecánico de bajo costo y accesorios complementarios de respiradores comerciales para entrenamiento y simulación realizado por Christian Luje y Jorge Rodríguez (Luje & Rodríguez, 2021).

## Tabla 36

### *Costo final de la fabricación mecánica del respirador emergente*

Descripción	Total (USD)
¼ Plancha de acrílico negro 9mm	80

<b>Descripción</b>	<b>Total (USD)</b>
Corte en acrílico	142
Acero inoxidable para brazos de aplastamiento 5mm y corte	47
Corte soportes para sin fin corona en acero AISI/SAE A36	60
PLA Pro+ para impresión en 3D (medio rollo)	13.5
Rodamientos de 10 y 15 mm	19
Elementos de sujeción	10
Complementos	51
Tornillo sin fin corona y ejes 10mm	207
<b>Total</b>	<b>629.5</b>

*Nota.* Esta tabla muestra el costo de los componentes y el total para el armado de la estructura del respirador de emergencia.

### **Costo diseño con Arduino**

Para esta versión se considera los siguientes componentes:

**Tabla 37**

*Costo final del respirador de emergencia con microcontrolador Arduino*

<b>Componente</b>	<b>UM</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Valor Unitario</b>	<b>Valor total</b>
Arduino MEGA	UN	2	\$ 18	\$ 36.00
Pantalla LCD I2C	UN	1	\$ 10	\$ 10.00
PCB	UN	1	\$ 10	\$ 10.00
Potenciómetro de 10 K $\Omega$	UN	4	\$ 0.60	\$ 2.40
Pulsador abierto con rosca plástico rojo	UN	1	\$ 1	\$ 1.00

<b>Componente</b>	<b>UM</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Valor Unitario</b>	<b>Valor total</b>
Conector Macho Header 20 Pines Pcb	UN	4	\$ 1	\$ 4.00
Conector bornera PCB 2p	UN	14	\$ 0.25	\$ 3.50
Resistencia de 10 K $\Omega$	UN	4	\$ 0.10	\$ 0.40
Switch ON/OFF	UN	1	\$ 1.40	\$ 1.40
Caja MDF	UN	1	\$ 15	\$ 15.00
Fin de carrera	UN	2	\$ 1.50	\$ 3.00
Cable de poder	UN	1	\$ 3	\$ 3.00
Cable flexible 12 AWG	M	10	\$ 1.20	\$ 12.00
Sensor de presión MPX5010DP	UN	1	\$40	\$ 40.00
Driver DMA860H	UN	1	\$ 80	\$ 80.00
Motor a pasos nema 34	UN	1	\$185	\$ 185.00
Fuente de alimentación de 60 [V]	UN	1	\$40	\$ 40.00
Fuente de alimentación de 5 [V]	UN	1	\$4	\$ 4.00
<b>Total</b>				\$ 450.70

*Nota.* Esta tabla detalla el costo de los elementos que intervienen en el ensamble de la caja de control. Todos estos elementos se encuentran en el mercado nacional a excepción del sensor de presión, que se encuentra en el exterior.

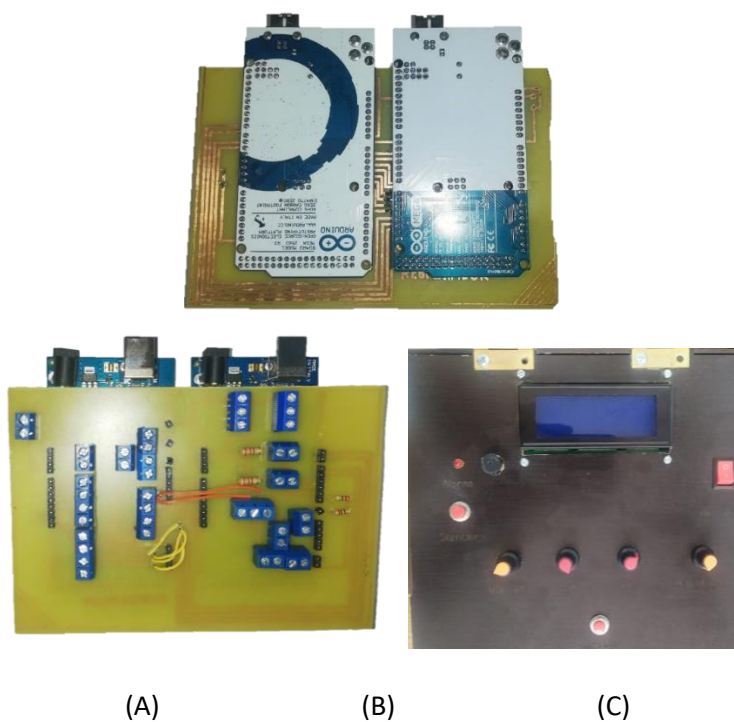
### **Figura 75**

*Fabricación de la versión con microcontrolador Arduino MEGA*

*(A) Vista superior de la placa*

*(B) Vista inferior de la placa*

*(C) Vista superior del equipo de control del respirador*



*Nota.* Esta figura muestra la caja de control y la placa del diseño con microcontrolador Arduino.

