

**Sistema de medición de flujo y presión bajo comparación directa para el análisis de
magnitudes de ventilación mecánica básica**

Marcelo Noreña Ceballos

Asesor

Jorge Enrique Arboleda

Universidad Nacional Abierta y a Distancia UNAD

Escuela de Ciencias Básicas Tecnología e Ingeniería ECBTI

Ingeniería Electrónica

2023

Agradecimientos

Primeramente, agradezco a mi Señor Jesucristo a quien doy toda la gloria y loor por prestarnos la vida para hacer lo que amo: aprender y enseñar. Agradezco a mi familia mi madre, mi abuelita, mis tíos, mis amigos y las personas que han creído y depositado su confianza en mí; agradezco al Servicio Nacional de Aprendizaje SENA Regional CALDAS, el Centro de Automatización Industrial en donde me desempeñé como instructor y al líder de carrera en Tg Biomédica a nivel nacional el Ingeniero Danilo Cardona Carmona por su excelencia confianza y profesionalismo. Agradezco a mi tutor de tesis el ingeniero Jorge Enrique Arboleda Puerta quien me inspira a ir siempre más allá y aprovechar los estilos de aprendizaje para apuntar a la mejora continua de la formación. Agradezco al Centro de Metrología y Calibración Biomédica SAS Manizales Caldas, por su apoyo en la construcción y mediciones del prototipo, así como al ingeniero y amigo Jorge Andrés Ramos gerente de la empresa por su labor constante en fortalecer el gremio.

Resumen

La ventilación mecánica es una técnica de soporte vital de más de 140 años de historia de desarrollo e investigación, la construcción actual de ventiladores mecánicos lleva consigo sistemas complejos de monitorización con diferentes tipos de sensores de flujo, presión, concentración de oxígeno y frecuencia que se traducen en variables de análisis médico como volumen tidal MV, presión pico PIP, presión positiva al final de la inspiración PEEP, fracción inspirada de oxígeno FiO₂ y respiraciones por minuto BPM. Las pruebas técnicas de funcionamiento en el área clínica son muy importantes y están normalizados a nivel nacional e internacional, estas pruebas se deben efectuar cumpliendo una dirección o guía técnica de construcción de ventiladores mecánicos para garantizar trazabilidad de las mediciones; de este análisis de caso se formula la siguiente pregunta: ¿Cómo construir una etapa de medición de flujo, volumen y presión que garantice valores reales para la calibración de equipos médicos? Con base en la problemática planteada, se desarrolla una etapa de adquisición y medición de ventilación en flujo, presión, volumen y temperatura.

El desarrollo de la investigación se basa en un proyecto aplicado de desarrollo tecnológico el cual juega un papel importante en el crecimiento tecnológico e investigativo. Así como también la metodología investigativa aplicada propuesta se liga a cada uno de los objetivos específicos del proyecto, apuntando desde: 1. Un compilador de programación basado en lenguaje C y simulación VSM, 2. Un sistema de adquisición y acondicionamiento de variables y 3. Una placa de circuito impreso denominada BAV_001 de construcción propia que permite la monitorización en tiempo real de las magnitudes a explorar.

En la toma de medidas, se evidencia un comportamiento adecuado para valores intermedios de medición en volumen y flujo, además, la toma de presión en la vía aérea

utilizando el BAV es adecuada lo cual nos indica que el sensor acondicionado demuestra buena resolución en la medida, el error no excede el 10 % definido por el fabricante del EPR (Equipo patrón de referencia) utilizado.

Palabras Clave: Volumen tidal, Simulación VSM, Lenguaje C, BPM, presión PEEP, presión PIP, FiO₂

Abstract

Mechanical ventilation is a life support technique with a history of more than 140 years of development and research. The current construction of mechanical ventilators involves complex monitoring systems with different types of flow, pressure, oxygen concentration and frequency sensors that translate into medical analysis variables such as tidal volume MV, peak pressure PIP, positive end inspiratory pressure PEEP, inspired oxygen fraction FiO₂ and breaths per minute BPM. The technical tests of operation in the clinical area are very important and are standardized nationally and internationally, these tests must be performed in compliance with a direction or technical guide for the construction of mechanical ventilators to ensure traceability of measurements; from this case analysis the following question is formulated: How to build a stage of measurement of flow, volume and pressure to ensure real values for the calibration of medical equipment? Based on the problem posed, a stage of acquisition and measurement of ventilation in flow, pressure, volume and temperature is developed.

The development of the research is based on an applied technological development project which plays an important role in the technological and research growth. A programming compiler based on C language and VSM simulation, 2. A system of acquisition and conditioning of variables and 3. A printed circuit board called BAV_001 of own construction that allows real-time monitoring of the magnitudes to be explored.

In the taking of measurements, an adequate behavior is evidenced for intermediate values of volume and flow measurement, in addition, the airway pressure taking using the BAV is adequate, which indicates that the conditioned sensor shows good resolution in the measurement, the error does not exceed 10% defined by the manufacturer of the EPR (Standard Reference Equipment) used.

Key words: Tidal volume, VSM simulation, C language, BPM, PEEP pressure, PIP pressure, FiO₂.

Tabla de Contenidos

Agradecimientos	2
Resumen.....	3
Abstract.....	5
Introducción	1
Caracterización Inicial	2
Relación de Intereses Investigativos.....	3
Justificación	4
Descripción del Problema.....	5
Marco Referencial.....	7
Estado del Arte.....	11
201.5.101.1 Condiciones de Ensayo del Ventilador.....	13
201.5.101.2 Especificaciones de Velocidad de Flujo y Fuga de Gas	14
201.5.101.3 Errores de Ensayo del Ventilador	14
Objetivos.....	16
Objetivo General.....	16
Objetivos Específicos.....	16
Metodología	17
Posibles Soluciones.....	17
Solución Seleccionada y Justificación	18
Cronograma.....	19
Recursos	21
Diseño de la solución	23

	8
Especificaciones técnicas.....	23
Esquematización.....	23
Explicación detallada del funcionamiento de la solución implementada.....	25
Simulación.....	28
VI LabVIEW.....	32
Algoritmos.....	34
Circuitos Impresos.....	36
Placa de Acondicionamiento de Señales.....	36
Placa de procesamiento de señales BAV_001.....	40
Resultados obtenidos.....	44
Linealización de presión MPX2010DP.....	45
Linealización de temperatura LM35.....	53
Linealización de flujo SPIROLOG.....	54
Impactos esperados.....	66
Plan de Mejoras.....	67
Plan de Mejoras a Corto Plazo.....	67
Plan de Mejoras a Mediano Plazo.....	67
Plan de Mantenimiento.....	68
Plan de Mantenimiento Correctivo.....	68
Plan de Mantenimiento Predictivo.....	68
Plan de Mantenimiento Preventivo.....	68
Conclusiones.....	69
Referencias Bibliográficas.....	70

Lista de Tablas

Tabla 1 <i>Ficha de Caracterización Inicial</i>	2
Tabla 2 <i>Relación de Intereses Investigativos, Líneas y Grupos de Investigación</i>	3
Tabla 3 <i>Paralelo Comparativo de los Sensores</i>	18
Tabla 4 <i>Cronograma de Actividades</i>	19
Tabla 5 <i>Recursos</i>	21
Tabla 6 <i>Linealización Vd - Vm de la Presión</i>	46
Tabla 7 <i>Linealización de Vout - KPa de Presión</i>	48
Tabla 8 <i>Calibración de Sensor de Presión</i>	51
Tabla 9 <i>Conversión de Unidades de Media en cmH2O</i>	52
Tabla 10 <i>Linealización de Vd - Vm para el LM35</i>	53
Tabla 11 <i>Vd-Vm del Sensor de Flujo</i>	56
Tabla 12 <i>Vout-L/Min Polinómico de Flujo</i>	58
Tabla 13 <i>EPR y EBP Utilizados para la Evaluación del BAV_001</i>	62
Tabla 14 <i>Datos Obtenidos de Volumen y Temperatura</i>	63
Tabla 15 <i>Datos obtenidos de flujo y presión</i>	64
Tabla 16 <i>Errores y datos</i>	65

Lista de Figuras

Figura 1 <i>Árbol del Problema</i>	6
Figura 2 <i>Conexiones del Modo de Flujo Bidireccional</i>	7
Figura 3 <i>Montaje de Hilo Caliente en Soportes</i>	8
Figura 4 <i>Empaquetado y Corte Transversal de Sensor de Presión MPX2010DP</i>	9
Figura 5 <i>Sensor de Flujo Spirolog Dragüer</i>	23
Figura 6 <i>Sistema de Acondicionamiento de Señal de Flujo</i>	24
Figura 7 <i>Sensado y Simulación de Presión MPX2010DP</i>	26
Figura 8 <i>Simulación de Sensor LM35</i>	27
Figura 9 <i>Simulación de Etapa de Análisis de Flujo, Presión, Temperatura y Volumen</i>	29
Figura 10 <i>Reset del Sistema</i>	30
Figura 11 <i>Cambio de Visualización de Magnitudes</i>	30
Figura 12 <i>Cambio de Polaridad de Flujo</i>	31
Figura 13 <i>VI De LabVIEW Banco de Análisis Ventilatorio</i>	32
Figura 14 <i>Diagrama en Bloques del VI</i>	33
Figura 15 <i>Bloques Principales de Código</i>	34
Figura 16 <i>Rutas y Layout Acondicionamiento de Señales</i>	36
Figura 17 <i>Disposición 3D de la Placa de Acondicionamiento</i>	37
Figura 18 <i>Esquemático para Layout de Acondicionamiento</i>	38
Figura 19 <i>Desarrollo de PCB de Acondicionamiento</i>	39
Figura 20 <i>Rutas y Layout Procesamiento de Señales</i>	40
Figura 21 <i>Visualización 3D BAV_001</i>	41
Figura 22 <i>Esquemático para Layout de Procesamiento</i>	42

	11
Figura 23 <i>Desarrollo de PCB de Procesamiento</i>	43
Figura 24 <i>Kit de Desarrollo de Pruebas</i>	44
Figura 25 <i>Ensayo de Linealización de Presión.</i>	45
Figura 26 <i>Grafica de Linealización de Voltajes</i>	47
Figura 27 <i>Grafica de Linealización de Presión</i>	50
Figura 28 <i>Grafica de Linealización de T°</i>	53
Figura 29 <i>Ensayo de Linealización de Flujo</i>	54
Figura 30 <i>Montaje de Sensor en el VT650</i>	55
Figura 31 <i>Gráfica de Linealización de tensiones</i>	57
Figura 32 <i>Gráfica de Linealización Polinomial</i>	60
Figura 33 <i>Diagrama en Bloques de la Adquisición</i>	61

Lista de Apéndices

Apéndice A <i>Programación en lenguaje C compilada en MicroC VI LabVIEW</i>	72
Apéndice B <i>Certificado de calibración CCB-132-VEN-001 CEMEBI SAS VI LabVIEW</i>	96

Introducción

Las herramientas de monitoreo y detección de fallas en equipos destinados al tratamiento respiratorio tales como ventiladores mecánicos, flujómetro, CPAP, BIPAP entre otros son sistemas de instrumentación complejos basados en análisis y modelados matemáticos de magnitudes físicas como volumen, presión, flujo y temperatura, estas herramientas son fundamentales para realizar calibraciones y comparaciones de variables lo que es conocido como patrones de referencia de medida, en el siguiente documento encontrará un análisis de un sensor de hilo caliente y su monitoreo y aprovechamiento así como otras disposiciones generales de software y de hardware. El diseño se desarrolla en MicroC Compiler el cual es reconocido como un compilador a bajo nivel capaz de ocupar el mínimo espacio en ROM del dispositivo en este caso un PIC de la línea 18F4550 acondicionado en una placa denominada BAV (Banco de análisis ventilatorio) de desarrollo propio, la visualización de las magnitudes se realizan en una LCD de 20x4 desarrollada en un entorno de programación, También se visualizan las magnitudes en una VI de LabVIEW de desarrollo propio que permite adquirir los valores del buffer por USB HID y posteriormente observarlas en pantalla.

Caracterización Inicial

Tabla 1

Ficha de Caracterización Inicial

Información solicitada	Respuesta
Nombres y Apellidos completos	Marcelo Noreña Ceballos
Programa	Ingeniería electrónica
Créditos aprobados	170
Intereses en ingeniería, tecnología e investigación	Instrumentación biomédica, física médica
Experiencia en investigación (si/no) ¿cuál?:	SI, Investigador principal ante Colciencias en el SENA CALDAS CAI. CVLAC: https://scienti.minciencias.gov.co/cvlac/visualizador/generarCurriculoCv.do?cod_rh=0000158243
Fortalezas en áreas de ingeniería:	Desarrollo de sistemas electrónicos a bajo nivel sistemas de control Disciplina y constancia

Nota. Características iniciales del estudiante en escenarios investigativos

Relación de Intereses Investigativos

Tabla 2

Relación de Intereses Investigativos, Líneas y Grupos de Investigación

Intereses en ingeniería e investigación	Línea de investigación y áreas temáticas	Grupo de investigación
Instrumentación	Biomédica	Electrónica y proyectos

Nota. intereses investigativos y grupos de investigación actuales

Justificación

Este proyecto tiene como finalidad el desarrollo e investigación de una etapa de análisis ventilatorio que incorpore un sensor de flujo de hilos calientes, sensor de presión piezo resistivo, fuentes de alimentación interna, sistema de acondicionamiento de señales, procesamiento digital de señales y visualización por comunicación LabVIEW de magnitudes tales como: presión ventilatoria, temperatura, volumen y flujo. En el país no se cuenta con equipos de construcción nacional para el análisis y calibración de sistemas de ventilación mecánica por esto es necesario desarrollar una etapa de investigación, medición y análisis de flujo y presión en ventilación mecánica que impulse el desarrollo de analizadores de construcción nacional y que incremente la fundamentación teórico experimental en el campo ventilatorio.

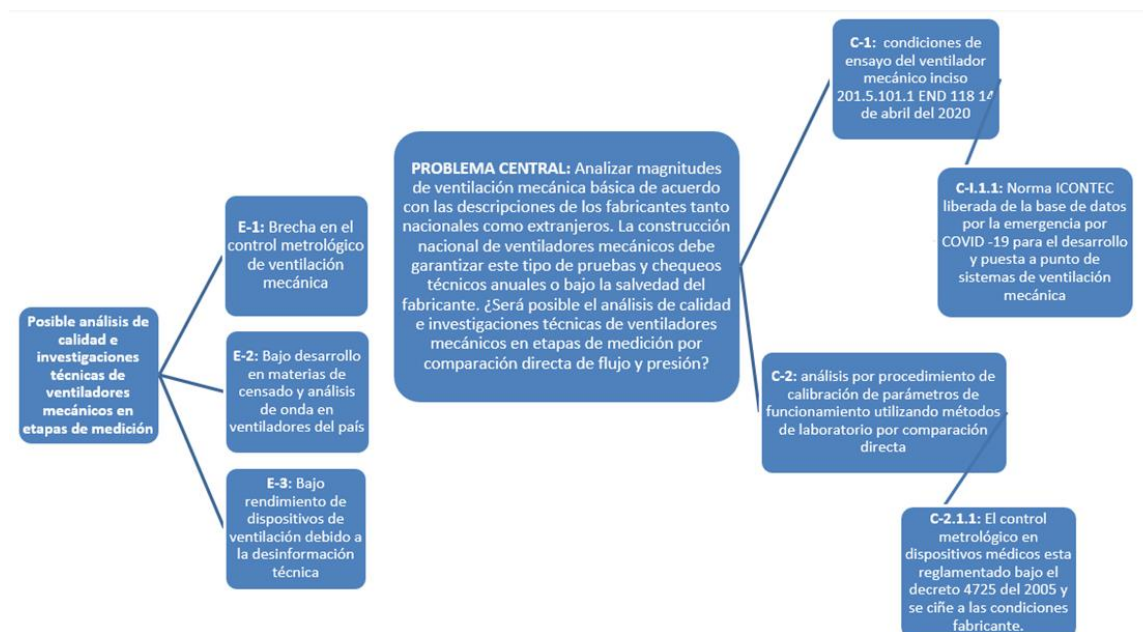
Descripción del Problema

El control metrológico reglamentado en nuestro país a través del decreto 1595 del 2015 establece estrictamente que los equipo de medición como balanzas y dosificadores de gasolina entre otros, deben verificarse por instituciones acreditadas para tal fin, de esta misma manera es necesario realizar pruebas de calibración de acuerdo a las especificaciones del fabricante en todos los equipos biomédicos, incluyendo los ventiladores mecánicos y las máquinas de anestesia todos estos procedimiento se encuentran reglamentados y normalizados bajo estándares internacionales adoptados por el ICONTEC y establecidos en el territorio nacional como normas técnicas colombianas. Este tipo de análisis de magnitudes ventilatorias requiere de investigación en la instrumentación biomédica haciendo uso de entornos virtuales de análisis y modelamiento matemático, es aquí donde surge la pregunta inicial de investigación ¿Como desarrollar un sistema de medición de flujo y presión bajo medición de comparación directa para el análisis de magnitudes de ventilación mecánica básica? en el marco legal adoptado por nuestro país bajo el ICONTEC: especificación normativa disponible END 118 14 de abril del 2020 liberada de la base de datos por la emergencia por COVID -19 se estipula en el inciso 201.5.101.1 condiciones de ensayo del ventilador mecánico; algunas de estas condiciones deben ser evaluadas anualmente por procedimiento de calibración de parámetros de funcionamiento utilizando métodos de laboratorio por comparación directa; la calibración de estos equipos médicos está reglamentado en el decreto 4725 del 2005 y ha venido realizándose desde la vigencia de este decreto. La construcción nacional de ventiladores mecánicos debe garantizar este

tipo de pruebas y chequeos técnicos anuales o bajo la salvedad del fabricante. El problema central que engloba el proyecto es el error en la calibración técnica de ventiladores mecánicos en etapas de medición por comparación directa de flujo y presión.