### **Costo diseño con ESP32**

Para esta versión se considera los siguientes componentes:

**Tabla 38**

*Costo final del respirador de emergencia con microcontrolador ESP32*

<b>Componente</b>	<b>UM</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Valor Unitario</b>	<b>Valor total</b>
ESP32	UN	1	\$ 14	\$ 14.00
Pantalla Nextion 4.3 in	UN	1	\$ 90	\$ 90.00
PCB	UN	1	\$ 10	\$ 10.00
Conectores de 3 pines MOLEX	UN	4	\$ 0.50	\$ 2.00
Conectores de 2 pines MOLEX	UN	4	\$ 0.50	\$ 2.00

Capacitor cerámico	UN	6	\$ 0.40	\$ 2.40
Switch ON/OFF	UN	1	\$ 1.40	\$ 1.40
Caja MDF	UN	1	\$ 15	\$ 15.00
Fin de carrera	UN	2	\$ 1.50	\$ 3.00
Cable de poder	UN	1	\$ 3	\$ 3.00
Cable flexible 12 AWG	M	10	\$ 1.20	\$ 12.00
Sensor de presión MPX5010DP	UN	1	\$40	\$ 40.00
Driver DMA860H	UN	1	\$ 80	\$ 80.00
Motor a pasos nema 34	UN	1	\$185	\$ 185.00
Fuente de alimentación de 60 [V]	UN	1	\$40	\$ 40.00
Fuente de alimentación de 5 [V]	UN	1	\$4	\$ 4.00
<b>Total</b>				<b>\$ 503.80</b>

*Nota.* Esta tabla muestra el costo de los componentes y el total para el armado de la caja de control con microcontrolador ESP32. Todos estos elementos se encuentran en el mercado nacional a excepción del sensor de presión, que se encuentra en el exterior.

### **Figura 76**

*Fabricación de la versión con microcontrolador ESP32*

*(A) Vista superior de la placa*

*(B) Vista superior del equipo de control del respirador*



(A)



(B)

*Nota.* Esta figura muestra la caja de control y la placa del diseño con microcontrolador Arduino.

### Manual de usuario

Revisar Anexo 3.

## Capítulo V

### Conclusiones

Se logró elaborar e implementar algoritmos de solución para el control por volumen del respirador emergente. En este se vio prioritario una correcta caracterización del ciclo *Homing*, lo que permitió controlar correctamente el motor a pasos y la utilización de diferentes bolsas autoinflables.

De la identificación y caracterización de los sensores, a través de los 7 parámetros de evaluación, se concluye que el sensor con menor error y mejores características para el respirador de emergencia es el MPX5010DP para presión y para la posición es el fin de carrera SV-164-1C25.

Se desarrollaron dos soluciones de control. Las dos soluciones (Arduino y ESP32) funcionan de manera similar, siendo la implementación de una interfaz gráfica amigable al usuario la característica diferenciadora de la estrategia de desarrollo mediante el ESP32. La solución generada a través del ESP32 permite la reducción de mandos periféricos y la evaluación grafica constante de los parámetros de presión y volumen suministrado al paciente. Con respecto al presupuesto, las dos soluciones poseen un costo menor a los 2000 dólares planificados.

Se configuro la entrega de aire en función del porcentaje de abertura del respirador, dando como resultado un control exitoso del volumen tidal proporcionado al paciente. Se evaluó los parámetros temporales del respirador. Respecto a la frecuencia respiratoria, se verifico su correcto funcionamiento en donde su error es menor al 1 %, esto es debido a las consideraciones del ciclo *Homing* y el conteo correcto de los pasos del motor. Con respecto al ciclo I/E el error se atribuyen a la alta tolerancia en el diseño mecánico de trasmisión de potencia, el cual retrasa el control electrónico en 0.182 segundos, generando un error de 18.25%.



En el simulador pulmonar profesional se registró una asistencia respiratoria exitosa en 3 distintas situaciones de emergencia: con 0 pulmones colapsados, con 1 pulmón colapsado al 66% de resistencia del pulmón y con 2 pulmones colapsados al 66% de resistencia del pulmón.

Debido a las características físicas del respirador, este se considera un respirador emergente semifijo, debido al peso de 16 kg, el cual dificulta un desplazamiento efectivo en una situación de emergencia.

Al momento de evaluar los sensores de presión para que cumplan con las especificaciones medicas necesarias para tratar el síndrome de deficiencia respiratoria aguda causado por el COVID, los proporcionados por el mercado ecuatoriano no tenían las características necesarias para el proyecto, por lo cual se optó por la importación de sensores, generando retrasos en el proyecto y su evaluación final.

Se implementó un manual de usuario, donde se explica cuidados y funcionamiento del respirador emergente de bajo costo.

### **Recomendaciones**

En base a los resultados obtenidos en el presente proyecto, se recomienda reducir la tolerancia en el diseño mecánico de transmisión de potencia del respirador de emergencia, ya que este proporciona retraso de 0.182 segundos esto provoca desfases entre lo teórico y lo real en los ciclos I/E generando un error considerable. Se recomienda realizar pruebas mediante un acople mecánico en los brazos que permita obviar este error o diseño con una tolerancia de transmisión más pequeña.