Figura 1

Árbol del Problema



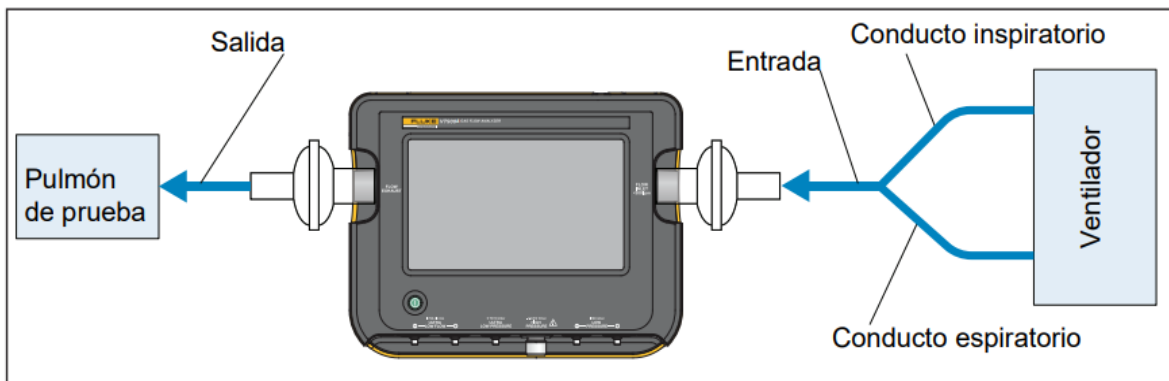
Nota. El árbol de problemas describe las posibles soluciones de la situación inicial y acota los posibles análisis de calidad.

Marco Referencial

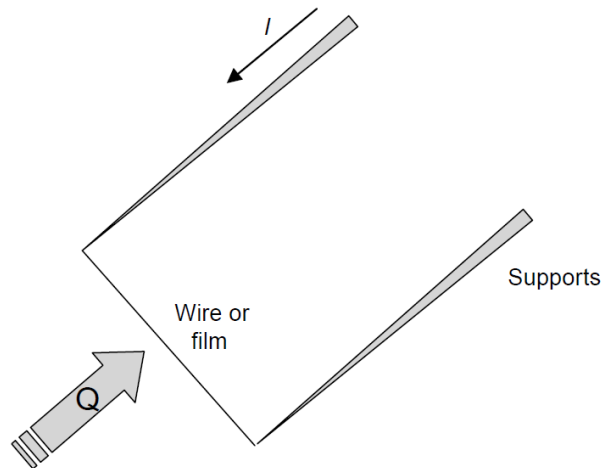
La medición directa de ventilación mecánica es una comparación del equipo bajo prueba y el equipo patrón de referencia, este último debe ubicarse en la línea bidireccional codo angular a paciente. El equipo patrón de referencia en este caso la etapa de mediciones de flujo y presión debe tener mayor resolución que el ventilador mecánico lo cual nos lleva a explorar la forma de medición más confiable. La fisiología respiratoria es nuestra respuesta en la construcción y elección del sensor de flujo más viable. En este caso el sensor de hilo caliente el cual funciona de acuerdo con el principio anemométrico de temperatura constante.

Figura 2

Conexiones del Modo de Flujo Bidireccional



Nota. Conexión en modo de flujo bidireccional para la calibración de un ventilador.

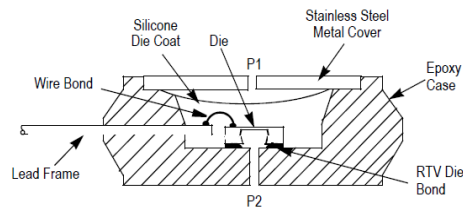
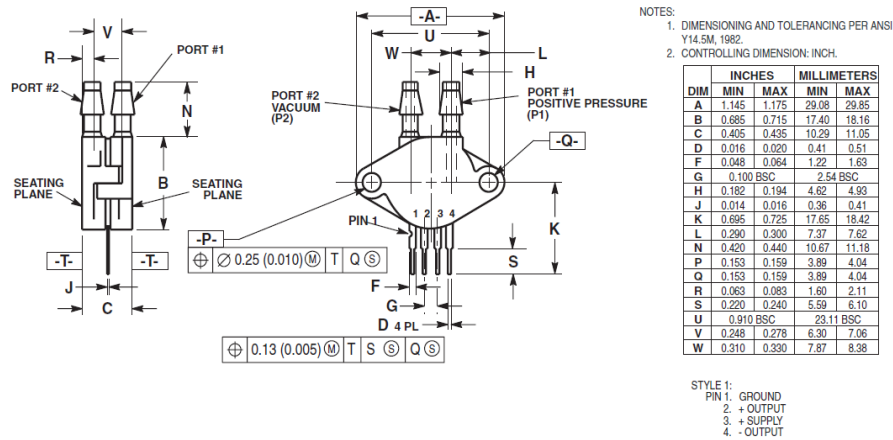
Figura 3*Montaje de Hilo Caliente en Soportes*

Nota. Illustration of a hot wire or film element.(Webster, 2006)

El gas fluye a lo largo de un platino muy delgado y calentado eléctricamente a aproximadamente 180°C el cual se enfría, la compensación de corriente para mantener la temperatura en este valor es proporcional al flujo de gas. Esta compensación es aprovechada dentro de una configuración de puente Wheatstone y acondicionada en un amplificador de instrumentación. Por otra parte, la medición de presión ventilatoria se realiza utilizando un sensor piezo resistivo.

Figura 4

Empaquetado y Corte Transversal de Sensor de Presión MPX2010DP



Nota. En la figura 4 se ilustra el Unibody Package: Cross Sectional Diagram (Semiconductor, 10/2008) con margen de trabajo de 0 a 1.5 psi este sensor debe ser alimentado y acondicionado con forme a las recomendaciones del fabricante.

Ambos sensores son mapeados en entradas analógica de un microcontrolador y analizados como es descrito por (Marius, 2012) “The sensors and the valves are connected to a computer or microprocessor through a device called Data Aquisition Board.” Esta DAQ es descrita en todo el articulo como un sistema de adquisición y procesamiento de datos en la lectura y control de sensores y válvulas.

En el caso del proyecto de medición de flujo y presión para el análisis e investigación de magnitudes de ventilación mecánica no se requiere de válvulas de control proporcional de procesos. Requiere un microcontrolador que se encargue de la lectura y conversión análogo-digital de los valores adquiridos de una tarjeta dispuesta para el acondicionamiento de las señales, esta tarjeta incorporará un PIC 18F4550 capaz de procesar y transmitir vía USB-HID la información de los sensores a un VI de LabVIEW en el cual se graficarán y analizarán los valores obtenidos. Una correcta etapa de análisis y medición de ventiladores mecánicos contribuirá en la detección oportuna de fallas en equipos; esto evitará incidentes y eventos adversos.

Estado del Arte

Tal como lo describe (Muñoz, 2011) “La ventilación mecánica (VM) es un recurso terapéutico de soporte vital, que ha contribuido decisivamente en mejorar la vida de los pacientes en estado crítico, sobre todo aquellos que sufren insuficiencia respiratoria aguda (IRA)” es por esto que durante la historia se han implementado diferentes formas de ayudar al paciente en el ejercicio ventilatorio; desde el presente siglo hacia adelante han venido surgiendo tecnologías de vanguardia con equipos microcontrolados que son capaces de medir el esfuerzo respiratorio del paciente y colaborar completa o parcialmente con la oxigenación alveolar. Para resolver directamente las grandes incógnitas en materias del error ventilatorio o dicho de otra manera la exactitud de la ventilación debe realizarse unas pruebas periódicas que garanticen el correcto funcionamiento del equipo

A nivel Latinoamérica se ha llevado a cabo investigaciones importantes como la desarrollada en la universidad Pontificia de Perú allí lograron obtener un sensor de flujo basado en una aleación de Niquel-Titanio y platino además de una calibración basada en la compliancia constante de una columna rígida con agua. (Vasallo & Soria, 2001) describe que los transductores actuales en el mercado no satisfacen las necesidades específicas de investigación limitando el desarrollo de sensores a la medida. Esto impulso el desarrollo de una medición de flujo por de hilo caliente.

A raíz de la pandemia generada por el SARS-CoV-2, los sistemas de salud de los distintos países han experimentado un dramático aumento en la ocupación de las

unidades de cuidado intensivo y, por ende, una alta demanda de ventiladores mecánicos. (García-Castro et al., 2021)

Esta es la descripción con la que se inicia el protocolo de prueba de ventilador mecánico para atención de pacientes con COVID19 (García-Castro et al., 2021) estableció cierto protocolo que describe las pruebas a efectuar para la producción y montaje de ventiladores mecánicos como emergencia por COVID-19 Es allí necesario llevar a cabo protocolos rigurosos de calibración y mantenimiento para detectar si los equipos cumplen o no cumplen con los valores que ofrecen. (Marius, 2012) establece que “los sensores deben medir en algunos lugares especiales del sistema de ventilación y en determinados momentos, diferentes parámetros. Las señales de los sensores deben procesarse para que los valores de los parámetros físicos deseados aparezcan en la pantalla.” De esta manera plantea una fuente de tensión para el control de un sensor de flujo spirológ (anemómetro de hilo caliente) y establece algunos modelos matemáticos para obtener magnitudes ventilatorias como el volumen tidal y los tiempos respiratorios. El autor anterior es ampliamente citado por empresas y multinacionales que se han dedicado por décadas en encontrar el material más adecuado para construir una medición confiable, es por esto por lo que (Ciurea et al., 2013) en su idioma original establece que:

“One of the most efficient flow sensors used in pulmonary ventilation is the spirológ sensor type. This type of sensor is manufactured by Envitec Honeywell. The spirológ sensor operates according to the principle of maintaining a constant temperature of the flow gauge heated wire.”

debido a lo anterior se asume que la solución para el problema planteado es sin lugar a duda la medición y análisis de flujo ventilatorio a través de un sensor de hilo caliente que llamamos spirológ nombre que fue dado por su fabricante Dragüer desde hace algunos años atrás.

La Norma Técnica Colombiana vigente que abolió la mencionada END 118 mencionada anteriormente, es la llamada NTC-ISO 80601-2-12 (ICONTEC-ISO, n.d.) la cual establece los requisitos particulares para la seguridad básica y el desempeño esencial de los ventiladores para cuidado crítico. Esta norma, fundamenta las pruebas y los protocolos generales para llevar a cabo la construcción nacional de dispositivos de ventilación mecánica, por esto es tan importante en la construcción del dispositivo de medición debido a que es con base en este protocolo que se debe fundamentar la adquisición de estas magnitudes. Visualizando desde la base de datos del SENA Biblioteca se cita a continuación el inciso 201.5 Requisitos generales para el ensayo del equipo ME:

201.5.101 Requisitos adicionales a los requisitos generales de ensayo del equipo ME

201.5.101.1 Condiciones de Ensayo del Ventilador

a) Para el ensayo, del ventilador

1) se debe conectar a los suministros de gas según lo especificado para uso normal;

2) excepto que el oxígeno y el aire de grado industrial pueden ser sustituidos por el gas medicinal equivalente, según corresponda, a menos que se indique lo contrario.

b) Al utilizar gases de sustitución, hay que tener cuidado de que los gases de ensayo no contengan aceite y estén debidamente secos.

201.5.101.2 Especificaciones de Velocidad de Flujo y Fuga de Gas

Todos los requisitos para velocidad de flujo, volumen y fuga de gas en este documento,

- a) se expresan en STPD (standard temperature pressure dry),
- b) excepto para aquellos asociados con el VBS, que se expresan en BTPS "body temperature, pressure, saturated". Se corrigen todas las mediciones de los ensayos a STPD o BTPS, según corresponda.

201.5.101.3 Errores de Ensayo del Ventilador

a) Para los efectos del presente documento, las tolerancias declaradas se deben ajustar según la incertidumbre de medición.

b) El fabricante debe revelar la incertidumbre de la medición de cada tolerancia que se indique en la descripción técnica. Se comprueba la conformidad mediante la inspección de las instrucciones de uso y la descripción técnica.

En el caso práctico del proyecto, el ventilador con el cual se prueba el prototipo es un ventilador portátil garantizando confianza en las mediciones, es de aclarar que se toma como referencia de partida el certificado de calibración CCB-132-VEN-001 (adjunto como anexo 2) para las mediciones tomadas de acuerdo a la capacidad pulmonar, los puntos seleccionados en la medición de flujo y volumen corresponden con el rango de capacidad pulmonar de pacientes que van desde 200 mL (pediátricos) a 900 mL (adultos) ,se ubican estos mismos puntos de trabajo en medición en serie con el BAV_001 para comparar directamente las mediciones, estas pruebas se basan en el estándar STPD (standard temperature pressure dry) .

El análisis de las incertidumbres de medida descritos en el ítem 201.5.101.3 indica que al momento de construir el prototipo es necesario identificar metrológicamente la incertidumbre de medida en cada magnitud y tenerlas en cuenta para la toma de datos en las pruebas de calidad del ventilador, en este caso se aprecia en el anexo 2 (certificado de calibración del ventilador mecánico) una incertidumbre expandida máxima de +/- 3,398 LPM apropiada para una construcción y análisis inicial del prototipo.

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un sistema de medición de flujo y presión para el análisis e investigación de magnitudes de ventilación mecánica básica.

Objetivos Específicos

Analizar magnitudes ventilatorias utilizando un sensor de flujo de hilo caliente (hot-wire flow meter), medición de presión diferencial y el modelado matemático de las magnitudes.

Acondicionar señales de un sensor con amplificadores operacionales de instrumentación.

Construir un prototipo para el análisis de flujo y presión en ventilación mecánica.

Metodología

Utilizando lenguaje C, se modela matemáticamente el desarrollo de las magnitudes con la certeza de simular en proteus design VSM el desarrollo del modelamiento.

Basado en la bibliografía encontrada, se construye un circuito de alimentación para un sensor de flujo de hilo caliente y se ajusta de acuerdo con las condiciones de laboratorio.

Utilizando la esquematización de diseño de placas en ARES de proteus design, construir un prototipo de banco de análisis ventilador BAV_001.

Posibles Soluciones

Medición y análisis de flujo ventilatorio a través de sensores tipo neumatocógrafo Freisch

Medición y análisis de flujo ventilatorio utilizando anemómetro de hilo caliente a temperatura constante

Solución Seleccionada y Justificación

Tabla 3

Paralelo Comparativo de los Sensores

Sensor de hilo caliente	Neumotacógrafo Freisch
Medición por diferencial de presión en tubos capilares distribuidos	Medición por compensación directa de temperatura de un material delgado
La ventaja de estos sensores es que tienen buena respuesta en frecuencia y son fáciles de desarmar	Ventaje en la resolución de medida y la precisión que se puede obtener en flujo
desventaja que poseen es que requieren mantenimiento periódico para evitar que la humedad y las secreciones lo obstruyan.	El dispositivo no se puede desarmar el hilo no se puede tocar.

Nota. En la tabla anterior se enuncian las características de los sensores evaluados

Teniendo en cuenta que la compensación de temperatura del hilo de platino en el anemómetro de hilo caliente es proporcional al flujo incidente en la vía aérea del paciente se puede identificar que la resolución obtenida es lo suficientemente alta para configurarse como equipo de medición y obtener así valores aceptados de flujo y volumen además, la consecución de sensores de este tipo y la posible fabricación de los mismos hace que la solución seleccionada para ejecutar el proyecto sea la Medición y análisis de flujo ventilatorio utilizando anemómetro de hilo caliente a temperatura constante.

Cronograma

Tabla 4

Cronograma de Actividades

Actividad	Me	Me	Me	Me	Me	Me	Me	Me	Me	Me	Me	Me
	s 1	s 2	s 3	s 4	s 5	s 6	s 7	s 8	s 9	s 10	s 11	s 12
Documentación técnica	X	X										
Planteamiento del circuito de acondicionamiento			X	X	X							
Elección de fuente conmutada y sistema de alimentación.				X	X							
Construcción de prototipo para sensor de flujo de baja resistividad y adquisición de presión diferencial				X	X	X	X					

Construcción de	X	X	X					
tarjeta de								
procesamiento								
digital								
Diseño de			X	X	X	X	X	
interfaz								

Nota. En la tabla 4 se describe el cronograma de actividades del proyecto.

Recursos

Tabla 5

Recursos

Recurso	Descripción	Presupuesto
Equipo Humano	Estudiante universitario de ingeniería electrónica	--
Equipos	y Ordenador portátil (Propio) LabVIEW 2019 (UNAD) MikroC	15'000.000
Software	(propio) Proteus design (UNAD) Matlab (UNAD). Paquete office 365 (UNAD)	
Viajes y Salidas de Campo	alquiler de ventilador mecánico para pruebas de funcionamiento (Propio)	500.000
Materiales y suministros	Electrónica de consumo (Propio), tarjeta de procesamiento digital (Propio), acondicionamiento de señales (Propio), sensor de flujo (Propio), sensor de presión (Propio), fuente conmutada (Propio), alquiler de analizador ventilatorio TSI Certifier FA (Propio), insulado y montaje de PCB (Propio),	800.000
Bibliografía	Bodgan M (2011) Adquisición de datos en ventilación pulmonar http://dx.doi.org/10.5772/48363 Berghuis Paul (1994) Biophysical measurement series respiration. iFixit https://es.ifixit.com/Document/PfKbGuMjQIYVLARm/Respiratio n+1994+Training+Manual.pdf Togawa T, Tamura T, Öberg P (2011) Biomedical Sensor and Instruments second edition. Drive PDF	--

<https://www.pdfdrive.com/biomedical-sensors-and-instruments-second-edition-e188327329.html>

Webster JG, Eren H (2014) Measurement, Instrumentation, and Sensors, Handbook second edition. Drive PDF

<https://www.pdfdrive.com/measurement-instrumentation-and-sensors-handbook-electromagnetic-optical-radiation-chemical-and-biomedical-measurement-e157759155.html>

Webster JG, (2010) Medical Instrumentation Application and design Fourth edition. Drive PDF

<https://www.pdfdrive.com/biomedical-instrumentation-and-measurements-e186986101.html>

TOTAL : 16'300.000

Nota. En la tabla 5 se define el presupuesto necesario para la implementación de la solución.

Diseño de la solución

Especificaciones técnicas

Se propone un sistema de acondicionamiento para la lectura de flujo dado en l/min (Litros por minuto) de un sensor de anemometría por hilo caliente marca Spirolog desarrollado por industrias Dragüer.

Figura 5

Sensor de Flujo Spirolog Dragüer



Nota. Se obtiene basado en el artículo: Adquisición de datos en ventilación pulmonar de (Marius, 2012)

Esquematización

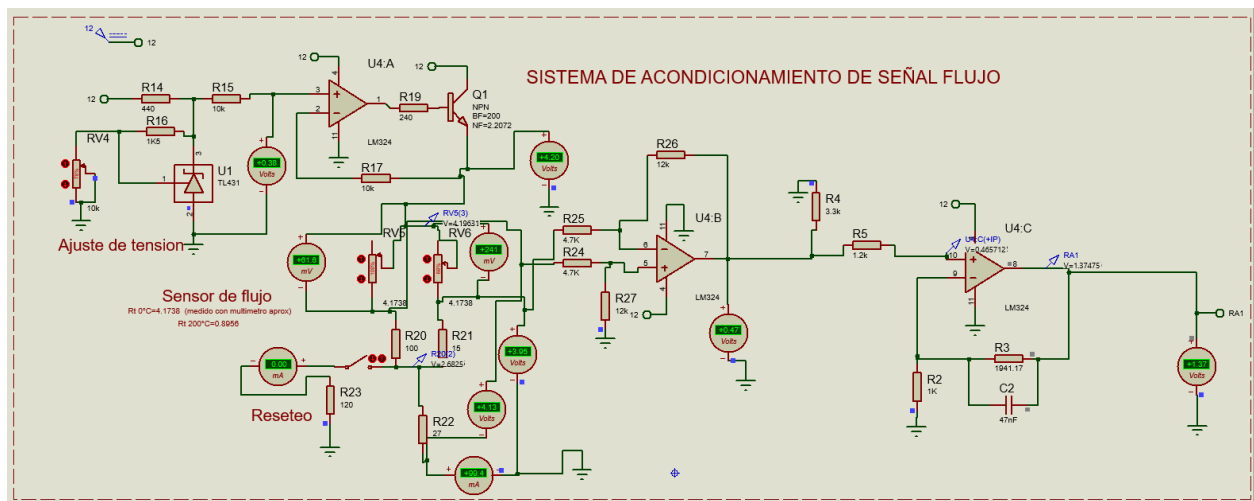
En el desarrollo también se incluye un sensor de presión MPX2010DP con el fin del censado de presión en la vía área del paciente, por último, se configurará un microcontrolador PIC18F4550 para transmitir vía USB HID a un ordenador y luego observar en LabVIEW la interpretación de las gráficas en términos de flujo y presión

evaluando así matemáticamente diferentes magnitudes fisiológicas entre ellas volumen minuto, presión inspiratoria pico, frecuencia respiratoria y tiempo de respiración.

En el siguiente esquemático se evidencia la construcción del sistema de adquisición de flujo y la simulación de este:

Figura 6

Sistema de Acondicionamiento de Señal de Flujo



Nota. En la figura 6 se evidencia el sistema de acondicionamiento de señal de flujo utilizando un sensor spirológ.

La construcción se realiza por bloques de control empezando por el TL431 que se comporta con un regulador de tensión para el amplificador U4A el cual a la vez conmuta una tensión de entrada de 12V en un transistor NPN con $BF=200$ (beta delantera máxima ideal, sin unidades) $NF=2.2072$ (coeficiente de emisión de corriente directa, sin unidades).

Esta es la alimentación de un puente Wheatstone equilibrado que finalmente alimenta los filamentos de platino del sensor de hilo caliente una resistencia R23 y un interruptor permiten calentar de manera constante el filamento de platino a 250°C aproximadamente para reiniciar el sistema de flujo, las tensiones adquiridas en el puente son introducidas en el amplificador operacional U4B configurado como diferenciador, por último, este valor obtenido en el diferenciador es amplificado por el U4C:

$$V_{out} = \frac{R1 + R2}{R1} * V_{in}$$

$$R2 = \left(\frac{5v}{1,7v} * 1k \right) - 1k$$

$$R2 = 1941.17ohm$$

El valor de R2 se calcula teniendo en cuenta la ecuación anterior, así desde un enfoque de simulación a 1,7v el valor de salida será de 5v. así tendremos una salida aproximada de 0 a 10L/min respectivamente.

Explicación detallada del funcionamiento de la solución implementada

En el siguiente video se expone el montaje del sistema de acondicionamiento de señal del sensor principal del proyecto de análisis de ventilación mecánica, se trata de la fuente de alimentación y procesamiento del sensor de flujo anemométrico spirolog. En el cual se acoplan varios amplificadores operaciones configurados como amplificadores y comparadores, luego esta señal ya procesada se transfiere a una entrada analógica de un microcontrolador. Por último, la señal analógica es mapeada y transmitida a una LCD 2X16 para visualizar la cantidad de L/min. El sistema también tiene indicación de bajo, medio y alto flujo con tres leds.

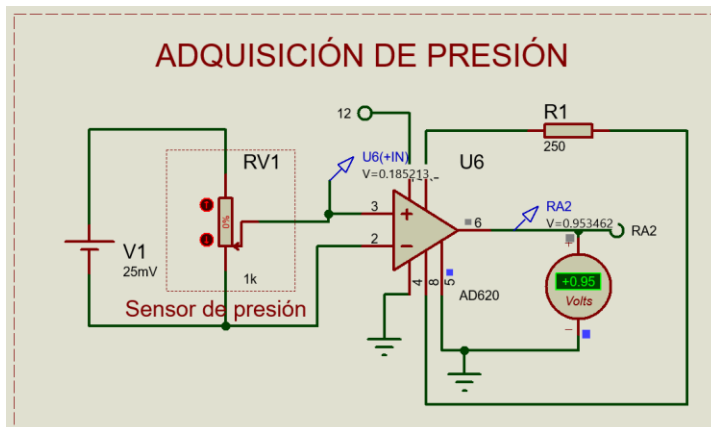
En el momento en que el aire pasa a través del hilo caliente, la pérdida de temperatura del filamento se traduce en una caída de corriente, esta caída de corriente es aprovechada por el sistema para tomar por medio de un amplificador como diferenciador, la tensión restante que equilibra el sistema. Así la tensión de salida analógica es proporcional al flujo que atraviesa el sensor.

Enlace del video en YouTube con la explicación detallada del funcionamiento de la solución preliminar implementada: <https://youtu.be/Qm17NPKCypE> (Ceballos, 2022)

La adquisición de presión utilizando el sensor de presión diferencial MPX2010DP se construye de la siguiente manera:

Figura 7

Sensado y Simulación de Presión MPX2010DP



Nota. Sistema de acondicionamiento de presión desarrollado en simulación desde Proteus

VSM

En este caso tenemos que para 25mV requerimos un $V_{out} = 5V$

$$G = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

$$V_{out} = G * V_{in}$$

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}}$$

$$G = \frac{5V}{25mV} = 200$$

$$G = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

$$200 = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

$$200 - 1 = \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

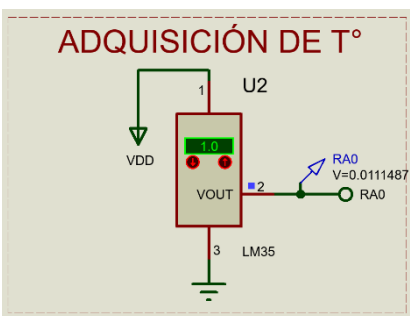
$$199 = \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{199} \quad R_G = 247 \text{ ohms}$$

Por último, para la adquisición de temperatura se utiliza un sensor de respuesta lineal LM35

Figura 8

Simulación de Sensor LM35



Nota. Simulación proteus VSM para la lectura de un sensor de temperatura LM35.

Este sensor arroja por cada grado centígrado alrededor de 10mV. Directamente es ingresado al procesador para posteriormente ser mapeado configurado

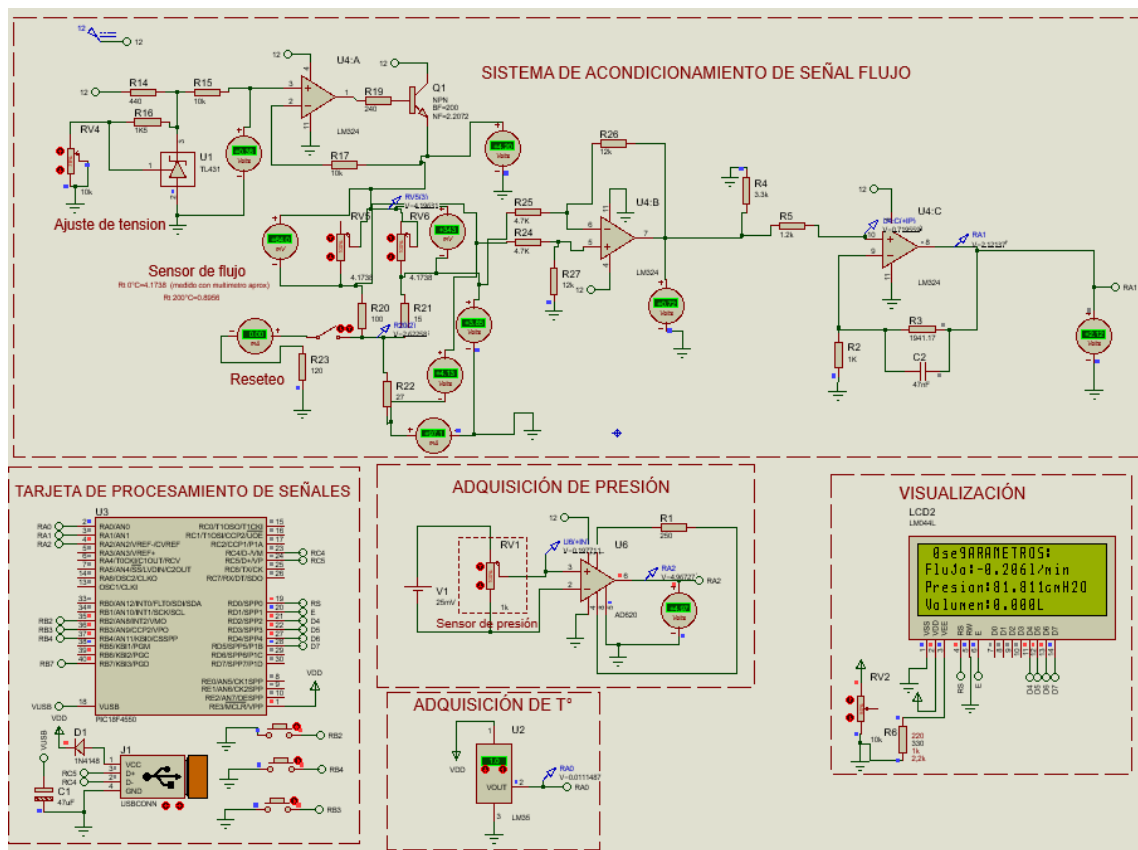
Simulación

Estos valores analógicos acondicionados, constituyen una tarjeta del proyecto denominada tarjeta de acondicionamiento la cual se visualiza en el apartado de PCBs del documento, estos valores ingresan al puerto RA0/2 de la tarjeta de procesamiento de señales (ver apartado de PCBs) en donde son procesados y configurados, a la vez el microcontrolador PIC18F4550 se encarga de visualizar estas magnitudes a través de una LCD 20x4 alfanumérica y transmitir vía USB HID al VI de LabVIEW para luego ser evaluados y monitoreados.

A continuación, se evidencia la simulación de la adquisición de las magnitudes ventilatorias y la visualización en pantalla, utilizando proteus design para efectuar la simulación completa del sistema. Se adjuntará como Anexo 1 el archivo .hex generado en el compilador para correr el VSM.

Figura 9

Simulación de Etapa de Análisis de Flujo, Presión, Temperatura y Volumen

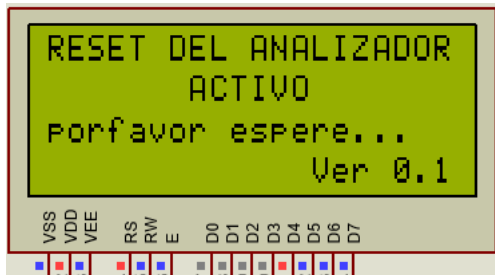


Nota. En la esquina inferior izquierda se evidencia el microcontrolador alimentado y conectado con los demás periféricos como USB tipo B y tres pulsadores; en la esquina inferior derecha se evidencia el monitoreo del sistema teniendo en cuenta los valores simulados de flujo, presión y temperatura.

El software de construyó para que cualquier usuario de manera intuitiva pueda identificar sus funciones, el pulsador RB2 permite reiniciar el sistema, el pulsador RB4 permite cambiar y visualizar otras magnitudes y el pulsador RB3 permite intercambiar el tipo de flujo (inspiratorio y espiratorio).

Figura 10

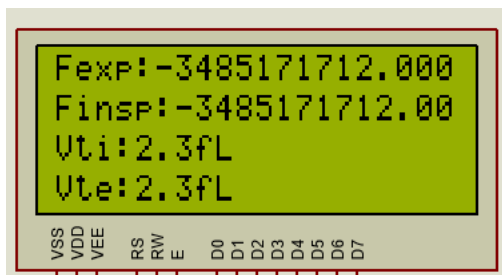
Reset del Sistema



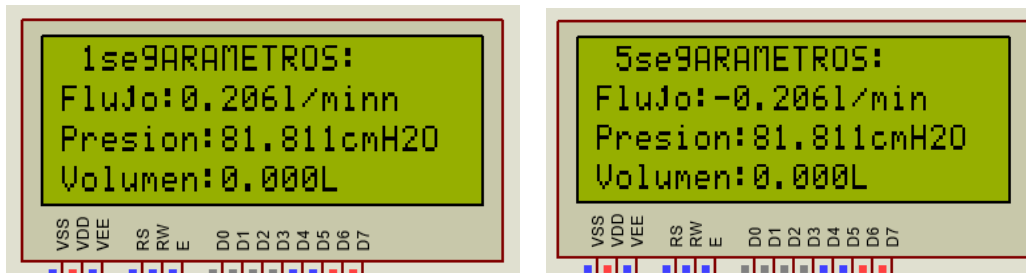
Nota. En este ciclo las variables van a cero y un pin del microcontrolador se enciende por 3 segundos aproximadamente permitiendo alimentar un transistor que cierra el circuito de Reset del Sistema de acondicionamiento de señal de flujo en R23

Figura 11

Cambio de Visualización de Magnitudes



Nota. En este modo, el BAV_001 permite abrir otras magnitudes que pueden analizarse en el sistema ventilatorio, lo cual abre la posibilidad de incorporar variables y analizarlas a futuro.

Figura 12*Cambio de Polaridad de Flujo*

Nota. La funcion en RB3 permite realizar operación de calculos avanzados como cruce por cero y identificar cuando termina un ciclo inspiratorio y cuando comienza uno nuevo.

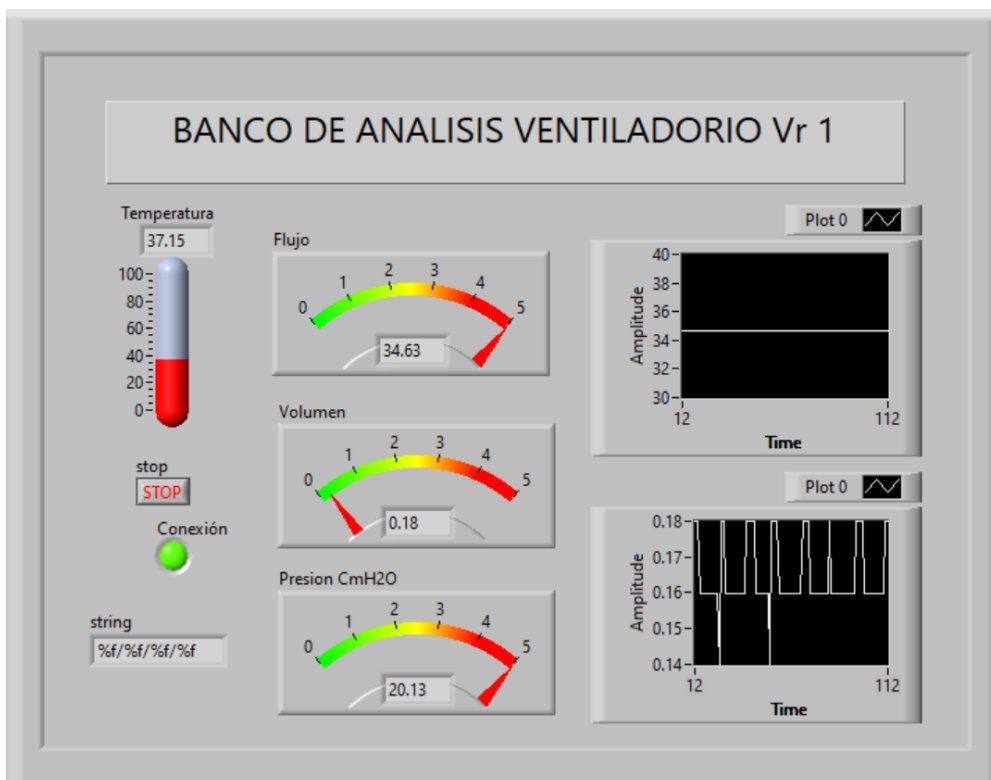
La pantalla LCD 20x4 se configura de manera paralela y se construye D4, D5, D6 y D7 en los pines den banco de trabajo del microcontrolador del RD0/5.