Los desarrolladores del Respirador MIT Emergency Ventilator recomiendan trabajar con un motor de torque de 20 Nm. El motor que se ocupó en este trabajo tiene un torque de 6.8 Nm, provocando que sea susceptible a perdidas de pasos. Esto provoca que no se pueda entregar el volumen

tidal configurado. En la presente tesis se validó que el respirador proporciona un estado de asistido hasta dos pulmones colapsados y 66% de resistencia de los pulmones, se recomienda realizar pruebas con unas resistencias mayores de parte del pulmón y un análisis de las ondas de presión entregadas.

En la presente tesis se configuró el control por volumen en función del tiempo. Se sugiere extender los estudios de los tipos de control, al control por presión para que se pueda realizar pruebas de funcionamiento del control asistido.

Se recomienda por último en la parte mecánica acoplar una estructura de movimiento para el respirador, ya que el mismo pesa 16 KG y de esta manera se facilita su transporte.

## Bibliografía

- Bhakti K. Patel. (Julio de 2022). *MANUAL MSD*. Obtenido de <https://www.msmanuals.com/es-ec/hogar/trastornos-del-pulmón-y-las-vías-respiratorias/insuficiencia-respiratoria-y-síndrome-de-dificultad-respiratoria-aguda/síndrome-de-dificultad-respiratoria-aguda-sdra>
- Carmenate, J. G. (2021). *programarfacil*. Obtenido de programarfacil: <https://programarfacil.com/esp8266/esp32/>
- Corona Ramírez, L. G., Abarca Jiménez, G. S., & Mares Carreño, J. (2015). *Sensores y actuadores Aplicaciones con Arduino*. Azcapotzalco, México D. F: Grupo Editorial Patria S.A.
- Dezube, R. (Marzo de 2021). *SISTEMA RESPIRATORIO: ANATOMÍA*. Obtenido de Manual MSD: <https://www.msmanuals.com/es-ec/hogar/trastornos-del-pulmón-y-las-vías-respiratorias/biología-de-los-pulmones-y-de-las-vías-respiratorias/introducción-al-aparato-respiratorio>
- El Universo. (Marzo de 2020). *El universo*. Obtenido de <https://www.eluniverso.com/noticias/2020/03/27/nota/7797318/universidad-san-francisco-coronavirus-respirador-artificial/>
- Fernández, Y. (2020). *Xataka*. Obtenido de Xataka: <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>
- Freissinier, J. B. (2010). *Automatización y control de un motor a pasos para la sintonización de filtros de microondas*. Universitat Politècnica de Catalunya.
- Garnero, A. J., Abbona, H., Gordo-Vida, F., Hermosa-Gelbard, C., & Grupo SEMIYUC. (5 de Octubre de 2012). *Medicina Intensiva*. Obtenido de Elsevier: <http://www.elsevier.es/medintensiva>

- Larissa Hirsch, M. (septiembre de 2019). *KidsHealth*. Obtenido de [https://kidshealth.org/es/parents/lungs.html#:~:text=Los%20pulmones%20y%20el%20aparato%20respiratorio%20nos%20permiten%20respirar.,el%20nombre%20de%20\"respiraci3n\"](https://kidshealth.org/es/parents/lungs.html#:~:text=Los%20pulmones%20y%20el%20aparato%20respiratorio%20nos%20permiten%20respirar.,el%20nombre%20de%20\).
- Luje, C., & Rodríguez, J. (2021). Diseño, construcción y pruebas de funcionamiento de un respirador mecánico de bajo costo y accesorios complementarios de respiradores comerciales para entrenamiento y simulación.
- Mayo Clinic. (23 de Julio de 2022). *mayoclinic.org*. Obtenido de <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/coronavirus/symptoms-causes/syc-20479963>
- Ministerio de Telecomunicaciones y de la Sociedad de la Información. (9 de diciembre de 2016). Registro Oficial N° 899. Quito, Pichincha, Ecuador: Asamblea Nacional.
- MIT EMERGENCY VENTILATOR. (20 de Junio de 2020). *MIT Emergency ventilator*. Obtenido de <https://emergency-vent.mit.edu/testing-results/modeling-waveform-analysis/>
- Moreta, M. (Abril de 2020). Cíaut0 espera la homologaci3n del respirador mecánico emergente para reproducirlo en Ambato.
- OMS. (2022). [https://www.who.int/es/health-topics/coronavirus#tab=tab\\_1](https://www.who.int/es/health-topics/coronavirus#tab=tab_1).
- OxyGEN proyect. (28 de Abril de 2020). *OxyGEN proyect*. Obtenido de OxyGEN-IP: <https://www.oxygen.protofy.xyz/download?lang=es>
- RAE. (2022). *REAL ACADEMIA DE LA LENGUA ESPAÑOLA* . Obtenido de Diccionario de la lengua española: <https://dle.rae.es/>
- Rosano, V. (2009). *Electrónica y Microcontroladores PIC*.

## Apéndice