VI LabVIEW

La configuración y análisis de las cuatro magnitudes principales del proyecto se realizan utilizando una VI de LabVIEW conectada por el puerto físico USB del ordenador y configurada utilizando una librería de lectura HID USB adecuada para el desarrollo del proyecto la cual realiza la captura de los cuatro valores flotantes concatenados en el buffer del microcontrolador.

Figura 13

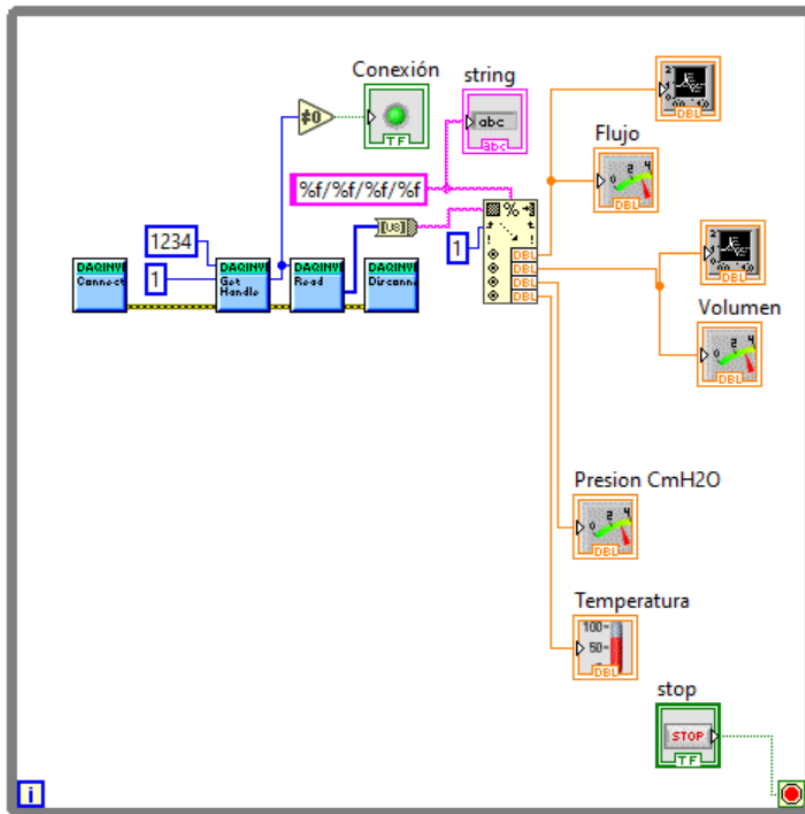
VI De LabVIEW Banco de Análisis Ventilatorio



Nota. En el diseño anterior se evidencia la interfaz virtual (VI virtual interface) del proyecto, en donde se grafican las respuestas de volumen y flujo a través del tiempo.

Figura 14

Diagrama en Bloques del VI



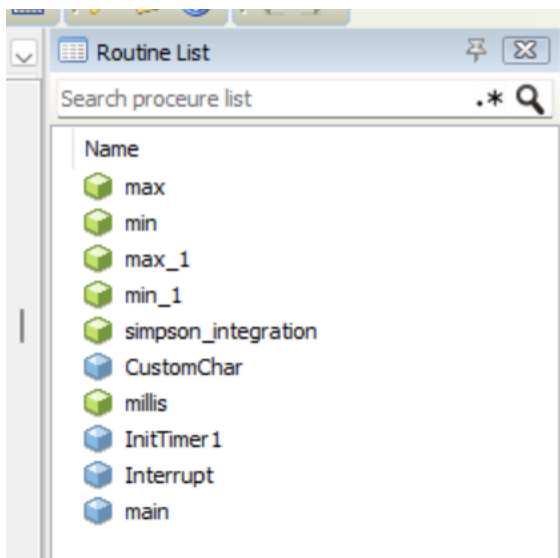
Nota. En el esquema anterior, los cuatro módulos azules son destinados para la comunicación HID USB y el array permite obtener los valores concatenados de las magnitudes a analizar. En la ilustración 10 se evidencian las 4 magnitudes con la graficación de flujo y volumen.

Algoritmos

La construcción del código es la base principal de proyecto, ya que es aquí donde se realiza el modelamiento matemático del BAV_001 (Banco de análisis ventilatorio versión 1) y donde se configura la visualización de estas magnitudes. Este desarrollo se realiza en el compilador MicroC pro que tiene características importantes que lo han categorizado con un compilador confiable, amigable y versátil en materia de herramientas y utilidades. Los bloques de código se dividen en:

Figura 15

Bloques Principales de Código



Nota. Max, min, max_1 y min_1 constituyen funciones capaces de adquirir los valores máximos y mínimos ingresados en su descripción de entrada.

la función de simson_integration permite realizar la integral en la lectura del volumen instantáneo para así obtener el valor en volumen que circula alrededor del sensor de flujo ventilatorio

CustomChar es un carácter alfanumérico especial para obtener “°” en la visualización de esta magnitud

Millis es una función que arroja el tiempo transcurrido desde que se efectuó un cruce por cero del sistema en el momento de la inhalación y la exhalación.

initTimer1 y interrupt permiten declarar la interrupción principal del microcontrolador a 1ms que realiza un salto de bucle para analizar lo obtenido por la integral del volumen.

La función main es el bucle principal de trabajo, es aquí donde se realizan la mayoría de las configuraciones de visualización y lectura de datos.

Explicación de la simulación <https://www.youtube.com/watch?v=dPSHKdEvStg>

(Ceballos, 2023a)

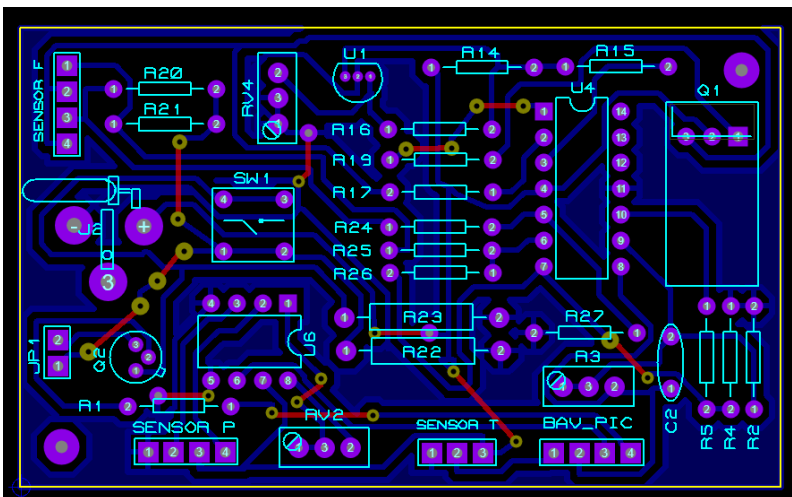
Circuitos Impresos

Placa de Acondicionamiento de Señales

Consta de una placa equipada para acondicionar las magnitudes físicas adquiridas en el proyecto

Figura 16

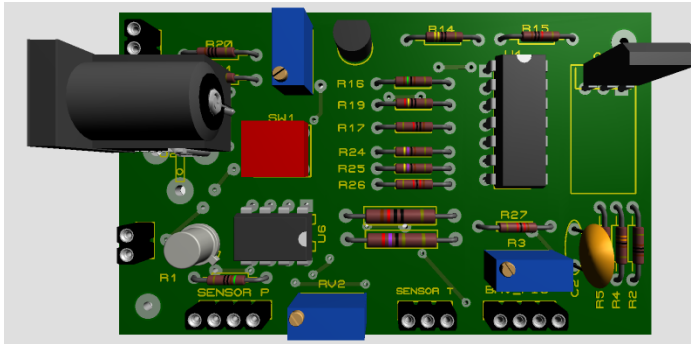
Rutas y Layout Acondicionamiento de Señales



Nota. En el diseño se evidencia la distribución de los componentes en la toda la placa de acondicionamiento desarrollada en Proteus.

Figura 17

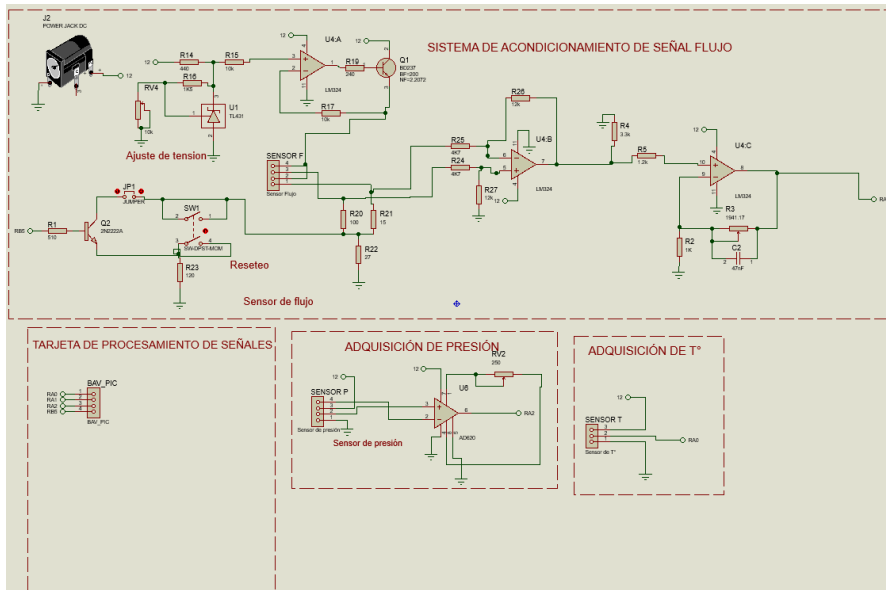
Disposición 3D de da Placa de Acondicionamiento



Nota. Visualización 3D del circuito de acondicionamiento de datos de presión temperatura, flujo y presión.

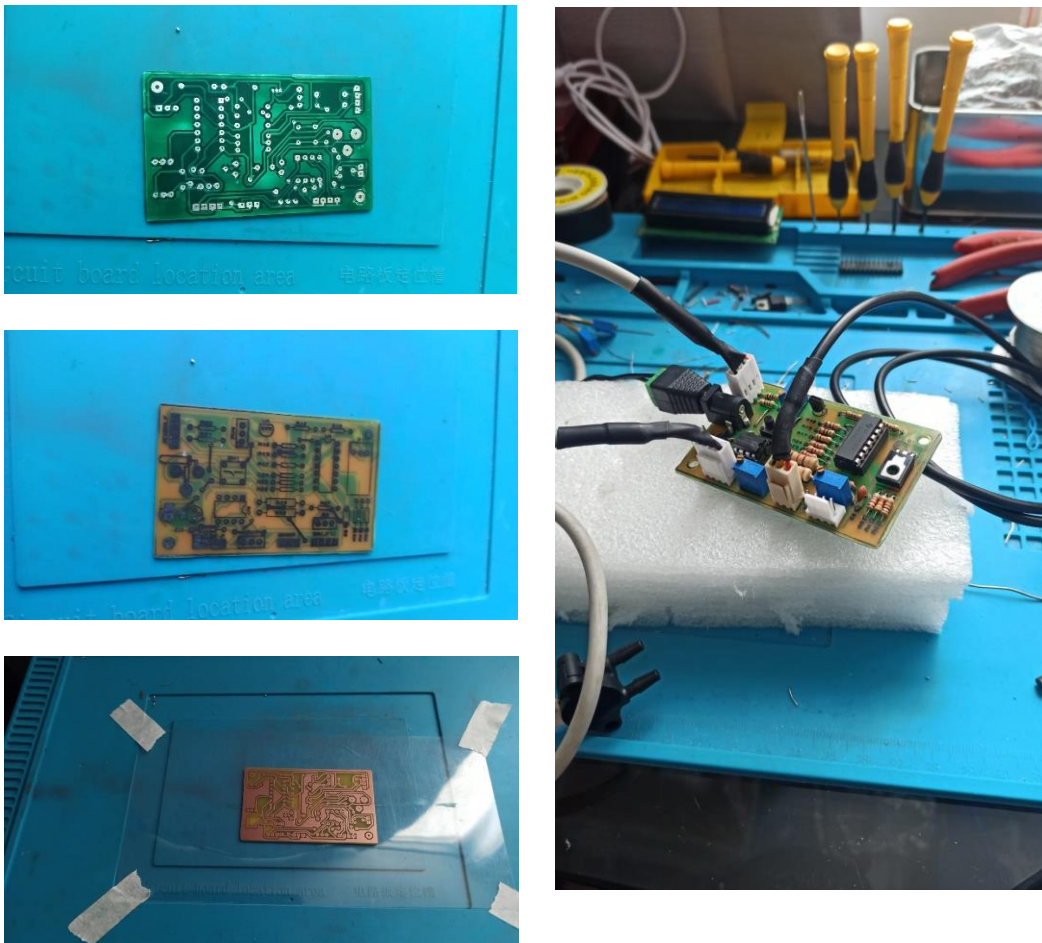
Figura 18

Esquemático para Layout de Acondicionamiento



Nota. La placa consta de tres bornes para posicionar los sensores flujo, presión y temperatura una salida para BAV_001 un RV4 para el ajuste de la tensión de entrada al puente Wheatstone.

un RV2 para el ajuste de la resistencia de ganancia de U6 y un RV3 para el ajuste de la ganancia de U4C, alimentación a 12V, una entrada RB5 para la conmutación de un interruptor 2N2222A Q2. A continuación, se adjuntan algunas fotografías de la construcción de la placa:

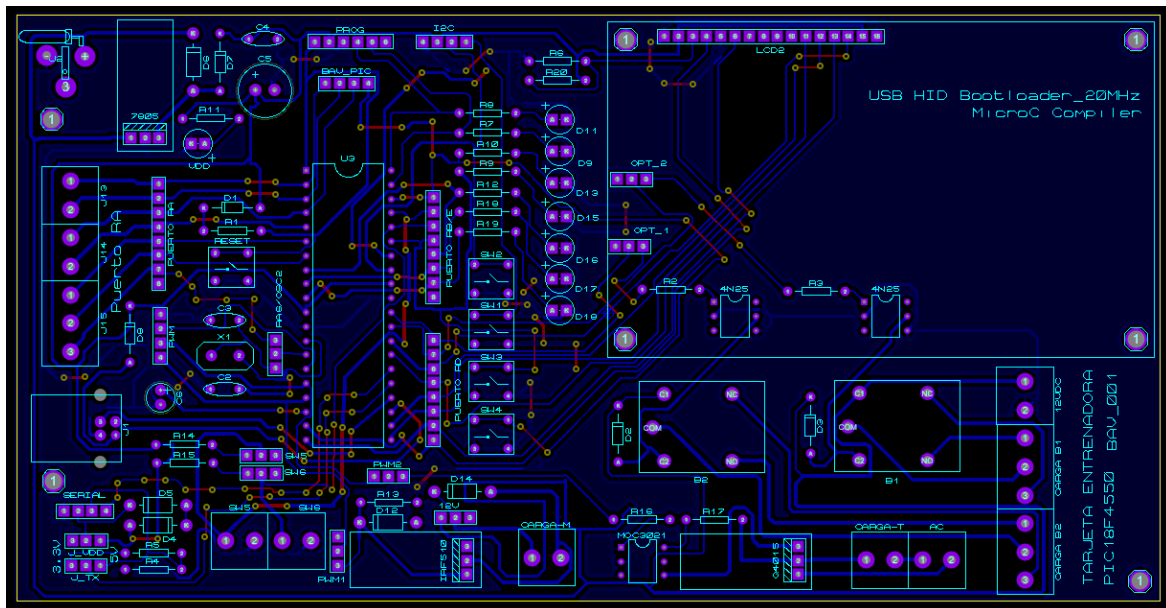
Figura 19*Desarrollo de PCB de Acondicionamiento*

Nota. El jumper JP1 permite habilitar la tensión en la base de Q2 para el Reset por software de sensor de flujo y SW1 es el Reset por hardware.

Placa de procesamiento de señales BAV_001

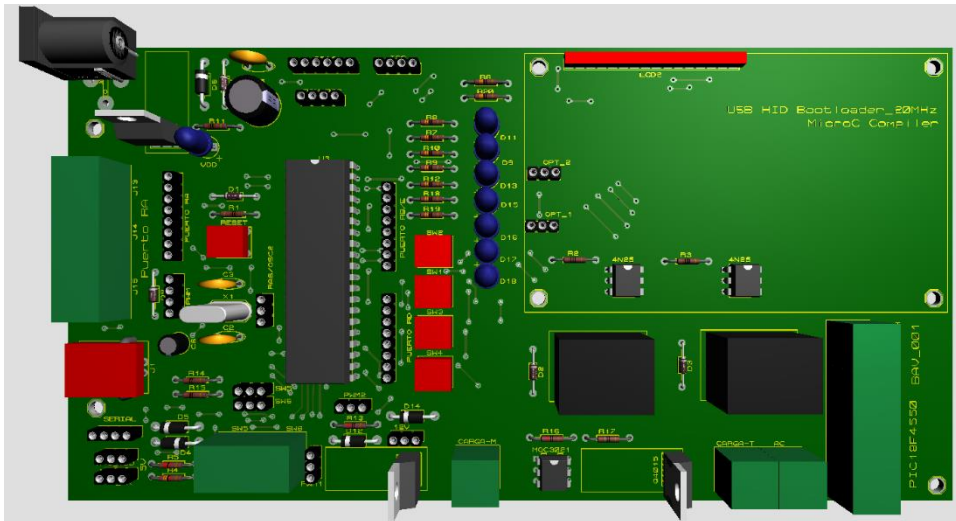
Figura 20

Rutas y Layout Procesamiento de Señales



Nota. En la figura 20 se evidencian rutas y layout de la placa de procesamiento de señales diseñada en proteus design

La placa del banco del banco de análisis ventilatorio en su versión 1 es una tarjeta entrenadora booteable por USB HID bootloader 20MHz compilada y diseñada para trabajar en el entorno de MicroC, es sus descripciones básicas, contiene entradas y salidas A/D por bornes y regletas de acceso rápido, led indicadores de estado, entradas con interruptor bus de comunicación serial a 5v y 3.3v de acuerdo a la configuración de J_VDC y J_TX, conector I2C, conector para programación serial, salida auxiliar de PWM, salida opto acoplada para relé de 12V, salida para Q4015 y IRF510 así como una pantalla LCD de 20x4 alfanumérica configurada en conexión paralela.

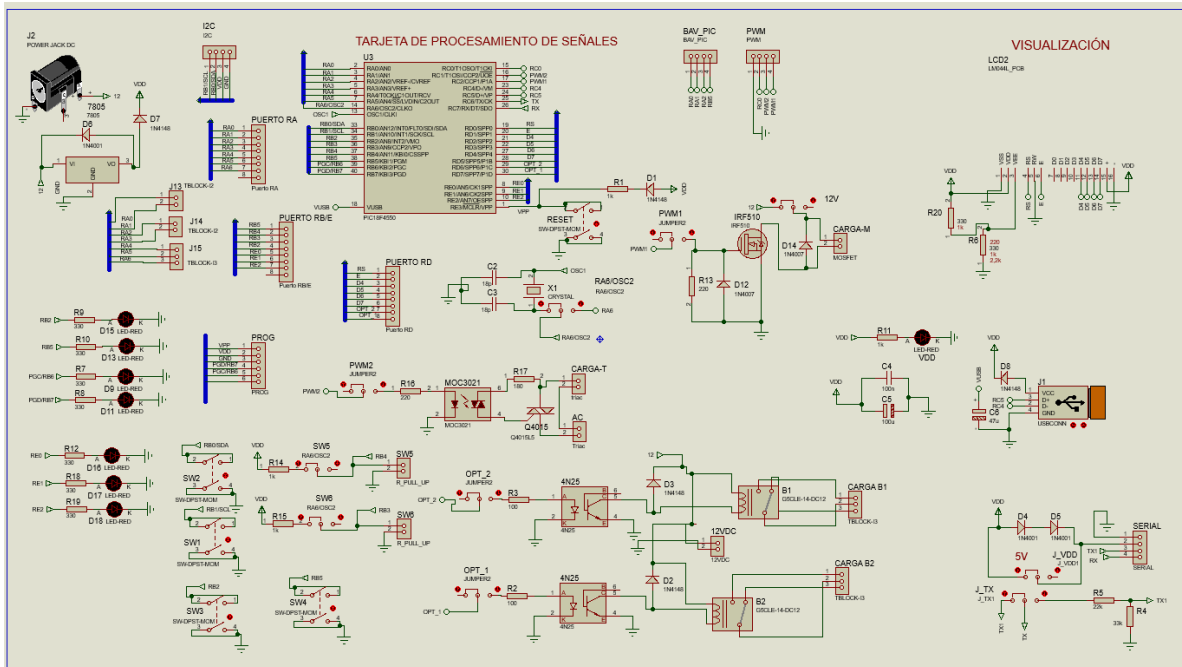
Figura 21*Visualización 3D BAV_001*

Nota. Alimentación a 12v, la conexión con la placa de procesamiento y la placa de acondicionamiento se realiza a través del conector de 4 posiciones BAV_001 localizado en la parte superior del microcontrolador U3.

Los bornes J13/15 están dispuestos para la conexión del puerto RA, led VDD enciende al momento de energizar la placa botón de Reset por el pin 1 del microcontrolador, jumper RA6/OSC2 dispuesto para la configuración de entrada del pin RA6 del micro, los bornes SW5/6 son entradas habilitadas por SW5/6 jumper para la configuración en pull up de un interruptor o sensor.

Figura 22

Esquemático para Layout de Procesamiento



Nota. En la figura 22 se evidencia el esquemático de la placa de procesamiento diseñado en proteus design.

SW1/4 son botones configurables de estados, los led del D9/18 son indicadores de estados de salida, OPT_1/2 son habilitadores de las salidas por relé, el borne CARGA-M corresponde con la salida de potencia por mosfet, el borne CARGA-T corresponde a la salida por triac y el borne AC es la alimentación alterna del triac, los bornes CARGA-B1/2 corresponden con la carga a la salida de las bobinas y el borde de 12V corresponde con una salida auxiliar de 12V.

A continuación, se adjuntan algunas fotografías de la construcción de la placa:

Figura 23

Desarrollo de PCB de Procesamiento



Nota. Las placas se desarrollaron utilizando el método de serigrafía por transmisión térmica y se aplica máscara antisoldante por secado UV.

Resultados obtenidos

En el ejercicio de linealización de los datos obtenidos fue necesario realizar varias pruebas de funcionamiento utilizando comparación directa de las magnitudes, a continuación, se identifican estas pruebas con los datos obtenidos al linealizar.

Figura 24

Kit de Desarrollo de Pruebas



Nota. En la imagen se evidencia el kit de analizador con fuente de alimentación, sensores de presión, temperatura, flujo un microcontrolador auxiliar, placa de procesamiento y placa de adquisición de datos.

Linealización de presión MPX2010DP

Figura 25

Ensayo de Linealización de Presión.



Nota. Se realiza la conexión en serie del sensor de presión, el equipo patrón de referencia y una jeringa de 500 ml de capacidad para generar la presión positiva en la entrada.

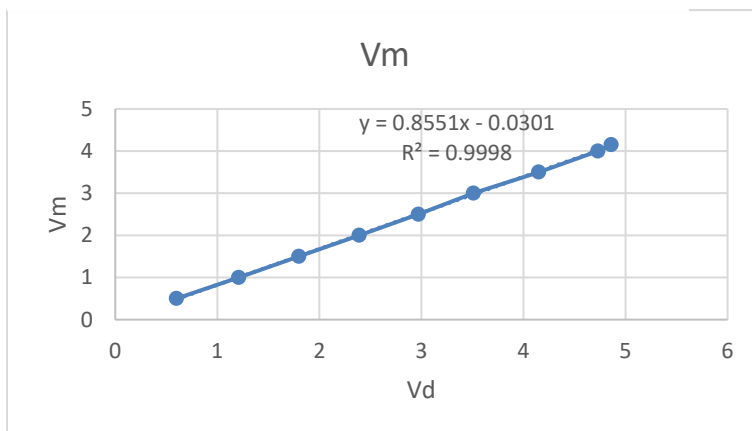
Tabla 6*Linealización Vd - Vm de la Presión*

Vd	Vm
0.6	0.5
1.21	1
1.8	1.5
2.39	2
2.97	2.5
3.51	3
4.15	3.5
4.73	4
4.86	4.15

Nota. En los datos anteriores en la tabla 6 evidencia el valor de la tensión obtenida en el multímetro (Vm) y el valor de tensión obtenido en el dispositivo (Vd), de esta manera se obtiene la ecuación de la forma $y = mx + b$ la cual permite linealizar el valor obtenido de voltaje del dispositivo con respecto a el valor visualizado en un multímetro marca UNI-T.

Figura 26

Grafica de Linealización de Voltajes



Nota. En la figura 26 se visualiza la linealización de las tensiones de entrada y de salida del dispositivo.

Tabla 7*Linealización de Vout - KPa de Presión*

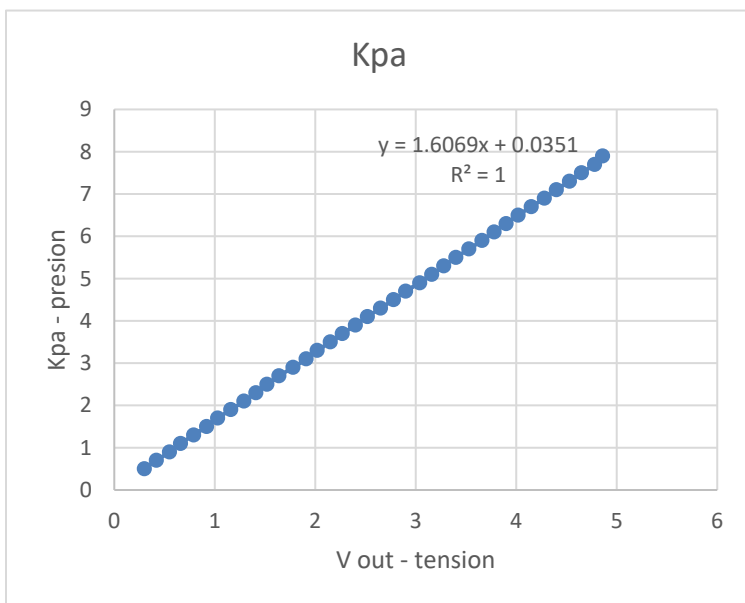
V out	Kpa
0.3	0.5
0.42	0.7
0.55	0.9
0.66	1.1
0.79	1.3
0.92	1.5
1.03	1.7
1.16	1.9
1.29	2.1
1.41	2.3
1.52	2.5
1.64	2.7
1.78	2.9
1.91	3.1
2.02	3.3
2.15	3.5
2.27	3.7
2.4	3.9
2.52	4.1
2.65	4.3
2.78	4.5

2.9	4.7
3.04	4.9
3.16	5.1
3.28	5.3
3.4	5.5
3.53	5.7
3.66	5.9
3.78	6.1
3.9	6.3
4.02	6.5
4.15	6.7
4.28	6.9
4.4	7.1
4.53	7.3
4.65	7.5
4.78	7.7
4.86	7.9

Nota. Con base en los datos obtenidos en la tabla 7 se encuentra la ecuación que describe el comportamiento del voltaje del dispositivo con respecto a la presión de salida visualizada en el equipo patrón de referencia.

Figura 27

Grafica de Linealización de Presión



Nota. Esta ecuación obtenida en la figura es la que describe el ajuste de mínimos cuadrados del sistema de presión y con base en esto se realiza la calibración que se detalla a continuación:

Tabla 8*Calibración de Sensor de Presión*

EPR	Fabricante	Fluke			
	Modelo	Prosim 8			
	Serie	4509011			
Toma de datos					
	Indicador EBP	1	2	3	PROMEDIO
presión mmHg	5	4.4	4.84	4.65	4.63
	10	9.64	9.93	9.98	9.85
	15	14.9	15.68	14.93	15.17
	20	20.1	19.48	19.63	19.74
	25	25.02	24.87	24.97	24.95
	30	30.06	29.86	30.06	29.99
	35	35.1	34.91	34.37	34.79
	40	40.1	40.09	40.05	40.08
	45	45.05	44.99	45.09	45.04
	50	49.99	49.94	49.99	49.97

Nota. En la tabla 8 se identifica un error casi despreciable con respecto a el indicado en el EBP (Equipo bajo prueba) el cual en este caso es el Prosim 8. Por último, se realizan las conversiones a las unidades de medida de interés en este caso cmH₂O.

Tabla 9*Conversión de Unidades de Media en cmH2O*

	Promedio
	3.404
	7.243
	11.154
	14.512
	18.348
presión CmH2O	22.054
	25.583
	29.471
	33.120
	36.745

Nota. En la tabla 9 se evidencian las conversiones de los datos obtenidos en CmH2O

Linealización de temperatura LM35

Tabla 10

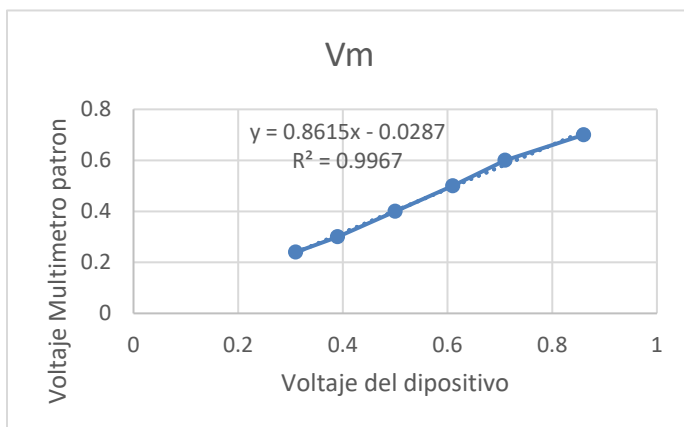
Linealización de Vd - Vm para el LM35

Vd	Vm
0.31	0.24
0.39	0.3
0.5	0.4
0.61	0.5
0.71	0.6
0.86	0.7

Nota. En el caso del sensor de temperatura, se realiza una linealización del Vm con respecto a Vd .

Figura 28

Grafica de Linealización de T°



Nota: Teniendo en cuenta que el sensor LM35 tiene una resolución de media de $10mV/^{\circ}C$

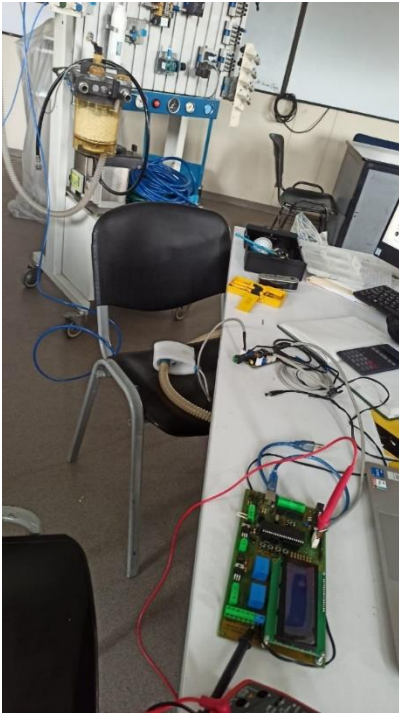
se realiza la correspondiente fórmula en programación: $y = \frac{0.8615x - 0.0287}{0.010}$

Siendo x el valor obtenido en la variable tipo flotante como Vd.

Linealización de flujo SPIROLOG

Figura 29

Ensayo de Linealización de Flujo



Nota. Las pruebas de ensayo se realizan utilizando un equipo patrón de referencia y un multímetro UNIT para identificar el voltaje de entrada a la placa de procesamiento.

Figura 30*Montaje de Sensor en el VT650*

Nota. Se realiza el montaje del sensor de flujo en la salida del equipo patrón de referencia con el fin de realizar la comparación directa del mismo.

Tabla 11*Vd-Vm del Sensor de Flujo*

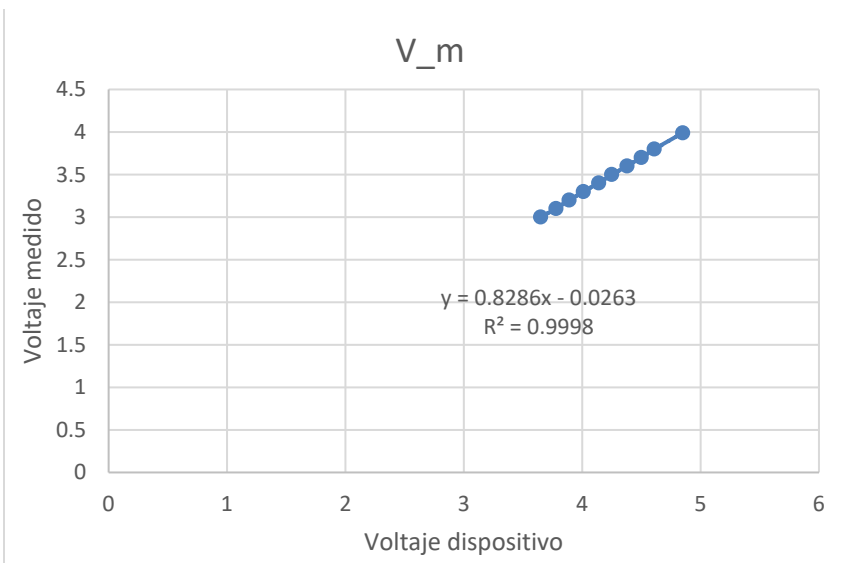
Vmax de la tarjeta de acondicionamiento en 4v

V_d	V_m
4.85	3.99
4.61	3.8
4.5	3.7
4.38	3.6
4.25	3.5
4.14	3.4
4.01	3.3
3.89	3.2
3.78	3.1
3.65	3

Nota. En la tabla 11 se identifica los valores linealización por modelo de mínimos cuadrados para el voltaje de entrada al dispositivo Vm con respecto al voltaje de salida en la variable flotante Vd.

Figura 31

Gráfica de Linealización de tensiones



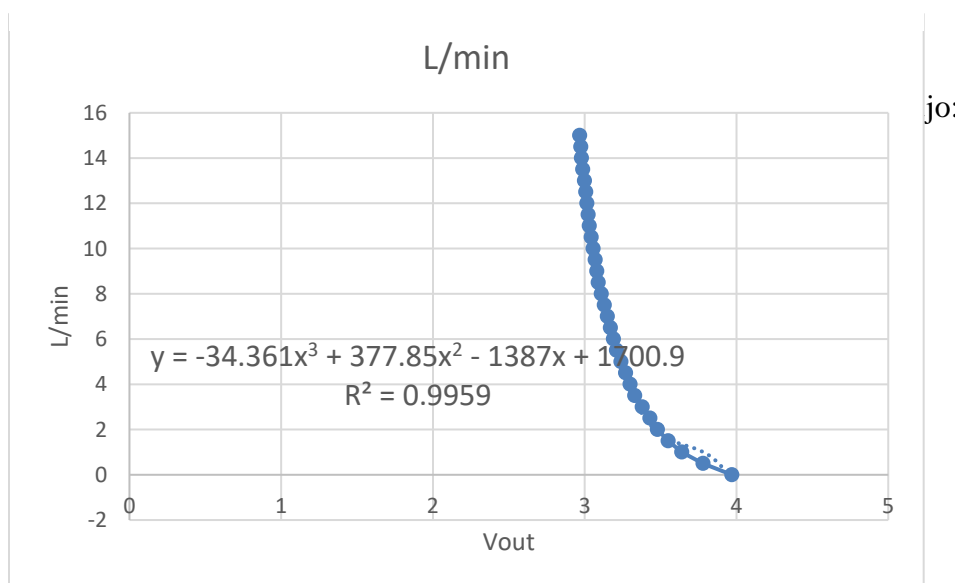
Nota. De la figura 31 se obtiene la formula que linealiza el sistema

Tabla 12*Vout-L/Min Polinómico de Flujo*

Vout	L/min
3.97	0
3.78	0.5
3.64	1
3.55	1.5
3.48	2
3.43	2.5
3.38	3
3.33	3.5
3.3	4
3.27	4.5
3.24	5
3.21	5.5
3.19	6
3.17	6.5
3.15	7
3.13	7.5
3.11	8
3.09	8.5
3.08	9
3.07	9.5

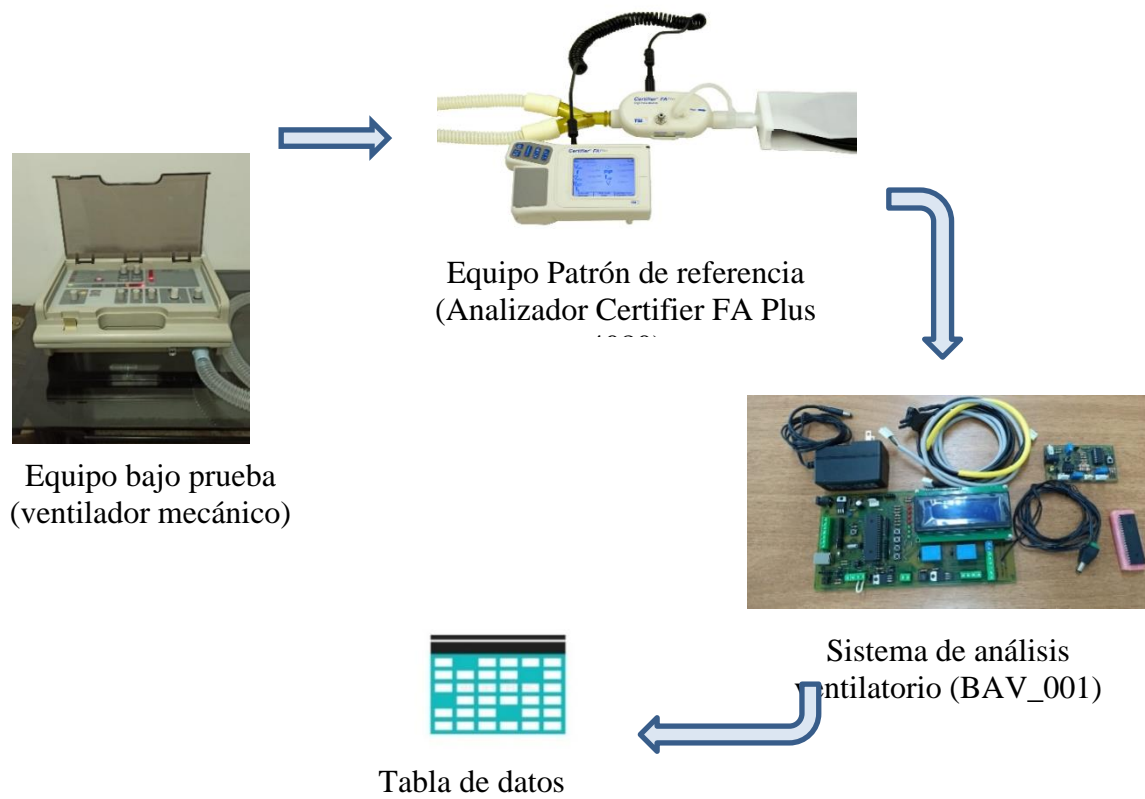
3.056	10
3.043	10.5
3.031	11
3.023	11.5
3.015	12
3.007	12.5
2.999	13
2.987	13.5
2.979	14
2.975	14.5
2.967	15

Nota. En la tabla 12, se evidencia una serie de datos prácticos tomados utilizando el patrón de referencia por comparación directa.

Figura 32*Gráfica de Linealización Polinomial*

Nota. Aquí es necesario aplicar el método polinomial de linealización para una ecuación de 3° obtenida en la gráfica 32 obteniendo datos confiables en la media con un error inferior al 10%.

Se realizan pruebas de funcionamiento del sistema de ventilación conectando un ventilador mecánico y utilizando un método de comparación directa entre el Equipo Patrón de Referencia (EPR) y el Equipo Bajo Prueba (EBP), el dispositivo BAV_001 se ubica en la línea de medición, a continuación, se evalúan los valores obtenidos y por último se estable los planes de mejora del desarrollo de la etapa de medición de flujo ventilatorio. A continuación, se presente un diagrama en bloques en el que se identifican los componentes utilizados en la medición por comparación directa.

Figura 33*Diagrama en Bloques de la Adquisición*

Nota. En el diagrama en bloques anterior se evidencia paso a paso en bloques el proceso de adquisición de los datos de flujo, presión y temperatura.

Tabla 13*EPR y EBP Utilizados para la Evaluación del BAV_001*

EPR		Fabricante	TSI	
		Modelo	4081 C CERTIFIER PLUS	
		Serie	40810930004	
EBP	Equipo	Ventilador mecánico	Modelo	Avian 15365
	Marca:	BIRD	Serie	AAHC1239
	Nº Inv	16-1652	Ubicación	Ambulancia

Nota. En la tabla 13 se enuncia el Equipo Patrón de Referencia y el Equipo Bajo Prueba utilizados para las mediciones

Tabla 14*Datos Obtenidos de Volumen y Temperatura*

		Toma de datos				
Volumen tidal	Indicador EBP	1	2	3	4	Promedio
	200	216	215	206	206	210.75
	480	483	483	483	483	483.00
	760	762	761	753	753	757.25
	900	956	961	945		954.00

		Toma de datos				
T°	Indicador EBP	1	2	3	4	Promedio
		25	27	25	25	22

Nota. En la tabla 14 se evidencian los datos obtenidos de 200 a 900 ml y algunas mediciones de temperatura.

Tabla 15*Datos obtenidos de flujo y presión*

		Toma de datos				
	Indicador	1	2	3	4	PROMEDIO
Flujo	EBP					
	10	10.86	9.56	11.61		10.68
	20	18.39	21.92	19.73		20.01
	30	32.09	31.04	31.47		31.53
	60	58	59.12	59.03		58.72
Presion Inspiratoria Pico PIP		Toma de datos				
	Indicador	1	2	3	4	PROMEDIO
	EBP					
	3	3.48	3.48	3.5	3.53	3.50
	7	7.83	7.79	7.81	7.77	7.80
18	18.29	17.95	17.75	17.8	17.95	
20	21.12	20.95	20.96	20.97	21.00	

Nota. En la tabla 15 se evidencian los datos obtenidos de 10 a 60 l/min y de 3 a 20 cmH₂O

Tabla 16*Errores y datos*

Error de medida						
Volumen Tidal	EBP	EPR	BAV_001	Error EPR	Error BAV	Diferencia de E
	200.00	210.75	150	10.75	50.00	-39.25
	480.00	483.00	470	3.00	10.00	-7.00
	760.00	757.25	670	-2.75	90.00	-92.75
	900.00	954.00	1000	54.00	-100.00	154.00
Error de medida						
Presion Inspiratoria Pico PIP	EBP	EPR	BAV_001	Error	Error BAV	Diferencia de E
	3.00	3.50	3	0.50	0.00	0.50
	7.00	7.80	6	0.80	1.00	-0.20
	18.00	17.95	15	-0.05	3.00	-3.05
	20.00	21.00	18	1.00	2.00	-1.00
Error de medida						
Flujo	EBP	EPR	BAV_001	Error	Error BAV	Diferencia de E
	10.00	10.68	13	0.68	-3.00	3.68
	20.00	20.01	18	0.01	2.00	-1.99
	30.00	31.53	27	1.53	3.00	-1.47
	60.00	58.72	56	-1.28	4.00	-5.28

Nota. En la tabla 14 y 15 se evidencia la toma datos de las magnitudes, en este caso se toman 4 valores en 4 momentos para determinar el promedio del EPR y así compararlo con los valores obtenidos en el BAV.

En la tabla 16 se realizan las comparaciones con base en los puntos obtenidos en el certificado de calibración adjunto en el anexo 2, estos puntos son ideales para garantizar un alcance pulmonar desde un paciente pediátrico a un adulto y se obtienen los errores de medida que determinan las siguientes características del sistema:

Se evidencia un comportamiento de un error no linealizado en el flujo y volumen. Esto se debe a que es necesario buscar obtener una temperatura mucho más constante en el alambre de platino que permita obtener un delta de volumen máximo y mínimo mucho más instantáneo y mejorar la linealización del sistema.

No se ve dispersión de los valores a nivel general

En volúmenes altos, exigiendo la demanda de corriente en el hilo de platino al máximo, se evidencia un aumento del error.

Impactos esperados

Análisis en materias de monitoreo de flujo ventilatorio y técnicas de modelado matemático para obtener el volumen. Desarrollo de una tarjeta de acondicionamiento de flujo, presión y temperatura ajustable a las necesidades de procesamiento basada en PIC18F4550 con la que se puede controlar diferentes procesos en un analizador de ventilación mecánica y en un sistema de suministro de gases ventilatorios.

Plan de Mejoras

El plan de mejora para el prototipo es incorporar otros métodos de linealización y evaluar de manera sistemática el método más confiable que se ajuste a las necesidades del proyecto.

Plan de Mejoras a Corto Plazo

Calibración de prototipo con pruebas de verificación y comprobación de calidad, utilizando las pruebas iniciales en LabVIEW y las incertidumbres de medida obtenidas después de 1 año de toma de datos con ventiladores de diferentes marcas y modelos, además de mejoras en el acondicionamiento de la señal que permita obtener un error más linealizado que no cambie a lo largo del tiempo.

Plan de Mejoras a Mediano Plazo

En dos años, se espera un producto apropiado para la medición, calibración y detección de fallas de ventiladores mecánicos, un dispositivo probado y certificado bajo las condiciones de construcción nacional e internacional, con condiciones de diseño de calidad y materiales de construcción apropiados, se construirán sensores de flujo propios de la marca con materiales como platino con el fin de obtener mejores resultados en la respuesta de la corriente.

Plan de Mantenimiento

El dispositivo de medición BAV_001 y análisis ventilatorio debe ser calibrado anualmente bajo condiciones de laboratorio acreditado en todo su rango de medición. Se recomienda realizar mantenimiento preventivo del equipo cada 6 meses.

Plan de Mantenimiento Correctivo

Solo puede ser efectuado por personal capacitado por fabrica en el mantenimiento este plan este compuesto por la identificación y diagnóstico de fallas y reemplazo o reparación las piezas afectadas. Debe ser efectuado cuando el equipo así lo requiera por una falla en las mediciones o por anomalías en el funcionamiento

Plan de Mantenimiento Predictivo

Consiste en las pruebas de calibración anuales bajo métodos de comparación directa. Este procedimiento será llevado a cabo por personal de ingeniería y metrología biomédica encargados de comparar bajo el método interno de medición del laboratorio las magnitudes del equipo, deben mantenerse unas condiciones ambientales óptimas para la medición, evitando temperaturas superiores a las 25°C y con un %HR menor al 70%.

Plan de Mantenimiento Preventivo

Este cronograma preventivo está asociado a las definiciones del cliente, en este caso se recomienda que sean llevados a cabo cada 6 meses. Las actividades deben incluir, análisis de incertidumbres de medición, chequeos de funcionamiento, revisión del estado de las alarmas y limpieza general, estas pueden ser efectuadas por personal calificado.

Conclusiones

Los análisis y resultados obtenidos permiten determinar la viabilidad de utilizar un sensor de hilo caliente como sensor de flujo y volumen para una etapa de medición de ventiladores mecánicos.

En la toma de medidas, se evidencia un comportamiento adecuado para valores intermedios de medición en volumen y flujo esto se clarifica debido a los valores obtenidos en las tablas de resultados de medida.

La toma de presión en la vía aérea utilizando el BAV es adecuada lo cual nos indica que el sensor acondicionado demuestra buena resolución en la medida, el error no excede el 10 % definido por el fabricante del EPR utilizado. Esto es debido al acondicionamiento realizado partiendo el amplificador operacional de instrumentación AD620.

Linealización polinómica del flujo utilizando una ecuación de 3°

Diseño, simulación, esquematización y prototipado de dos placas de circuito impreso capaces de monitorear y transmitir información vía USB HID de las magnitudes físicas captadas.

Análisis de las 4 magnitudes ventilatorias más importantes, con las cuales se puede determinar el comportamiento y la viabilidad del sistema de medición, esto da hincapié a continuar con el desarrollo de software que permita incorporar más magnitudes ventilatorias tales como tiempo, flujos y volúmenes inspiratorios y expiatorios.

Referencias Bibliográficas

- Ceballos, M. N. (2022). *montaje spirológ MarceloN.* Youtube.
<https://www.youtube.com/watch?v=Qm17NPKCypE>
- Ceballos, M. N. (2023). *Análisis de Sensado de flujo, volumen, presión y temperatura - PIC 18F4550 - LabVIEW - MicroC.* YouTube.
<https://www.youtube.com/watch?v=dPSHKdEvStg>
- Ceballos, M. N. (2023). *Linealización polinomial de un sensor de flujo.* YouTube.
<https://youtu.be/GACbnHqacLk>
- Ciurea, B. M., Kostrakievici, S., & Nistor, M.- I. (2013). Inspiratory and expiratory flow rates determination using a single spirológ type flow sensor. *2013 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*. 2013 E-Health and Bioengineering Conference (EHB), IASI, Romania. <https://doi.org/10.1109/ehb.2013.6707240>
- García-Castro, G., Latorre-Galeano, D., Giraldo-Montoya, Á. M., Cabrales-Vega, R. A., Isaza-Velásquez, E., Gómez-González, J. F., González-Corrales, J. C., Ardila-Otero, Á., Flórez-Castañeda, I. T., Chica-Builes, J. F., Martínez-Ávila, Á. M., & González-Colonia, L. V. (2021). Protocolo de prueba de ventilador mecánico para atención de pacientes con COVID-19 en modelo porcino. *Revista peruana de medicina experimental y salud pública*, 38(1), 159–165.
- ICONTEC-ISO. (n.d.). *Norma Técnica Colombiana (2020) NTC-ISO 80601-2-12 Equipo médico eléctrico - parte 2-12: Requisitos particulares para la seguridad básica y el desempeño esencial de los ventiladores para cuidado crítico.* ICONTEC.
<https://login.bdigital.sena.edu.co/login?url=https://e->

collection.icontec.org/colacc.aspx?Q=4A5495A18C9FA17194F13CCACBF02A1

D

Marius, B. (2012). Data Acquisition in Pulmonary Ventilation. In *Data Acquisition Applications*. InTech.

Muñoz, F. G. (2011). Ventilación mecánica. *Mechanical Ventilation*.

Semiconductor, F. (2008). *10 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors* (Version 13). NXP. <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MPX2010.pdf>

Vasallo, C. A. M., & Soria, W. C. (2001). The Construction And Performance Of A Hotsphere- Type Anemometer. *Memorias II* ,. Congreso Latinoamericano del Ingenieria Biomédica, Habana La Habana, Cuba.

Webster, J. G. (2006). *Encyclopedia MEDICAL DEVICES AND INSTRUMENTATION Second Edition Volume 3*. Wiley.

Apéndices

Apéndice A

Programación en lenguaje C compilada en MicroC VI LabVIEW

```
// LCD module connections

sbit LCD_RS at RD0_bit;

sbit LCD_EN at RD1_bit;

sbit LCD_D4 at RD2_bit;

sbit LCD_D5 at RD3_bit;

sbit LCD_D6 at RD4_bit;

sbit LCD_D7 at RD5_bit;

//

sbit LCD_RS_Direction at TRISD0_bit;

sbit LCD_EN_Direction at TRISD1_bit;

sbit LCD_D4_Direction at TRISD2_bit;

sbit LCD_D5_Direction at TRISD3_bit;

sbit LCD_D6_Direction at TRISD4_bit;

sbit LCD_D7_Direction at TRISD5_bit;

// End LCD module connections

unsigned char readbuff[64] absolute 0x500; // Buffers should be in USB RAM, please
consult datasheet

unsigned char writebuff[64] absolute 0x540;

unsigned int codigo,codigo_flujo;
```

```
int cuenta=0; l;

int segundos=0;

unsigned int minutos=0;

unsigned long millis_count=0;

unsigned long current_time=0;

unsigned long time_elapsed = 0; // Tiempo transcurrido en milisegundos

unsigned long last_time = 0; // Último tiempo de medición en milisegundos

int t1=0;

int t2=0;

int tinsp=0;

int texp=0;

int T=0;

float fr;

int i=0; //variable iterativa de la integral

int num_samples=0;

int n_d=10;

//float presion_max_min [10]; //Declaración de la matriz de presion_max_min capaz de
contener 10 flotantes

//int max, min;

unsigned int tflujo_inicio=0,tflujo_fin=0, tflujo=0;
```

```
char lcd_texto[16];

float flow ;

float

flujo,flujo_lps,temperatura,last_flow_rate_lps=0,volumen,volume,volumen_acum=0;

// float mean_flow; limite_f;

/*float promedio_flujo = 0;

float umbral_flujo ;// Por ejemplo, 50% del promedio del flujo

int indice_inspiracion = 0;

int indice_espiracion = 0; */

float maxpressure, peep, deltap, pressure; lastpressure;

float delta_volume; last_volume; last_pressure_pa; p_plateau;

float vti=0;

float vte=0;

float MV;

float max();

float min();

float max_1();

float min_1();

float max_volume; min_volume; // variables para maximo y minimo volumen

float delta_r;

float f_exp;
```

```
float f_insp;

float tao_c;

// double exp(double x);

//sbit sw at RB6_bit;// pin del suiche

//sbit sw1 at RB7_bit;// pin del suiche

sbit sw2 at RB4_bit;// pin del suiche

sbit bnt_rst at RB2_bit;// pin del suiche

sbit flujo_pn at RB3_bit;// pin del sensor de signo de flujo

const char character[] = {14,10,14,0,0,0,0,0};

float max(float x, float y) {
    return (x > y) ? x : y;
}

float min (float x, float y) {
    return (x < y) ? x : y;
}

float max_1(float x, float y) {
```

```
    return (x > y) ? x : y;
}

float min_1 (float x, float y) {
    return (x < y) ? x : y;
}

float simpson_integration(float a, float b, int n) {
    float h = (b - a) / n;
    float x, fx, sum = 0;

    for (i = 0; i <= n; i++) {
        x = a + i * h;
        fx = flujo;
        if (i == 0 || i == n) {
            sum += fx;
        } else if (i % 2 == 1) {
            sum += 4 * fx;
        } else {
            sum += 2 * fx;
        }
    }
}

return (h / 3) * sum;
```



```
}  
  
//carácter especial de "°" para temperatura  
  
void CustomChar(char pos_row, char pos_char) {  
  
    char i;  
  
    Lcd_Cmd(72);  
  
    for (i = 0; i<=7; i++) Lcd_Chr_CP(character[i]);  
  
    Lcd_Cmd(_LCD_RETURN_HOME);  
  
    Lcd_Chr(pos_row, pos_char, 1);  
  
}  
  
/*  
  
//Interrupción original de conexión USBHID  
  
void interrupt()  
  
{  
  
    USB_Interrupt_Proc();    // USB servicing is done inside the interrupt  
  
}  
  
  
//Timer1  
  
//Prescaler 1:1; TMR1 Preload = 63536; Actual Interrupt Time : 1 ms  
  
//Place/Copy this part in declaration section*/  
  
/*void InitTimer1(){  
  
    T1CON    = 0x01;
```

```

TMR1IF_bit    = 0;

TMR1H        = 0xF8;

TMR1L        = 0x30;

TMR1IE_bit    = 1;

INTCON        = 0xC0;

}

void Interrupt(){

    if (TMR1IF_bit){

        TMR1IF_bit = 0;

        TMR1H        = 0xF8;

        TMR1L        = 0x30;

        //Enter your code here

        cuenta++;

        if (cuenta>=600)

            {segundos++;cuenta=0;}

        if (segundos>=60)

            {minutos++;segundos=0;}

        USB_Interrupt_Proc();          // USB servicing is done inside the interrupt

    }    */

//Declaración de contados millis para conteo de proceso

unsigned long millis()

```

```
{  
    return (millis_count);  
}  
  
//Timer1  
  
//Prescaler 1:1; TMR1 Preload = 53536; Actual Interrupt Time : 1 ms  
  
//Place/Copy this part in declaration section  
  
void InitTimer1(){  
    T1CON    = 0x01;  
  
    TMR1IF_bit    = 0;  
  
    TMR1H    = 0xD1;  
  
    TMR1L    = 0x20;  
  
    TMR1IE_bit    = 1;  
  
    INTCON    = 0xC0;  
  
}  
  
void Interrupt(){  
    if (TMR1IF_bit){  
        TMR1IF_bit = 0;  
  
        TMR1H    = 0xD1;  
  
        TMR1L    = 0x20;  
  
        millis_count ++;  
  
    }  
}
```

```

USB_Interrupt_Proc();           // USB servicing is done inside the interrupt

flujo=(-18.23*((codigo_flujo*5.0/1023.0)-0.32))+32.63;//LPM//
codigo*5.0/1023.0;//(-18.9*(codigo*5.0/1023.0)-0.01)+32.63;

flujo_lps=flujo/60;    // convierto l/min a l/seg

if(flujo<=0)millis_count=0;//if

(flujo<=0){millis_count=0;last_time=0;volumen=0;flow=0;}

//Calcula el tiempo transcurrido desde la última medición en milisegundos

current_time= millis();

time_elapsed=current_time - last_time;  // Tiempo transcurrido en milisegundos

if(flujo_pn==0)flujo=flujo*-1;

else if(flujo_pn==1)flujo=flujo*1;

if(flujo>0)t1++;

if(flujo<0)t2++;

// Calcular los tiempos inspiratorio y espiratorio en segundos basado en el tiempo de
muestreo de 1Hz

tinsp = t1 / 1000;

texp = t2 / 1000;

//Volumen =volumen+(flujo_lps + last_flow_rate_lps) * time_elapsed / 2000.0;

//Calcula el volumen acumulado utilizando la regla del trapecio

//Calcula el volumen acumulado utilizando la regla de Simpson

```

```
//volumen += simpson_integration(0, time_elapsed / 1000.0, 10) * flujo_lps; //volumen
acumulado

//Volumen=flujo_lps*time_elapsed/1000; //Volumen instantaneo

//last_flow_rate_lps = flujo_lps; //Actualiza la medición anterior
}

/*void flow_interrupt()
{

} */

void main()
{
    Lcd_Init();           // Initialize LCD

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // Clear display

    Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF); // Cursor off opcional

    Lcd_Out(1,5," ANALIZADOR");

    Lcd_Out(2,5,"VENTILATORIO");

    Lcd_Out(4,14,"Ver 0.1");

    Delay_ms(2000);

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    Lcd_Out(1,5,"PARAMETROS:");
```

```
Lcd_Out(2,1,"Flujo:");  
  
Lcd_Out(3,1,"Presion:");  
  
Lcd_Out(4,1,"Volumen:");  
  
//read_flow_sensor();  
  
InitTimer1();  
  
//flow_interrupt(); // // Configura la interrupción para que se ejecute cuando se reciba  
una medición del sensor de flujo  
  
ADCON1=0B1101;// DOS CANALES ANALOGOS  
  
//ENTRADAS  
  
TRISA=255;  
  
TRISB=255;  
  
//SALIDA  
  
TRISB5_bit=0;  
  
RB5_bit=0; //Reset de sensor de flujo apagado  
  
RBPU_bit=0; // HABILITA PULL UP  
  
  
  
  
maxpressure=0;  
  
lastpressure=0;  
  
peep=0;  
  
deltap=0;  
  
pressure=0;
```

```
delta_r=0;

volumen=0;

max_volume=0;

min_volume=0;

delta_volume=0;

f_exp=0;

//umbral_flujo=0.1;

ADC_Init();

HID_Enable(&readbuff,&writebuff);

/*

//CONFIGURACION TIMER1

T1CON=0;

//1) valor inicial para 1ms

TMR1H=60;

TMR1L=175;

// 2) prescalador 8

T1CKPS1_bit=1;

T1CKPS0_bit=1;

// configura interrupcion timer

TMR1IF_bit=0; //limpia bandera
```

```
TMR1IE_bit=1;// habilita la INTERRPCION

TMR1ON_bit=1; //prende

GIE_bit=1; // AUTORIZA LAS INTERRPCIONES

PEN_bit=1; // autoroizsa prioridas

IEL_bit=1; // aurotiza las bajas

GIE_bit=1; // AUTORIZA LAS INTERRPCIONES altas

*/

while (1)

{

    //RESETEO DEL SISTEMA

    if(bnt_rst==0)

    {

        Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

        Lcd_Out(1,1,"RESET DEL ANALIZADOR");

        Lcd_Out(2,8,"ACTIVO");

        lcd_Out(3,1,"porfavor espere...");

        Lcd_Out(4,14,"Ver 0.1");

        RB5_bit=1;

        Delay_ms(1000);

        RB5_bit=0;
```



```

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    Lcd_Out(1,5,"PARAMETROS:");

    Lcd_Out(2,1,"Flujo:");

    Lcd_Out(3,1,"Presion:");

    Lcd_Out(4,1,"Volumen:");

    cuenta=0; segundos=0; minutos=0;

    InitTimer1();

}

codigo=ADC_Get_Sample(0);

temperatura=codigo*500.0/1023.0;    //°C

Delay_us(10);

// tflujo_inicio=cuenta; //guardar el valor del Tiempo en segundos en la variable
antes de leer flujo

codigo_flujo=ADC_Get_Sample(1); //flujo=codigo*5.0/1023.0;

//volumen += simpson_integration(0, time_elapsed / 1000.0, 10) * flujo_lps;

//volumen acumulado

volumen = simpson_integration(0, time_elapsed / 1000.0, 10) * flujo_lps; //Volumen
instantaneo

max_volume = max_1(volumen,last_volume);

min_volume = min_1(volumen,last_volume);

delta_volume = max_volume - min_volume;

```

```

/* if (volumen < min_volume) {
    min_volume = volumen;
}
if (volumen > max_volume) {
    max_volume = volumen;
} */

// Actualiza el volumen máximo y mínimo
/*for (i = 0; i<10; i++) {
volumen_max_min[i]=volumen;
}

//max= volumen_max_min[0]; min= volumen_max_min[0];

for(i=0; i<10; i++) {
if(max < volumen_max_min[i]) {
max=volumen_max_min[i]; }
if(min > volumen_max_min[i]) {
min=volumen_max_min[i]; } } */

//last_flow_rate_lps = flujo_lps; // Actualiza la medición anterior

//flow=volumen*60/time_elapsed;

//flujo=(-18.23*((codigo*5.0/1023.0)-0.32))+32.63;//LPM// codigo*5.0/1023.0;//(-
18.9*(codigo*5.0/1023.0)-0.01)+32.63;

```

```

//flujo_lps=flujo/60;    // convierto l/min a l/seg

//tflujo_fin=cuenta;    //guardar el valor del Tiempo en segundos en la variable
despues de leer flujo

//Delay_us(10);

codigo=ADC_Get_Sample(2);

pressure=(((codigo*5.0/1023.0)*101.94)/5)-19.431; //CMH2O

//pressure = simpson_integration_p(0, time_elapsed / 1000.0, 10)*(last_pressure_pa
- pressure) / 1000.0; //integral para la toma de presión instantanea

// if (pressure > maxpressure ) { maxpressure = pressure; }

// if (pressure < peep || peep == 0.0) { peep = pressure; }

maxpressure = max(pressure, lastpressure); // Calcula la presión máxima

//t1=(current_time-time_elapsed)/1000;

Delay_ms(10);

while(flujo==0 && pressure>0)
{
    pressure=(((codigo*5.0/1023.0)*101.94)/5)-19.431; //CMH2O
    flujo=(-18.23*((codigo_flujo*5.0/1023.0)-0.32))+32.63;//LPM//
    p_plateau=pressure;
}

//t2=(current_time-time_elapsed)/1000;

```

```

//tinsp=t1+t2;

peep = min(pressure, lastpressure); // Calcula la PEEP

//texp=(current_time-time_elapsed)/1000; Delay_ms(10);

// Contar el número de muestras con flujo inspiratorio y expiratorio

/*for ( i = 0; i < 10; i++) {flow[i]=flujo;}

for (i = 0; i < n_d; i++) {

    if (flow[i] > 0) {

        t1++;

    } else if (flow[i] < 0) {

        t2++;

    }

} */

/* for ( i = 0; i < 10; i++) {flow[i]=flujo;}

for ( i = 0; i < 10; i++) {

promedio_flujo += flow[i];

}

promedio_flujo /= 10;

// Definir umbral de flujo

```

```
umbral_flujo =umbral_flujo*promedio_flujo;

// Buscar inicio de la inspiración
for ( i = 0; i < 10; i++) {
    if (flow[i] > umbral_flujo) {
        indice_inspiracion = i;
        break;
    }
}

// Buscar inicio de la espiración
for ( i = indice_inspiracion; i < 10; i++) {
    if (flow[i] < -umbral_flujo) {
        indice_espiracion = i;
        break;
    }
}

// Calcular tiempo inspiratorio y expiratorio
tinsp = (indice_espiracion - indice_inspiracion) / 1000;//frecuencia_muestreo;
texp = (10 - indice_espiracion) / 1000;// frecuencia_muestreo;
*/
```

```
T=tinsp+texp;
```

```
fr=1/T;
```

```
deltap = maxpressure - peep; // Calcula el delta de PIP - PEEP
```

```
delta_r=(deltap/delta_volume);
```

```
tao_c=-(time_elapsed/1000/60)/(1.04/60);
```

```
f_exp=(-deltap/delta_r)*exp(tao_c); //FLujo expiratorio calculado con el coefiente
```

```
tao=1.04s
```

```
f_insp=(deltap/delta_r)*exp(tao_c); // flujo inspiratorio calculado con el coeficiente
```

```
tao=1.04s
```

```
vti=f_insp*tinsp;
```

```
vte=f_exp*texp;
```

```
MV=fr*vte;
```

```
// last_pressure_pa = pressure * 1000;
```

```
//cálculo de presion básico con los valores predeterminados de lectura del sensor
```

```
/*if (pressure > maxpressure) {
```

```
    maxpressure = pressure;
```

```

}

if (pressure < peep) {
    peep = pressure;
}

deltaP = maxPressure - peep;

////////////////////////////////////

// Actualiza el volumen máximo y mínimo

for (i = 0; i<10; i++) {
    presion_max_min[i]=pressure;
}

//maxpressure = presion_max_min[0]; peep = presion_max_min[0];

for(i=0; i<10; i++) {

if(maxpressure < presion_max_min[i]) { maxpressure=presion_max_min[i]; }

if(peep > presion_max_min[i]) { peep=presion_max_min[i]; } }    */

memset(&writebuff,0,64);

//LCD OUTPUT VARIABLES//

sprintf(lcd_texto,"%2.3fl/min",flujo);

Lcd_Out(2,7,lcd_texto);

sprintf(lcd_texto,"%2.3fcmH2O ",pressure);

Lcd_Out(3,9,lcd_texto);

sprintf(lcd_texto,"%2.3fL",volumen);

```

```
Lcd_Out(4,9,lcd_texto);

//CALCULO DE VOLUMEN

//tflujo=tflujo_fin-tflujo_inicio;

//volume=(time_elapsed/2000)*flujo;

///LCD OUTPUT VARIABLES 2//

l=0;

    //sprintf(lcd_texto,"%2.0useg",tinsp);

    //Lcd_Out(1,1,lcd_texto);

if(sw2==0)

{

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    sprintf(lcd_texto,"Fexp:%2.3fL/min",f_exp);

    Lcd_Out(1,1,lcd_texto);

    sprintf(lcd_texto,"Finsp:%2.3fL/min",f_insp);

    Lcd_Out(2,1,lcd_texto);

    sprintf(lcd_texto,"% Vti:2.3fL",Vti);

    Lcd_Out(3,1,lcd_texto);

    sprintf(lcd_texto,"% Vte:2.3fL",Vte);

    Lcd_Out(4,1,lcd_texto);

    Delay_ms(1000);
```



```
    if(sw2==0)
{
    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
    sprintf(lcd_texto,"MV:%2.4fL/min",MV);
    Lcd_Out(1,1,lcd_texto);
    sprintf(lcd_texto,"PIP:%1.4fcmH2O",maxpressure);
    Lcd_Out(2,1,lcd_texto);
    sprintf(lcd_texto,"PEEP:%2.3fcmH2O",peep);
    Lcd_Out(3,1,lcd_texto);
    sprintf(lcd_texto,"Plateau:%1.2fcmH2O",p_plateau);
    Lcd_Out(4,1,lcd_texto);
    //sprintf(lcd_texto,"%itime",time_elapsed);
    //Lcd_Out(4,7,lcd_texto);
    Delay_ms(1000);
        if(sw2==0)
        {
            Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
            sprintf(lcd_texto,"Tinsp:%1.3dseg",tinsp);
            Lcd_Out(1,1,lcd_texto);
            sprintf(lcd_texto,"Texp:%1.3dseg",texp);
            Lcd_Out(2,1,lcd_texto);
            sprintf(lcd_texto,"Frec:%1.1dRPM",fr);
```

```
Lcd_Out(3,1,lcd_texto);

sprintf(lcd_texto,"T:%1.2f",temperatura);

Lcd_Out(4,1,lcd_texto);

CustomChar(4,7); Lcd_Out_CP("C");

Delay_ms(1000);

}

}

Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

l=1;

}

if (sw2==1 && l==1)

{

Lcd_Out(1,5,"PARAMETROS:");

Lcd_Out(2,1,"Flujo:");

Lcd_Out(3,1,"Presion:");

Lcd_Out(4,1,"Volumen:");

}

lastpressure = pressure;

last_volume = volumen;

last_time=current_time; // Último tiempo de medición en milisegundos

// F/V/P/T

sprintf(&writebuff,"%1.2f/%1.2f/%1.2f/%1.2f/",flujo,volumen,pressure,temperatura);
```

```
//if (sw==0) strcat(&writebuff,"1/"); else strcat(&writebuff,"0/");  
  
//if (sw1==0) strcat(&writebuff,"1/"); else strcat(&writebuff,"0/");  
  
strcat(&writebuff,"\0"); // final de cadena  
  
while(!HID_Write(&writebuff,64));  
  
//while(!HID_Write("hola mundo\r\n",64));  
  
  
  
//if (sw2==0) Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);  
  
/*sprintf(lcd_texto,"%2iseg",segundos);  
  
Lcd_Out(0,1,lcd_texto);  
  
sprintf(lcd_texto,"%2imin",minutos);  
  
Lcd_Out_CP(lcd_texto); */  
  
  
Delay_ms(1);  
  
// Actualiza la medición anterior  
  
}  
  
}
```

Apéndice B

Certificado de calibración CCB-132-VEN-001 CEMEBI SAS VI LabVIEW



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN N°		CCB-132-VEN-001	
Cliente:	NO DISPONIBLE		
Dirección:	Cra 7 N° 25-12	Municipio / Depto:	Supia
Síto de Calibración:	Laboratorio CEMEBI SAS		
Fecha de Calibración:	22/10/2021	Fecha de Análisis y Emisión:	17/11/2021

Método Utilizado:

Método de comparación directa entre el Equipo Patrón de Referencia (EPR) y el Equipo Bajo Prueba (EBP), de acuerdo a lo establecido en el procedimiento interno ref. MI-PRO-MQA-053 (Análisis de variables en el equipo ventilador mecánico).

Equipo Bajo Prueba (EBP)			
Equipo:	Ventilador mecánico	Marca:	BIRD
Modelo:	Avian 15365	Serie:	AAHC1239
N° Inv.:	16-1652	Ubicación	NO DISPONIBLE

Rango de Calibración:				Resolución:
Variable	Unidad	Max	Min	
Flujo	L/min	60	10	1
Frecuencia respiratoria	BPM	48	8	1
Volumen tidal	ml	900	200	10
presión media en la vía aérea MAP	cmH2O	10	1	1
Presión Inspiratoria Pico PIP	cmH2O	20	3	1
Tiempo inspiratorio	seg	2	1	0.1

1. Equipo Patrón de Referencia (EPR): Analizador de Flujo de Gases			
N° Certificado Calibración	Fecha de Calibración		N de inventario
L1986	23 de Abril de 2019		No tiene
Variable	Unidad	Resolución	
Flujo	L/min	0.01	
Frecuencia respiratoria	BPM	0.01	
Relación inspiración:expiración	I:E	0.01	Fabricante
Volumen tidal	ml	1	TSI
Presión Inspiratoria Pico PIP	cmH2O	0.001	Modelo
Tiempo inspiratorio	seg	0.01	4081 C CERTIFIER PLUS
Volumen tidal inspiratorio	ml	1	Serie
Volumen tidal expiratorio	ml	1	40810930004

Manuela Franco Galvis
Metróloga - Tecnóloga Biomédica

Sello

Jorge Andrés Ramos Gonzales
Analista Calidad - Ingeniero Electrónico

Condiciones Ambientales			
Temperatura (°C):	22	Variación ± (°C)	1
Humedad Relativa (%)	62.5	Variación ± (%)	2.5

Tabla de Resultados de flujo (LPM)				
EBP	EPR	ERROR	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA	
			k	± Ue
10.00	10.68	0.68	3.18	2.114
20.00	20.01	0.01	3.18	3.398
30.00	31.53	1.53	2.36	0.991
60.00	58.72	-1.28	2.57	1.184

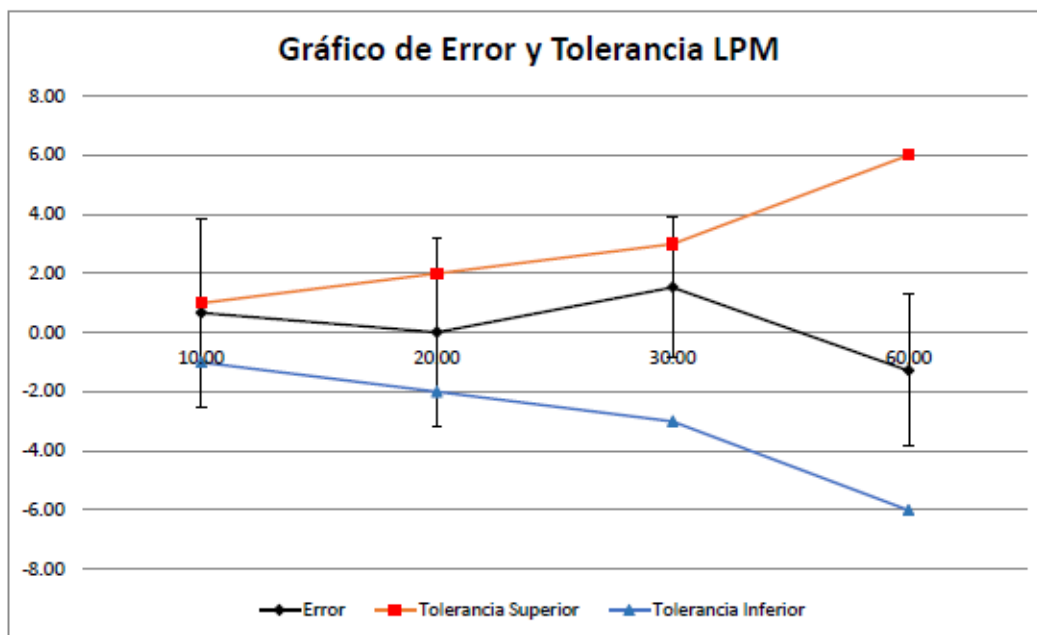


Tabla de Resultados de Frecuencia respiratorio				
EBP	EPR	ERROR	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA	
			k	$\pm Ue$
8.00	7.92	-0.08	1.98	1.28
16.00	15.85	-0.15	1.98	1.28
32.00	31.94	-0.06	1.98	1.37
48.00	47.55	-0.45	1.98	0.57

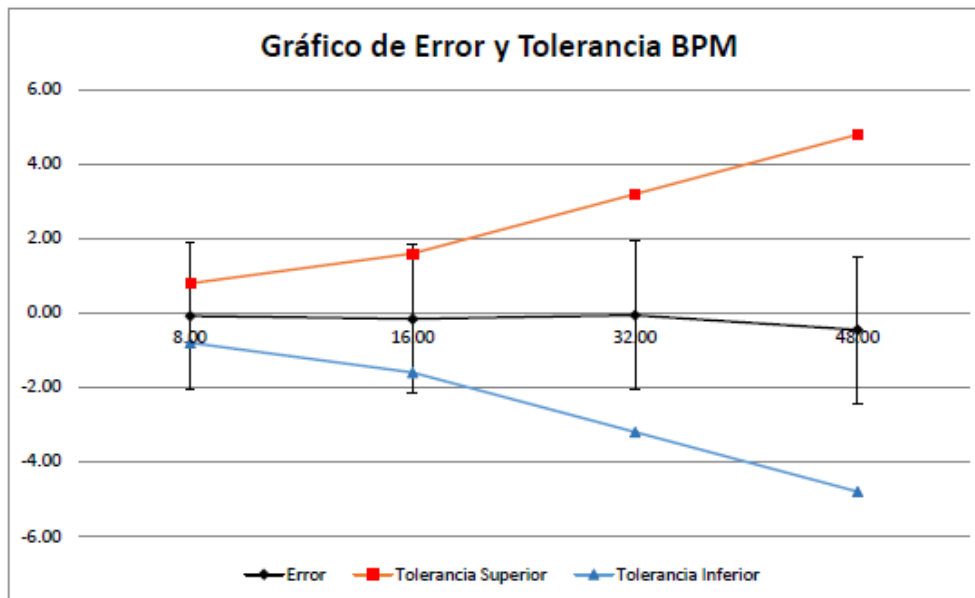


Tabla de Resultados de Presion Media en la via Aerea MAP				
EBP	EPR	ERROR	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA	
			k	$\pm Ue$
1.00	1.13	0.13	1.98	0.57
4.00	5.07	1.07	1.98	0.58
10.00	10.96	0.96	1.98	0.57

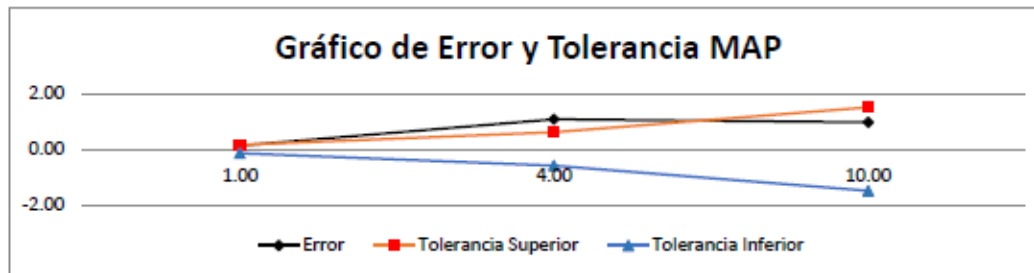


Tabla de Resultados de presion inspiratoria pico PIP (CmH2O)				
EBP	EPR	ERROR	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA	
			k	$\pm Ue$
3.00	3.50	0.50	1.98	0.57
7.00	7.80	0.80	1.98	0.57
18.00	17.95	-0.05	1.98	0.62
20.00	21.00	1.00	1.98	0.58

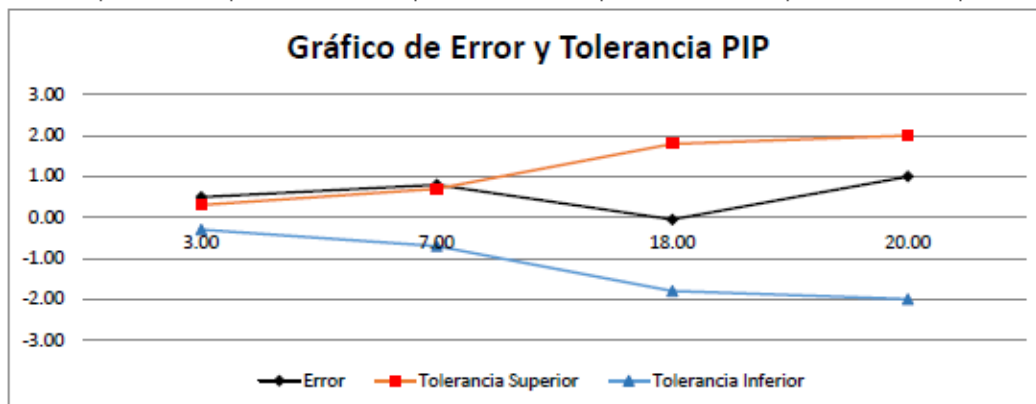


Tabla de Resultados de Volumen Tidal VT				
EBP	EPR	ERROR	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA	
			k	± Ue
200.00	210.75	10.75	2.16	8.63
480.00	483.00	3.00	1.96	5.69
760.00	757.25	-2.75	2.11	8.03
900.00	954.00	54.00	3.18	17.63

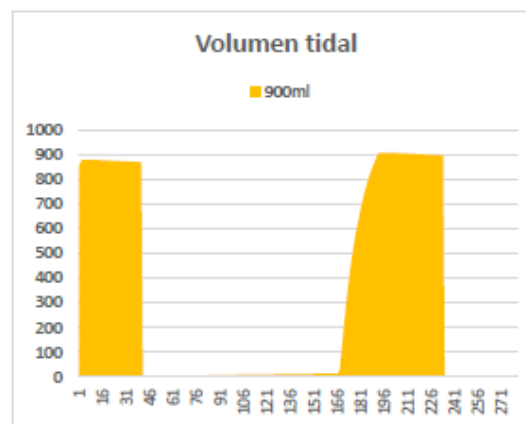
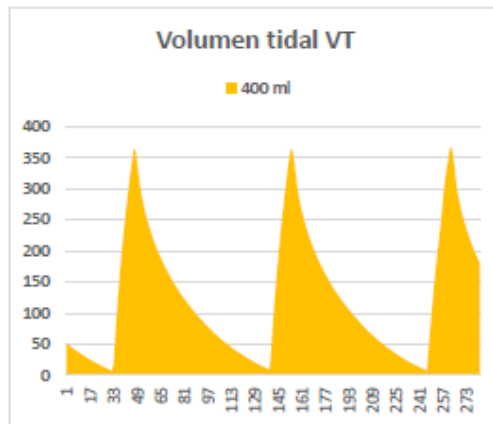
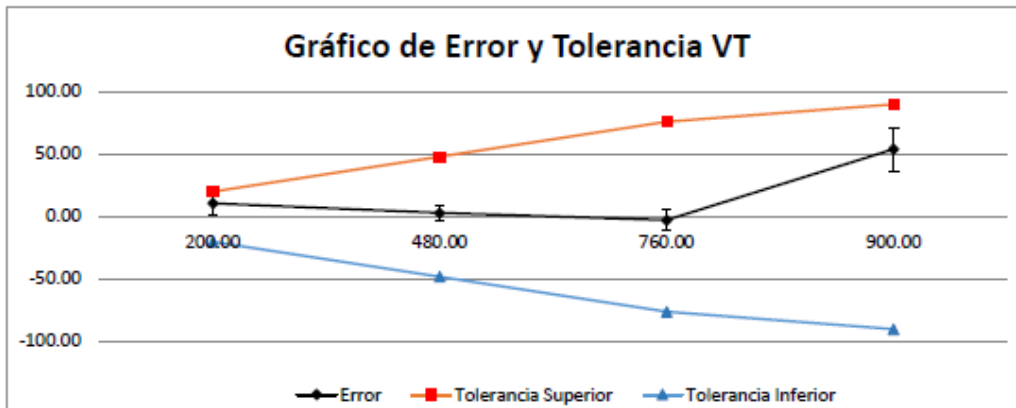
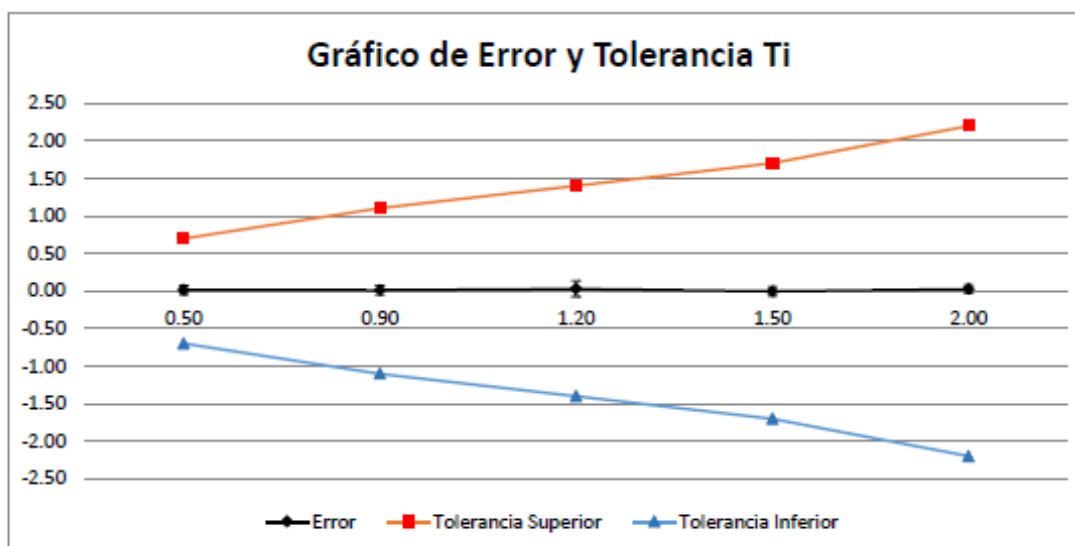


Tabla de Resultados de presion inspiratoria Tiempo inspiratorio (Ti)				
EBP	EPR	ERROR	INCERTIDUMBRE EXPANDIDA	
			k	$\pm Ue$
0.50	0.52	0.02	1.98	0.06
0.90	0.91	0.01	1.98	0.06
1.20	1.23	0.03	2.31	0.11
1.50	1.50	0.00	1.98	0.06
2.00	2.03	0.03	1.98	0.06



Observaciones: El equipo fue evaluado bajo condiciones de fabricante, cabe aclarar que aunque el soporte la tecnológico fue descontinuado, a la fecha la equivalencia del circuito a paciente es comercial.

- a. Este certificado expresa fielmente el resultado de las mediciones realizadas, no podrá ser reproducido total o parcialmente, excepto previa autorización del Laboratorio CEMEBI S.A.S.
- b. Los resultados obtenidos en el presente certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones. El Laboratorio CEMEBI S.A.S no es responsable de los perjuicios que puedan derivarse del uso inadecuado de los instrumentos o equipos calibrados.
- c. El error reportado en las tablas de resultados, corresponde a la diferencia entre la lectura del valor medido y la lectura del valor de referencia.
- d. Cuando el Equipo Patrón de Referencia (EPR) es el que mide la variable, las cuatro (4) lecturas son tomadas del Equipo Patrón.
- e. Cuando el Equipo Patrón de Referencia (EPR) genera la variable, las cuatro (4) lecturas son tomadas del Equipo Bajo Prueba (EBP).
- f. La incertidumbre expandida reportada en la tabla de resultados, se calcula a partir del producto entre la incertidumbre combinada y el factor de cobertura K , con una probabilidad de cobertura del 95%.
- g. El solicitante es responsable de la interpretación y toma de correctivos en caso necesario.
- h. El solicitante es responsable de la calibración de sus equipos a intervalos adecuados.
- i. Este certificado cumple con los requisitos de la Norma NTC-ISO/IEC 17025.

FIN DEL CERTIFICADO